(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116419724 A
(43)申请公布日 2023.07.11

(21)申请号 202180072897.7
(22)申请日 2021.10.28
(30)优先权数据
2018631.8 2020.11.26 GB
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.04.25
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2021/079982 2021.10.28
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/111938 EN 2022.06.02
(71)申请人 克里奥医药有限公司
地址 英国威尔士蒙茅斯郡
(72)发明人 克里斯托弗·保罗·汉科克
(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227
专利代理师 贾红娟
(51)Int.Cl.
A61B 18/18(2006.01)

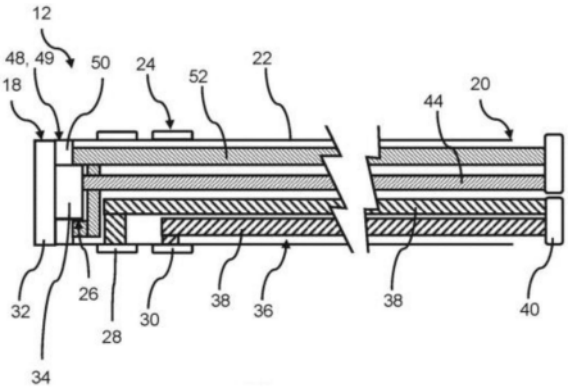
权利要求书2页 说明书13页 附图4页

(54)发明名称

内窥镜电外科器械、包括这种电外科器械的电外科设备和内窥镜电外科套件

(57)摘要

本发明涉及一种内窥镜电外科器械，所述内窥镜电外科器械包括：馈送结构，所述馈送结构被配置为将电磁能量从所述电外科器械的近端传送到所述电外科器械的远端处的区域；辐射元件，所述辐射元件布置在所述远端处的所述区域中，所述辐射元件连接到所述馈送结构以从所述馈送结构接收所述电磁能量，所述辐射元件被配置为将所述电磁能量辐射到目标区中；以及图像捕获装置，所述图像捕获装置布置在所述远端处的所述区域中并且被配置为产生所述目标区的一部分的图像。



CN 116419724 A

1.一种内窥镜电外科器械,所述内窥镜电外科器械包括:

馈送结构,所述馈送结构被配置为将电磁能量从所述电外科器械的近端传送到所述电外科器械的远端处的区域,

辐射元件,所述辐射元件布置在所述远端处的所述区域中,所述辐射元件连接到所述馈送结构以从所述馈送结构接收所述电磁能量,所述辐射元件被配置为将所述电磁能量辐射到目标区中,以及

图像捕获装置,所述图像捕获装置布置在所述远端处的所述区域中并且被配置为产生所述目标区的一部分的图像。

2.根据权利要求1所述的电外科器械,所述电外科器械还包括连接到所述图像捕获装置并延伸到所述近端的至少一根线。

3.根据权利要求1或2所述的电外科器械,其中所述辐射元件包括第一电极和/或第二电极,其中优选地,所述辐射元件包括彼此间隔开并暴露于所述电外科器械的周围环境的所述第一电极和所述第二电极。

4.根据权利要求3所述的电外科器械,其中所述第一电极和/或所述第二电极具有螺旋形状、环形形状、弧形,尤其是半圆形或半球形形状。

5.根据前述权利要求中任一项所述的电外科器械,其中所述馈送结构包括连接到所述辐射元件并延伸到所述近端的至少一根馈送线。

6.根据前述权利要求中任一项所述的电外科器械,所述电外科器械还包括从所述近端延伸到所述远端的细长主体,其中优选地,所述馈送结构的至少一部分被印刷在所述主体的外表面上,其中进一步优选地,所述馈送结构包括银印刷材料。

7.根据权利要求6所述的电外科器械,所述电外科器械还包括包围所述馈送结构的至少一部分的绝缘护套。

8.根据权利要求6或7所述的电外科器械,其中所述辐射元件和/或所述馈送结构布置在放置于所述主体的所述外表面上的器械护套之中和/或之上,其中优选地,所述器械护套固定到所述主体。

9.根据前述权利要求中任一项所述的电外科器械,其中所述馈送结构包括同轴电缆,所述同轴电缆包括内导体、与所述内导体同轴地布置并通过介电材料与所述内导体电绝缘的外导体。

10.根据权利要求9所述的电外科器械,当从属于权利要求2时,其中:

所述至少一根线在所述介电材料内延伸,或者

所述内导体是中空的,并且所述至少一根线在所述中空内导体中延伸。

11.根据前述权利要求中任一项所述的电外科器械,所述电外科器械还包括用于使所述馈送结构的阻抗与连接到所述馈送结构的传输线的阻抗匹配的阻抗变换器,优选地为微带阻抗变换器,其中优选地,所述阻抗变换器在所述近端处连接到所述馈送结构。

12.根据前述权利要求中任一项所述的电外科器械,其中所述电外科器械的外径小于1.5mm,优选地小于1.2mm。

13.根据前述权利要求中任一项所述的电外科器械,所述电外科器械还包括布置在所述远端处的所述区域中以用于照亮所述目标区的照明器。

14.一种内窥镜电外科套件,所述内窥镜电外科套件包括:

图像捕获设备,所述图像捕获设备包括具有近端和远端的细长主体以及图像捕获装置,所述图像捕获装置布置在所述远端处的区域中并且被配置为产生目标区的一部分的图像,以及

辐射设备,所述辐射设备包括管状器械护套、馈送结构和辐射元件,所述馈送结构布置在所述器械护套之中和/或之上并且被配置为将电磁能量从所述器械护套的近端传送到所述器械护套的远端处的区域,所述辐射元件在所述远端处的所述区域中布置在所述器械护套之中和/或之上,连接到所述馈送结构以从所述馈送结构接收所述电磁能量,所述辐射元件被配置为将所述电磁能量辐射到所述目标区中,

其中所述器械护套包围所述主体的至少一部分并且能够从所述主体拆卸。

15.一种电外科设备,所述电外科设备包括:

如权利要求1至13中任一项所述的电外科器械,以及

用于产生电磁能量的发生器,所述发生器连接到所述馈送结构。

16.根据权利要求15所述的电外科设备,其中所述发生器被配置为在射频范围内和/或在至多915MHz的微波频率下产生电磁能量。

内窥镜电外科器械、包括这种电外科器械的电外科设备和内窥镜电外科套件

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜电外科器械和一种包括这种电外科器械的电外科设备。本发明还涉及一种内窥镜电外科套件。

背景技术

[0002] 内窥镜手术通常使用内窥镜相机来对待检查或待治疗的目标区进行成像。治疗本身通过单独的内窥镜器械来执行，所述内窥镜器械放置于内窥镜相机旁边，或者内窥镜相机由内窥镜器械代替。在前一种情况下，待治疗的体腔可能没有大到足以容纳内窥镜相机和内窥镜器械两者。在这种情况下，可采用由内窥镜器械代替内窥镜相机。然而，这会导致无法同时通过内窥镜相机来监测治疗。因此，操作者可能会盲目地执行治疗。这可能会不利地影响治疗结果。

发明内容

[0003] 本发明由独立权利要求限定。从属权利要求描述了本发明的优选实施方案。

[0004] 一种内窥镜电外科器械包括馈送结构、辐射元件和图像捕获装置。所述馈送结构被配置为将电磁能量从所述电外科器械的近端传送到所述电外科器械的远端处的区域。所述辐射元件布置在所述远端处的所述区域中。所述辐射元件连接到所述馈送结构以从所述馈送结构接收所述电磁能量。所述辐射元件被配置用于将所述电磁能量辐射到目标区中。所述图像捕获装置布置在所述远端处的所述区域中并且被配置为产生所述目标区的一部分的图像。

[0005] 一种内窥镜电外科套件包括图像捕获设备和辐射设备。所述图像捕获设备包括具有近端和远端的细长主体以及图像捕获装置，所述图像捕获装置布置在所述远端处的区域中并且被配置为产生目标区的一部分的图像。所述辐射设备包括管状器械护套、馈送结构和辐射元件。所述馈送结构布置在所述器械护套之中或之上，并且被配置为将电磁能量从所述器械护套的近端传送到所述器械护套的远端处的区域。所述辐射元件在所述远端处的所述区域中布置在所述器械护套之中或之上，并且连接到所述馈送结构并被配置用于将电磁辐射发射到所述目标区中。所述器械护套包围所述主体的至少一部分并且可拆卸或可移除地放置于所述主体的外表面上。

[0006] 一种电外科设备包括如上文所描述的电外科器械和用于产生电磁能量的发生器。所述发生器连接到所述馈送结构。

[0007] 内窥镜电外科器械和/或内窥镜电外科套件可同时对目标区的多个部分进行成像，同时用辐射元件发射的电磁辐射治疗那些相同的部分。图像捕获装置的使用省略了将光从目标区传导到布置在远离目标区之处的光学传感器的光纤。因此，可减小电外科器械和/或内窥镜电外科套件的外径。与并入有光纤的装置相比，这允许内窥镜电外科器械和/或内窥镜电外科套件用于更小的体腔中。

[0008] 本文描述的内窥镜电外科器械和/或内窥镜电外科套件可被制造成具有比通常可用的成像设备更小的外径。例如，如果成像设备包括一束光纤，该束光纤将光引导到待治疗的目标区并将光从目标区导引到布置在远离目标区之处的光学芯片以产生图像，则该束光纤会给内窥镜器械的直径添加显著的直径。因此，不能用上文描述的成像设备与内窥镜电外科器械的组合来治疗具有小直径的体腔。内窥镜电外科器械和/或内窥镜电外科套件可避免增加成像设备的直径的光纤束的提供。

[0009] 电外科套件在器械护套之中和/或之上提供电外科能力，所述器械护套可被拉到内窥镜图像捕获设备上。因此，呈器械护套形式的辐射设备不会给内窥镜图像捕获装置显著地增加直径。更重要的是，图像捕获设备可与辐射设备分开，使得图像捕获设备或呈器械护套形式的辐射设备可为一次性元件。

[0010] 内窥镜电外科器械和/或内窥镜电外科套件可被配置为用于对分布(arranged)在诸如哺乳动物的人类或动物体内的腔进行治疗和成像的装置。“内窥镜”可被理解为电外科器械和/或电外科套件被配置为与外科检视装置一起使用。电外科器械和/或内窥镜电外科套件可独自插入到体腔中或者使用检视装置导引到治疗区。例如，电外科器械和/或内窥镜电外科套件可插入到导管或其他类型的检视装置中，诸如内窥镜、支气管镜、膀胱镜、肾镜、关节镜、结肠镜或腹腔镜。此外，电外科器械和/或内窥镜电外科套件可用作内窥镜、支气管镜、膀胱镜、肾镜、关节镜、结肠镜或腹腔镜。

[0011] 电外科器械可包括提供电外科器械的内窥镜能力的细长主体。馈送结构、辐射元件和/或图像捕获装置可布置在细长主体之中和/或之上。

[0012] 细长主体、馈送结构和/或辐射元件可为柔性的，以便准许电外科器械的远端在其穿过身体移动到目标区时弯曲。目标区可为身体中即将治疗和/或成像的腔(或区或区域)或腔部分(或区或区域)。例如，辐射元件发射电磁辐射以用于消融、刺激、切割目标区中的组织和/或使所述组织凝固。在一个实施方案中，目标区可被理解为在电外科器械外部但在器械的远端处或附近的区域或区。

[0013] 电外科器械具有可由细长主体构成的细长结构。电外科器械的远端是电外科器械的细长结构的即将插入到患者体内的那一端。电外科器械的近端优选地连接到发生器和/或显示装置，并且在使用中可保持在患者体外。电外科器械或细长结构的长度从远端延伸到近端。

[0014] 电外科器械可具有杆状结构。电外科器械垂直于其延伸方向(对应于纵向方向)是柔性的并且在其延伸方向上是刚性的。

[0015] 细长主体可具有管状结构，即细长主体可具有从远端延伸到近端的中心通道(或孔或管腔)。细长主体可被构造为护套以用于使电外科器械的其他部件与诸如流体的外部隔绝或遮挡(例如，保护)所述其他部件以免于外部的影响。

[0016] 辐射元件被布置在接近或靠近电外科器械的远端之处。这意味着，辐射元件布置在电外科器械的总长度上远离远端不到5％、不到3％或不到1％之处。因此，辐射元件近似布置在远端处。

[0017] 辐射元件可被配置为发射射频辐射和/或微波辐射。射频辐射可用于切割组织，而微波辐射可用于使目标区处的组织消融、凝固和/或刺激所述组织。辐射元件可包括一个或多个导电元件。特别地，如果辐射元件被配置为发射射频辐射，则辐射元件包括被布置为彼

此靠近但彼此隔离的至少两个导电元件。通过供应给辐射元件的射频电磁能量而在两个导电元件之间产生的电磁场可用于切割组织。

[0018] 辐射元件可具有偶极子结构或单极子结构;后者可用于发射微波辐射。辐射元件(优选地所有导电元件)都布置在电外科器械的细长主体之中和/或之上。

[0019] 馈送结构连接到辐射元件以用于将电磁能量从近端供应到辐射元件。馈送结构可包括任何形状的导电材料以便传输电磁能量。馈送结构可在近端处连接到发生器。

[0020] 图像捕获装置可被配置为将目标区的一部分的光学信息转变为电信息或数字信息。例如,图像捕获装置被配置为将从目标区的一部分发射的电磁辐射(诸如光)转变为电信号或数字信号或一系列电信号或数字信号,所述信号可被处理来产生目标区的所述部分的可见图像。电信号或数字信号或该系列电信号或数字信号可被视为目标区的电图像或数字图像。电图像或数字图像的产生在电外科器械的远端处的区域中执行。电信号或数字信号或该系列电信号或数字信号的处理可由显示装置执行,所述显示装置还可包括用于显示目标区的捕获部分的可见图像的显示器。

[0021] 图像捕获装置可被配置为在远端处的区域中产生目标区的所述部分的光学图像。图像捕获装置可被配置为将目标区的所述部分的光学图像转换为电信号或一系列电信号,例如数字信号,可借助于处理设备(诸如具有显示屏幕或显示装置的计算机或处理器)从所述电信号中再现目标区的所述部分的图像。由图像捕获装置产生的光学图像到电图像或数字图像(对应于电信号或该系列电信号)的转换可在远端处的区域中执行。

[0022] 图像捕获装置可被配置为产生电信号或一系列电信号,所述电信号可被转变为目标区的一部分的二维或三维表示。这意味着,图像捕获装置不一定将光学信息从远端传输到近端,而是在远端处的区域中将光学信息转变为电信息。

[0023] 图像捕获装置被布置在接近或靠近电外科器械的远端之处。这意味着,整个图像捕获装置布置在电外科器械的总长度上远离远端不到5%、不到3%或不到1%之处。因此,图像捕获装置近似布置在远端处。

[0024] 图像捕获装置可包括一个或多个镜头装置和/或一个或多个光学传感器。镜头装置可用于将源自目标区的所述部分的入射光束投射到光学传感器上(以在光学传感器上产生目标区的所述部分的光学图像)。镜头装置可包括一个或多个光学镜头和/或(可调整)光圈。然而,可能的是,镜头装置可为针孔。光学传感器可被配置为将入射光转换为电信号。例如,光学传感器可为互补金属氧化物半导体(CMOS)传感器或电荷耦合器件(CCD)。CMOS传感器可具有高达40,000个像素。CMOS传感器可为具有分别低至0.65mm的长度和宽度的方形(quadratic)或正方形芯片。镜头装置和/或光学传感器可布置在远端处的区域中。

[0025] 图像捕获装置可为相机或者用于将光学信息转换为指示目标区的一部分的电信息的任何其他设施。图像捕获装置可被配置为进行可见光、紫外光和/或红外光成像。图像捕获装置还可被配置为识别目标区处的标记的位置。

[0026] 图像捕获装置可具有由相应的镜头装置和/或针孔限定的主光轴。主光轴任选地平行于电外科器械的纵向延伸方向。在这种情况下,图像捕获装置被配置为前视。替代地或另外地,主光轴可倾斜于电外科器械的纵向延伸方向。例如,图像捕获装置被配置为侧视;主光轴可相对于延伸方向倾斜90°,或在0°与90°之间的任何其他角度。镜头装置和/或针孔可布置在电外科器械或主体的侧表面上。

[0027] 由图像捕获装置产生的电信号可被馈送到连接到电外科器械的近端的显示装置。这个装置可包括处理器和/或显示器。显示装置可为具有监视器或屏幕的计算机。由图像捕获装置产生的电信号由处理器处理并且由显示器显示。

[0028] 电外科器械还可包括布置在远端处的区域中的照明器。照明器可包括照明装置和/或照明纤维的远端或多根照明纤维的远端。照明器被提供用于照亮目标区或目标区的一部分,尤其是目标区的由图像捕获装置捕获的那一部分。

[0029] 照明装置可包括例如定位在远端处的区域中的一个或多个光源,所述一个或多个光源可包括一个或多个LED。照明装置,尤其是光源可由连接到照明装置并延伸到近端的照明线供电。照明线可连接到单独的电源或者可由显示装置供电。替代地或另外地,照明装置可连接到馈送结构。由馈送结构供应的能量可用于为照明装置供电。例如,馈送到辐射元件的电磁能量可为AC(交流)电压,所述AC电压与用于为照明装置供电的DC(直流)电压叠加。在另一个实施方案中,辐射元件的AC电压也可为照明装置供电。

[0030] 照明器可包括光纤-照明纤维的远端。照明纤维的远端发射光,所述光被馈送到另一端处,例如近端处的照明纤维中。因此,照明器形成照明纤维的一部分。例如,照明器是布置在或固定到照明纤维或多根照明纤维的远端处的透镜或透镜结构。照明纤维的近端可连接到可布置在显示装置中的光源,诸如灯或LED。照明纤维可从主体的近端突出。

[0031] 照明纤维和/或在远端处附接到照明纤维的透镜可具有10μm、100μm或500μm的最大外径。因此,照明纤维不会显著地增加电外科器械的直径。这与已知的内窥镜相机形成对比,所述已知的内窥镜相机包括用于将在远端处收集的光传输到布置在近端处的光学传感器的收集纤维。收集纤维具有常规上比照明纤维的直径大10倍的外径。因此,收集纤维的省略允许显著地减小电外科器械的直径。

[0032] 外径(或最大外径)对应于横截面图中照明纤维(或提及外径的任何其他部件)的周边上任意两点之间的最长距离。

[0033] 在一个实施方案中,提供了多根照明纤维,所述多根照明纤维在横截面图中可被布置成环。每根照明纤维至少从近端穿过细长主体延伸到远端。可提供多个照明纤维环。照明纤维环可包围光学传感器。

[0034] 电外科套件的图像捕获设备可具有与上文描述的图像捕获装置相同的能力。然而,如上文所描述的细长主体属于图像捕获设备。电外科套件的图像捕获设备可被视为内窥镜相机。

[0035] 辐射设备可包括如上文所描述的馈送结构和辐射元件。在电外科套件中,馈送结构和辐射元件两者都布置在器械护套之中和/或之上。器械护套可为具有管状形状的柔性元件。器械护套可由诸如橡胶或聚合物等塑料材料制成。

[0036] 器械护套可被拉到图像捕获设备上,或者图像捕获设备被插入到器械护套中。器械护套可借助于摩擦力(例如,过盈配合)而粘在图像捕获设备上。例如,器械护套可具有比图像捕获设备的细长主体的外径略小的内径,使得在将器械护套拉到图像捕获设备的细长主体上时,器械护套在径向方向上扩张。还可能将主体的外表面固定(例如,经由粘合剂或机械固定)到器械护套的内表面,以便将器械护套固定到图像捕获设备的主体。

[0037] 器械护套包括辐射元件和馈送结构。因此,通过将器械护套附接到图像捕获设备,可组装出具有上文描述的能力的电外科器械。在组装电外科套件之前,图像捕获设备和辐

射设备是分开的元件。有可能将不同类型的相机附接到相同的器械护套，或者将不同类型的器械护套(例如，包括不同类型的辐射元件或馈送结构)施加到相同的图像捕获设备。这允许根据单独的情况容易地定制图像捕获设备和/或辐射设备。

[0038] 通过使用器械护套，内窥镜相机或图像捕获设备可被改装成治疗目标区中的组织的电外科装置。

[0039] 在任选的实施方案中，电外科器械或图像捕获设备还包括连接到图像捕获装置并延伸到近端的至少一根线。

[0040] 至少一根线可被提供用于为图像捕获装置供电。另外，至少一根线被提供用于将由图像捕获装置产生的电信号传输到至少一根线的近端。至少一根线的近端可例如借助于连接器而连接到显示装置。

[0041] 例如，提供两根线：一根用于为图像捕获装置供电，并且一根用于将由图像捕获装置产生的电信号传输到近端。另外，连接到图像捕获装置的一根或多根线可与照明线捆扎在一起。

[0042] 至少一根线和/或照明线可在细长主体内的中心通道内延伸。通道可从近端延伸到远端。可能的是，图像捕获装置通过不同于线的导体，例如同轴电缆而连接到显示装置。

[0043] 另外地或替代地，馈送结构连接到图像捕获设备以用于为图像捕获设备供电和/或用于将电信号或数字信号或一系列电信号或数字信号从远端传输到近端。在这种情况下，显示装置可在近端处连接到馈送结构。第一滤波器(例如，低通滤波器)可与显示装置一起提供以抑制被馈送到显示装置的处理器的RF或微波范围内的电磁能量。此外，发生器可包括第二滤波器(例如，高通滤波器)以抑制对由图像捕获装置产生的电信号或数字信号或该系列电信号或数字信号的干扰。

[0044] 在任选的实施方案中，辐射元件包括第一电极和/或第二电极。任选地，辐射元件包括第一电极和与第一电极间隔开(例如，隔离)的第二电极，所述辐射元件暴露于电外科器械的周围环境。

[0045] 第一电极和第二电极可被提供用于发射射频辐射。第一电极和第二电极可通过布置在第一电极与第二电极之间的绝缘体而彼此电绝缘。例如，第一电极和第二电极插入或放置于细长主体或器械护套上。细长主体或器械护套可由诸如塑料材料的绝缘材料制成。

[0046] 如果第一电极和/或第二电极用于发射射频辐射，则它们优选地暴露于电外科器械的周围环境。这意味着，第一电极和/或第二电极可被放置成与目标区的组织接触。

[0047] 第一电极单独或与第二电极结合可用于发射微波辐射。第一电极和/或第二电极可附接到馈送结构。

[0048] 可能的是，第一电极和/或第二电极被嵌入电外科器械内，尤其是细长主体或器械护套内。如果电极意图用于发射微波辐射，则优选地使用第一电极和/或第二电极的这种布置。

[0049] 第一电极和/或第二电极可由金属材料制成并且可从电外科器械的外表面突出，例如从细长主体或器械护套的外表面突出。

[0050] 在任选的实施方案中，第一电极和/或第二电极具有螺旋形状、环形状、半圆形形状、弧形形状或半球形(或圆顶)形状。

[0051] 如所讨论的，第一电极和第二电极可布置在主体的外表面上。具有螺旋形状的第

一电极和第二电极可为交织的，同时它们彼此隔开以便避免短路。例如，当沿着主体的纵向方向观察时，电极的布置可为：第一电极的一部分、第二电极的一部分、第一电极的一部分、第二电极的一部分等等。

[0052] 在环形状的情况下，第一电极和/或第二电极围绕电外科器械的圆周延伸。第一电极和第二电极可在电外科器械的纵向方向上间隔开。第一电极和第二电极可包括沿着电外科器械的纵向方向交替地布置的多个环。

[0053] 如果第一电极和/或第二电极的形状为弧形或半圆形，则第一电极和第二电极可位于纵向方向上的相同位置处，同时第一电极和第二电极的弧形或半圆形弯曲的端部彼此间隔开并且面向彼此。

[0054] 在圆顶形状或半球形形状的情况下，圆顶形状或半球形的第一电极和半球形的第二电极布置在电外科器械的相对侧上，同时彼此间隔开。

[0055] 在任选的实施方案中，馈送结构包括连接到辐射元件并延伸到近端的至少一根馈送线。

[0056] 例如，一根馈送线连接到第一电极，同时另一根馈送线连接到第二电极。每根馈送线可包括具有小直径的单个细长导体。馈送线可为互相缠绕的。

[0057] 馈送线的提供允许提供具有小直径的馈送结构。因此，细的馈送线不会显著地增加电外科器械的外径。任选地，馈送线被提供用于仅传输射频电磁能量。

[0058] 在任选的实施方案中，馈送结构的至少一部分被印刷在细长主体的外表面上，其中优选地，馈送结构包括银印刷材料。

[0059] 馈送结构可被印刷在器械护套上或印刷在器械护套和细长主体的外表面两者之上。将馈送结构实施为印迹(或印刷材料)，优选地银印迹提供了需要很少的空间的馈送结构。印迹可具有在微米至毫米范围内的厚度。馈送结构的印迹提供电能馈送，而不会显著地增加细长主体和/或器械护套的直径。

[0060] 印迹可由金属材料制成并且延伸到辐射元件或延伸到辐射元件上。例如，馈送结构可被印刷在现有内窥镜相机的外表面上，而辐射元件附接到内窥镜相机的远端区域。这不会显著地增加内窥镜相机的外径。因此，内窥镜相机可被改装成具有电外科治疗能力，而不会显著地增加内窥镜相机的外径。

[0061] 也有可能的是，辐射元件被印刷在细长主体和/或器械护套上。例如，两个导体被印刷到电外科器械上，由此一个导体连接到第一电极，而另一个导体连接到第二电极。第一导体可在圆周方向上与第二导体间隔开。第一导体和/或第二导体沿着细长主体的纵向方向延伸。

[0062] 在任选的实施方案中，馈送结构由绝缘护套覆盖。

[0063] 馈送结构的印迹可暴露于电外科器械的周围环境。第一导体和/或第二导体因此可将电磁能量施加到沿着从近端到远端的延伸部的任意点处的组织。虽然可通过将两个导体间隔开很远来最小化电磁能量的发射，但绝缘护套可显著地减少这种电磁能量的发射。类似于上文讨论的器械护套，绝缘护套是管状构件，所述管状构件可被拉到电外科器械上，尤其是拉到细长主体上。类似于器械护套和/或细长主体的绝缘护套可由诸如橡胶、聚合物或其他塑料材料的柔性不导电材料制成。应当理解，在一些实施方案中，可提供器械护套和绝缘护套两者，其中绝缘护套包围器械护套。

[0064] 绝缘护套可通过摩擦力固定到细长主体。在施加印刷馈送结构之后，可将绝缘护套拉到细长主体上。

[0065] 在任选的实施方案中，馈送结构包括同轴电缆(或同轴传输线)，所述同轴电缆包括内导体、与内导体同轴地布置并通过介电材料与内导体电绝缘的外导体。

[0066] 如果通过馈送结构供应微波辐射，则可提供同轴电缆。同轴电缆可具有由介电材料或介电层隔开的内导体和外导体的一般构造。外导体可由电绝缘覆盖物(或护套或管)覆盖(例如，包围)，所述电绝缘覆盖物例如由诸如橡胶或聚合物等塑料材料制成。优选地，同轴电缆连接到辐射元件并且延伸到近端。

[0067] 同轴电缆、馈送线和/或印刷馈送结构可用来取代彼此或用作彼此的补充。例如，同轴电缆可用于传输微波能量，而馈送线和/或印刷馈送结构可被采用来供应射频能量。

[0068] 在存在同轴电缆的情况下，细长主体可由同轴电缆的电绝缘覆盖物构成。例如，电绝缘覆盖物在远端处(例如，轴向地)延伸超过外导体和内导体以用于容纳图像捕获装置。在替代的实施方案中，图像捕获装置附接到同轴电缆的远端。然而，也有可能的是，同轴电缆布置在细长主体内。

[0069] 在任选的实施方案中，线在介电材料内延伸，例如在形成于同轴电缆的内导体与外导体之间的孔内延伸。

[0070] 线可完全嵌入介电材料内。在这种情况下，不需要用于线的额外的空间。这有助于提供具有小外径的电外科器械。

[0071] 在任选的实施方案中，内导体是中空的并且线在中空内导体中，例如在形成于内导体内的孔内延伸。

[0072] 由于趋肤效应，内导体的中空不会显著地影响同轴电缆的传输效率。线可由电绝缘体覆盖以防止线与内导体和/或外导体之间的电连接。具有绝缘体的线可提供在中空内导体中。线在中空内导体中的布置提供了电外科器械的紧凑的结构。特别地，线的提供不会导致电外科器械的直径的(显著)增加。中空内导体提供了从近端延伸到馈送结构在远端处的区域中的端部的管腔。

[0073] 在任选的实施方案中，辐射元件和/或馈送结构布置在放置于主体的外表面上的器械护套之中和/或之上，其中优选地，器械护套永久地固定到主体。

[0074] 器械护套可借助于粘合剂或诸如夹具的机械手段而固定到主体。器械护套和细长主体可形成整体部件。

[0075] 如上文结合电外科套件所描述的器械护套的描述和优选实施方案同样适用于电外科器械的器械护套。也有可能的是，器械护套如上文所描述可从主体拆卸或移除。

[0076] 在任选的实施方案中，电外科器械还包括用于使馈送结构的阻抗与连接到馈送结构的传输线的阻抗匹配的阻抗变换器，优选地为微带阻抗变换器，其中优选地，阻抗变换器在近端处连接到馈送结构。

[0077] 传输线可为发生器的一部分。例如，传输线包括用于在发生器内部供应电磁能量的内部馈送线和用于将馈送线连接到馈送结构的连接器(例如，在发生器壳体的外表面上)。也有可能的是，传输线仅包括用于将馈送结构连接到发生器的连接器。

[0078] 馈送结构可向近侧延伸超过细长主体的近端以将馈送结构连接到发生器或传输线。类似地，线也可向近侧延伸超过细长主体的近端以将所述线连接到显示装置。

[0079] 阻抗变换器是用于使传输线(尤其是发生器)的阻抗与馈送结构的阻抗匹配的任何结构。微带阻抗变换器可像WO 2018/146160 A1中描述的那样配置,其内容以引用的方式整体并入。微带变换器可与具有中空内导体的同轴电缆一起采用。

[0080] 阻抗变换器可布置在馈送结构的近端处。这意味着,当馈送结构连接到发生器或传输线时,阻抗变换器直接与连接器相邻。

[0081] 在任选的实施方案中,电外科器械的外径(例如,最大外径)小于1.5mm,优选地小于1.2mm。

[0082] 电外科器械的外径可由细长主体的外表面或器械护套的外表面构成。细长主体和/或器械护套不一定需要具有圆形横截面。电外科器械或电外科套件的横截面可具有椭圆形、矩形或其他形状。在这种情况下,外径对应于细长主体或器械护套的横截面周边上任意两个相对点之间的最长距离。

[0083] 这意味着同轴电缆也可具有小于1.5mm,优选地小于1.2mm的最大外径。线、馈送线和/或照明线可具有小于0.1mm、0.2mm、0.3mm、0.4mm、0.5mm、0.7mm或0.8mm的最大外径。

[0084] 所定义的外径是可实现的,因为图像捕获装置被提供为使得不需要光纤,这促成了外径的减小。另外,馈送线、印刷馈送结构和/或其中布置有线的同轴电缆的使用有助于进一步减小外径。

[0085] 在任选的实施方案中,发生器被配置为产生射频范围和/或微波频率范围内的电磁能量。微波频率范围可被限制于至多915Mhz,例如433MHz的微波频率。

[0086] 在一些实施方案中,电外科器械以及因此同轴馈送电缆的小外径可能由于高传输损耗而致使频率高于915MHz的微波能量的传输效率低下。因此,发生器可能仅产生至多915MHz的频率。

[0087] 在将馈送结构实施为馈送线或印刷结构的情况下,微波频率能量的传输可能会结合对馈送结构的显著加热一起导致过高的传输损耗。因此,当将馈送结构实施为馈送线或印刷结构时,射频能量的产生可能是优选的。发生器可仅产生上文定义的频率范围内的电磁能量。

附图说明

[0088] 本发明的实施方案将结合附图讨论。在附图中,

[0089] 图1示出了电外科设备的示意性透视图;

[0090] 图2示出了根据图1的电外科设备的电外科器械的横截面图;

[0091] 图3示出了根据第二实施方案的电外科设备的远端处的区域的示意性透视图;

[0092] 图4示出了根据第三实施方案的电外科器械的横截面图;

[0093] 图5示出了根据第四实施方案的电外科设备的远端处的区域的示意性透视图;

[0094] 图6示出了图5的电外科器械的横截面图;

[0095] 图7示出了电外科套件的远端处的区域的示意性透视图;并且

[0096] 图8示出了电外科套件的另一个实施方案的横截面图。

具体实施方式

[0097] 图1示出了电外科设备10的第一实施方案,所述电外科设备包括内窥镜电外科器

械12、显示装置14和发生器16。电外科器械12被配置为插入到诸如哺乳动物的人类或动物的体腔中。

[0098] 电外科器械12包括远端18和近端20。电外科器械12的远端18被配置为插入到体腔中。电外科器械12的长度优选地使得近端20保持在体外。

[0099] 电外科器械12可包括细长主体22，所述细长主体从远端18延伸到近端20。主体22或电外科器械12的延伸限定纵向方向。电外科器械12在远端18处的区域中包括辐射元件24和图像捕获装置26。

[0100] 细长主体22可具有管状形状，所述管状形状包括有各种部件像下文所描述的那样位于其中的中心通道。细长主体22可由诸如橡胶等柔性材料制成。细长主体22和电外科器械12垂直于纵向方向是柔性的，使得它们可弯曲。

[0101] 辐射元件24被布置在靠近或接近电外科器械12，以及尤其是主体22的远端18之处。辐射元件24被配置为将电磁辐射发射到分布在体腔内的目标区。由辐射元件24发射的电磁辐射被提供用于治疗，尤其是消融、刺激、切割目标区处的组织或使所述组织凝固。例如，辐射元件24被配置为发射射频辐射或至多915MHz的较低微波辐射。

[0102] 在图1和图2的实施方案中，辐射元件24包括环形第一电极28和环形第二电极30，所述电极围绕电外科器械12，尤其是主体22的周边延伸。第一电极28和第二电极30在纵向方向上间隔开。第一电极28和/或第二电极30可从电外科器械12的外表面突出，尤其是从主体22的外表面突出。也有可能的是，第一电极28和/或第二电极30插入到电外科器械12中，使得它们不从电外科器械12的外表面突出。第一电极28和第二电极30可暴露于电外科器械12的周围环境。第一电极28和第二电极30是由诸如金属的导电材料制成。

[0103] 图像捕获装置26被配置用于将光信号转换为电信号。例如，图像捕获装置26能够对目标区的一部分进行成像，并且将图像的信息转换为电信号或一系列电信号。这些信号可由成像装置14处理以显示目标区的所述部分的图像。

[0104] 图像捕获装置26布置在远端18处或远端18处的区域中。这意味着，图像捕获装置26的所有部件都布置在远端18处或远端18处的区域中。例如，图像捕获装置26中没有部件布置在近端20处或图像捕获装置14处。

[0105] 图像捕获装置26可为相机，并且可包括镜头装置32和光学传感器34。镜头装置32可包括一个或多个镜头、光圈和/或适合于成像的其他装置。镜头装置32优选地被配置为将目标区的一部分投影到光学传感器34上。光学传感器34被配置为将入射光转换为电信号。光学传感器34可包括多个像素。例如，光学传感器34是CMOS传感器。

[0106] 在所示的实施方案中，镜头装置32的主光轴平行于电外科器械12的纵向方向。另外，图像捕获装置26布置在远端18处。然而，也有可能的是，镜头装置32的主光轴倾斜于纵向方向。更一般地，图像捕获装置26可被配置为对分布在电外科器械12的侧部的目标区的一部分进行成像；图像捕获装置26被配置为看向径向方向。在这种情况下，图像捕获装置26可能不布置在远端18处，而是可被布置在靠近或接近远端18之处。

[0107] 电外科器械12可包括馈送结构36，在图1和图2所示的实施方案中，所述馈送结构包括两根馈送线38。馈送结构36电连接到辐射元件24。详细地，一根馈送线38连接到第一电极28并且另一根馈送线38连接到第二电极30。

[0108] 馈送结构36布置在主体22的通道中。馈送结构36可延伸超过细长主体22的近端

20。馈送结构36的近端可包括连接器40和/或阻抗变换器42。连接器40可被采用来将馈送结构36连接到发生器16。

[0109] 阻抗变换器42可被提供来使传输线的阻抗与馈送结构36的阻抗匹配。阻抗变换器42可为微带阻抗变换器。阻抗变换器42也可布置在发生器16内。阻抗变换器42可像WO 2018/146160 A1中描述的那样配置。

[0110] 传输线可为用于将电磁能量从发生点传输到馈送结构36的任何线并且可包括连接器40。例如,传输线可为布置在发生器16内的馈送线。

[0111] 连接器40可具有适合于将馈送结构36连接到发生器16的任何形式和/或形状。例如,连接器40可连接到两根馈送线38。

[0112] 电外科器械12可包括连接到图像捕获装置26和显示装置14的线44。线44可被配置用于为图像捕获装置26供电和/或用于将由图像捕获装置26产生的电信号传输到显示装置14。替代地,可提供多根线44。线44布置在主体22的通道内。线44延伸超过细长主体22的近端20。线44可为细金属线。

[0113] 显示装置14可包括处理器(图中未示出)和/或显示器46。处理器可被配置用于处理由图像捕获装置26产生并由线44传输的电信号。处理器可连接到显示器46,所述显示器能够显示由图像捕获装置26捕获的图像。

[0114] 替代地或另外地,图像捕获装置26可连接到馈送结构36(图中未示出)。图像捕获装置26可通过由馈送结构26传输到远端18处的区域的电磁能量供电。也有可能的是,馈送结构26用于将由图像捕获装置26产生的电信号传输到近端20,例如传输到显示装置14。在这种情况下,显示装置14也可连接到馈送结构26。

[0115] 电外科器械12还可包括照明器48,所述照明器可包括如图1至图4所示的照明装置49。照明装置49可被配置为照亮目标区的至少一部分,尤其是目标区的由图像捕获装置26成像的部分。照明装置49可包括可为LED的一个或多个光源50。在图1和图2所示的实施方案中,光源50布置在光学传感器34的侧部上。光源50布置在远端18处。由光源50发射的光可借助于镜头装置32而引导到目标区。换句话说,镜头装置32被提供用于照明装置49和光学传感器34两者。然而,可能的是,光源50包括用于将发射光聚焦或引导到目标区上的透镜结构。

[0116] 也有可能的是,光源50布置在电外科器械12的侧表面上,在图像捕获装置26被配置为对电外科器械12的侧部成像的情况下尤其如此。

[0117] 电外科器械12还可包括照明线52,所述照明线连接到照明装置49以用于为照明装置49供电。照明线52可在主体22的通道中平行于线44延伸。照明线52可延伸超过主体22的近端20。照明线52也可连接到显示装置14。也有可能的是,线44另外连接到照明装置49以用于为照明装置49供电。替代地或另外地,馈送结构36连接到照明装置49以用于为照明装置49供电(图中未示出)。在这些情况下,可省略照明线52。

[0118] 发生器16可被配置为产生射频能量并且将此能量馈送到馈送结构36。馈送线38、线44和/或照明线52的提供允许提供电外科器械12的低于1.5mm,优选地低于1.2mm的外径。因此,可将电外科器械12推进到具有小直径的腔中。

[0119] 在使用中,电外科器械12的远端18插入到体腔中,直到远端18到达目标区为止。电外科器械12的推进可通过使用图像捕获装置26来监测。类似地,可通过使用图像捕获装置

26来检查目标区。这意味着，目标区的多个部分可显示在显示器46上。如果适用，目标区处的组织可通过施加由辐射元件24发射的电磁辐射来治疗。例如，射频能量可由发生器16产生并且由馈送结构36馈送到辐射元件24。特别地，第一电极28和第二电极30形成偶极子，在所述偶极子之间产生可用于切割组织的射频电场。治疗过程可通过使用图像捕获装置26来监测。

[0120] 图3所示的电外科器械12对应于图1和图2所示的电外科器械12，例外的是存在以下差异：

[0121] 第一电极28和第二电极30具有螺旋形状，由此第一电极28和第二电极30是互相缠绕的。这意味着，当沿着纵向方向观察时，第一电极28的部段布置在第二电极30的两个部段之间。相反地，当沿着纵向方向观察时，第二电极30的部段布置在第一电极28的两个部段之间。

[0122] 照明装置49包括布置在远端18处的两个半圆形光源50或灯丝。半圆形光源50至少部分地包围镜头装置32。因此，在这个实施方案中，由光源50发射的光不会被引导通过镜头装置32。

[0123] 图4所示的电外科器械12对应于图1和图2所示的电外科器械12，例外的是存在以下差异：

[0124] 辐射元件24是单极子，而不像图1至图3所示的实施方案那样是偶极子。例如，辐射元件24仅包括环形第一电极28，所述环形第一电极可用于发射低能量微波辐射，例如频率至多915MHz的微波辐射。

[0125] 馈送结构36可包括同轴电缆，所述同轴电缆包括内导体54、外导体56和使内导体54与外导体56电绝缘的介电材料58。内导体54与外导体56同轴地布置。

[0126] 细长主体22可为覆盖同轴电缆的外导体56的电绝缘覆盖物。在这个实施方案中，电外科器械12的形状由同轴电缆的外径限定。内导体54可连接到第一电极28。

[0127] 在图4所示的实施方案中，内导体54是中空的。线44和/或照明线52可布置在中空内导体54内部。线44和/或照明线52在中空内导体54内的布置提供了紧凑的结构，从而带来电外科器械12例如低于1.5mm或1.2mm的小外径。

[0128] 替代地，尽管图中未示出，但内导体54也可不是中空的并且与图4所示的实施方案相比，介电材料58在径向方向上更厚。在这种情况下，有可能将线44和/或照明线52布置在介电材料58内。因此，线44和/或照明线52被嵌入介电材料58中。这也提供了紧凑的结构，从而带来电外科器械12，例如低于1.5mm或1.2mm的小外径。

[0129] 图5和图6所示的电外科器械12对应于图1和图2所示的电外科器械12，例外的是存在以下差异：

[0130] 馈送结构36被印刷在细长主体22的外表面上。馈送结构36可为银印迹。印迹在径向方向上的厚度可在微米或毫米范围内。因此，馈送结构36的提供可能不会显著地增加电外科器械12的外径。

[0131] 也有可能的是，辐射元件24被印刷在细长主体22的外表面上。在图5和图6所示的实施方案中，辐射结构24仅包括第一电极28，所述第一电极是环形构件。辐射元件24可为狭窄的印刷线。也有可能的是，如图5所示，辐射元件24在圆周方向上延伸较大的范围，从而带来宽的印刷线。这可有助于减少传输损耗。例如，辐射元件24的宽度可为细长主体22的圆周

的10％、20％、30％或50％。

[0132] 印刷辐射元件24可暴露于电外科器械12的周围环境。这可能会导致辐射元件24与组织接触，从而导致电磁能量泄漏。因此，可提供绝缘护套60，所述绝缘护套覆盖细长主体22的至少在提供有印刷馈送结构36的那一部段中的外表面。绝缘护套60可不覆盖辐射元件24。

[0133] 绝缘护套60可由诸如橡胶的柔性电绝缘材料制成。绝缘护套60可具有管状形状。在施加印刷馈送结构36之后，可将绝缘护套60拉到电外科器械12上。绝缘护套60可通过摩擦固定到主体22。例如，绝缘护套60的内径可小于主体22的外径，使得在将绝缘护套60拉到主体22上时，绝缘护套60径向地扩张。然而，可能的是，绝缘护套60另外地或替代地通过粘合来固定到主体22。

[0134] 主体22的通道不包括馈送结构36，使得细长主体22的外径可被制得较小，从而带来电外科器械12的减小的外径。在图6中，为了突出由于印刷馈送结构36的存在而释放的空间，电外科器械12的外径被示出为与图1至图4所示的外径相同。实际上，电外科器械12的外径将适应于线44和/或照明线52的直径。

[0135] 照明器48可为可由光纤构成的照明纤维61或者一束照明纤维61的端部。照明纤维61的远端可包括用于将光引导到目标区的透镜或透镜系统。替代地，如图5至图8所示，照明纤维61连接到镜头装置32。如可见于图5和图7中，照明纤维61被布置成环。照明纤维61的环可包围光学传感器34。如图5所示，环中的照明纤维61之间的距离可很小(使得照明纤维彼此接触)，或者如图7所示，照明纤维61更松散地在光学传感器34周围布置成环。照明纤维61可均匀地或不均匀地分布在光学传感器34周围。

[0136] 每根照明纤维61可具有10μm、100μm或500μm的外径。每根照明纤维61可连接到显示装置14-更确切地说连接到布置在显示装置内的光源，诸如灯或LED。每根照明纤维61将由布置在显示装置内的光源产生的光导引到远端18以照亮目标区。

[0137] 替代地，尽管在图5至图8中未示出，但照明器48包括由布置在镜头装置32周围的多个光源50构成的照明装置49。例如，四个光源50均等地分布在镜头装置32周围。光源50可如上文所讨论布置在对应于照明纤维61的位置处。

[0138] 图7和图8示出了包括图像捕获设备64和辐射设备66的电外科套件62的实施方案。图像捕获设备64可被配置为常规的内窥镜相机。例如，图像捕获设备64可包括电外科器械12的不含辐射元件24和馈送结构36的部件。特别地，图像捕获设备64是图6所示的不含辐射元件24和印刷结构36的电外科器械12。

[0139] 辐射设备66可包括上文描述的任何实施方案的辐射元件24和馈送结构36。与上文描述的辐射元件24和馈送结构36的实施方案的不同之处在于辐射元件24和馈送结构36固定到器械护套68。这意味着辐射设备66和图像捕获设备64是分开的部件。例如，辐射设备66可被改装到现有的图像捕获设备64，诸如常规的内窥镜相机上。器械护套68可附接到图像捕获设备64，这类似于例如借助于摩擦配合而将绝缘护套60固定到细长主体22。

[0140] 图7的辐射设备66包括第一电极28和第二电极30。不同于如图1和图2所示的第一电极28和第二电极30，第一电极28和第二电极30具有弧形，或者更确切地说是半圆形形状。第一电极28的端部面对第二电极30的端部，同时彼此间隔开。第一电极28和第二电极30固定到器械护套68的外表面。第一电极28和第二电极30从器械护套68的外表面突出。

[0141] 图7和图8的辐射设备66包括分别连接到第一电极28和第二电极30的两根馈送线38。馈送线38被嵌入器械护套68中。器械护套68可由诸如橡胶的柔性电绝缘材料制成。因此，馈送线38可通过嵌入器械护套68内而电绝缘。

[0142] 然而，也有可能的是，辐射设备66的馈送线38布置在器械护套68的内表面上。例如，馈送线38暴露于器械护套68的内表面处。馈送线38可从器械护套68的内表面突出或与器械护套68的内表面齐平，例如通过将馈送线38部分地嵌入到器械护套68中来进行。

[0143] 辐射设备66的馈送结构36也可被印刷在器械护套68上，例如印刷在器械护套68的内表面上。可能的是，例如在辐射设备66的辐射元件24是单极子的情况下，辐射设备66的馈送结构36仅包括一根馈送线38或一个印刷馈送结构36。

[0144] 图8的电外科套件62与图7的电外科套件62相同，例外的是存在以下差异：图8所示的实施方案的辐射元件24包括呈两个半球形式的第一电极28和第二电极30。半球彼此间隔开并且附接到器械护套68。可提供圆顶形状的第一电极28和第二电极30来取代半球。

[0145] 可使用电外科套件62来取代电外科器械12。特别地，电外科套件62以及因此器械护套68的外径可低于1.5㎜或1.2㎜。电外科套件62可为电外科设备10的一部分并且可结合显示装置14和/或发生器16一起使用。电外科套件62可包括具有如结合电外科器械12所描述的特征和特性的照明器48。

[0146] 在替代的实施方案中，器械护套68可永久地固定到细长主体22。在这种情况下，所得结构可被视为电外科器械12，其中馈送结构36和辐射元件24布置在器械护套68之中和/或之上，而图像捕获装置26、线44和/或照明线52布置在细长主体22中。

[0147] 也有可能的是，结合一个实施方案描述或示出的某些部件可被采用于另一个实施方案。例如，一个实施方案的照明器48可由另一个实施方案的照明器48代替。类似地，一个实施方案的辐射元件24的形状和形式可由另一个实施方案的辐射元件24代替。这也适用于馈送结构36的构造。

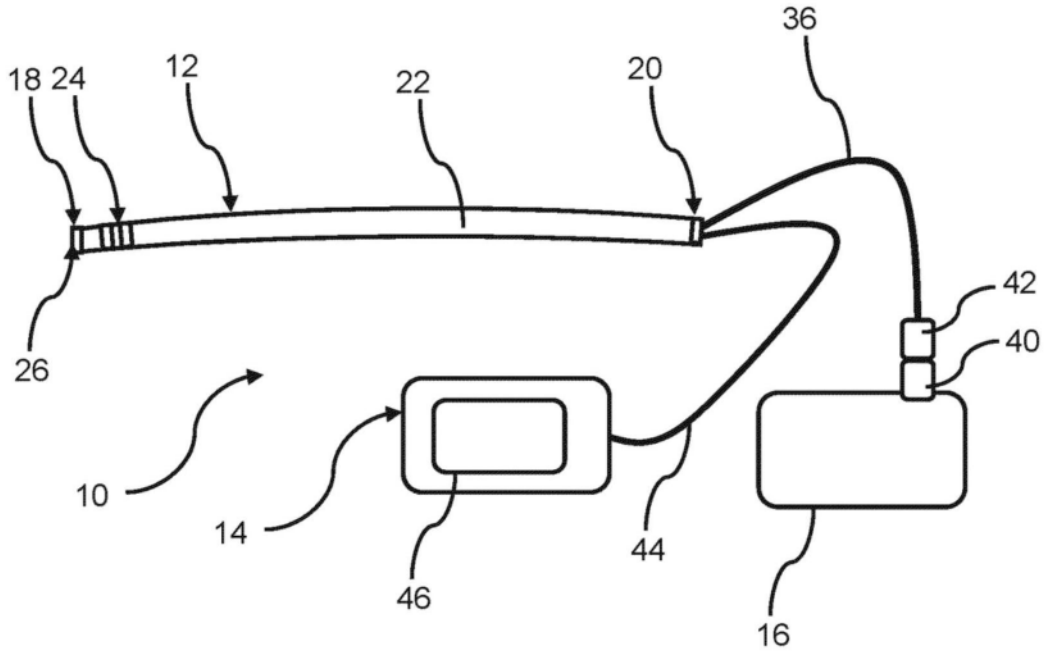

36
18 24
12
22
20
42
40
26
10
14
46
44
16

图1

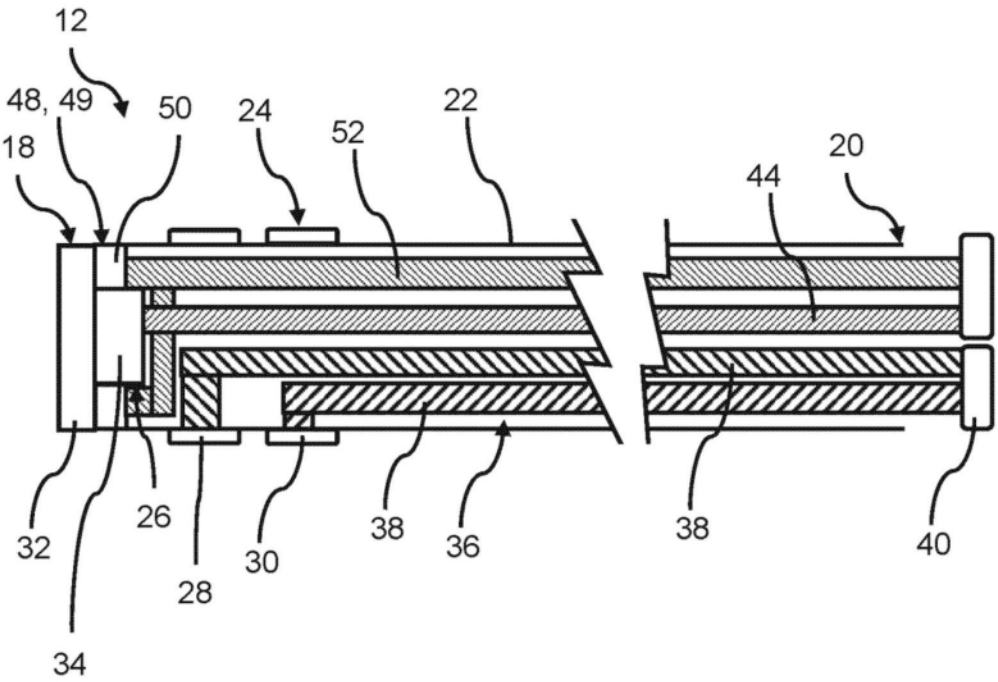

12
48, 49
50
24
52
22
18
20
44
32
26
28
30
38
36
38
40
34

图2

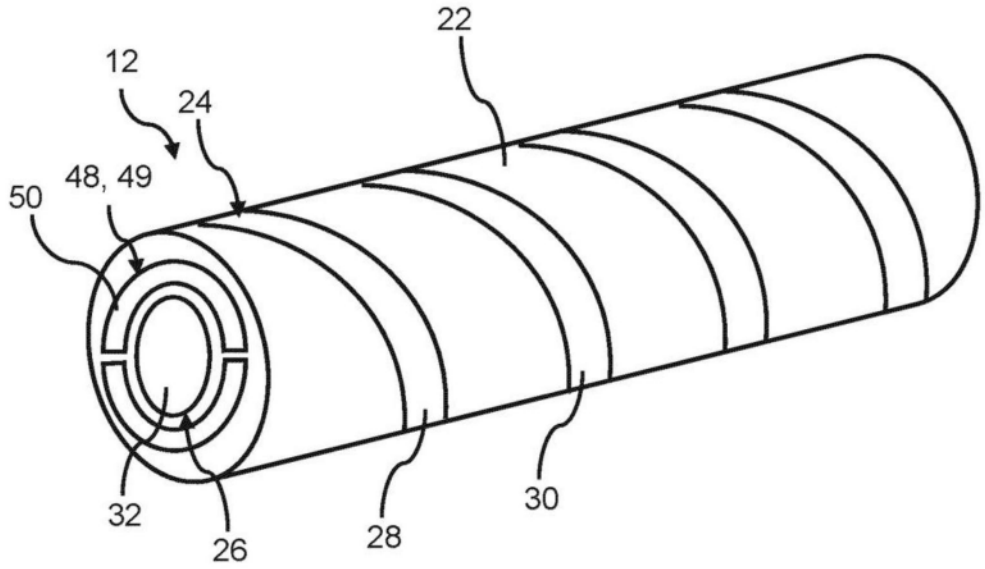

22
12
24
48, 49
50
32
26
28
30

图3

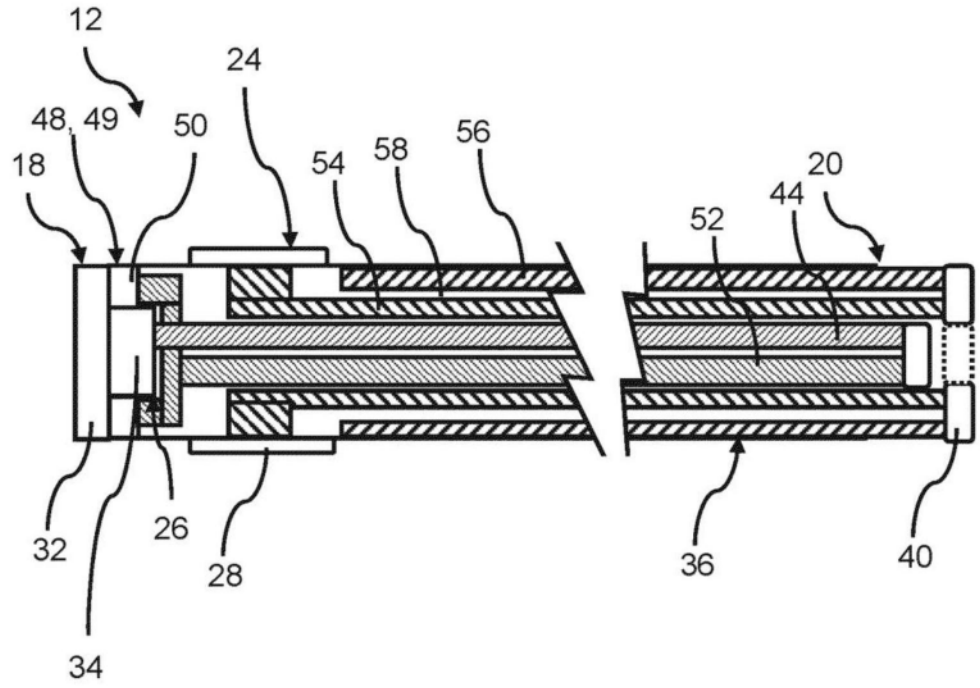

12
24
48, 49
50
18
54
58
56
20
44
52
32
26
28
34
36
40

图4

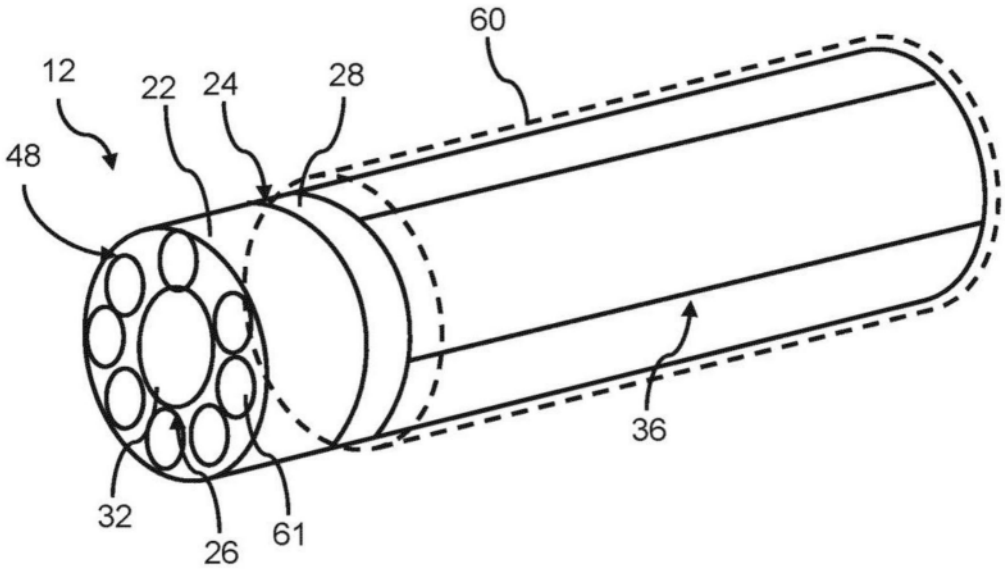

60
12
22
24
28
48
36
32
26
61

图5

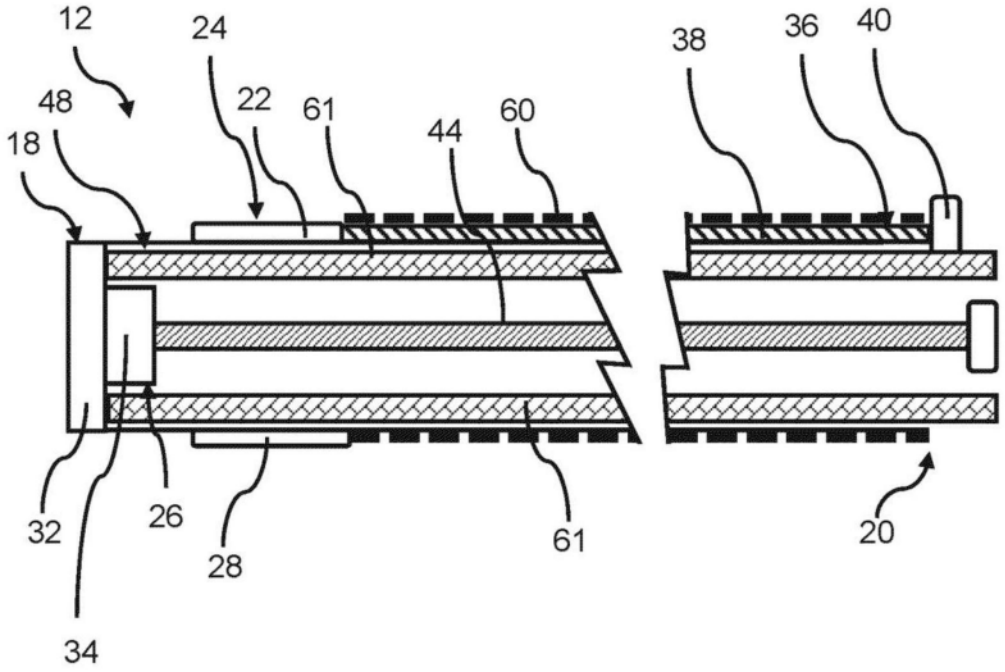

12
24
38
36
40
48
22
61
44
60
18
32
26
28
61
20
34

图6

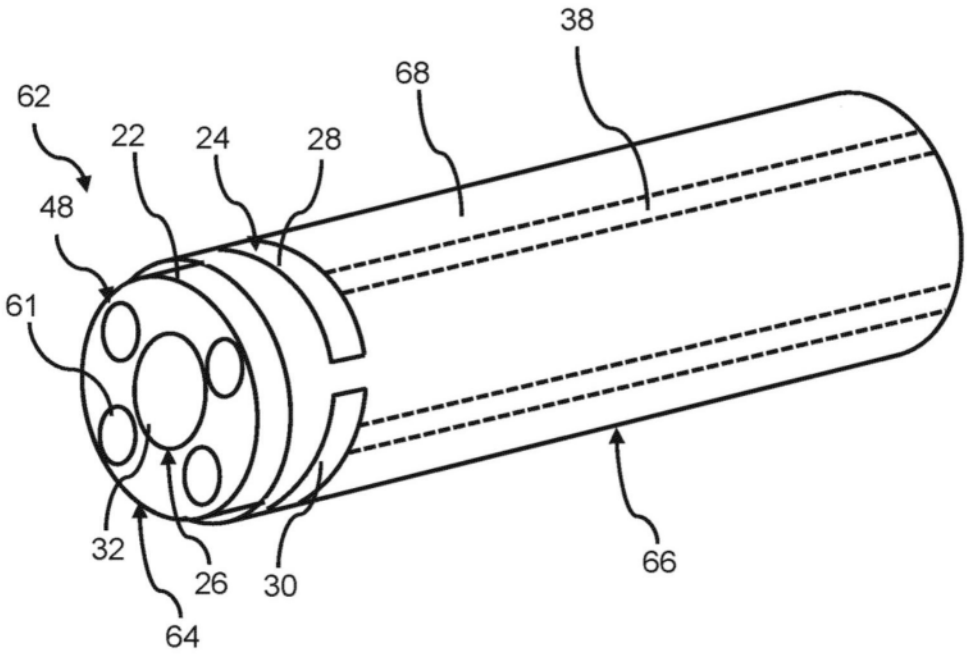

38
68
62
22
24
28
48
61
32
26
30
64
66

图7

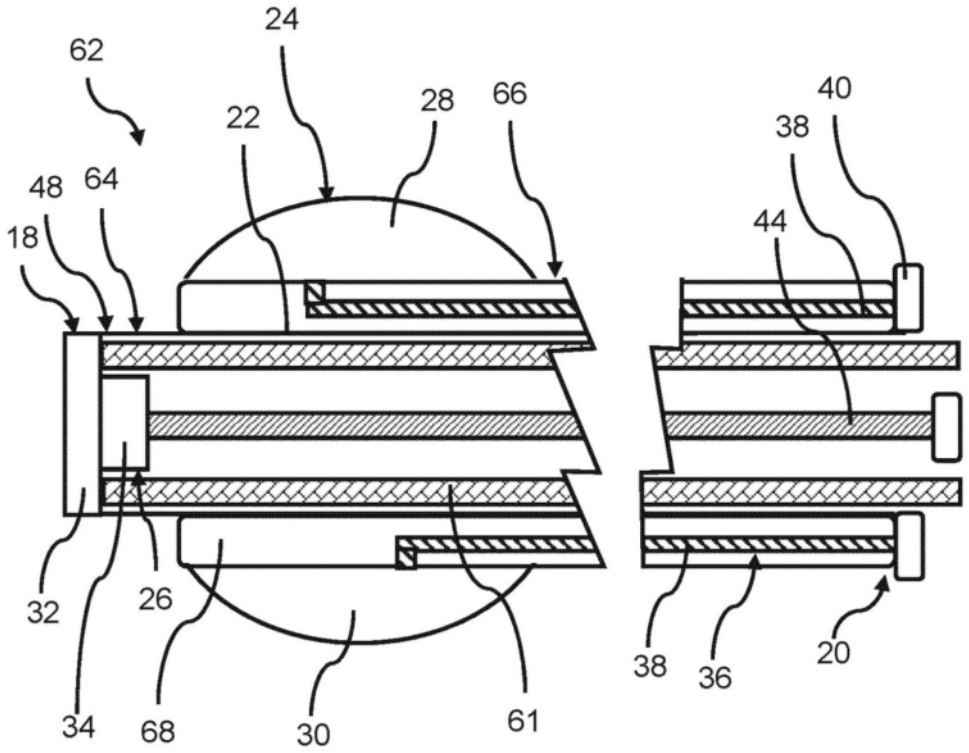

24
62
22
28
66
40
38
48
64
18
44
32
26
34
68
30
61
38
36
20

图8