



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110290737 A

(43)申请公布日 2019.09.27

(21)申请号 201880011410.2

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

(22)申请日 2018.03.29

代理人 郝传鑫 熊永强

(30)优先权数据

1705167.3 2017.03.30 GB

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 1/07(2006.01)

2019.08.13

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G02B 6/38(2006.01)

PCT/EP2018/058112 2018.03.29

H01B 11/18(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

H01B 11/22(2006.01)

W02018/178252 EN 2018.10.04

A61B 18/00(2006.01)

(71)申请人 科瑞欧医疗有限公司

A61B 18/18(2006.01)

地址 英国蒙茅斯郡

(72)发明人 C·P·汉考克 S·普雷斯顿

权利要求书3页 说明书13页 附图9页

威廉·塔普林 山姆·詹姆斯

G·乌尔里克 大卫·韦伯

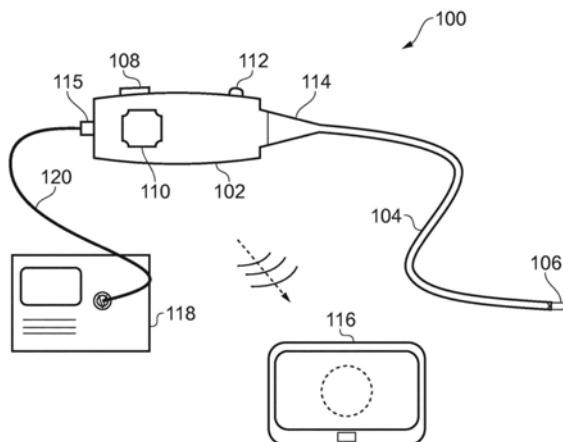
(54)发明名称

电外科能量输送结构和包含其的电外科装置

置

(57)摘要

一种用于侵入式电外科手术的能量输送结构，其提供用于在共同结构内组合递送以下各项：(i)用于组织治疗（例如消融、凝结或切割）的RF或微波电磁能量，以及(ii)光学辐射，所述共同结构可形成外科窥视装置的仪器线缆。所述结构类似于内部形成有光学通道的中空同轴传输线。所述光学通道可位于在内导电层内或在同轴传输的其他层内形成的通路内。所述结构可用于形成电外科装置，所述电外科装置能够沿外科窥视装置的仪器线缆将RF/微波EM能量、光学辐射和超声信号递送到治疗部位。



1. 一种用于侵入式电外科手术的能量输送结构,所述能量输送结构包括同轴分层结构,所述同轴分层结构具有:

内导电层;

外导电层,所述外导电层与所述内导电层同轴形成;以及

电介质层,所述电介质层将所述内导电层和所述外导电层分开,

其中所述内导电层、所述外导电层和所述电介质层形成为用于输送射频(RF)和/或微波电磁(EM)能量的同轴传输线,

其中所述内导电层是中空的,以形成纵向通路,并且

其中所述能量输送结构还包括用于输送光学辐射的光学通道,所述光学通道位于所述纵向通路中。

2. 根据权利要求1所述的能量输送结构,其尺寸被设计成能插入侵入式外科窥视装置的柔性插入管中。

3. 根据权利要求1或2所述的能量输送结构,其具有等于或小于3.5mm的最大外径。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的能量输送结构,其中所述同轴分层结构包括在所述内导电层和所述光学通道之间的最内绝缘层。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的能量输送结构,其中所述同轴分层结构包括在所述外导电层的外表面上的保护护套。

6. 根据权利要求5所述的能量输送结构,其中所述保护护套包括远侧部分和近侧部分,其中所述近侧部分被配置成具有比所述远侧部分更大的刚度。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的能量输送结构,其中所述光学通道包括用于输送光学辐射的一根或多根光学纤维。

8. 根据权利要求7所述的能量输送结构,其中所述光学通道包括:

照明光学纤维束,所述照明光学纤维束用于在第一方向上沿所述光学通道输送照明信号,以及

成像光学纤维束,所述成像光学纤维束用于在第二方向上沿所述光学通道输送成像信号。

9. 一种用于执行侵入式电外科手术的电外科装置,所述电外科装置包括:

手持件;

仪器线缆,所述仪器线缆连接到所述手持件并从所述手持件延伸出去,所述仪器线缆包括根据前述权利要求中任一项所述的能量输送结构;以及

仪器尖端,所述仪器尖端安装在所述仪器线缆的远侧端部处,其中所述仪器尖端连接到所述同轴传输线以递送从所述能量输送结构接收的所述射频(RF)和/或微波EM能量。

10. 根据权利要求9所述的电外科装置,其中所述光学通道延伸穿过所述仪器尖端中的孔。

11. 根据权利要求10所述的电外科装置,其中所述光学通道在形成在所述仪器尖端的外表面上的孔口处终止。

12. 根据权利要求9至11中任一项所述的电外科装置,其中所述仪器尖端包括电介质材料件,并且其中所述内导电层超过所述外导电层的远侧端部纵向延伸到所述电介质材料件中,以形成用于所述微波EM能量的辐射天线。

13. 根据权利要求12所述的电外科装置,其中所述电介质材料件是具有圆形远侧尖端的圆柱形陶瓷件。

14. 根据权利要求9至13中任一项所述的电外科装置,其中所述手持件包括用于生成将要沿所述光学通道输送的照明信号的光源。

15. 根据权利要求14所述的电外科装置,其中所述光源是发光二极管。

16. 根据权利要求9至15中任一项所述的电外科装置,其中所述手持件包括一个或多个光学元件,所述一个或多个光学元件被布置来光学地控制或操纵传输到所述光学通道中或从所述光学通道接收的光学辐射。

17. 根据权利要求9至16中任一项所述的电外科装置,其中所述手持件包括纤维镜主体,并且其中所述光学通道包括所述纤维镜的插入管。

18. 根据权利要求9至17中任一项所述的电外科装置,其中所述手持件包括用于控制所述仪器线缆的远侧部分的取向的转向机构。

19. 根据权利要求18所述的电外科装置,其中所述转向机构包括:

致动器,所述致动器安装在所述手持件的外表面上;

拉臂,所述拉臂可操作地联接到所述致动器以在所述手持件内滑动,以及

控制元件,所述控制元件沿所述仪器线缆延伸,所述控制元件可操作地联接到所述拉臂和所述仪器线缆的所述远侧部分。

20. 根据权利要求19所述的电外科装置,其中所述控制元件包括围绕所述同轴分层结构的保护护套,其中所述保护护套在所述仪器线缆的所述远侧部分处锚固到所述同轴分层结构并且在所述手持件处相对于所述同轴分层结构自由移动,并且其中所述同轴分层结构锚固到所述手持件。

21. 根据权利要求20所述的电外科装置,其中所述保护护套在所述仪器线缆的所述远侧部分中在其一侧处具有切口部分。

22. 根据权利要求19所述的电外科装置,其中所述控制元件包括一根或多根控制线,所述一根或多根控制线附接至所述拉臂并且在所述仪器线缆的所述远侧部分处固定到所述仪器线缆。

23. 根据权利要求22所述的电外科装置,其中所述控制线纵向延伸穿过所述同轴传输线的所述电介质层。

24. 根据权利要求22所述的电外科装置,其中所述控制线纵向延伸穿过围绕所述同轴分层结构的保护护套。

25. 根据权利要求9至24中任一项所述的电外科装置,其中所述手持件包括电源。

26. 根据权利要求25所述的电外科装置,其中所述电源是能再充电的。

27. 根据权利要求9至26中任一项所述的电外科装置,其中所述手持件包括用于包封其内部部件的外壳。

28. 根据权利要求9至27中任一项所述的电外科装置,其中所述仪器线缆能够从所述外壳拆卸下来。

29. 根据权利要求9至28中任一项所述的电外科装置,其中所述仪器尖端包括超声换能器,所述超声换能器被布置来将超声信号耦合到生物组织中。

30. 根据权利要求29所述的电外科装置,其中所述仪器尖端包括压电活性陶瓷,并且所

述仪器线缆被布置来输送用于控制所述压电活性陶瓷来生成所述超声信号的电压信号。

31. 根据权利要求9至30中任一项所述的电外科装置，其中所述手持件包括光学传感器，所述光学传感器用于检测从所述光学通道接收到所述手持件中的光学辐射。

32. 根据权利要求31所述的电外科装置，其中所述光学传感器是图像传感器，所述图像传感器用于基于从所述光学通道接收到所述手持件中的成像信号生成位于所述光学通道的远侧端部处的治疗部位的数字图像。

33. 根据权利要求32所述的电外科装置，其中所述图像传感器是数字相机。

34. 根据权利要求31至33中任一项所述的电外科装置，其中所述手持件包括通信模块，所述通信模块被布置来将与所述检测到的光学辐射有关的信息传送到远程装置。

35. 根据权利要求34所述的电外科装置，其中所述通信模块包括能够可通信地连接到无线网络的收发器。

36. 根据权利要求34或35所述的电外科装置，其中所述通信模块被布置来将图像数据上传到远程服务器。

37. 一种电外科设备，其包括：

根据权利要求34至36中任一项所述的电外科装置；

显示装置，所述显示装置被布置来接收和显示与所述检测到的光学辐射有关的所述信息。

38. 根据权利要求37所述的电外科设备，其中所述显示装置是膝上型计算机、平板计算机或智能电话。

39. 一种电外科系统，其包括：

电外科发生器，所述电外科发生器被布置来生成RF和/或微波EM能量；以及

根据权利要求9至36中任一项所述的电外科装置，

其中所述手持件连接到所述发生器以接收所述RF和/或微波EM能量并且将所述RF和/或微波EM能量耦合到所述仪器线缆中的所述同轴传输线中。

电外科能量输送结构和包含其的电外科装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种在例如内窥镜检查、胃镜检查、支气管镜检查、腹腔镜检查等微创手术中使用的电外科装置。具体地说，本发明涉及一种用于沿仪器线缆载运来自电外科发生器的射频(RF)和/或微波能量的能量输送结构(例如，波导或线缆)，所述仪器线缆能够插入患者体内以到达治疗部位。本发明特别可用于经自然腔道内窥镜外科手术(NOTES)。

背景技术

[0002] 常规的外科窥视装置包括可通过导管或自然腔道移动到患者体内的治疗部位的插入管。插入管将部件输送到治疗部位。在一些示例中，插入管包括用于输送照明信号并返回成像信号的观察通道，以及用于输送仪器的单独的仪器通道，所述仪器用于操纵或以其他方式治疗在治疗部位处的组织。可能希望在治疗期间可以实时观察治疗部位。

[0003] 电外科仪器是用于将射频和/或微波频率能量递送到生物组织以用于诸如切割生物组织或凝结血液的目的的仪器。通常使用线缆向电外科仪器供应射频和/或微波频率能量。用于此目的的常规线缆具有同轴传输线结构，其包括实心或多线圆柱形内导体、围绕内导体的管状电介质材料层以及围绕电介质材料的管状外导体。

[0004] 在操作许多电外科仪器时，通常需要向电外科仪器提供附加的供应或部件(例如控制构件)，诸如液体或气体馈送、液体或气体，或用于操纵(例如打开/关闭、旋转或伸出/缩回)电外科仪器的一个或多个部分的导线或拉线。

[0005] 为了向电外科仪器提供这些附加的供应或部件，已经与常规线缆一起提供附加结构，诸如与常规线缆相邻的附加管。例如，已知的是在常规线缆旁边提供容纳用于电外科仪器的拉线的附加管，并且将常规线缆和容纳拉线的管容纳在单个保护夹套/壳体内。

[0006] 通常，外科窥视装置(例如内窥镜或腹腔镜)的仪器通道的直径小于3mm，例如为2.8mm。持续的挑战是提供足够的功率和呈足够紧凑的形式以装配在仪器通道内的上文提到的附加供应或部件两者，同时保持灵活性并将功率损耗限制在可接受的(即安全的)水平。

发明内容

[0007] 最一般地，本发明提出在共同结构内组合递送用于组织治疗(例如消融、凝结或切割)的RF或微波电外科能量和光学辐射，所述共同结构可形成外科窥视装置的仪器线缆。本发明的优点有三方面。第一，所述共同结构为希望使电外科治疗可视化的系统提供更紧凑的布置。第二，它可使得与光学辐射相关联的功能性(例如，成像或其他形式的感测)能够在没有专用观察通道的外科窥视装置上获得。第三，它可使得能够提供新的一系列超小直径外科窥视装置，这开辟了在常规仪器无法触及的区域中进行电外科治疗的可能性。

[0008] 在一个示例中，所述共同结构可以是紧凑的，以使得生物组织的视觉辅助消融能够在常规外科窥视装置无法触及的区域中发生。然而，本文论述的光学辐射的用途不必限于提供治疗部位的图像。光学辐射可用于探测治疗部位以测量其性质来用于诊断目的。例

如,本发明可用于提供激光散射测量/光谱学、UV反射测量法/散射测量等。

[0009] 本文使用的术语“光学辐射”可涉及自由空间波长在100nm至1mm范围内的电磁辐射。在一些实施方案中,光学辐射处于可见光谱中,其中它可用于照亮治疗部位并为操作者提供视觉辅助。光学辐射可以是宽带的,例如来自白光源。在其他示例中,光学辐射可以是窄带的或可具有用于检测或探测某些组织特性的特定波长。例如,在内窥镜检查程序期间可选择性地将绿色和蓝色波长应用于组织以进行检查。415nm和540nm的波长可能是优选的。由于每个波长的穿透深度不同,所以不同层的可视化是可能的。415nm光用于显示粘膜中的毛细血管,而540nm光允许使更深层中的血管可视化。

[0010] 在一些示例中,共同结构还可包括用于将超声信号例如从远侧仪器尖端传输到手持件中的一个或多个超声传感器的构件。因此,共同结构可用于形成电外科装置,所述电外科装置能够沿外科窥视装置的仪器线缆将任何或所有RF/微波EM能量、光学辐射和超声信号递送到治疗部位。

[0011] 根据本发明,提供一种用于侵入式电外科手术的能量输送结构,所述能量输送结构包括同轴分层结构,所述同轴分层结构具有:内导电层;与所述内导电层同轴形成的外导电层;以及将所述内导电层和所述外导电层分开的电介质层,其中所述内导电层、所述外导电层和所述电介质层形成用于输送射频(RF)和/或微波电磁(EM)能量的同轴传输线,其中所述内导电层是中空的以形成纵向通路,并且其中所述能量输送结构还包括用于输送光学辐射的光学通道,所述光学通道位于纵向通路中。因此,能量输送结构类似于内部形成有光学通道的中空同轴传输线。在此示例中,光学通道位于在内导电层内形成的通路内。在其他示例中,光学通道可位于在同轴分层结构的其他层(例如电介质材料或外导体层)内形成的通路内。光学通道可为环形的。光学通道可以是同轴分层结构的电介质材料。

[0012] 利用上文定义的布置,能量输送结构可以特别紧凑的方式递送用于治疗(例如消融)的RF/微波能量和用于感测治疗部位或使治疗部位可视化的光学辐射。同轴分层结构可包括在内导电层和光学通道之间的最内绝缘层。最内绝缘层可防止光学通道和同轴传输线之间的干扰。

[0013] 在本说明书中,“微波”可广泛地用于指示400MHz至100GHz的频率范围,但优选地用于指示1GHz至60GHz的范围。已考虑的特定频率是:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。相比之下,本说明书使用“射频”或“RF”来指示低至少三个量级的频率范围,例如最多300MHz,优选地10kHz至1MHz。

[0014] 本文中提及“导体”或“导电”材料应解释为意指导电的,除非上下文清楚地表明旨在另一种含义。

[0015] 能量输送结构的尺寸可被设计成能插入侵入式外科窥视装置的柔性插入管中。例如,它可具有等于或小于3.5mm的最大外径,优选地等于或小于2.8mm。本文中,术语“外科窥视装置”可被理解为通用术语,它是指在微创手术中使用的一类装置,其中所述装置通常包括能够插入患者体内的刚性或柔性仪器绳。仪器绳用于出于多种原因提供通往治疗部位的途径,例如用于执行外科手术、执行视觉检查或捕获图像、进行活组织检查等。外科窥视装置的示例包括内窥镜、支气管镜、腹腔镜等。

[0016] 能量输送结构本身可形成用于外科窥视装置的仪器线缆。在此示例中,同轴分层结构可包括外导电层的外表面上的保护护套。保护护套可由生物相容性材料制成,或者可

具有生物相容性涂层。

[0017] 保护护套可有助于结构的可转向性。例如，保护护套可包括远侧部分和近侧部分，其中近侧部分被配置成具有比远侧部分更大的刚度。近侧部分可包括附加的加强层或编织物以禁止弯曲或变形。

[0018] 光学通道可包括用于输送光学辐射的一根或多根光学纤维。光学通道可以与常规纤维镜的仪器线缆类似的方式进行配置。例如，光学通道可包括用于在第一方向上沿光学通道输送照明信号的照明光学纤维束。另外或可替代地，光学通道可包括用于在第二方向上沿光学通道输送成像信号的成像光学纤维束。因此，光学通道可促进光学辐射沿能量输送结构的双向通信。

[0019] 能量输送结构可在用于执行侵入式电外科手术的电外科装置内使用。电外科装置可包括适于由操作者握持的手柄件。手柄件可包括外壳，所述外壳容纳用于控制电外科装置的部件。手柄件可连接到仪器线缆的近侧端部。仪器线缆可在远侧方向上从手柄件延伸出去。仪器线缆可包括如上所述的能量输送结构或由所述能量输送结构组成。仪器尖端可安装在仪器线缆的远侧端部处。仪器尖端可连接到能量输送结构中的同轴传输线，并且被布置来将从能量输送结构接收的射频(RF)和/或微波EM能量递送到位于治疗部位的周围生物组织。仪器线缆可以是柔性的，以使其能够插入患者体内。仪器线缆可具有任何合适的长度以到达希望的治疗部位。例如，它可具有等于或大于50cm的长度，并且优选地等于或大于1m。

[0020] 如下文更详细地说明，手柄件可被可操作地连接到同轴传输线和光学通道两者。光学通道可延伸穿过仪器尖端中的孔，以使光学辐射能够被递送到治疗部位或从治疗部位接收。在一个示例中，光学通道可在形成在仪器尖端的外表面中的孔口处终止。

[0021] 仪器尖端可包括用于使RF/微波EM能量能够被递送(例如，发射)到治疗部位处的生物组织中的任何合适的结构。仪器尖端可包括用于将微波能量传递或耦合到周围生物组织中的辐射结构(例如天线等)。仪器尖端还可包括适于递送RF能量的双极结构。在一个示例中，仪器尖端可包括电介质材料件，其中内导电层超过外导电层的远侧端部纵向延伸到电介质材料件中。这一结构可提供用于微波EM能量的辐射天线。可基于模拟来选择电介质材料件的形状，以实现能量的有效递送。例如，电介质材料件可以是具有圆形远侧尖端的圆柱形陶瓷件。

[0022] 手柄件可包括用于生成将要沿光学通道输送的照明信号的光源。光源可以是可拆卸单元，以允许根据治疗方案使用不同类型的源。可替代地或另外，手柄件可包括用于通过光缆从远程源(例如激光器等)接收光学辐射的输入光学端口。

[0023] 光源可以是发光二极管(LED)、激光二极管或其他紧凑的源。光源可由位于手柄件中的电源供电，使得所述装置是便携式的。

[0024] 手柄件可包括一个或多个光学元件，所述一个或多个光学元件被布置来光学地控制或操纵传输到光学通道中或从光学通道接收的光学辐射。例如，光学元件可包括一个或多个透镜，所述一个或多个透镜被布置来对来自光源的光学辐射进行塑形和引导，例如，以将其作为照明信号沿光学通道中的照明光学纤维束发送。另外或可替代地，一个或多个光学元件可包括一个或多个透镜，所述一个或多个透镜被布置来例如从光学通道中的成像光学纤维束捕获治疗部位的图像。成像光学纤维束可包括在仪器尖端处的透镜，例如安装在

仪器尖端的孔口中的微透镜。一个或多个光学元件可以是可调节的，例如以使图像信号能够在图像传感器处聚焦。

[0025] 在一个示例中，所述装置可包括集成的纤维镜。换句话说，手持件可包括纤维镜主体，并且光学通道可包括纤维镜的插入管。因此，所述装置可提供与常规纤维镜系统相关联的功能性。

[0026] 手持件可包括用于控制仪器线缆的远侧部分的取向的转向机构。转向机构可通过操纵致动器从手持件进行控制。例如，致动器可以是可旋转的手柄或旋钮、滑块、刻度盘等。致动器可安装在手持件的外表面上，以便操作者容易触及。

[0027] 转向机构可包括拉臂，所述拉臂可操作地联接到致动器以在手持件内滑动。拉臂可通过诸如齿条与小齿轮机构、齿轮机构等移动转换结构联接到致动器。转向机构还可包括沿仪器线缆延伸的控制元件，其中所述控制元件可操作地联接到拉臂和仪器线缆的远侧部分。因此，控制元件可以是将拉臂的移动转变成仪器线缆在其远侧端部处的偏转的部件。

[0028] 控制元件可包括围绕同轴分层结构的保护护套，例如上文描述的保护护套。保护护套在仪器线缆的远侧部分处可锚固到同轴分层结构，并且在手持件处可相对于同轴分层结构自由移动。同时，同轴分层结构可锚固到手持件。因此，拉臂相对于手持件的移动在保护护套和同轴传输线之间引入相对力，这个力引起仪器线缆的偏转。

[0029] 保护护套在近侧部分中可比在远侧部分中刚度更大，以在远侧部分中提供优先偏转区域。此外，保护护套可在仪器线缆的远侧部分中在其一侧处具有切口部分。切口部分可充当活动铰链，以致使远侧部分的偏转优先在一个方向上发生。因此，操作者可预先知道当转向机构被致动时仪器尖端将如何移动。

[0030] 在另一个示例中，控制元件可包括一根或多根控制线，所述一根或多根控制线附接到拉臂并且在仪器线缆的远侧部分处固定到仪器线缆。控制线可以是用于将力传输到远侧部分的任何合适的结构。控制线可纵向延伸穿过围绕同轴分层结构的保护护套。例如，保护护套可包括多腔管，所述多腔管例如具有用于同轴传输线/光学通道组合的第一(主)腔和用于控制线的第二(副)腔。

[0031] 在另一个示例中，转向机构可能不需要保护护套。例如，一根或多根控制线可纵向延伸穿过同轴传输线的电介质层。

[0032] 手持件可包括电源，例如可再充电电池等。电源可被布置来为容纳在手持件中的部件提供电力，例如用于为上文论述的任何或所有光源，以及下文论述的控制器、图像传感器和通信模块提供电力。

[0033] 手持件可包括用于包封其内部部件的外壳。外壳可以是刚性壳体，例如可由封装所述部件的绝缘材料制成。壳体可具有一个或多个孔口，以允许操作者在必要时与部件相互作用。

[0034] 仪器线缆可能够从手持件拆卸下来。因此，仪器线缆可被构造为一次性产品。

[0035] 如上文所论述的，所述装置可进一步被配置来在治疗部位处递送超声能量。因此，在一个示例中，仪器尖端可包括被布置来将超声信号耦合到生物组织中的超声换能器。超声换能器可包括压电活性陶瓷，例如制造为仪器尖端的部分或在仪器尖端内。仪器线缆可被布置来输送用于控制压电活性陶瓷来生成超声信号的电压信号。电压信号可由同轴传输线输送。

[0036] 电外科装置的光学通道可用作治疗部位处的光学感测或测量的基础。这一功能性可包括使用可见辐射来照亮治疗部位以使其能够在治疗之前、治疗期间和治疗之后被查看。然而，这一功能性还允许所述装置测量治疗部位处的组织特性，例如以使得能够在治疗开始之前执行诊断分析。

[0037] 手持件可包括用于检测从光学通道接收到手持件中的光学辐射的光学传感器。所述手持件中可存在多个光学传感器，例如，以使得能够进行不同类型的测量。光学传感器可以是用于将接收的光学辐射转换成指示治疗部位处的信息的输出信号的任何合适的装置。在一个示例中，光学传感器是图像传感器（例如，数字相机等），其用于基于从光学通道接收到手持件中的成像信号生成位于光学通道的远侧端部处的治疗部位的数字图像。在其他示例中，光学传感器可以是用于检测从治疗部位返回的测量信号的基于CMOS或基于CCD的传感器。

[0038] 手持件可包括具有处理器和存储器的控制器，所述存储器上存储有软件指令，所述软件指令在由处理器执行时，使得控制器能够控制所述装置的操作。例如，控制器可控制光源和光学传感器的操作。控制器可被布置来收集和存储来自光学传感器的信息。

[0039] 在一些示例中，处理器可处理（例如分析或以其他方式操纵）来自光学传感器的输出信号。然而，在优选实施方案中，所述装置被布置来将输出信号传送到远程装置。例如，手持件可包括通信模块，所述通信模块被布置来将与检测到的光学辐射有关的信息传送到远程装置。通信模块可包括用于广播输出信号或另外以无线方式传送输出信号的收发器或网络适配器。例如，通信模块可被布置来将图像数据上传到远程服务器。

[0040] 所述电外科装置可提供为电外科设备的部分，所述电外科设备还包括被布置来接收和显示与检测到的光学辐射有关的信息的显示装置。显示装置可以是任何合适的计算装置，例如膝上型计算机、平板计算机或智能电话。显示装置可直接或间接地（例如通过通信模块）能够与所述装置可通信地连接。在一个示例中，显示装置可以是被允许访问站点的具备网络功能的装置，通信模块将图像数据上传到所述站点。

[0041] 所述电外科装置可提供为电外科系统的部分，所述电外科系统还包括被布置来生成RF和/或微波EM能量的电外科发生器。手持件可连接到发生器以接收RF和/或微波EM能量并将RF和/或微波EM能量耦合到仪器线缆中的同轴传输线中。

附图说明

[0042] 下文将参照附图详细论述本发明的示例，在附图中：

[0043] 图1是为本发明的实施方案的电外科设备的示意图；

[0044] 图2是穿过用于为本发明的实施方案的电外科设备的仪器线缆的示意性截面图；

[0045] 图3是穿过为本发明的实施方案的电外科设备的仪器线缆的第一示例性远侧端部和仪器尖端的示意性截面图。

[0046] 图4是穿过为本发明的实施方案的电外科设备的仪器线缆的第二示例性远侧端部和仪器尖端示意性截面图。

[0047] 图5是穿过为本发明的实施方案的电外科设备的仪器线缆的第三示例性远侧端部和仪器尖端的示意性截面图。

[0048] 图6是示出用于为本发明的实施方案的电外科设备的手持件的内部光学部件的剖

面侧视图；

[0049] 图7是示出安装在用于为本发明的实施方案的电外科设备的手持件中的转向控制机构的剖面侧视图。

[0050] 图8是可用在为本发明的实施方案的电外科设备中的具有可拆卸线缆的手持件的示意图；以及

[0051] 图9是用于为本发明的实施方案的电外科设备的手持件内的光学部件的示意性电路图。

具体实施方式

[0052] 图1是根据本发明的电外科设备100的示意图。电外科设备100包括手持件102和在远侧方向上从手持件102延伸出去的柔性仪器线缆104。柔性仪器线缆适于插入体内以触及治疗部位。柔性仪器线缆104可在其外部表面上具有生物相容性涂层，因此其可直接插入组织中。仪器线缆104可经皮引入或通过自然腔道以微创方式引入。在一些示例中，仪器线缆104可与诸如支气管镜、内窥镜、腹腔镜等单独的外科窥视装置(未示出)一起使用。在其他示例中，仪器线缆可通过引导导管引入。然而，可能特别有利的是将仪器线缆直接插入(即，没有周围的部件)，以使其能够到达难以触及的身体区域。

[0053] 本发明中的仪器线缆104具有两个功能：将微波电磁(EM)能量和/或射频(RF) EM能量载运到治疗部位，以及载运光学辐射以用于成像或感测治疗部位的特性的目的。如在下文中详细说明的，本发明的仪器线缆104通过在共同结构内组合两个功能，以特别紧凑的方式提供这两个功能。在特定示例中，可在用于微波和/或RF电磁(EM)能量的能量输送构件内提供用于向和/或从治疗部位输送光学辐射的光学通道。在一个示例中，光学通道可充当观察通道，所述观察通道被布置来载运发往和来自治疗部位的光学信号，以使治疗部位的图像能够从手持件102输出。手持件可包括用于查看图像的观察端口(未示出)。然而，在优选的布置中，手持件102可被布置来将图像传输到单独的显示装置116。可通过无线连接，例如通过WiFi或任何其他合适的网络通信配置来传输图像。显示装置116可以是具有能够接收图像数据的显示屏的任何装置。显示装置116可以是便携式的，例如膝上型或平板计算机、智能电话等。本发明的设备可包括显示装置，因此本发明的益处可在没有本地显示设施的位置处使用。

[0054] 电外科发生器118通过线缆120(例如同轴线缆)连接到手持件102，所述线缆120将RF和/或微波能量载运到手持件102中。例如，发生器118可以是WO 2012/076844中描述的类型。手持件102包括连接器端口115，其可以是QMA连接器端口等。连接器端口115可被布置来将线缆120电连接到仪器线缆104中的能量输送结构。这种电连接可通过来自发生器的同轴线缆和能量输送结构的同轴传输线之间的“T”连接来提供。优选地，在“T”接合点和发生器上的仪器端口之间存在滤波器或扼流圈，以防止微波泄漏到仪器端口。这必须放置在距离“T”接合点微波频率的半波长处，因此“T”接合点具有高回波损耗，即，不会将大部分微波能量反射回发生器。如果要传输RF能量，则能量输送结构中的传输线的近侧端部是开路，以免使RF电压短路。它还是绝缘的和受保护的，因此它不会因RF电压而出故障或使操作员暴露于高RF电压。

[0055] 仪器线缆104在其远侧端部处具有仪器尖端106，所述仪器尖端106被布置来从插

入线缆104中的能量输送构件接收RF和/或微波能量。仪器尖端106包括能量递送部分,用于将接收到的RF和/或微波能量递送到生物组织中,例如以辅助治疗(例如切割或凝结)。

[0056] 仪器线缆104的远侧端部可以是可转向的,例如以有助于将仪器尖端106定位在期望的治疗位置处,和/或使光学辐射能够根据期望被引导,例如以获得治疗部位的不同部分的图像或在不同位置进行测量。如在下文中说明的,在一些示例中,仪器线缆104可包括一个或多个控制元件(例如,例如,拉/推杆或控制线)以有助于转向。控制元件可从仪器线缆的近侧端部穿出以接合安装在手持件102内的转向机构。转向机构可能可操作以使控制元件伸出和缩回,以实现仪器尖端处的动作。转向机构可包括安装在手持件102上的致动器。在此示例中,致动器是可旋转的旋钮110。旋钮110相对于外壳的旋转可通过安装在手持件102中的合适的转换机构转换成一个或多个控制元件的线性运动。下文参考图7论述转向机构的一个示例。

[0057] 为了限制仪器线缆104的近侧端部可相对于手持件102弯曲的角度,将锥形限制器114装配在仪器线缆104的近侧端部上。锥形限制器114固定到手持件102的远侧端部,并且因此限制线缆的移动,以防止线缆经受不希望的应力。

[0058] 如在下文中详细论述的,手持件102包括外壳,所述外壳容纳与生成和控制可沿仪器线缆104中的光学通道输送的光学辐射相关联的部件。例如,手持件102可包含电源(诸如电池或其他蓄电池)、光源(诸如发光二极管(LED)等),以及用于以期望的方式引导来自光源或来自治疗部位的光学辐射的一个或多个光学元件。光学元件可包括在外壳的外表面上的控制接口112,以使用户能够控制使用中的光学元件。例如,控制接口112可控制递送到治疗部位的强度光学辐射,或者可控制一个或多个透镜以帮助将从治疗部位接收的图像信号聚焦到光学传感器上。在一个示例中,光学检测器(例如,相机等)可安装在手持件中以接收从治疗部位返回的光学辐射,以便捕获图像信号并将图像信号传输到显示装置116。在一个示例中,光学部件可类似于常规的纤维镜。

[0059] 手持件102可包括用于启动和停用设备的电源开关(未示出)。手持件102可包括充电端口(未示出),用于将电源连接到外部电源供应以使其能够被再充电。

[0060] 图2是穿过仪器线缆104的一个示例的短长度的示意性截面图,其中能量输送结构和光学通道以紧凑的方式组合。一般来说,图2中示出的仪器线缆104是同轴传输线125,其具有能够载运光学通道的中室内导体,所述光学通道通常包括一根或多根光学纤维束。因此,光学通道可在能量输送构件内输送。这与常规的外科窥视装置形成对比,在常规的外科窥视装置中观察通道通常与仪器通道分开(即,在外面)形成并且平行于仪器通道。

[0061] 更详细地,同轴传输线125包括外导体124、内导体128以及将内导体128与外导体124分开的电介质材料126。内导体128可形成在最内绝缘导管130上。导管130是中空的,以沿同轴传输线125的纵向轴线限定中央通路132。通路132用于输送光学辐射,如本文进一步论述的。通路132可具有直径134,直径134的大小被设定来接收纤维镜的光缆。此类线缆通常具有约1mm的直径,因此通路可具有等于或小于1.5mm的直径,例如等于或小于1.2mm。

[0062] 外导体124的外表面可由保护护套122围绕。护套122可以是柔性的,以使得能够操纵仪器线缆,例如使仪器线缆转向。护套122可由生物相容性材料制成,或者可具有生物相容性外涂层,以使线缆能够直接插入组织中。可使用任何合适的材料,但PEEK是特别优选的。如在下文中说明的,在一些示例中,保护护套122可用于帮助仪器尖端的转向。

[0063] 图3是穿过第一示例性仪器线缆104的远侧端部的示意性截面图。与图2共同的特征被给予相同的参考标号并且不再进行描述。在此示例中，仪器尖端106包括电介质材料圆顶136，所述圆顶136附接(例如，粘合或其他方式附连)到仪器线缆104的远侧端部。圆顶136可由陶瓷或其他类似材料制成，其可形成辐射天线以递送从同轴传输线125接收的微波EM能量。

[0064] 在此示例中，内导体124具有远侧部分142，远侧部分142向远侧延伸超过外导体128的远侧端部。远侧部分142在圆顶136内部延伸。可在圆顶136中加工合适的凹槽以接收远侧部分142。电介质材料126也可具有远侧部分144，远侧部分144延伸超过外导体的远侧端部。远侧部分144可提供用于将圆顶136固定到同轴传输线125的附接表面。内导体的远侧部分142可延伸超过电介质材料126的远侧部分144的远侧端部。

[0065] 圆顶136可具有在其中形成的孔，当圆顶136固定到仪器线缆时，所述孔与仪器线缆104中的通路132对齐。所述孔在圆顶136的外表面上的远侧孔口146处终止。光缆140穿过通路132和孔进行输送并且在孔口146处终止。在一个优选的实施方案中，光缆140包括用于将照明信号从手持件输送到治疗部位的照明纤维束。照明信号是用于照亮或探测治疗部位(例如，以使其可见以便进行成像或其他类型的光学感测)的光学辐射。光缆140还可包括用于载运来自治疗部位(即，从治疗部位反射或以其他方式发射回到手持件，例如用于检测)的光学辐射的成像纤维束。

[0066] 在上文论述的结构的发展中，圆顶136可任选地包括适于将超声能量传输到治疗部位的换能器元件。例如，换能器元件可由压电活性陶瓷制成。仪器线缆104可被布置来递送来自手持件的用于换能器元件的操作电压。在此布置中，设备可能够与用于使治疗部位可视化的集成系统相结合地选择性地递送用于治疗的微波、RF或超声能量。

[0067] 在图3中，保护护套122通过合适的粘合或物理连接(例如，压接等)在其远侧端部处锚固到同轴传输线125。护套122在其一侧上包括切口部分138。切口部分138可以是拉长的椭圆形或类似的形式。切口部分138为护套122限定了优先横向变形轴线。换句话说，它在护套122的外表面中提供结构薄弱处，由此当护套受到压缩时，护套将优先朝向切口部分138所在的一侧弯曲。因此，切口部分138有效地充当活动铰链。

[0068] 同时，护套122的近侧端部固定到与手持件102相关联的滑块。通过致动转向机构，滑块可相对于手持件移动。同轴传输线125的近侧部分被锚固，因此它不会相对于手持件移动。因此，滑块的移动在护套中相对于同轴传输线引入压缩力或拉伸力，这继而致使仪器尖端在由活动铰链限定的方向上弯曲或伸直。

[0069] 在一个示例中，通过使保护护套预期在远侧部分处沿其长度的刚度更大，可将仪器线缆的弯曲局限在其远侧部分内。这可通过在保护护套中或保护护套上提供加强层来完成。可通过保护护套上的编织物或通过安装在仪器线缆上的夹套来提供加强层。

[0070] 图4是穿过第二示例性仪器线缆104的远侧端部的示意性截面图。与图3共同的特征被给予相同的参考标号并且不再进行描述。在此示例中，转向机构被并入到同轴传输线125的电介质材料126中。原则上，这些允许移除保护护套122，从而使得仪器线缆能够具有更小的总直径。尽管未在图4中示出，但是还可存在形成在外导体128的外表面上的薄生物相容性涂层。

[0071] 在图4中，转向由延伸穿过同轴传输线125的电介质材料126的一根或多根控制线

150、154实现。控制线150、154可由具有与电介质材料126类似的介电常数的材料制成,以防止它们干扰输送的能量。例如,控制线可由拉制的PEEK纤维制成,而电介质材料126可以是挤制的PTFE管等。

[0072] 在此实施方案中,存在安装在仪器线缆104的相反侧上的两根控制线150、154。可存在围绕仪器线缆的圆周布置的三根或更多根控制线,以使仪器线缆能够在任何方向上转向。每根控制线150、154在相应的锚定点152、156处固定到仪器尖端(例如,圆顶136)。

[0073] 每根控制线150、154可穿过形成在电介质材料126中的孔口148进行输送。

[0074] 与参考图3论述的示例类似,每根控制线154、156的近侧端部连接到转向机构,所述转向机构被布置来改变控制线相对于同轴传输线125(同轴传输线125可相对于手持件固定)的线性位置。将控制线朝向手持件拉回致使仪器线缆朝向所述控制线的锚定点所在的一侧弯曲。

[0075] 图5是穿过第三示例性仪器线缆104的远侧端部的示意性截面图。与图4共同的特征被给予相同的参考标号并且不再进行描述。图5中的转向机构以与参考图4论述的示例类似的方式利用一根或多根控制线160、164。然而,在此示例中,控制线160、164安装在围绕同轴传输线125的保护护套122中。因此,保护护套122包括多腔管,所述多腔管例如具有用于输送同轴传输线和光学通道组合的中央腔,以及用于输送相应控制线的一个或多个外腔。每根控制线160、164可在位于其远侧端部处的相应锚定点162、166处固定到保护护套122。

[0076] 图6是穿过手持件102以示出一些内部部件的剖面侧视图。手持件102包括外壳170,所述外壳170可以是用于容纳内部部件的中空壳。外壳170可在其外表面中具有孔口,以便为用户操纵部件(例如用于转向或聚焦)或者将能量耦合到装置中提供途径。外壳170可包括多个(例如两个)部分,这些部分在内部部件安装在外壳170中之后可固定在一起。

[0077] 在图6中,为清楚起见,仅示出光学部件和相关联的功率部件和控制部件。图7示出用于转向机构的部件。除了这些部件之外,手持件102还穿过近侧孔口174并围绕其他内部部件从手持件的后部(近侧)端部处的连接器端口115朝向线缆104载运同轴传输线。

[0078] 外壳170具有安装在其中的纤维镜主体172,纤维镜主体172例如卡进形成在外壳中的凹槽中,以使纤维镜主体172相对于外壳170保持静止。纤维镜主体包括前部(远侧)输入光耦合部分,所述光耦合部分具有安装在其上的光输入端口182。光源180(在这种情况下是固定到外壳170的内表面的表面安装式LED)跨光输入端口182定位,以便为纤维镜提供照明信号。前部输入光耦合部分将照明信号耦合到在光学通道184中载运的照明光学纤维束中,所述光学通道184在仪器线缆104(未示出)内穿过。外壳170包括前部(远侧)孔口175,仪器线缆104(包括光学通道184)穿过所述孔口175从外壳170穿出。

[0079] 光学通道184还包括将来自治疗部位的光学辐射输送回纤维镜主体172的成像光学纤维束。成像束通常在其远侧端部处具有一个或多个微透镜,以将来自治疗部位的光学辐射聚焦到成像束中。纤维镜主体172包括一组光学元件(例如,透镜),所述一组光学元件被布置来聚焦从成像束接收的光学辐射,以允许通过纤维镜主体172的后部(近侧)端部处的查看端口查看所述光学辐射。纤维镜主体172可包括用于改变所述一组光学元件的焦距的焦点调节器190。焦点调节器190可以是可旋转的筒体。外壳可在其侧表面中包括窗口,以允许操作者接触和旋转所述筒体。

[0080] 在图6示出的布置中,查看端口与输出透镜布置188光学连通,输出透镜装置188将

图像聚焦到图像传感器186(例如,数字相机或用于将光学辐射转换成编码图像的其他合适的装置)上。在一个示例中,在纤维镜的查看端口中发现的常规输出光学器件可由反向鱼眼透镜取代,所述反向鱼眼透镜用于将从成像束接收的光学辐射散布在图像传感器186的感测区域上。

[0081] 控制器176安装在外壳170中。控制器176可被可操作地连接到图像传感器186和光源180,以控制纤维镜的操作。控制器176可包括微处理器或单板计算机,诸如Raspberry Pi等。如下文参考图8所论述的,控制器176还可被可操作地连接到收发器,所述收发器用于将由图像传感器186捕获的图像传送到远程装置以进行显示。

[0082] 外壳170可包括电源,诸如电池或蓄电池。在一个示例中,电源178包括18650锂离子电池等。电源178可以是可再充电的,例如通过位于外壳170的外表面中的合适的充电端口。电源186可提供能量来操作光源180、控制器176、图像传感器186和收发器(未示出)。手持件102可包括启/停开关以启动和停用装置,以便在设备不使用时节省功率。

[0083] 以上参考图6论述的纤维镜可类似于常规的纤维镜装置,但是其目镜由输出透镜装置188和图像传感器186取代。

[0084] 图7是穿过手持件102以向示出仪器线缆提供可转向性的内部部件的剖面侧视图。与上文论述的示例共同的特征被给予相同的参考标号并且不再进行描述。如图7所示,外壳170可包括基于齿条和小齿轮的转向机构,以将可旋转旋钮110的旋转运动转换成保护护套122相对于同轴传输线125的纵向滑动运动。

[0085] 可旋转旋钮110通过轴可旋转地安装在外壳170上,所述轴通过凸缘保持在外壳170中形成的孔口中。所述轴在凸缘下方延伸以提供小齿轮传动装置192,小齿轮传动装置192可操作地与齿条194接合,齿条194可滑动地安装在外壳170内。可旋转旋钮110的位于外壳170外部的部分可具有形状被设计来辅助旋转的手把。

[0086] 齿条194可在纵向方向上(即,在与同轴传输线的轴向方向基本上对齐或平行的方向上)滑动。齿条194可操作地连接到推臂196或与推臂196整体形成。推臂196包括套环198,套环198装配在仪器线缆104的近侧部分上。在此示例中,套环198例如在附接点197处附接到仪器线缆104的保护护套122。同时,同轴传输线125在锚定点199处相对于外壳170固定。因此,套环198相对于外壳的纵向移动在同轴传输线125和保护护套122之间引入相对力,以在仪器线缆104的远侧端部处引起弯曲,如上文参考图3所论述的。

[0087] 在其他示例中,推臂196可连接到一根或多根控制线,所述一根或多根控制线以参考图4和图5论述的方式延伸穿过仪器线缆。在这些示例中,同轴传输线的近侧部分相对于外壳保持固定,但是推臂196可不必固定到保护护套122。

[0088] 在一些示例中,锚定点199可具有双重功能。第一,它可以上述方式将同轴传输线的近侧部分固定到外壳。第二,它可包括用于互连第一能量输送结构(可以是常规的同轴线缆)与第二能量输送结构的变压器,所述第一能量输送结构在输入孔口174处的连接器端口115和锚定点199之间延伸,所述第二能量输送结构是沿仪器线缆104延伸的中空的同轴传输线125。在一些示例中,同轴传输线125的阻抗可与第一能量输送结构的阻抗不同。变压器可提供阻抗匹配功能以减少或消除手持件102内的能量损耗。

[0089] 图8是可在为本发明的实施方案的电外科设备中使用的手持件200的另一个示例的示意图。与上文描述的手持件200的共同的特征被给予相同的参考标号并且不再进行描

述。手持件200描绘实施方案的示意性示例，其中仪器线缆104可以是可拆卸的并且任选地可以是一次性物品。

[0090] 手持件200包括主体202，所述主体202容纳上文关于图6和图7论述的内部部件。在主体202的前部(远侧)端部处，有两个连接端口206、208。第一连接端口206用于将微波和/或RF能量从主体202传递到仪器线缆104中。第二连接端口208用于向和/或从仪器线缆104传递光学辐射。第一连接端口206可以是QMA端口等。第二连接端口208可以是光学耦合器或纤维镜连接器。

[0091] 在此示例中仪器线缆104可具有近侧端部壳体204，所述近侧端部壳体204被布置来与主体202的远侧部分接合并附接到所述远侧部分。在此示例中，近侧端部壳体204还可充当用于仪器线缆104的偏转限制构件，以防止仪器线缆104在手持件处经受过多的弯曲。近侧端部壳体204可例如在其内表面上包括接合特征(未示出)，所述接合特征与主体202上的对应特征配合以将两个部分固定在一起。

[0092] 近侧端部壳体204可限定凹槽，一对连接器210、212安装在所述凹槽中。当近侧端部壳体204安装在主体202上时，第一连接器210可能可接收在第一连接器端口206中。第一连接器210是由仪器线缆104输送的同轴传输线125的近侧终端。当第一连接器210可操作地连接到第一连接器端口206时，微波和/或RF能量可从主体202传递到仪器线缆104中。

[0093] 当近侧端部壳体204安装在主体202上时，第二连接器212可能可接收在第二连接器端口208中。第二连接器212是由仪器线缆104输送的光学通道140的近侧终端。当第二连接器212可操作地连接到第二连接器端口208时，光学辐射可传递到仪器线缆104中并从仪器线缆104中传递出。

[0094] 图9是用于为本发明的实施方案的电外科设备的手持件内的电路装置250的示意性电路图。所述电路装置包括控制器252，所述控制器252可以是微处理器或单板计算机，诸如Raspberry Pi等。控制器252通过第一接口260被连接以控制图像传感器258。在此示例中，图像传感器258是8百万像素的相机。控制器252还通过第二接口256连接到收发器254。例如，收发器254可以是通过微型USB端口等连接到微处理器的USB WiFi软件狗。此布置形成用于捕获和传输或广播来自纤维镜的图像的输出电路。控制器252可具有存储器，所述存储器上存储有软件指令，所述软件指令在被执行时，致使控制器使用相机记录图像并且在远程显示装置(例如计算机、平板计算机或智能电话)上显示这些图像。在一个示例中，装置可向本地无线热点进行广播，其他装置可连接到所述本地无线热点。用户可浏览到特定的URL(例如192.168.42.1/vision.php)以访问图像。显示器上还可示出进一步的信息，包括患者信息、日期/时间和任何其他所需信息。

[0095] 在图9中示出的布置的发展中，控制器252可与用户接口通信，以使得能够实时控制或修改功能性和操作。用户接口可在手持件本身上，例如作为一系列按钮和显示器，以示出当前操作状态和修改操作。可替代地或另外，用户接口可在远程装置上，所述远程装置通过收发器254与控制器252通信。因此可远程操作控制器252。实时控制的示例包括诸如图像亮度、对比度和锐度的修改，以及在记录静止图像和记录视频之间切换。

[0096] 在控制器252是单板计算机的情况下，它可包括未使用的端口，例如迷你HDMI接口262和微型SD接口264。

[0097] 电路装置250包括电源270，所述电源270可以是可再充电电池等，通过充电电路

268连接到控制器252。所述充电电路被布置来调节电压。它可包括连接器端口269，例如微型USB插座，以使电路装置能够连接到市电电源以允许对电源再充电。在一个示例中，电源270是18650锂离子电池，并且充电电路被布置来提供电压增加和调节两者(通常从3.7-4.2V到5V)。可在充电电路268和控制器252之间的连接上提供启/停开关266。

[0098] 电路装置250还包括连接在电源270和光源272之间的恒定电流电路271。在此示例中，光源是LED。可能希望改变在治疗部位处的照明水平，因此电路还包括电位计274以允许LED是可调光的。电位计274可具有与其相关联的致动器，用户能够通过手持件的外侧上的孔口触及所述致动器。所述致动器可以是拇指旋轮、滑块或任何其他合适的控制元件。恒定电流电路271被布置来确保光源272仅从电源270提取有限的电流(例如，大约500mA)。这既是为了节省电荷，也是为了使更高电流水平的风险最小化，更高电流水平在手持件内引起不必要的发热。

[0099] 上面论述的电路装置250和设备可如下组合成特定示例。手持件的主组件可包括具有1mm光学通道的纤维镜，所述光学通道具有发送和返回纤维束以及近侧端部处的集成透镜组件。光学通道可容纳在中空同轴传输线内，沿所述中空同轴传输线可递送微波功率。所述同轴传输线可在远侧圆柱形陶瓷(例如Macor)辐射尖端处终止，所述辐射尖端具有圆形端部和用于穿过纤维进行观察的同心孔口。

[0100] 来自纤维镜的图像可使用鱼眼透镜进行反向放大，并且通过相机捕获并通过单板计算机处理器(诸如Raspberry Pi Zero)处理、数字变焦并广播或上传以通过WiFi访问。锂离子电池或蓄电池可为处理器供电，并且单个LED光源被馈送到纤维镜透镜组件上的光端口中，以便照亮在视觉系统的远侧端部处的体腔。

[0101] 主组件可封装在塑料真空铸造的手持件内。虽然此示例使用常规的纤维镜来操作，但这不是必需的。在其他示例中，专用透镜组件可直接构建在手持件中。

[0102] 光源可被布置来尽可能接近地模仿日光，因为这对于照亮治疗部位是最佳的，并且将接近地模仿支气管镜外科医生所习惯的卤素源。因此，所使用的LED可以是具有大约5.8开尔文色温的白光LED。所述LED可具有大约50-100流明的输出，以便充分照亮治疗部位。

[0103] 组合的光学通道和同轴传输线可容纳在保护护套(例如，由PEEK制成)内，并且可基于活动铰链型机构能够以一个自由度转向。为了提供可预测的转向，可在保护护套的远侧端部处从保护护套的一侧移除一定长度的材料，使得其保护护套产生薄弱处。护套已在其远侧端部处固定到组合的光学通道和同轴传输线。当从近侧端部推动或拉动护套时，远侧端部因此被迫弯曲，从而允许在角落处进行移动和观察。

[0104] 为了防止流体进入，保护护套可由热缩管覆盖。仪器线缆可具有等于或不超过3.5mm的最大外径。热缩管可用于将组件保持在一起，使得保护护套不会超过其弹性极限并永久性地变形。

[0105] 在近侧端部处，手持件可具有可旋转的旋钮或手柄，所述旋钮或手柄在被转动时致使保护护套沿同轴传输线的长度来回移动，从而提供转向能力。

[0106] 可使用其它转向机构。例如，控制线(例如由镍钛诺制成)可在同轴传输线的外导体和保护护套的内表面之间馈送。控制线可在其远侧端部处紧固在保护护套的外表面上。控制线可延伸穿过同轴传输线的外表面上的固定引导件，以便在任何给定的方向上可靠地

拉动。可存在多根控制线。每根控制线可在仪器线缆的近侧端部处固定到旋转筒体。当所述筒体在第一方向上旋转时，第一控制线可在一个方向上被拉动，而第二控制线在另一方向上被释放。这可在远侧端部处提供围绕一条轴线的转向。可添加另外两条线以给予另一条移动轴线，所述另一条移动轴线在被组合时，可给予完整的360度可转向性。

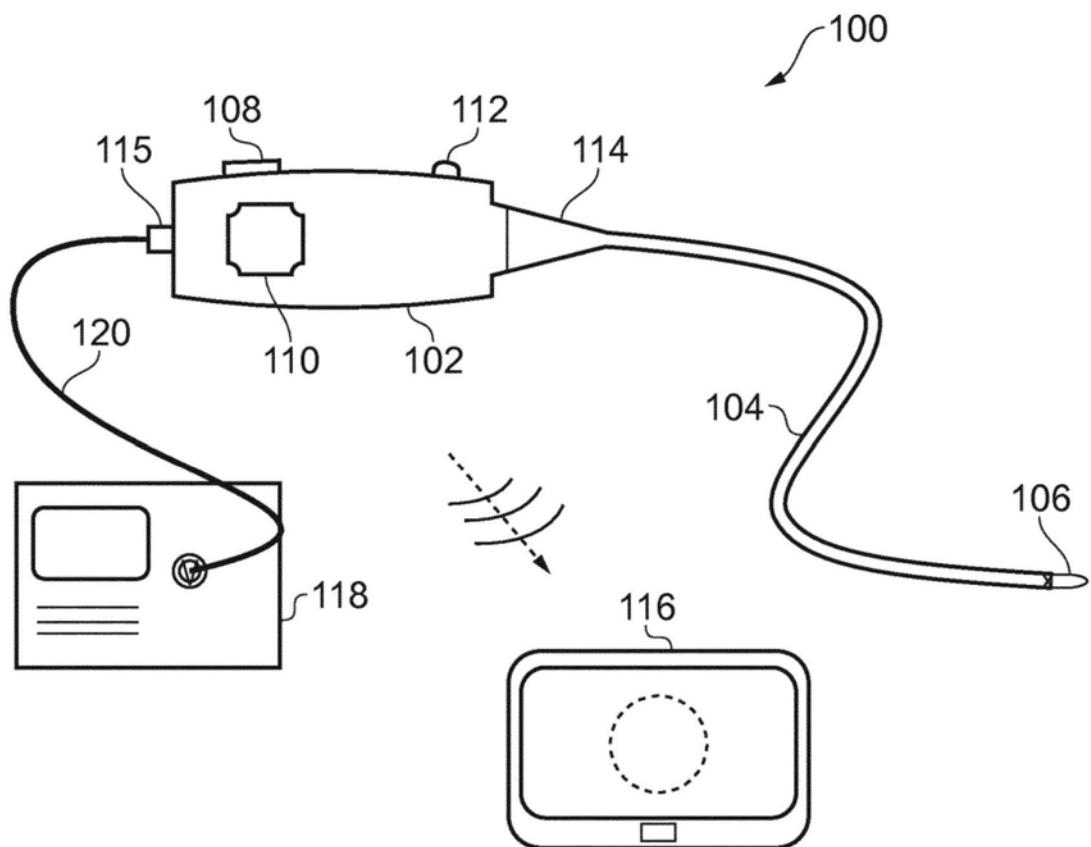


图1

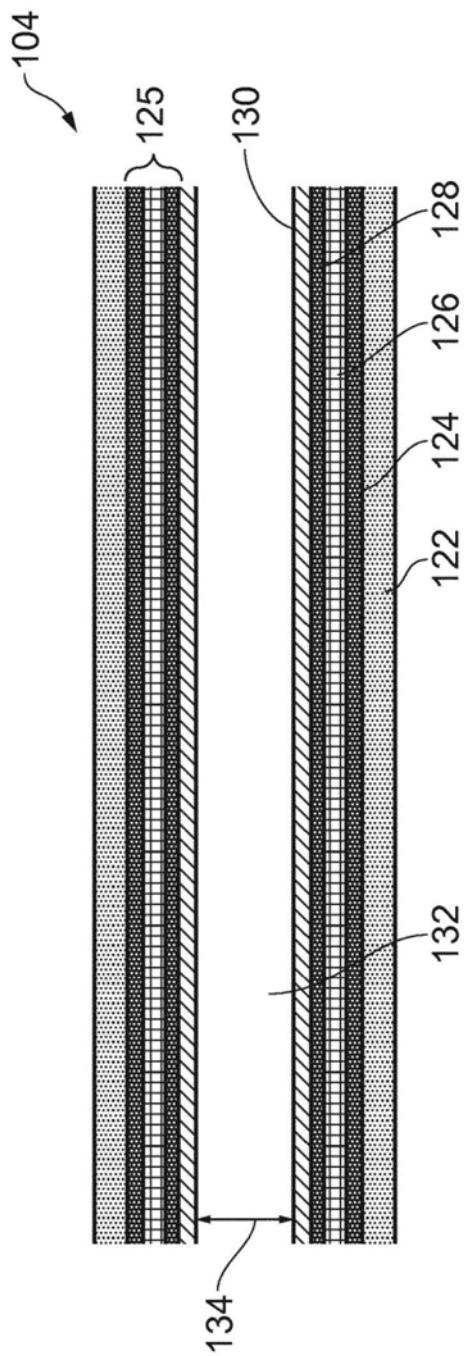


图2

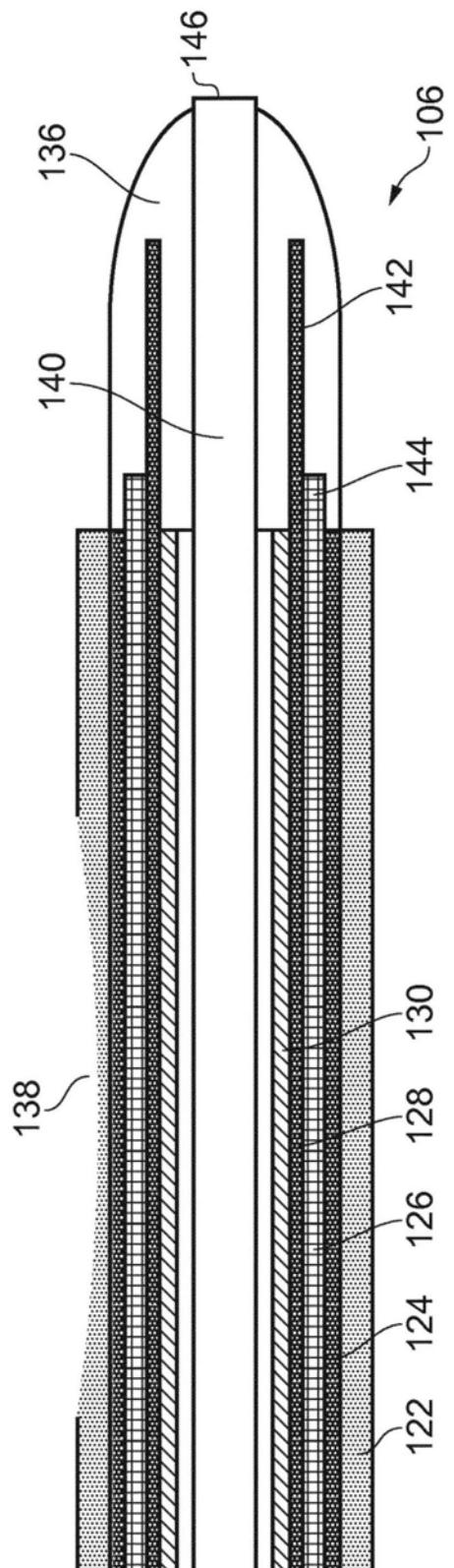


图3

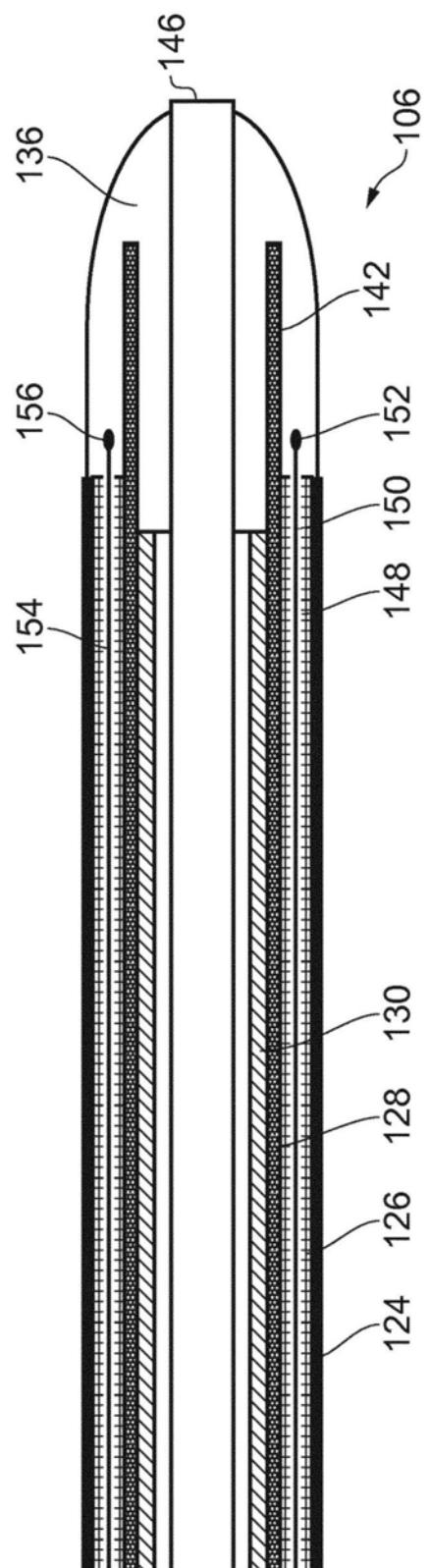


图4

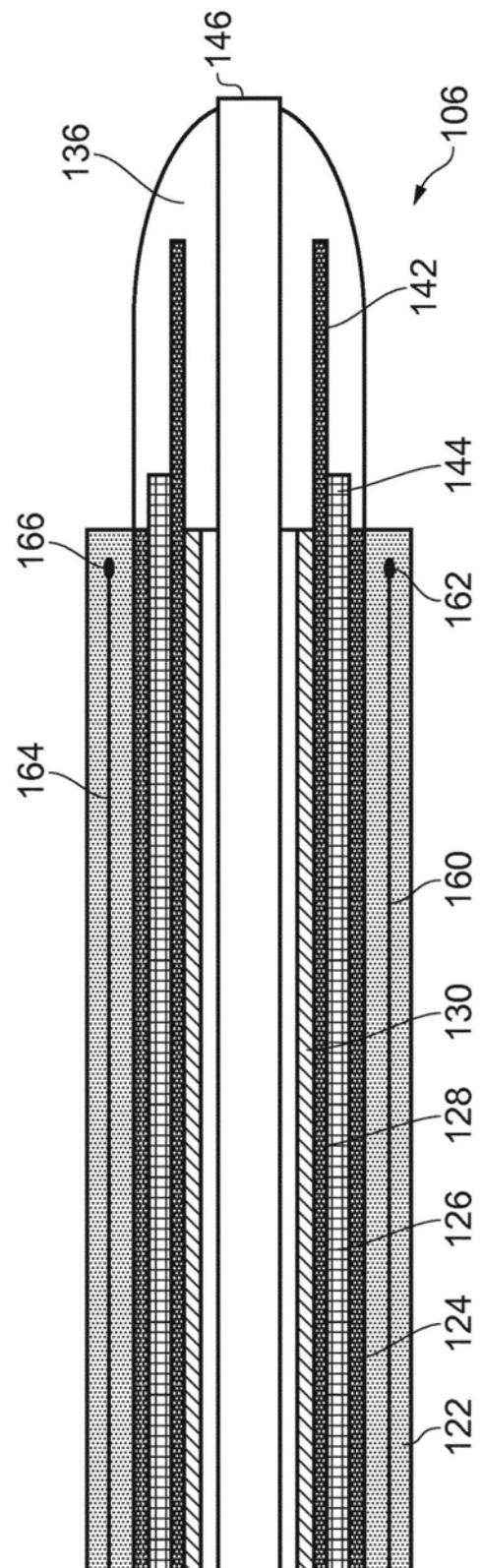


图5

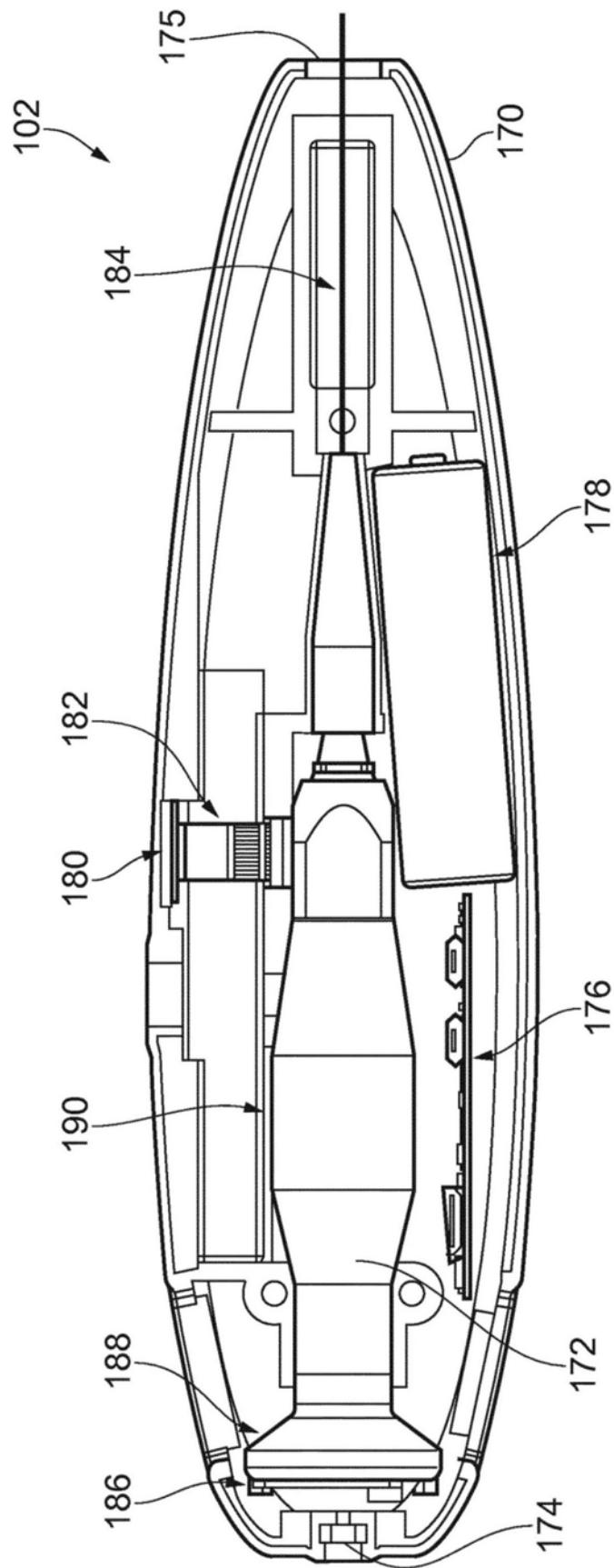


图6

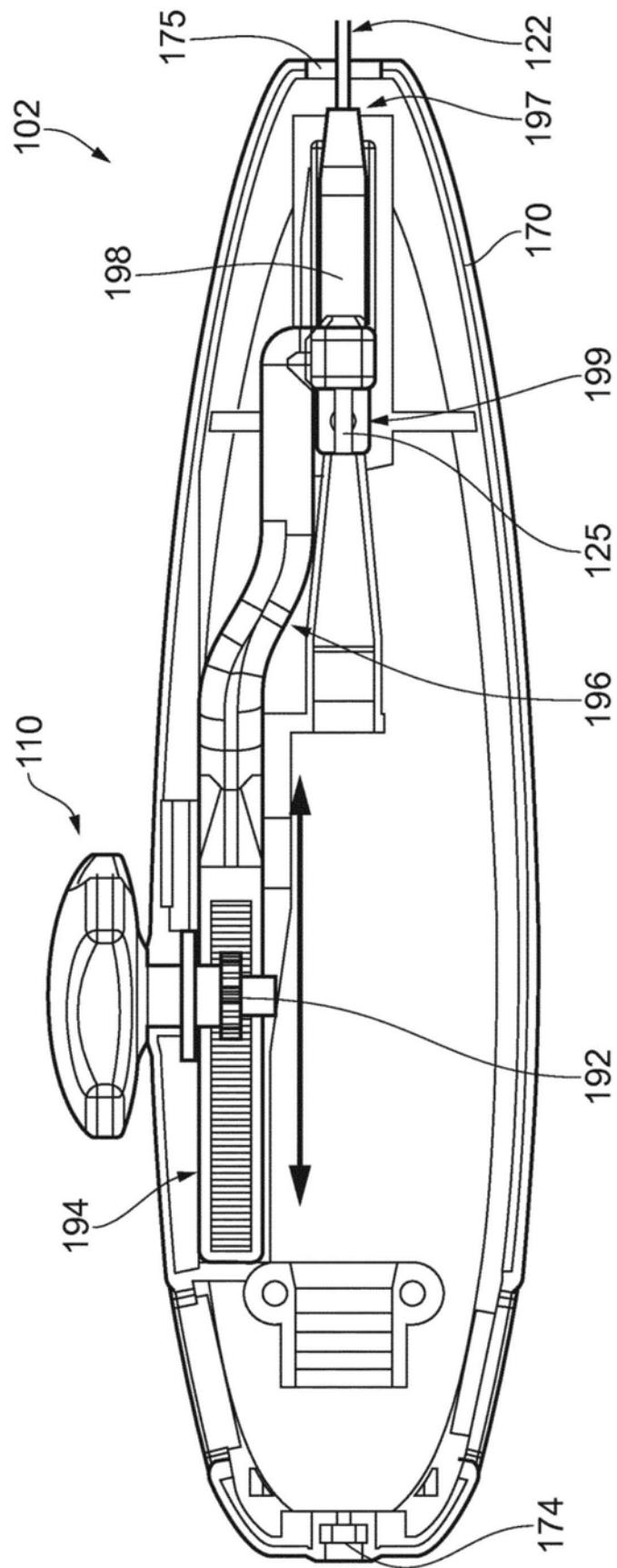


图7

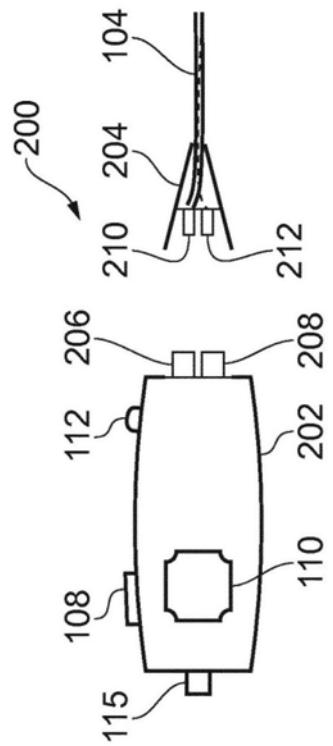


图8

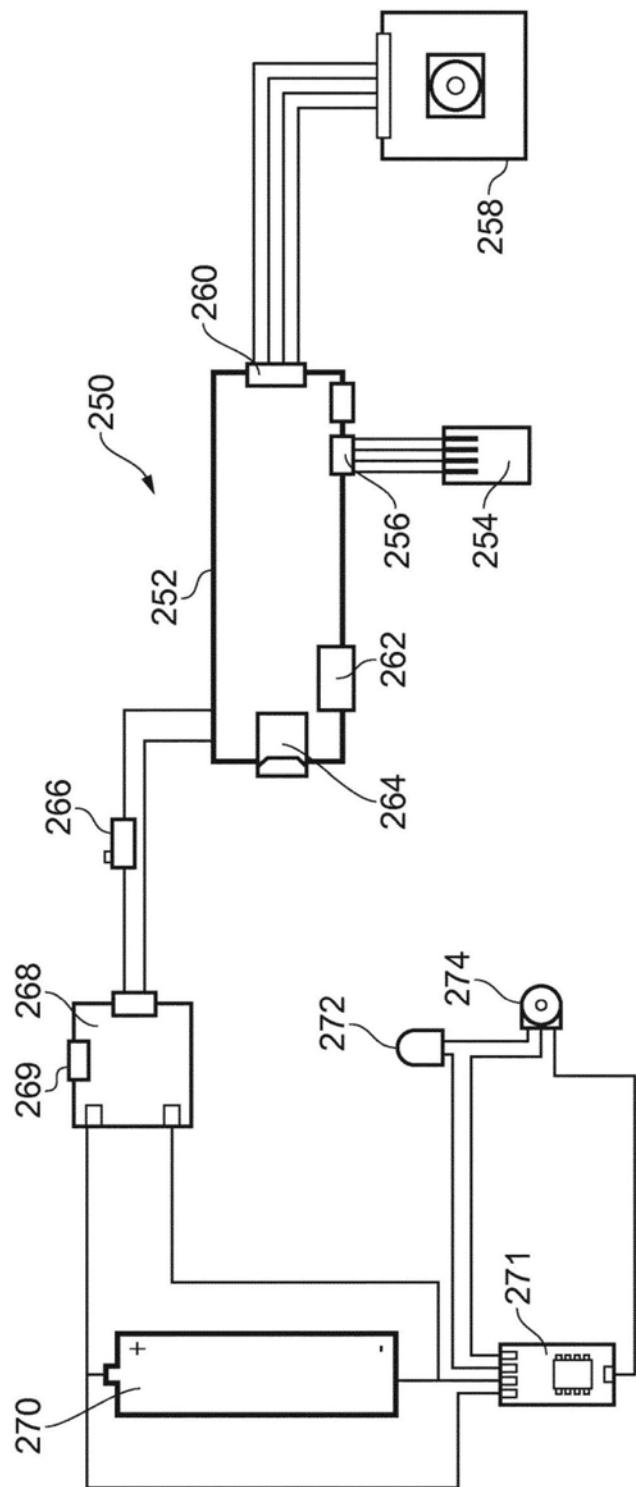


图9

专利名称(译)	电外科能量输送结构和包含其的电外科装置		
公开(公告)号	CN110290737A	公开(公告)日	2019-09-27
申请号	CN201880011410.2	申请日	2018-03-29
[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 S普雷斯顿 大卫韦伯		
发明人	C·P·汉考克 S·普雷斯顿 威廉·塔普林 山姆·詹姆斯 G·乌尔里克 大卫·韦伯		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/07 A61B5/00 G02B6/38 H01B11/18 H01B11/22 A61B18/00 A61B18/18		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B1/07 A61B18/1815 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/00636 A61B2018/00982 A61B2018/00994 A61B2018/1861 A61B5/0059 A61B5/0084 A61B18/1492 A61B18/1206 A61B2018/126		
代理人(译)	熊永强		
优先权	2017005167 2017-03-30 GB		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种用于侵入式电外科手术的能量输送结构，其提供用于在共同结构内组合递送以下各项：(i)用于组织治疗(例如消融、凝结或切割)的RF或微波电磁能量，以及(ii)光学辐射，所述共同结构可形成外科窥视装置的仪器线缆。所述结构类似于内部形成有光学通道的中空同轴传输线。所述光学通道可位于在内导电层内或在同轴传输的其他层内形成的通路内。所述结构可用于形成电外科装置，所述电外科装置能够沿外科窥视装置的仪器线缆将RF/微波EM能量、光学辐射和超声信号递送到治疗部位。

