



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112969427 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 03

(21) 申请号 201980072051.6

S·斯温 M·怀特

(22) 申请日 2019.10.23

(74) 专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司

(65) 同一申请的已公布的文献号

公司 44202

申请公布号 CN 112969427 A

专利代理师 熊永强

(43) 申请公布日 2021.06.15

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61B 18/18 (2006.01)

1817703.0 2018.10.30 GB

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.04.29

(56) 对比文件

US 2017231695 A1, 2017.08.17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/078899 2019.10.23

US 2017215955 A1, 2017.08.03

US 2016361088 A1, 2016.12.15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/089015 EN 2020.05.07

US 2016113700 A1, 2016.04.28

CN 108495596 A, 2018.09.04

CN 107708783 A, 2018.02.16

US 2019374277 A1, 2019.12.12

(73) 专利权人 科瑞欧医疗有限公司

地址 英国蒙茅斯郡

审查员 武瑞青

(72) 发明人 C·P·汉考克 G·乌尔里克

S·普雷斯顿 大卫·韦伯

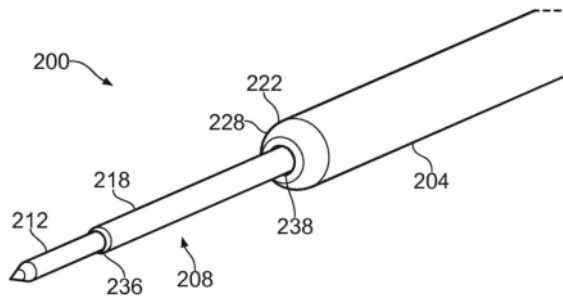
权利要求书2页 说明书18页 附图15页

(54) 发明名称

电外科器械

(57) 摘要

一种电外科装置,其具有用于将电磁能量递送到生物组织的辐射尖端部分,其中所述电外科装置设置在导管中。所述电外科装置能相对于所述导管在所述辐射尖端部分暴露的部署位置与所述辐射尖端部分容纳在所述导管内的缩回位置之间移动。以此方式,所述辐射尖端部分可缩回,直到要使用它的时刻为止。这可有利于将所述装置插入穿过外科窥视装置的器械通道。特别地,这可防止所述辐射尖端部分在将所述装置插入所述器械通道中时卡在所述器械通道上,所述卡住可能对所述器械通道和/或所述辐射尖端部分造成损坏。



1. 一种电外科器械,其包括:
柔性导管,所述柔性导管具有穿过其延伸的管腔,所述导管被设定尺寸为能插入穿过外科窥视装置的器械通道;以及
电外科装置,所述电外科装置设置在所述管腔内,所述电外科装置包括:
柔性同轴电缆,所述柔性同轴电缆被构造来传送微波能量;以及
辐射尖端部分,所述辐射尖端部分连接在所述同轴电缆的远侧端部处以接收所述微波能量,所述辐射尖端部分与所述柔性同轴电缆相比具有更小的外径,其中所述辐射尖端部分包括:
近侧同轴传输线,所述近侧同轴传输线用于传送所述微波能量;以及
远侧针尖端,所述远侧针尖端在所述近侧同轴传输线的远侧端部处,所述远侧针尖端被构造来将所述微波能量辐射到生物组织中,
其中所述电外科装置能在所述管腔内在所述远侧针尖端突出超过所述导管的远侧端部的部署位置与所述远侧针尖端部分容纳在所述导管内的缩回位置之间纵向移动。
2. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述远侧针尖端被构造来作为半波长变换器操作,以将所述微波能量从所述远侧针尖端递送到生物组织中。
3. 根据权利要求1或2所述的电外科器械,其中所述导管在其远侧端部处包括收缩通路,所述收缩通路被设定尺寸以允许所述辐射尖端部分穿过并且禁止所述柔性同轴电缆穿过。
4. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中所述收缩通路延伸穿过安装在所述导管的所述远侧端部处的塞子。
5. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述导管的远侧表面是修圆的。
6. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中当处于所述缩回位置时,所述远侧针尖端保持在所述收缩通路中。
7. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述远侧针尖端包括在其远侧端部处的尖头尖端。
8. 根据权利要求7所述的电外科器械,其中所述尖头尖端由刚性绝缘材料制成。
9. 根据权利要求7或8所述的电外科器械,其中远侧针尖端包括围绕中心导电元件的远侧电介质套筒,并且其中所述尖头尖端紧固在所述远侧电介质套筒的远侧端部处的孔中。
10. 根据权利要求7所述的电外科器械,其中所述尖头尖端由氧化锆制成。
11. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述近侧同轴传输线包括内导体,所述内导体通过电介质套筒与外导体分开,其中所述内导体包括远侧部分,所述远侧部分突出超过所述外导体的远侧端部,并且其中所述远侧针尖端包括所述内导体的所述远侧部分的长度。
12. 根据权利要求11所述的电外科器械,其中所述近侧同轴传输线的所述外导体由镍钛合金制成。
13. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述辐射尖端部分通过安装在所述辐射尖端部分与所述同轴电缆之间的结合部之上的套环紧固到所述同轴电缆,所述套环具有修圆的远侧表面。
14. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述辐射尖端部分的长度等于或大于

140mm。

15. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述辐射尖端部分在其外表面上具有非粘结材料。

16. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述同轴电缆的近侧部分紧固到刚性加固元件。

17. 根据权利要求16所述的电外科器械,其中所述管腔的近侧部分与所述管腔的远侧部分相比具有更大的直径,以接收所述同轴电缆的所述近侧部分。

18. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述近侧同轴传输线的内导体由内芯和外导电涂层形成,所述内芯由第一导电材料制成,所述外导电涂层由与所述第一导电材料相比具有更高导电性的第二导电材料制成。

19. 一种用于控制电外科器械沿着导管的管腔的移动的手持件,所述手持件包括:

第一区段,所述第一区段具有连接器,所述连接器用于将所述手持件的远侧端部连接到外科窥视装置的器械端口;

第二区段,所述第二区段连接到所述第一区段并且能沿着所述第一区段的长度移动,所述第二区段具有用于保持所述导管的近侧端部的保持器,由此所述第二区段与所述第一区段之间的相对移动被布置来控制所述导管从所述手持件的远侧端部伸出的长度;以及

第三区段,所述第三区段连接到所述第二区段并且能沿着所述第二区段的长度移动,所述第三区段具有同轴连接器,所述同轴连接器被布置来接收在所述导管的所述管腔内传送的同轴电缆的近侧端部,由此所述第三区段与所述第二区段之间的相对移动被布置来控制所述同轴电缆在所述导管内的相对位置。

20. 根据权利要求19所述的手持件,其中所述第二区段具有用于使所述第二区段相对于所述第一区段的位置固定的固定机构。

21. 根据权利要求19或20所述的手持件,其中所述第二区段包括能沿着所述第二区段的长度移动的限制器,并且其中所述限制器被布置来约束所述第三区段相对于所述第二区段的运动。

22. 根据权利要求19所述的手持件,其中所述第一区段和所述第二区段可伸缩地布置,所述第二区段能沿着所述第一区段的长度滑动。

23. 根据权利要求19所述的手持件,其中所述第二区段和所述第三区段可伸缩地布置,所述第三区段能沿着所述第二区段的长度滑动。

24. 一种用于治疗生物组织的电外科系统,所述系统包括:

电外科发生器,所述电外科发生器被布置来供应微波能量;

外科窥视装置,所述外科窥视装置具有用于插入患者体内的柔性插入软线,其中所述柔性插入软线具有沿着其长度延伸的器械通道;

根据权利要求1至18中任一项所述的电外科器械,其中所述电外科器械被设定尺寸以配合在所述器械通道内;以及

根据权利要求19至23中任一项所述的手持件,其中所述电外科器械的所述导管的近侧端部保持在保持器中,所述电外科器械的同轴电缆的近侧端部被接收在所述同轴连接器中,并且所述同轴连接器连接到所述电外科发生器以接收所述微波能量。

电外科器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于将电磁能量递送到生物组织以便消融靶组织的电外科器械。特别地,探针被构造来可插入穿过外科窥视装置或导管的通道,所述外科窥视装置或导管可以非侵入性方式被引入到治疗部位。探针可被布置来消融组织,诸如肿瘤、囊肿或其他病变。探针可特别适合于胰腺治疗。

背景技术

[0002] 已发现电磁(EM)能量以及特别是微波和射频(RF)能量因其能够切割、凝结和消融身体组织而可用于电外科手术中。通常,用于将EM能量递送到身体组织的设备包括包含EM能量源的发生器以及连接到发生器以用于将能量递送到组织的电外科器械。常规的电外科器械往往被设计成经皮地插入患者的身体中。然而,例如如果靶部位是在移动的肺或胃肠(GI)道的薄壁区段中,则可能难以将器械经皮地定位在身体中。其他电外科器械可通过外科窥视装置(例如,内窥镜)递送到靶部位,所述外科窥视装置可延伸穿过身体内的通道,诸如气道或者食道或结肠的腔。这允许最小侵入性治疗,从而能够降低患者的死亡率并且降低术中和术后并发症率。

[0003] 使用内镜超声引导射频消融治疗胰腺组织的技术是已知的(Pai, M. 等人: Endoscopic ultrasound guided radiofrequency ablation, for pancreatic cystic neoplasms and neuroendocrine tumors, World J Gastrointest Surg 2015年4月27日; 7(4):52-59)。在此技术中,具有较小直径(例如,0.33mm)的导线被插入穿过支持超声的内窥镜的工作通道。RF功率结合与患者的皮肤接触的外部接地的返回垫一起施加到导线,以凝结肝脏和胰腺中的组织。为了消融病变,有必要通电90秒至120秒,并且在一些情况下将导线移除和复位。

发明内容

[0004] 总的来说,本发明提供一种电外科装置,所述电外科装置具有用于将电磁能量递送到生物组织的辐射尖端部分,其中所述电外科装置设置在导管中。所述电外科装置能相对于所述导管在所述辐射尖端部分暴露的部署位置与所述辐射尖端部分容纳在所述导管内的缩回位置之间移动。以此方式,所述辐射尖端部分可缩回,直到要使用它的时刻为止。这可有利于将所述装置插入穿过外科窥视装置的器械通道。特别地,这可防止所述辐射尖端部分在将所述装置插入所述器械通道中时卡在所述器械通道上,所述卡住可能对所述器械通道和/或所述辐射尖端部分造成损坏。

[0005] 此构型对于治疗胰腺中的肿瘤可能特别有益,因为所述装置可在辐射尖端部分处于缩回位置的情况下邻近十二指肠壁定位。接着,可使辐射尖端部分暴露以刺穿十二指肠壁并且穿透胰腺,在胰腺处所述辐射尖端部分可递送电磁能量以消融靶组织。辐射尖端部分的尺寸可被设定成适合于插入胰腺中,以提供对已知的RF消融技术的快速且精确的替代。

[0006] 尽管本发明可在胰腺中找到特定用途,但它也可适用于其他棘手的治疗部位,诸如肺、肝等。

[0007] 根据本发明的第一方面,提供一种电外科器械,其包括:柔性导管,所述柔性导管具有穿过其延伸的管腔,所述导管被设定尺寸为可插入穿过外科窥视装置的器械通道;以及电外科装置,所述电外科装置设置在所述管腔内,所述电外科装置包括:柔性同轴电缆,所述柔性同轴电缆被构造来传送微波能量;以及辐射尖端部分,所述辐射尖端部分连接在所述同轴电缆的远侧端部处以接收所述微波能量,所述辐射尖端部分与所述柔性同轴电缆相比具有更小的外径,其中所述辐射尖端部分包括:近侧同轴传输线,所述近侧同轴传输线用于传送所述微波能量;以及远侧针尖端,所述远侧针尖端在所述近侧同轴传输线的远侧端部处,所述远侧针尖端被构造来将所述微波能量辐射到生物组织中,其中所述电外科装置可在所述管腔内在所述远侧针尖端突出超过所述导管的远侧端部的部署位置与所述远侧针尖端部分容纳在所述导管内的缩回位置之间纵向移动。

[0008] 此构型使得辐射尖端部分在不使用时能够缩回到导管中。以此方式,可在辐射尖端部分处于缩回位置的情况下将器械操纵到适当位置,以便有利于操纵器械。由于辐射尖端部分与同轴电缆相比具有更小的外径,因此辐射尖端部分更有可能卡在外科窥视装置的器械通道中或组织上。通过在操纵器械的同时使辐射尖端部分保持在缩回位置,可避免辐射尖端部分的此类卡住。

[0009] 可使用合适的致动机构使电外科装置沿着导管的管腔移动。当电外科装置处于部署位置时,辐射尖端部分的全部或部分可突出超过导管的远侧端部。当电外科装置处于缩回位置时,远侧针尖端可位于导管内部,使得其不突出超过导管的远侧端部。可使电外科装置在远侧方向上移动以使其移动到部署位置,并且可使电外科器械在近侧方向上移动以使其移动到缩回位置。

[0010] 导管可通过由柔性生物相容性材料制成的管形成。例如,导管可由聚醚醚酮(PEEK)或PTFE的管制成。作为另一实例,导管可由聚醚嵌段酰胺(例如,**Pebax®**)材料制成。导管可由非粘结材料(例如,PTFE)制成或涂覆有非粘结材料以防止组织粘结到导管上。为了配合在外科窥视装置的器械通道内,导管可具有等于或小于2.0mm的外径。

[0011] 管腔可以是延伸穿过导管的纵向通路。管腔的尺寸可被设定成接收电外科装置并且允许电外科装置穿过。

[0012] 柔性同轴电缆可以是在近侧端部处可连接到电外科发生器以接收微波能量的常规的低损耗同轴电缆。同轴电缆可具有通过电介质材料与外导体分开的中心导体。同轴电缆还可包括用于使电缆绝缘并且保护电缆的外保护性护套。在一些实例中,保护性护套可由非粘结材料制成或涂覆有非粘结材料以有利于同轴电缆沿着管腔移动。辐射尖端部分位于同轴电缆的远侧端部处,并且进行连接以接收沿着同轴电缆传送的微波能量。

[0013] 近侧同轴传输线连接到同轴电缆的远侧端部以接收由同轴电缆传送的微波能量。近侧同轴传输线可具有内导体,所述内导体电连接到同轴电缆的中心导体。近侧同轴传输线还可具有围绕内导体设置的近侧电介质套筒和围绕近侧电介质套筒形成的外导体。近侧同轴传输线的外导体可电连接到同轴电缆的外导体。

[0014] 近侧同轴传输线中使用的材料可与同轴电缆中使用的材料相同或不同。可选择近侧同轴传输线中使用的材料以提供近侧同轴传输线的期望的柔性和/或阻抗。例如,可选择

近侧同轴传输线的电介质材料以改善与靶组织的阻抗匹配。

[0015] 可选择近侧同轴传输线的部件的尺寸,以向所述近侧同轴传输线提供与柔性同轴电缆的阻抗相同或相近的阻抗(例如,约 50Ω)。内导体可由具有高导电性的材料(例如,银或铜)形成。近侧同轴传输线的内导体与同轴电缆的中心导体相比可具有更小的外径。这可有利于辐射尖端部分的弯曲。

[0016] 远侧针尖端形成在近侧同轴传输线的远侧端部处。远侧针尖端可包括发射器结构,所述发射器结构被布置来从近侧同轴传输线接收微波能量并且将所述能量递送到靶组织中。可基于要递送的能量的类型和期望的治疗方式来选择发射器结构。例如,发射器结构可包括用于将微波能量辐射到周围组织中以执行组织消融的单极或双极微波天线。在其他实例中,发射器结构可包括一对RF电极,所述一对RF电极被布置来将射频能量递送到靶组织中。在此类实例中,同轴电缆被布置来将射频(RF)能量递送到电外科装置,所述电外科装置可能使用RF能量执行消融、凝结和/或切除。在一些实例中,发射器结构可被构造来(同时地或顺序地)发射微波能量和射频能量两者。

[0017] 如以上所提及,辐射尖端部分的外径小于同轴电缆的外径。通过使用更小直径的辐射尖端部分,可减小当将辐射尖端部分插入靶组织中时产生的插入孔的大小。这可减少出血,并且使伤口更快愈合。例如,当将装置插入胰腺中时,这可减小在十二指肠壁中形成的插入孔的大小。发明人还发现,这种构型对于治疗肝中的肿瘤是有益的,在肝中,插入孔的出血可能是一个问题。

[0018] 另外,通过使辐射尖端部分的外径小于同轴电缆的外径,辐射尖端部分可比同轴电缆更具柔性。这可有利于将远侧针尖端引导到期望位置,例如,有必要围绕急弯引导装置的位置。因此,本发明在使用具有相对更大外径的同轴电缆以减少热损失影响与使用具有相对较小直径的辐射尖端部分以提供改善的柔性并且减少插入时的组织损伤之间取得平衡。

[0019] 远侧针尖端被构造来作为半波长变换器操作以将微波能量从远侧针尖端递送到生物组织中。将远侧针尖端构造为半波长变换器的优点可以是使在部件之间(例如,同轴电缆与近侧同轴传输线之间以及近侧同轴传输线与远侧针尖端之间)的界面处的反射最小化。由于阻抗的更大变化,后一界面处的反射系数通常更大。半波长构型可使这些反射最小化,使得主要反射系数变为近侧同轴传输线与组织之间的界面的反射系数。可将近侧同轴传输线的阻抗选择为与预期组织阻抗相同或相近,以提供微波能量的频率下的良好匹配。

[0020] 导管可在其远侧端部处包括收缩通路,所述收缩通路被设定尺寸以允许辐射尖端部分穿过并且禁止柔性同轴电缆穿过。在一个实例中,收缩通路可延伸穿过安装在导管的远侧端部处的塞子。塞子可用以防止组织和/或流体从治疗部位进入导管。此外,当装置在缩回位置与部署位置之间移动时,收缩通路可用于引导辐射尖端部分。这可实现辐射尖端部分的精确定位,从而可有利于将远侧针尖端引导到靶治疗部位。收缩通路可与器械的纵向轴线对准,以使辐射尖端部分围绕纵向轴线集中。塞子可由绝缘材料(例如,PEEK)制成,以避免塞子与辐射尖端部分之间的短路。

[0021] 塞子可覆盖导管的远侧端部处的开口,例如,塞子可以是导管的远侧端部上的帽。收缩通路的尺寸可被设定成允许辐射尖端部分穿过,但是防止更大直径的同轴电缆通过。以此方式,收缩通路可用以限制电外科装置沿着管腔在远侧方向上的移动。这可防止同轴

电缆被推到导管的远侧端部之外,从而可防止由于同轴电缆的更大直径所致的受伤。

[0022] 在一些实施方案中,收缩通路可包括唇缘,当电外科装置从部署位置移动到缩回位置时,所述唇缘用于从辐射尖端部分去除生物组织。例如,当辐射尖端部分缩回到导管中时,唇缘可被布置来将组织从辐射尖端部分刮掉。这可防止组织被夹带在导管内部,所述夹带可能会污染导管或致使器械失灵(例如,通过约束电外科装置沿着管腔的运动)。唇缘可设置在通路的远侧开口处,例如,唇缘可围绕通路的远侧开口设置。以此方式,可防止组织进入通路。唇缘可以是围绕通路的开口的锐利边缘。

[0023] 导管的远侧表面可以是修圆的。例如,塞子的远侧端面可以是修圆的,例如,具有半球形式或穹顶形式。修圆表面可避免围绕导管的远侧端部存在任何锐利边缘。这可有利于将器械向下插入外科窥视器械的工作通道。特别地,这可有利于使器械移动通过工作通道中的弯曲部。

[0024] 当处于缩回位置时,远侧针尖端可被保持在收缩通路中。例如,收缩通路的近侧开口可位于导管内部,并且收缩通路的近侧开口与收缩通路的远侧开口之间的距离可大于远侧针尖端的长度。换句话说,收缩通路的长度可大于远侧针尖端的长度。以此方式,当辐射尖端部分处于缩回位置时,远侧针尖端可完全容纳在收缩通路内。收缩通路可被限定在塞子的容纳在导管的远侧区段内的主体部分中。

[0025] 例如,由于近侧同轴传输线的外导体,因此近侧同轴传输线与远侧针尖端相比可具有更大的外径。因此,在远侧针尖端与近侧同轴传输线之间的界面处可存在唇缘或台阶。通过使收缩通路比远侧针尖端更长,当装置处于缩回位置时,远侧针尖端与近侧同轴传输线之间的界面处的唇缘可位于收缩通路内。以此方式,当装置从缩回位置移动到部署位置时,防止了唇缘卡在收缩通路的近侧开口上。

[0026] 塞子中的通路的近侧开口可向外张开,例如,近侧开口的直径可在近侧方向上增大。以此方式,通路的近侧开口可用作将辐射尖端部分引导到通路中的漏斗。这可有利于电外科装置沿着管腔移动,并且可避免辐射尖端部分卡在通路的近侧开口上。

[0027] 在一些实施方案中,塞子可包括设置在导管内部的主体部分,所述主体部分包括用于将塞子紧固到导管的突出部。以此方式,可在不使用粘合剂的情况下将塞子安装在导管的远侧端部上。然而,在一些情况下,可使用粘合剂将塞子进一步紧固到导管。突出部可以是例如凸起或倒钩,所述凸起或倒钩被布置来向外压靠导管以使塞子保持在导管中的适当位置。可通过将塞子的主体部分推入导管中来将塞子安装在导管的远侧端部上。以此方式,可在塞子与导管的远侧端部之间形成“推入配合”连接。

[0028] 远侧针尖端可在其远侧端部处包括尖头尖端。尖头尖端可以诸如氧化锆或陶瓷等刚性绝缘材料制成。氧化锆是一种刚性电介质材料,其可被削尖成细点,并且因此特别适合作尖头尖端。尖头尖端可用以刺穿组织,以有利于将辐射尖端部分插入靶组织中。

[0029] 远侧针尖端可包括围绕中心导电元件的远侧电介质套筒,并且尖头尖端可紧固在远侧电介质套筒的远侧端部的孔中。尖头尖端可包括设置在远侧电介质套筒的远侧端部处的主体,其中尖头尖端的主体可包括用于将主体紧固在孔中的突出部。以此方式,尖头尖端可保持在远侧电介质套筒的远侧端部处的孔中。通过将尖头尖端的主体设置在远侧电介质套筒的孔中,可使尖头尖端紧固地保持在适当位置。突出部可以是例如凸起或倒钩,所述凸起或倒钩被布置来向外压靠孔的壁以使主体保持在孔中的适当位置。通过将远侧尖端的主

体推入孔中,可将尖头尖端安装在远侧电介质套筒的远侧端部上。以此方式,可在尖头尖端与远侧电介质套筒之间形成“推入配合”连接。此构型可使尖头尖端能够在没有粘合剂的情况下安装在远侧电介质套筒上。然而,在一些情况下,可使用粘合剂将尖头尖端进一步紧固在适当位置。

[0030] 尖头尖端可由与远侧电介质套筒相比具有更高刚度的电介质材料制成。这可使得尖头尖端更加锐利,以有利于组织的刺穿。

[0031] 近侧同轴传输线可包括内导体,所述内导体通过电介质套筒与外导体分开,其中所述内导体所包括的远侧部分突出超过外导体的远侧端部,并且其中所述远侧针尖端包括内导体的远侧部分的长度。因此,远侧电介质套筒可围绕内导体,所述内导体形成以上所提及的中心导电元件。

[0032] 远侧电介质套筒可由与近侧同轴传输线中的电介质材料相比相同或不同的材料制成。远侧电介质套筒与近侧同轴传输线的电介质材料相比可具有更高的刚度。向远侧电介质套筒提供更高刚度可有利于将远侧针尖端插入靶组织中,同时具有更低刚度近侧同轴传输线可有利于辐射尖端部分的弯曲。这可使器械被引导通过狭窄且蜿蜒的通路,同时仍使所述器械能够被插入靶组织中。例如,近侧同轴传输线的电介质材料可由柔性电介质材料(例如,PTFE)制成,并且远侧电介质套筒可由例如陶瓷、聚醚醚酮(PEEK)或玻璃填充的PEEK制成。

[0033] 在一些实施方案中,尖头尖端可具有相对于纵向方向以第一锥角锥化的近侧部分和相对于纵向方向以第二锥角锥化的远侧部分,所述第一锥角小于所述第二锥角。通过使尖头尖端的远侧区段具有更大锥角,可减小尖头尖端的脆性。这可降低微粒从尖头尖端脱落并且残留在体内的可能性。

[0034] 近侧同轴传输线的外导体可由镍钛合金制成。例如,外导体可由镍钛合金管形成。发明人已发现,镍钛合金表现出足以传输能够穿透十二指肠壁的力的纵向刚度。另外,镍钛合金的柔性可有利于辐射尖端部分的弯曲,使得可通过狭窄的弯曲通路引导器械。因此,形成镍钛合金的外导体可有利于使用器械以治疗胰腺中的肿瘤。

[0035] 辐射尖端部分可通过安装在所述辐射尖端部分与同轴电缆之间的结合部之上的套环紧固到同轴电缆,所述套环具有修圆的远侧表面。套环可位于同轴电缆的远侧端部与近侧同轴传输线的近侧端部之间的界面处。套环的远侧表面可以是套环的面向前的表面,即,面朝器械的远侧端部的表面。通过提供具有修圆远侧表面的套环,可避免在同轴电缆与近侧同轴传输线之间的界面处的锐利边缘。当电外科装置沿着管腔移动时,这可减少电外科装置与导管之间的摩擦。当器械处于后屈时(例如,当导管中存在弯曲时),这可例如有利于电外科装置沿着管腔移动。

[0036] 在一些实施方案中,套环可以是导电的并且可将近侧同轴传输线的外导体电连接到同轴电缆的外导体,并且电介质间隔件可安装在辐射尖端部分与同轴电缆之间的结合部处,所述电介质间隔件设置在近侧同轴传输线的内导体与套环之间。例如,电介质间隔件可以是安装在界面处并且围绕内导体的近侧端部设置的绝缘垫圈。这可降低在同轴电缆与辐射尖端部分之间的界面处发生短路的风险,并且提高结合部处的电气安全性。

[0037] 辐射尖端部分的长度可等于或大于140mm。通常在电外科器械中使用的同轴电缆(例如,Sucoform 86同轴电缆)通常具有大量镀锡的外护套,以实现电缆的纵向致动。然而,

这导致同轴电缆相对较硬,使得使同轴电缆弯曲需要较大的力。当装置移动通过导管中的弯曲部时,这可致使大量摩擦,从而可能妨碍对装置的精确控制。具有长的辐射尖端部分可有利于器械在其远侧端部附近弯曲,因为与同轴电缆相比,辐射尖端部分可具有更大柔性。通过使辐射尖端部分为140mm或更长,有可能避免必须使同轴电缆移动通过导管的弯曲远侧部分。这可例如有利于在导管的远侧部分处于后屈的情况下部署辐射尖端部分。此构型对于在胰腺中的使用可能是特别有益的,在胰腺中,可能有必要使器械的远侧部分处于后屈。

[0038] 辐射尖端部分在其外表面上可具有非粘结材料。例如,外护套可设置在辐射尖端部分的近侧部分之上,所述外护套由非粘结材料制成或涂覆有非粘结材料。这可通过减少管腔与辐射尖端部分之间的摩擦而有利于电外科装置沿着管腔的移动。此构型当与长的辐射尖端部分(例如,140mm或更长)结合时可能是特别有益的,因为它可有利于使辐射尖端部分移动通过处于后屈的导管的远侧部分。外护套还可用于增大辐射尖端部分的有效外径,从而可减少辐射尖端部分在管腔中的侧向移动。这可提高辐射尖端部分的定位精度。在一些情况下,外护套可在同轴电缆的全部或一部分之上延伸,以减少同轴电缆与管腔之间的摩擦。

[0039] 在一些实施方案中,外护套可由PTFE制成。例如,外护套可以是围绕辐射尖端部分的近侧部分设置的PTFE管。

[0040] 同轴电缆的近侧部分可紧固到刚性加固元件。加固元件可用来增加同轴电缆的近侧部分的纵向刚度。这可有利于向同轴电缆的近侧端部施加力(例如,推力或拉力),以便使电外科装置沿着管腔移动。这可改善对电外科装置在管腔中的位置的控制。加固元件可设置在同轴电缆的近侧部分的外表面上。

[0041] 在一些实施方案中,加固元件可以是设置在同轴电缆的近侧部分的外表面上的刚性管。刚性管与同轴电缆相比可具有更高的纵向刚度。例如,刚性管可以是金属(例如,不锈钢)管。

[0042] 管腔的近侧部分与管腔的远侧部分相比可具有更大的直径,以接收同轴电缆的近侧部分。由于加固元件的原因,同轴电缆的近侧部分的外径可大于同轴电缆的远侧部分的外径。具有更大直径近侧部分的导管可使同轴电缆的近侧部分能够在导管内滑动,而没有由加固元件所致的另外的摩擦。

[0043] 在一些实施方案中,导管可在其远侧端部处包括锥形部分,并且锥形部分可从其近侧端部的第一直径到其远侧端部的第二更小直径锥化,所述第二直径大于辐射尖端部分的外径并且小于同轴电缆的外径。以此方式,锥形部分可允许辐射尖端部分穿过,使得辐射尖端部分可突出超过导管的远侧端部。相反,锥形部分可用于防止同轴电缆(其与辐射尖端部分相比具有更大的直径)被推动通过锥形部分,从而可防止同轴电缆被意外地暴露于导管的远侧端部之外。

[0044] 在一些情况下,锥形部分可限定导管的远侧开口,其中所述远侧开口的直径是第二更小直径。以此方式,当电外科装置处于部署位置时,辐射尖端部分可穿过锥形部分中的远侧开口突出。因此,锥形部分可起到与以上所论述的塞子类似的功能。锥形部分可用作导管的远侧端部处的塞子的替代,例如,以简化器械的构造。在一些情况下,塞子可与锥形部分结合,例如,塞子可安装在锥形部分的远侧开口中。

[0045] 在一些实施方案中,近侧同轴传输线的内导体可由第一导电材料所制成的内芯和与第一导电材料相比具有更高导电性的第二导电材料所制成的外导电涂层形成。第一导电材料与第二导电材料相比可具有更高的刚度。这可增加辐射尖端部分的纵向刚度,从而可有利于沿着例如用于刺穿组织的辐射尖端部分的力的传输。例如,内芯可由不锈钢制成,并且外导电涂层可由银制成。

[0046] 根据本发明的第二方面,提供一种用于控制电外科装置沿着导管的管腔的移动的手持件,所述手持件包括:第一区段,所述第一区段具有用于将所述手持件的远侧端部连接到外科窥视装置的器械端口的连接器;第二区段,所述第二区段连接到所述第一区段并且可沿着所述第一区段的长度移动,所述第二区段具有用于保持所述导管的近侧端部的保持器,由此所述第二区段与所述第一区段之间的相对移动被布置来控制导管从所述手持件的远侧端部伸出的长度;以及第三区段,所述第三区段连接到所述第二区段并且可沿着所述第二区段的长度移动,所述第三区段具有同轴连接器,所述同轴连接器被布置来接收在所述导管的所述管腔内传送的同轴电缆的近侧端部,由此所述第三区段与所述第二区段之间的相对移动被布置来控制所述同轴电缆在所述导管内的相对位置。

[0047] 本发明的第二方面的手持件可与本发明的第一方面的电外科器械一起使用,以控制电外科装置在导管中的位置。本发明的独立方面可提供一种电外科设备,其包括第一方面的电外科器械和第二方面的手持件,所述手持件被布置来控制电外科装置在导管中的位置。

[0048] 有利地,本发明第二方面的手持件使得能够独立于电外科装置在导管中的位置来调节导管的长度。以此方式,可调节导管的长度,使得其配合在外科窥视装置的器械通道内。

[0049] 在使用中,电外科器械的导管的近侧端部可保持在第二区段的保持器中。以此方式,导管的位置可相对于第二区段固定。第二区段可包括用于使第二区段相对于第一区段的位置固定的固定机构。固定机构可例如包括夹子、夹具或用于保持导管的近侧端部并且使其紧固在适当位置的某一其他合适的机构。

[0050] 同轴电缆的近侧端部可在第三区段中连接到同轴连接器。以此方式,同轴电缆(以及因此电外科装置)的位置可相对于第三区段固定。例如,同轴电缆可在其近侧端部处包括连接器,所述连接器被构造来与第三区段中的同轴连接器配合。另选地,同轴电缆可在第三区段中例如通过锡焊的和/或焊接的电连接而直接连接到同轴连接器。第三区段的同轴连接器可例如通过螺钉或利用粘合剂紧固到第三区段的主体。同轴连接器可例如通过接口电缆连接到电外科发生器,以从发生器接收电磁能量并且将所述电磁能量传送到同轴电缆。

[0051] 第一区段用于使手持件相对于外科窥视装置的器械通道的输入端口锚固。第一区段上的连接器可被构造来与外科窥视装置上的对应连接器配合。例如,连接器可以是鲁尔连接器,其可使得能够在手持件与器械通道之间形成无泄漏的连接。连接器可包括用于例如通过夹具或螺纹连接将手持件紧固到外科装置的机构。

[0052] 在使用中,第二区段可相对于第一区段移动以调节导管从手持件突出的长度。由于第一区段可相对于外科窥视装置的器械通道固定,并且导管可相对于第二区段固定,因此使第二区段相对于第一区段移动可控制导管在器械通道中的长度。以此方式,可调节导管的长度,使得其配合器械通道。

[0053] 一旦已经调节了导管的长度,就可使第三区段相对于第二区段移动,以便使电外科装置沿着导管的管腔移动。由于导管的位置可相对于第二区段固定,并且电外科装置的位置可相对于第三区段固定,因此使第三区段相对于第二区段移动可使电外科装置沿着导管的管腔移动。以此方式,可通过使第三区段相对于第二区段移动来控制电外科装置在管腔中的位置。

[0054] 如以上所提及,第二区段可包括用于使第二区段相对于第一区段的位置固定的固定机构。以此方式,一旦已经将导管的长度调节到期望长度,就可通过使用固定机构使第二区段相对于第一区段的位置固定来固定导管的长度。固定机构可以是用于使第二区段相对于第一区段的位置可逆地固定的任何合适的机构。例如,固定机构可包括用于将第二区段固定到第一区段的螺钉,或用于将第二区段固定到第一区段的夹具。

[0055] 第二区段可包括可沿着第二区段的长度移动的限制器,并且其中所述限制器被布置来约束第三区段相对于第二区段的运动。因此,可调节限制器的位置,以设定第三区段相对于第二区段的期望的运动范围。这可用于限制辐射尖端部分可暴露于导管的远侧端部之外的程度。这可避免意外地将辐射尖端部分推出太远而可能会破坏健康的组织。限制器可例如具有止动表面,所述止动表面被布置成当第三区段在远侧方向上移动时抵靠第三区段,以防止第三区段在远侧方向上进一步运动。限制器可以是设置在第二区段的表面上的滑动件。限制器可包括用于沿着第二区段的长度将其固定在期望位置的固定机构(例如,螺钉或夹具)。

[0056] 在一些实施方案中,第二区段可包括第一组标记,所述第一组标记被布置来基于限制器相对于第一组标记的位置指示电外科装置沿着管腔的最大运动范围。以此方式,可通过将限制器移动到第二区段上的对应标记来设定电外科装置沿着管腔的期望的运动范围。这可有利于设定期望的运动范围,因为否则使用者可能难以确定辐射尖端部分的确切位置。例如,标记可指示当第三区段抵靠限制器时辐射尖端部分从导管突出的长度。

[0057] 在一些实施方案中,第一区段可包括第二组标记,所述第二组标记被布置来基于第二区段相对于第二组标记的位置指示导管在器械通道中的长度。以此方式,使用者可通过将第二区段移动到第一区段上的对应标记来调节导管的长度。这可有利于将导管的长度调节到期望长度,因为否则当导管在器械通道中时可能难以确定导管的长度。

[0058] 在一些实施方案中,第一区段和第二区段可伸缩地布置,所述第二区段可沿着第一区段的长度滑动。例如,第一区段和第二区段可具有管状同心主体,其中一个区段被布置成滑动到另一区段中。在一些情况下,第二区段和第三区段可伸缩地布置,所述第三区段可沿着所述第二区段的长度滑动。例如,第一区段和第二区段可具有管状同心主体,其中一个区段被布置成滑动到另一区段中。伸缩构型可提供手持件的紧凑设计。

[0059] 以上所论述的电外科器械和手持件可形成完整的电外科系统的部分。例如,所述电外科系统可包括:电外科发生器,所述电外科发生器被布置来供应微波能量和/或射频能量;外科窥视装置,所述外科窥视装置具有用于插入患者体内的柔性插入软线,其中所述柔性插入软线具有沿着其长度延伸的器械通道;根据本发明的第一方面的电外科器械,其中所述电外科器械被设定尺寸以配合在所述器械通道内;以及根据本发明的第二方面的手持件,其中所述电外科器械的所述导管的近侧端部保持在保持器中,所述电外科器械的所述同轴电缆的近侧端部被接收在所述同轴连接器中,并且所述同轴连接器连接到所述电外科

发生器以接收所述微波能量和/或射频能量。

[0060] 术语“外科窥视装置”可在本文中用于意指具备插入管的任何外科装置,所述插入管是在侵入性手术期间被引入到患者体内的刚性或柔性(例如,可转向)导管。插入管可包括器械通道和光学通道(例如,用于透射光以照亮和/或捕获插入管的远侧端部处的治疗部位的图像。器械通道可具有适合于接收侵入性外科工具的直径。器械通道的直径可以是5mm或更小。在本发明的实施方案中,外科窥视装置可以是支持超声的内窥镜。

[0061] 在本文中,术语“内”意指径向上更接近器械通道和/或同轴电缆的中心(例如,轴线)。术语“外”意指在径向上更远离器械通道和/或同轴电缆的中心(轴线)。

[0062] 除非上下文另外指明,否则术语“导电”在本文中用于意指导电性。

[0063] 在本文中,术语“近侧”和“远侧”是指细长探针的端部。在使用中,近侧端部更接近用于提供RF和/或微波能量的发生器,而远侧端部更远离所述发生器。

[0064] 在本说明书中,“微波”可广泛地用于指示400MHz至100GHz的频率范围,但优选地为范围1GHz至60GHz。微波EM能量的优选的点频率包括:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。5.8GHz可以是优选的。所述装置可以这些微波频率中的多于一个微波频率递送能量。

[0065] 术语“射频”或“RF”可用于指示在300kHz与400MHz之间的频率。

附图说明

[0066] 以下参考附图论述了本发明的实施方案,在附图中:

[0067] 图1是作为本发明的实施方案的电外科系统的示意图;

[0068] 图2a和图2b示出作为本发明的实施方案的电外科器械的示意性剖视图,其中在图2a中器械的电外科装置处于缩回位置,并且在图2b中器械的电外科装置处于部署位置;

[0069] 图3a是图2a和图2b的电外科器械的透视图;

[0070] 图3b是图2a和图2b的电外科器械的透视图,其中省略了器械的导管以露出器械的内部结构;

[0071] 图4是图2a和图2b的电外科器械的透视图;

[0072] 图5和图6是作为本发明的实施方案的电外科器械的部分的电外科装置的示意性侧视图;

[0073] 图7示出作为本发明的实施方案的电外科器械的远侧针尖端的示意性剖视图;

[0074] 图8示出作为本发明的实施方案的电外科器械的远侧针尖端的示意图;

[0075] 图9a和图9b是示意性剖视图,其描绘了电外科器械的相应实例在插入穿过处于后屈的器械通道时的变形;

[0076] 图10是作为本发明的实施方案的手持件的示意性剖视图;

[0077] 图11和图12示出图10的手持件的透视图,其中在图11中已省略了手持件的部件的部分以露出手持件的内部结构;

[0078] 图13a和图13b示出图10的手持件的平面图,其中远侧针分别处于缩回和伸出(部署)位置;

[0079] 图14a是作为本发明的实施方案的电外科器械的部分的导管的剖视图;并且

[0080] 图14b示出作为本发明的另一实施方案的电外科器械的部分的导管的剖视图。

[0081] 具体实施方式;其他选项和优选

[0082] 图1是能够向侵入性电外科器械的远侧端部供应微波能量和/或射频能量的电外科消融设备100的示意图。系统100包括用于可控地供应微波能量和射频能量的发生器102。用于此目的的合适的发生器在W0 2012/076844中有所描述,其以引用的方式并入本文。发生器可被布置来监视从器械接收回的反射信号,以便确定用于递送的适当的功率水平。例如,发生器可被布置来计算在器械的远侧端部处观察到的阻抗,以便确定最佳递送功率水平。

[0083] 发生器102通过接口电缆104连接到手持件106。在其他实例(未示出)中,例如,在期望将流体传送到电外科器械的远侧端部的情况下,手持件106还可通过流体流动管线连接到诸如注射器等流体递送装置。

[0084] 手持件106容纳器械控制机构,所述器械控制机构可操作来控制电外科器械的纵向(来回地)移动。如果必要,则手持件106还可容纳用于致动一根或多根控制线或推杆的控制机构(例如,触发器)。以下参照图10至图12更详细地描述了示例性手持件。手持件的功能是将来自发生器102的输入和任何其他输入组合到集成的柔性器械电缆中,所述器械电缆从手持件106的远侧端部伸出并且被设定尺寸为通过外科窥视装置的器械通道进行传送。

[0085] 手持件106连接到外科窥视装置114的输入端口128。外科窥视装置114包括主体116,所述主体116具有多个输入端口以及器械软线120从其延伸的输出端口。器械软线120包括环绕多个管腔的外护套。多个管腔将各种事物从主体116传送到器械软线120的远侧端部。多个管腔中的一个为器械通道,器械电缆延伸穿过所述器械通道。其他管腔可包括用于传送光辐射的通道,例如,用以在远侧端部处提供照明或从远侧端部收集图像的通道,以及用于传送超声信号的超声信号通道。主体116可包括接目镜122或能够观察远侧端部的其他成像装置。

[0086] 内窥镜超声装置通常在器械软线的远侧尖端上超出超声信号通道的出口孔包括超声换能器。来自超声换能器的信号可由合适的电缆126沿着器械软线传送回处理器124,所述处理器124可以已知方式生成图像。器械通道可在器械软线内成形以通过超声系统的视野引导离开器械通道的器械,从而提供关于器械在靶部位处的位置的信息。

[0087] 集成的柔性器械电缆从手持件106的远侧端部伸出,并且接收在外科窥视装置114的器械软线120中的器械通道内。集成的柔性器械电缆具有远侧组件118(在图1中未按比例绘制),所述远侧组件118被成形为穿过外科窥视装置114的器械通道并且(例如,在患者体内)在器械软线120的远侧端部处突出。

[0088] 以下所论述的远侧组件118的结构可被特别设计用于与内窥镜超声(EUS)装置一起使用,其中远侧端部组件118的最大外径等于或小于1.2mm(例如,小于1.0mm),并且电外科器械的长度可等于或大于1.2m。

[0089] 可能期望能够控制器械软线120的至少远侧端部的位置。主体116可包括控制致动器,所述控制致动器通过延伸穿过器械软线120的一根或多根控制线(未示出)机械地联接到器械软线120的远侧端部。控制线可在器械通道内或在其自身的专用通道内行进。控制致动器可以是杆或可旋转旋钮,或任何其他已知的导管操纵装置。对器械软线120的操纵可以是软件辅助的,例如,使用从计算机断层扫描(CT)图像组合而成的虚拟三维图来进行。

[0090] 图2a、图2b、图3a、图3b和图4示出根据本发明的实施方案的电外科器械200。电外

科器械200包括集成的器械电缆,所述集成的器械电缆包括设置在导管204中的电外科装置202。导管204限定管腔,电外科装置202被接收在所述管腔中,并且电外科装置202可沿着所述管腔移动。电外科装置202可沿着导管在缩回位置(图2a所示)与部署位置(图2b所示)之间移动。图2a和图2b示出电外科器械200的示意性剖视侧视图;图3a示出器械200的透视图,其中出于说明的目的,导管204被示出为透明的以露出导管204内部的电外科装置202;并且图3b示出器械200的透视图,其中出于说明的目的,省略了导管204。图4示出电外科器械的透视图,其中电外科装置202处于部署位置。

[0091] 电外科装置202在图5和图6中被更详细地示出。电外科装置202包括柔性同轴电缆206和连接在同轴电缆206的远侧端部处的辐射尖端部分208。同轴电缆206可以是适合于传送微波和射频能量的常规柔性50Ω同轴电缆。同轴电缆包括通过电介质材料分开的中心导体和外导体。同轴电缆206在近侧端部处可连接到发生器(例如,发生器102)以接收微波和/或射频能量。

[0092] 辐射尖端部分208包括近侧同轴传输线210和形成在近侧同轴传输线210的远侧端部处的远侧针尖端212。近侧同轴传输线210电连接到同轴电缆206的远侧端部,以从同轴电缆206接收电磁能量并且将其传送到远侧针尖端212。远侧针尖端212被构造来将接收到的电磁能量递送到靶生物组织中。在所示的实例中,远侧针尖端212被构造为半波长变换器,以将微波能量递送到靶生物组织中,以消融靶组织。

[0093] 近侧同轴传输线210的内导体214电连接到同轴电缆206的中心导体。辐射尖端部分208通过安装在同轴电缆206与辐射尖端部分208之间的结合部之上的套环216紧固到同轴电缆206。套环216由导电材料(例如,黄铜)制成,并且将同轴电缆206的外导体电连接到近侧同轴传输线210的外导体218。外导体218由镍钛合金管形成。

[0094] 套环216包括基本上圆柱形的主体219,所述主体219安装在同轴电缆206的远侧端部上并且电连接到同轴电缆206的外导体。套环216还包括从套环216的主体219延伸到近侧同轴传输线210的外导体218的近侧端部的远侧部分220。套环216的远侧部分220包括修圆的远侧表面。通过避免同轴电缆206与辐射尖端部分208之间的界面处的锐利边缘,当电外科装置202沿着导管204移动时,这可减少电外科装置202与导管204之间的摩擦。当导管204处于后屈时,这还可有利于电外科装置202沿着导管204移动。

[0095] 辐射尖端部分208与同轴电缆206相比具有更小的外径。这可使辐射尖端部分208比同轴电缆206更具柔性,从而可有利于辐射尖端部分208的弯曲和/或将辐射尖端部分引导到棘手的治疗部位。使辐射尖端部分208的外径更小还可减小当将辐射尖端部分208插入组织中时形成的插入孔的大小,从而可使出血最小化并且有利于愈合。优选地,辐射尖端部分可具有为1.2mm或更小,例如,1.0mm或0.9mm的外径。同轴电缆206可具有约2.0mm的外径。

[0096] 导管204是由绝缘材料(例如,PEEK或PTFE)制成的柔性管。导管204被设定尺寸为可插入外科窥视器械的工作通道中。导管204限定管腔,电外科装置202被接收在所述管腔中,并且电外科装置202可沿着所述管腔移动。

[0097] 塞子222安装在导管204的远侧端部处。塞子222具有主体部分224,所述主体部分224设置在导管204的远侧端部内部。主体部分224包括设置在主体部分224的外表面上的倒钩(或凸起)226,所述倒钩(或凸起)226与导管204形成过盈配合,以便将塞子222紧固在导管204的远侧端部处。以此方式,塞子222可被紧固在导管204的远侧端部处,而无需使用粘

合剂(但可使用粘合剂将塞子222进一步紧固到导管204)。塞子222的远侧表面228(即在导管204的远侧端部处暴露的表面)是修圆的。塞子222的修圆远侧表面228用于避免围绕导管204的远侧端部的锐利边缘。通过减少导管204与导管204的远侧端部处的器械通道之间的摩擦,这可有利于电外科装置200沿着外科窥视装置的器械通道的插入。塞子可由PEEK或某一其他绝缘材料制成。

[0098] 塞子222具有穿过其限定的纵向通路230。通路230被设定尺寸为使得辐射尖端部分208能够穿过,但是防止同轴电缆206穿过。以此方式,电外科装置202可沿着导管204前进,以使辐射尖端部分208穿过通路,使得辐射尖端部分208的长度突出超过导管204的远侧端部(例如,如图2b所示)。

[0099] 通路230包括在导管204内部位于主体部分224的近侧端部处的近侧开口232。通路230的远侧开口234位于塞子222的远侧表面228中。当电外科装置202处于部署位置时(例如,图2b),辐射尖端部分208突出穿过通路230的远侧开口234。通路230的长度大于远侧针尖端212的长度,即,通路230的近侧开口232与远侧开口234之间的距离大于远侧针尖端212的长度。以此方式,如图2a所示,当电外科装置202处于缩回位置时,远侧针尖端212在塞子222中可完全容纳在通路230内。特别地,当电外科装置202处于缩回位置时,由外导体218的远侧端部形成的唇缘236可位于通路230内部。当电外科装置202从缩回位置移动到部署位置时,这可防止唇缘236卡在通路230的近侧开口232上。

[0100] 外导体218的唇缘236是倒角的(例如,倾斜的)以进一步防止唇缘236卡在通路230的近侧开口232上。通路的近侧开口232向外张开,即,开口232的直径在近侧方向上增大。以此方式,张开的近侧开口232用以将辐射尖端部分208导入通路中,以避免辐射尖端部分208卡在近侧开口232上,并且有利于使辐射尖端部分208移动通过通路230。

[0101] 当电外科装置202在缩回位置与部署位置之间移动时,通路230用于引导辐射尖端部分208。通路230以导管204的纵向轴线为中心,使得当辐射尖端部分208移动通过通路230时,通路230用以使辐射尖端部分208集中。

[0102] 在图2a中,电外科装置202处于缩回位置,其中远侧针尖端212在塞子222中位于通路230内。这意味着辐射尖端部分208不从导管204突出。因此,在此构型中,辐射尖端部分208由导管204和塞子222保护。电外科器械200可被插入外科窥视装置的器械通道中,并且在电外科器械202处于缩回位置的情况下被引导就位。这可有利于将电外科器械200插入器械通道中,因为这防止了辐射尖端部分208卡在器械通道中。

[0103] 一旦电外科器械200已经被引导到期望位置,就可将电外科装置202移动到部署位置中。从图2a所示的缩回位置,这可通过使电外科装置202沿着导管204在远侧方向上移动以使辐射尖端部分208突出穿过塞子222中的通路230的远侧开口234来实现。可将电外科装置202移动直到到达图2b所示的部署位置为止。当电外科装置202从通路230的远侧开口234突出时,可将辐射尖端部分208插入生物组织中。一旦远侧针尖端212到达靶治疗部位(例如,肿瘤),就可将微波能量递送到远侧针尖端以消融靶组织。

[0104] 一旦已经治疗了靶组织,就可将电外科装置202移回到缩回位置,使得辐射尖端部分208不再暴露。这是通过使电外科装置202在近侧方向上沿着导管204移动来实现。

[0105] 锐利唇缘238围绕通路230的远侧开口234设置。当电外科装置202从部署位置移动到缩回位置时,锐利唇缘238用于刮擦粘结在辐射尖端部分208上的任何组织或血液。这可

防止当辐射尖端部分208被拉回到导管204中时组织和/或血液被拖入导管中,这可能会污染导管204或阻碍电外科装置202在导管中的移动。

[0106] 现在将参考图5和图6更详细地描述电外科装置202的辐射尖端部分208的结构。出于说明的目的,在图6中省略了外导体218,以露出辐射尖端部分208的内结构。同样出于说明的目的,在图5和图6中已经省略了近侧同轴传输线210的区段,如虚线502所指示。

[0107] 近侧同轴传输线210包括围绕内导体214设置的近侧电介质套筒504。外导体218形成在近侧电介质套筒504的外表面上。远侧电介质套筒506围绕内导体214的远侧部分设置,以形成远侧针尖端212。远侧电介质套筒506由与近侧电介质套筒504相比不同的电介质材料制成。在一个实例中,近侧电介质套筒504可由PTFE制成(例如,其可以是PTFE管),并且远侧电介质套筒可由PEEK制成。外导体218的远侧部分上覆于远侧电介质套筒506的近侧部分。以此方式,近侧同轴传输线210的远侧部分包括远侧电介质套筒506的近侧部分。可选择近侧电介质套筒和远侧电介质套筒的材料以及外导体218与远侧电介质套筒506之间的重叠长度,以便调节辐射尖端部分208的电长度,以辅助与靶组织的阻抗匹配。

[0108] 外导体218可由镍钛合金制成,所述外导体218是柔性的并且提供足够的纵向刚度以刺穿组织(例如,十二指肠壁)。内导体由镀有银涂层的不锈钢芯制成。不锈钢芯向辐射尖端部分208提供另外的刚度,而银涂层可增加内导体214的导电性,以减少辐射尖端部分208的损耗。

[0109] 电介质间隔件508安装在辐射尖端部分208与同轴电缆206之间的结合部处。电介质间隔件508设置在套环216内部,并且围绕内导体214安装。以此方式,电介质间隔件508设置在内导体214与套环216之间。这可在同轴电缆206与辐射尖端部分208之间的结合部处增加内导体214与套环216之间的击穿距离。这可提高装置在结合部处的电气安全性。电介质间隔件508可例如是PTFE垫圈或由另一合适的绝缘材料制成的垫圈。

[0110] 如以上所提及,远侧针尖端212被构造为用于将微波能量递送到组织中的半波长变换器。因此,当微波能量被递送到远侧针尖端212时,远侧针尖端212可将微波能量辐射到周围组织中。远侧针尖端212在其远侧端部处包括尖头尖端510,以有利于将辐射尖端部分208插入靶组织中。尖头尖端510由与远侧电介质套筒506相比具有更高刚度的电介质材料制成。这可使得尖头尖端510更加锐利,并且可有利于尖头尖端510的锐磨。例如,尖头尖端510可由氧化锆制成。

[0111] 图7示出安装在远侧电介质套筒506的远侧端部处的尖头尖端510的更详细视图。尖头尖端510包括锥形部分702,所述锥形部分702锥化成细点并且用于刺穿组织。尖头尖端还包括主体704,所述主体704从锥形部分702的近侧端部延伸,并且被接收在远侧电介质套筒的远侧端部处的孔中。尖头尖端510的主体704包括突出部(或凸起)706,所述突出部(或凸起)706与孔的壁形成过盈配合,以便使主体704保持在孔中。以此方式,当将主体704插入孔中时,可形成“推入配合”连接。这可使尖头尖端510能够在没有粘合剂的情况下被安装在远侧电介质套筒506中。这还可有利于例如在尖头尖端510损坏时更换尖头尖端510。

[0112] 图8示出安装在远侧电介质套筒506的远侧端部处的不同尖头尖端802的实例。尖头尖端802包括主体804,所述主体804设置在远侧电介质套筒506的远侧端部处的孔中。主体804包括用于将主体804紧固在孔中的突出部806。尖头尖端802还包括锥形部分808,所述锥形部分808从远侧电介质套筒506中的孔突出并且锥化成细点以用于刺穿组织。锥形部分

808包括相对于纵向方向以第一角度锥化的近侧部分810,以及相对于纵向方向以第二更大角度锥化的远侧部分812。以此方式,尖头尖端802可以说是“双折角的”。尖头尖端802的细点由远侧部分812形成。通过使远侧部分812的锥角大于近侧部分810的锥角,可减小锥形部分808的长度。这可使尖头尖端802不太易碎,并且降低尖头尖端802的细点折断的风险。

[0113] 在一些实施方案(未示出)中,尖头尖端可由与远侧电介质套筒相同的材料制成,例如,尖头尖端可与远侧电介质套筒一体形成。可应用使用双折角尖头尖端的概念,而不管尖头尖端是与远侧电介质套筒一体形成还是与远侧电介质套筒分开形成。在一些实施方案(未示出)中,可提供单个电介质套筒来代替近侧电介质套筒和远侧电介质套筒,例如,近侧同轴传输线和远侧针尖端中的电介质材料可以是相同的。

[0114] 图9a示出根据本发明的实施方案的电外科器械900的剖视图,其中器械900的远侧部分处于后屈。图9b示出根据本发明的另一实施方案的电外科器械902的剖视图,其中器械902的远侧部分处于后屈。

[0115] 电外科器械900和902具有与上述电外科器械200类似的构型。电外科器械900包括导管904,电外科装置906设置在所述导管904中。电外科装置906包括同轴电缆908,所述同轴电缆908具有设置在同轴电缆908的远侧端部处的辐射尖端部分910。电外科装置906可沿着导管904在辐射尖端部分910位于导管904内的缩回位置与辐射尖端部分910从导管904的远侧端部突出的部署位置之间移动。在图9a所示的构型中,电外科装置906处于部署位置。

[0116] 类似地,电外科器械902包括设置在导管914中的电外科装置912。电外科装置912包括同轴电缆916和位于同轴电缆916的远侧端部处的辐射尖端部分918。电外科装置912可沿着导管914在辐射尖端部分918位于导管914内的缩回位置与辐射尖端部分918从导管914的远侧端部突出的部署位置之间移动。在图9b所示的构型中,电外科装置912处于部署位置。

[0117] 在图9a中,导管904的远侧部分920处于后屈,即,导管904的远侧部分920是弯曲的。如从图9a可看出,同轴电缆908的远侧部分位于导管904的远侧部分920中,并且也是弯曲的。因此,为了使电外科装置906在缩回位置与部署位置之间移动(图9a所示),有必要使同轴电缆908的远侧部分弯曲。例如,当电外科装置906从缩回位置移动到部署位置时,必须将同轴电缆908的远侧部分推动通过导管904的弯曲的远侧部分920。当电外科装置906从部署位置移动到缩回位置时,同轴电缆908的远侧部分在被从导管904的弯曲的远侧部分920拉出时必须未弯曲的。

[0118] 由于同轴电缆908的刚度,同轴电缆908的弯曲和伸直可能需要较大的力。电外科装置中常规使用的同轴电缆,诸如Sucoform 86同轴电缆,具有相对硬的(例如,大量镀锡的)外护套。虽然这种外护套可有利于装置沿着笔直路径的致动,但是可能需要较大的力来使电缆弯曲。因此,当导管904的远侧部分处于后屈时,可能有必要向电外科装置906施加较大的力以便使其在缩回位置与部署位置之间移动。这可能导致同轴电缆908与导管904的弯曲部分920之间的大量摩擦,从而可能降低可控制辐射尖端部分910的位置的精度。

[0119] 电外科装置912的辐射尖端部分918(图9b)比电外科装置906的辐射尖端部分910(图9a)更长。因此,当导管914的远侧部分922弯曲时(例如,如图9b所示,处于后屈),当电外科装置906被移动到部署位置时可能没有必要使同轴电缆916移动通过导管914的弯曲部分922。辐射尖端部分918可比同轴电缆916更具柔性,因为辐射尖端部分918与同轴电缆相比

具有更小的直径并且不具有刚性外护套。因此,当辐射尖端部分918被移动通过导管914的弯曲的远侧部分922时,可能仅需要相对较小的力使辐射尖端部分918弯曲。

[0120] 如图9b所示,通过使辐射尖端部分918足够长,当电外科装置912处于部署位置时,同轴电缆916的远侧端部不会进入导管914的弯曲的远侧部分922,使得当使电外科装置912在缩回位置与部署位置之间移动时,同轴电缆916的远侧端部无需被弯曲。优选地,辐射尖端部分可以是140mm或更长。这可确保当电外科装置912处于部署位置时,同轴电缆916不会进入导管914的后屈部分。

[0121] 因此,当电外科装置912沿着导管914移动时,图9b所示的构型可减少电外科装置912与导管914之间的摩擦。这可改善对辐射尖端部分918的位置的控制。

[0122] 电外科装置912还包括围绕辐射尖端部分918的近侧部分设置的外护套924。外护套924由非粘结材料制成或涂覆有非粘结材料,例如,外护套924可以是PTFE管。外护套924可用于减少辐射尖端部分918与导管914的弯曲的远侧部分922之间的摩擦。这可有利于使电外科装置912在缩回位置与部署位置之间移动。外护套924还可通过用作辐射尖端部分918与导管914之间的间隔件来减少辐射尖端部分918在导管内的侧向移动。这可有利于辐射尖端部分沿着导管914的弯曲的远侧部分922的移动。

[0123] 图10示出根据本发明的实施方案的手持件1000的剖视图。手持件1000的透视图在图11中示出,其中手持件1000的部件的部分已经被移除以露出手持件1000的内部结构。手持件1000的另外的透视图在图12中示出。手持件1000可与本发明的电外科器械(例如,电外科器械200、900、902)一起使用,以便使器械的电外科装置沿着器械的导管在缩回位置与部署位置之间移动。

[0124] 手持件1000包括第一区段1002,所述第一区段1002具有大体上圆柱形中空主体1004。连接器1006设置在中空主体1004的远侧端部处,所述连接器1006适于将手持件安装到外科窥视装置的器械通道的输入端口上。连接器1006可被构造来与输入端口上的对应连接器配合。连接器1006可包括鲁尔配件(或某一其他合适的配件),以在手持件1000与外科窥视装置的器械通道之间提供无泄漏的连接。

[0125] 手持件1000还包括第二区段1008。第二区段1008由可伸缩地安装在第一区段1002上的大体上圆柱形中空主体1010形成,使得第二区段1008可在第一区段1002的长度上纵向滑动。第二区段1008包括用于使第二区段1010相对于第一区段1002的位置固定的固定螺钉1012。固定螺钉1012接合在中空主体1010的侧壁中的螺纹孔中。将固定螺钉1012拧紧在螺纹孔中使得固定螺钉1012接合第一区段1002的主体1004,以使第二区段1010相对于第一区段1002的位置固定。将固定螺钉1012松开在螺纹孔中使固定螺钉与第一区段1002脱离接合,使得第二区段1008可相对于第一区段1002滑动。

[0126] 第二区段1008包括设置在第二区段1008的主体1010内部上的保持器1014。保持器1014被构造来保持电外科器械的导管的近侧端部。保持器1014可例如是被布置来保持导管的近侧端部的夹子或夹具。在另一实例中,保持器1014可以是导管的近侧端部可紧固到的表面(例如,使用粘合剂)。以此方式,当将导管的近侧端部保持在保持器1014中时,导管的位置相对于第二区段1008被固定。因此,使第二区段1008相对于第一区段1002滑动会使导管相对于第一区段1002移动。

[0127] 手持件1000还包括第三区段1016。第三区段1016由可伸缩地安装在第二区段1008

上的大体上圆柱形中空主体1018形成,使得第三区段1016可在第二区段1008的长度上纵向滑动。同轴连接器1020安装在主体1018的近侧端部1019上。同轴连接器1020的近侧端部1022暴露在第三区段1016的主体1018外部。同轴连接器1020的近侧端部1022可例如通过连接电缆(未示出)连接到电外科发生器。

[0128] 同轴连接器1020的远侧端部1024设置在第三区段1016的中空主体1018内部。同轴连接器1020的远侧端部1024被布置来接收电外科装置的同轴电缆的近侧端部。例如,同轴连接器1020的远侧端部1024可包括内导体和外导体,它们可分别电连接到同轴电缆的中心导体和外导体(例如,通过锡焊或焊接连接)。另选地,同轴连接器1020的远侧端部1024可适于与同轴电缆的近侧端部上的对应连接器配合。同轴连接器1020被布置来将电磁能量从连接到其近侧端部1022的电缆传送到连接到其远侧端部1024的同轴电缆。

[0129] 可滑动限制器1026安装在第二区段1008的主体1010的外表面上。可滑动限制器1026可沿着第二区段1008的主体1010的外表面滑动。可滑动限制器1026的位置可通过固定螺钉1028相对于第二区段1008被固定,所述固定螺钉1028接合在可滑动限制器的螺纹孔中。可滑动限制器1026包括止动表面1030,所述止动表面1030被布置成当第三区段在远侧方向上(即,朝向第一区段1002)移动时抵靠第三区段1016的主体1018的远侧表面1029,以防止第三区段1016在远侧方向上的进一步运动。以此方式,可通过调节可滑动限制器1026在第二区段1008上的位置来调节第三区段1016相对于第二区段1008的运动范围。

[0130] 在图10和图11所示的实例中,电外科器械1031的近侧端部安装在手持件1000中。电外科器械可以是例如如上所述的根据本发明的实施方案的电外科器械。器械1031的导管1032的近侧端部在手持件1000的第二区段1016中被保持在保持器1014中。器械1031的同轴电缆1034的近侧端部在手持件1000的第三区段1016中电连接到同轴连接器1020的远侧端部1024。同轴电缆1034设置在导管1032中并且可沿着导管1032滑动。电外科器械1031在手持件1000的第一区段、第二区段和第三区段的中空主体内延伸。电外科器械1031的远侧部分在第一区段1002的远侧端部处通过连接器1006从手持件伸出。

[0131] 加固管1036围绕同轴电缆1034的近侧部分的外表面设置。加固管1036被紧固到同轴连接器1020。加固管1036由刚性材料(例如,刚性金属或塑料)制成。加固管1036用于增加同轴电缆1034的近侧部分的纵向刚度,以有利于当第三区段1016相对于第二区段1008移动时将纵向力传输到同轴电缆1034。导管1032的近侧部分1038具有扩展的直径,以使同轴电缆1034的近侧部分和加固管1036能够在导管1032内滑动。

[0132] 在使用中,电外科器械1031的从连接器1006伸出的远侧部分可被插入外科窥视装置的器械通道中。接着,手持件1000的连接器1006可连接到外科窥视装置的输入端口上的对应连接器,以将手持件1000紧固到外科窥视装置。随后,可通过使第二区段1008相对于第一区段1002滑动来调节导管1032在器械通道中的长度。由于导管1032相对于第二区段1008(通过保持器1014)被固定,因此使第二区段1008相对于第一区段1002移动会改变导管1032从连接器1006伸出的长度,并且因此改变导管1032位于器械通道中的长度。一组标记1040设置在第一区段1002的主体1004的外表面上。所述一组标记1040中的每个标记指示当第二区段1008的远侧表面1041与所述标记对准时导管从手持件伸出的长度。因此,第二区段1008可沿着第一区段1002移动到第一区段1002上的标记,所述标记对应于导管1032在器械通道中的期望长度。当获得期望长度时,可通过拧紧固定螺钉1012来使第二区段1008的位

置相对于第一区段1002固定。

[0133] 在调节导管1032的长度之后,同轴电缆1034可沿着导管1032移动,例如,以暴露或缩回器械1031的辐射尖端部分。通过使第三区段1016相对于第二区段1008滑动,同轴电缆1034可沿着导管1032移动。第三区段1016相对于第二区段1008的纵向运动被传输到同轴电缆1034的远侧端部,所述同轴电缆1034在第三区段1016中连接到同轴连接器1020。加固管1036防止同轴电缆1034的近侧端部弯曲,使得第三区段1016的纵向运动被传输到同轴电缆1034。当第三区段1016相对于第二区段1008在近侧方向上移动时,加固管滑动到导管1032的扩展的近侧部分1038中。

[0134] 由于导管1032相对于第二区段1008被固定,因此使第三区段1016相对于第二区段1008滑动会使同轴电缆1034在导管1032内滑动。因此,当手持件1000与本发明的电外科器械(例如,电外科器械200)一起使用时,通过使第三区段1016相对于第二区段1008向前和向后移动,可使电外科装置在缩回位置与部署位置之间移动。具体地,可通过使第三区段1016相对于第二区段1008在近侧方向上移动而将电外科装置移动到部署位置,并且可通过使第三区段1016相对于第二区段1008在远侧方向上移动而将电外科装置移动到缩回位置。

[0135] 使用者可调节可滑动限制器1026在第二区段1008上的位置,以设定第三区段1016相对于第二区段1008的最大向前位置。当电外科装置处于部署位置时,这可设定辐射尖端部分超出导管1032的远侧端部的最大延伸。以此方式,可滑动限制器1026可防止辐射尖端部分被推得太远而超过导管1032的远侧端部。一组标记1042设置在第二区段1008的主体1010的外表面上。所述一组标记1042中的每个标记指示当可滑动限制器1026与所述标记对准并且第三区段1016的远侧表面1029抵靠可滑动限制器1026的止动表面1030时,辐射尖端部分超出导管1032的远侧端部的最大延伸。可滑动限制器1026可因此被移动到所述一组标记1042中的对应标记,以设定辐射尖端部分的期望的最大延伸。

[0136] 图13a和图13b示出手持件1000使器械1031的电外科装置在缩回位置与部署位置之间移动的操作。在图13a中,器械1031的电外科装置处于缩回位置,即,电外科装置的辐射尖端部分不突出超过导管1032的远侧端部1044。在图13b中,器械1031的电外科装置处于部署位置,即,电外科装置的辐射尖端部分1046突出超过导管1032的远侧端部1044。在此构型中,电磁能量可通过同轴连接器1020递送到辐射尖端部分1046,以将能量递送到靶组织中。

[0137] 为了从图13a所示的构型转到图13b所示的构型,首先,可将限制器1026移动到第二区段1008的主体1010上的期望位置。接着,可使第三区段1016在远侧方向上在第二区段1008上方滑动。可使第三区段1016前进到第三区段1016的远侧表面1029抵靠可滑动限制器1026为止,如图13b所示。一旦完成了对靶组织的治疗,就可通过使第三区段1016相对于第二区段在近侧方向上滑动以返回到图13a所示的构型来将辐射尖端部分1046收回到导管1032中。出于说明的目的,从图13a和图13b中省略了器械1031的长度,如虚线1048所指示。

[0138] 图14a示出可用作本发明的电外科器械的部分的导管1400的剖视图。导管1400限定穿过其延伸的管腔1402,并且在所述管腔1402中可接收电外科装置。导管1400包括具有第一直径1406的近侧区段1404和具有第二更小直径1410的远侧区段1408。第一直径和第二直径的示例性尺寸分别为2.70mm和2.30mm。阶梯区段1412连接近侧区段1404和远侧区段1408。近侧区段1404的更大直径被布置成使得近侧区段1404可接收电外科装置的同轴电缆的包括加固元件(其增大同轴电缆的近侧区段的有效外径)的近侧区段。

[0139] 图14b示出可用作本发明的电外科器械的部分的另一导管1414的剖视图。导管1414限定穿过其延伸的管腔1416,并且在所述管腔1416中可接收电外科装置。导管1414包括具有第一直径1420的近侧区段1418和具有第二更小直径1424的中间区段1422。近侧区段1404的更大直径被布置成使得近侧区段1404可接收电外科装置的同轴电缆的包括加固元件的近侧区段。近侧区段1418和中间区段1422通过阶梯区段1426连结。

[0140] 锥形区段1428位于导管1414的远侧端部处。锥形区段1428用于使导管的远侧端部处的导管1414的直径从第二直径1424减小到第三更小直径1430。锥形区段1428限定导管1414的远侧开口1432,所述远侧开口1432的直径为第三直径1430。第三直径1432被设定成使得其大于电外科器械的辐射尖端部分的外径,并且小于器械的同轴电缆的外径。以此方式,辐射尖端部分可突出穿过远侧开口1432(例如,当电外科装置处于部署位置时),但是可防止同轴电缆(其与辐射尖端部分相比具有更大的外径)穿过通过远侧开口1432。以此方式,锥形区段1428可实现与导管204的端部处的塞子222类似的功能。通过在导管1414的远侧端部处提供锥形区段1428,因此可能不必要在导管1414的远侧端部处提供塞子。这可简化电外科器械的构造。第一直径、第二直径和第三直径的示例性尺寸分别为2.70mm、2.30mm和1.10mm。

[0141] 导管1400和1414的不同区段可通过将不同直径的管粘合在一起而制成。另选地,导管1400和1414可由通过多直径挤压工艺形成的单个管制成。这可通过将管挤出成第一直径,然后对管的一部分进行后处理以将所述部分重新模制成不同(例如,更大)直径来完成。

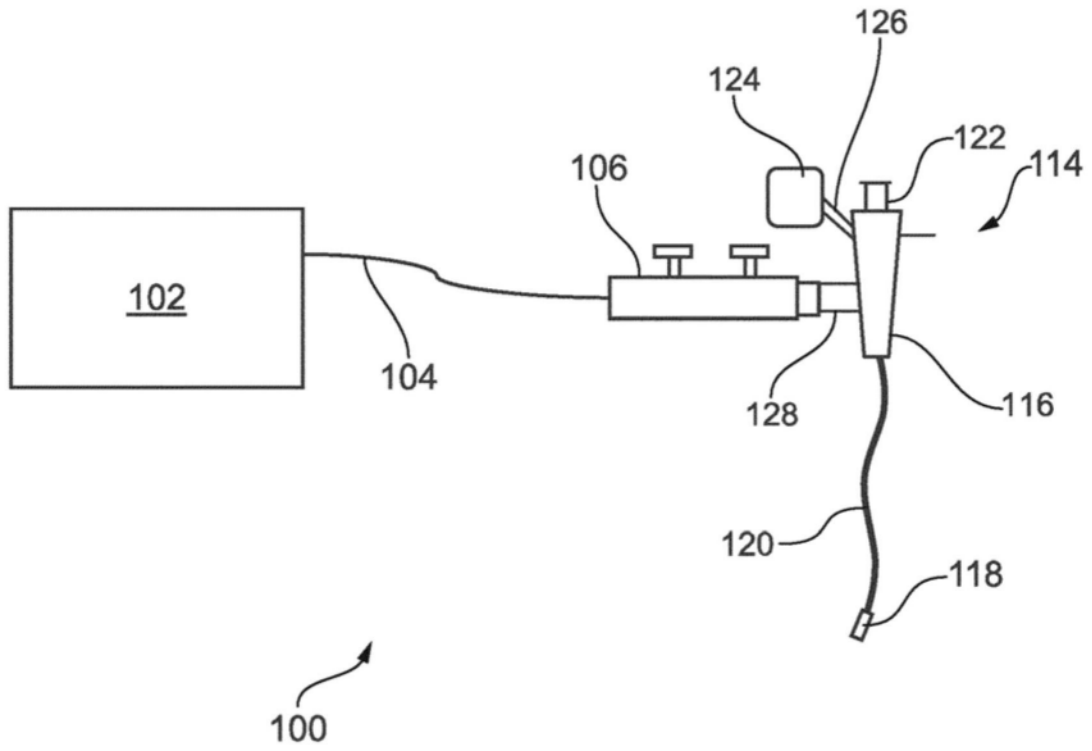


图1

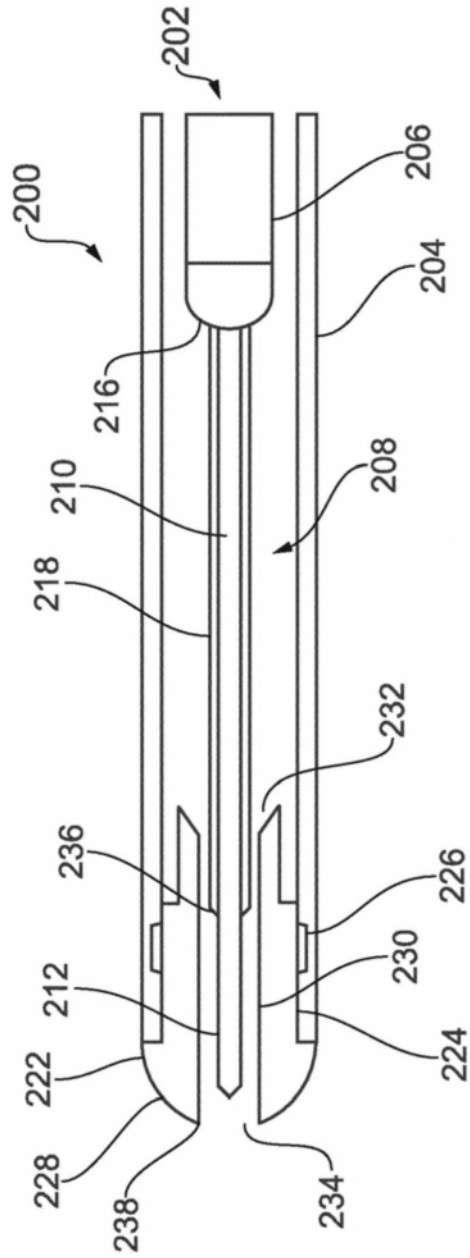


图2a

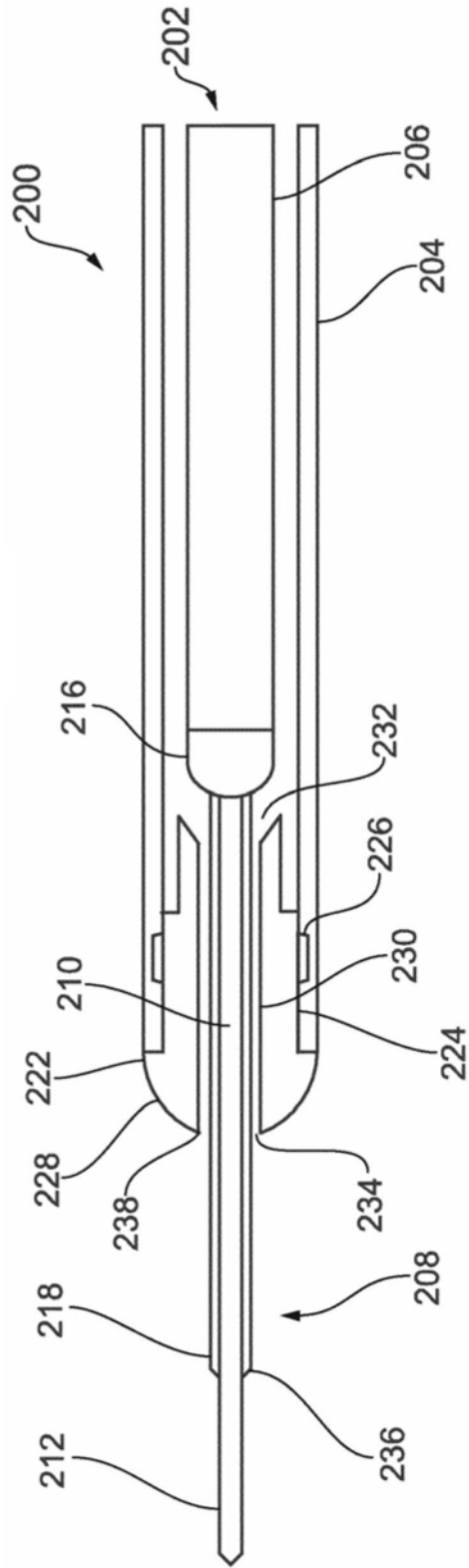


图2b

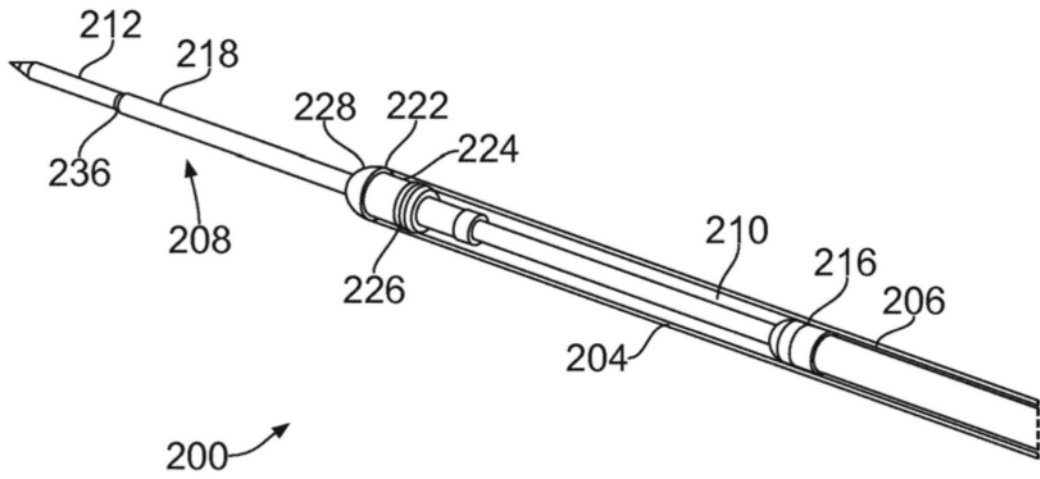


图3a

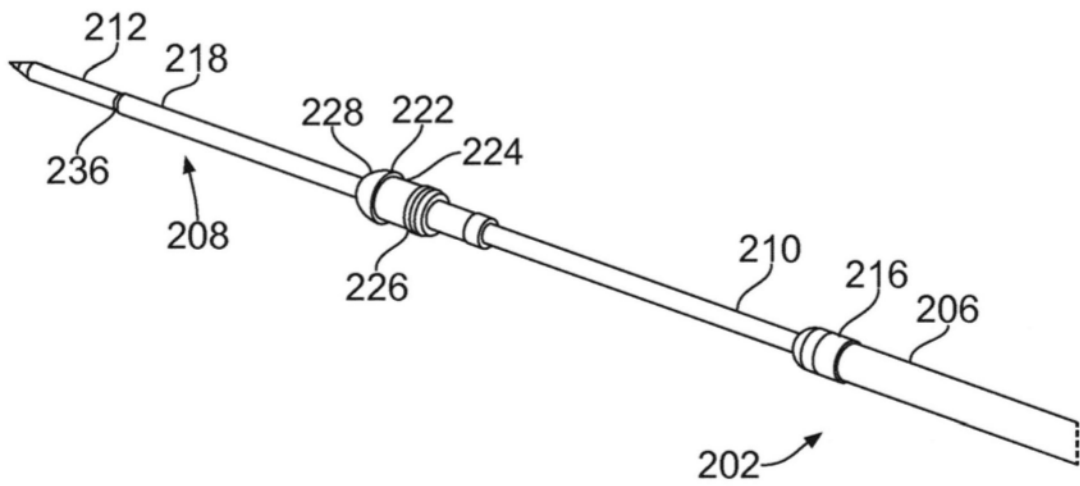


图3b

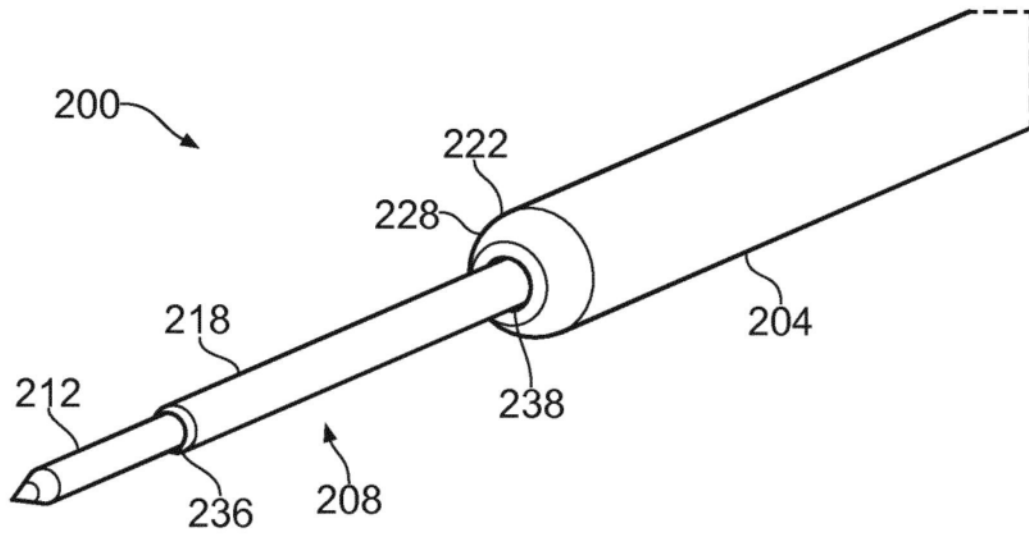


图4

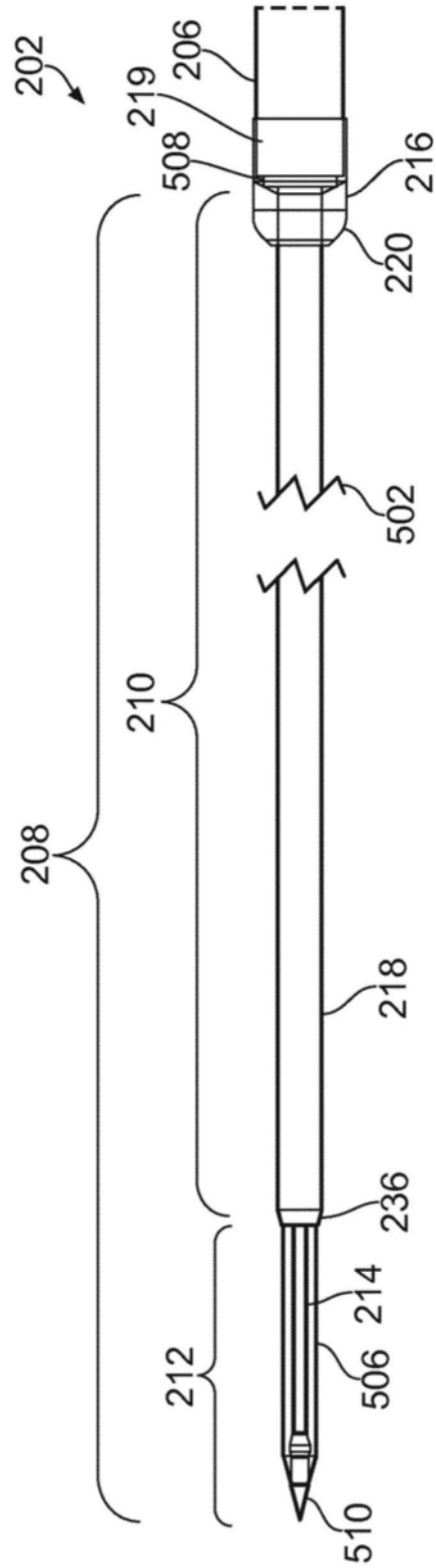


图5

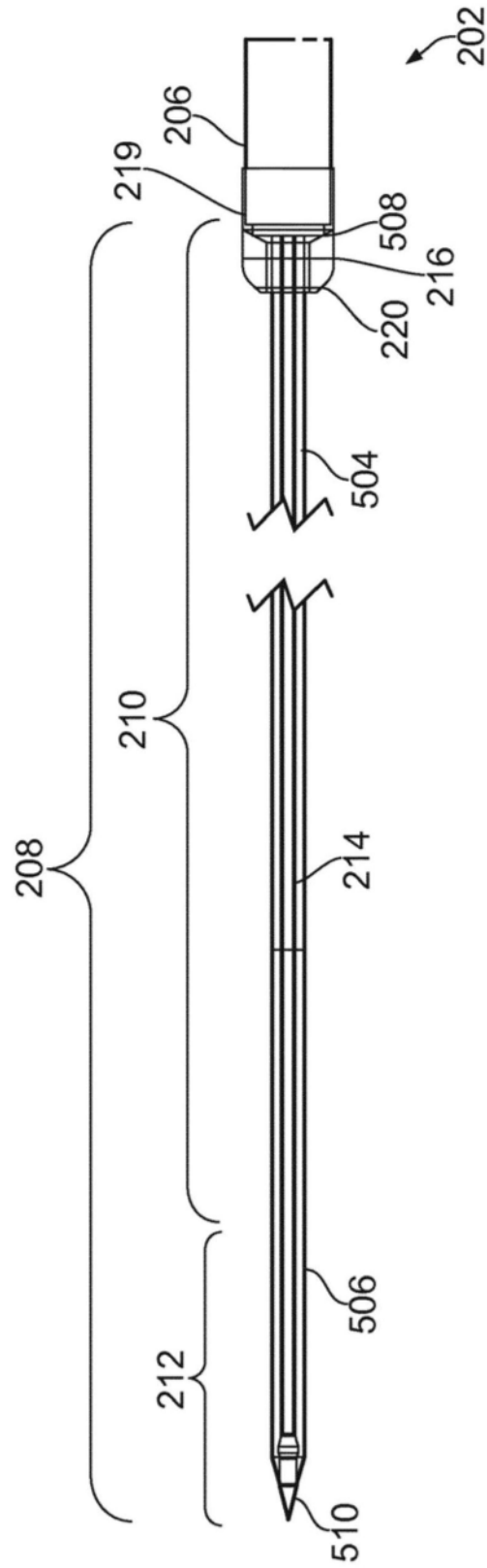


图6

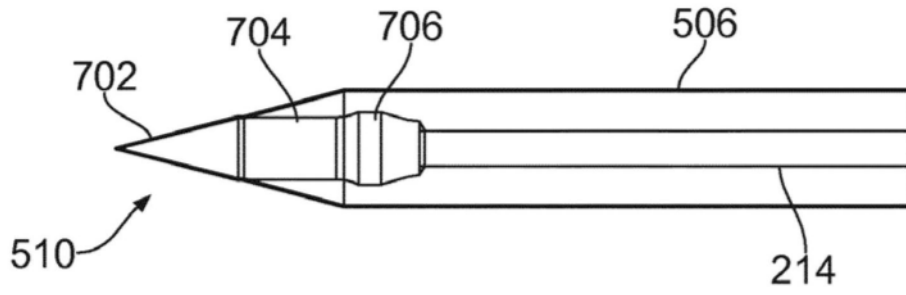


图7

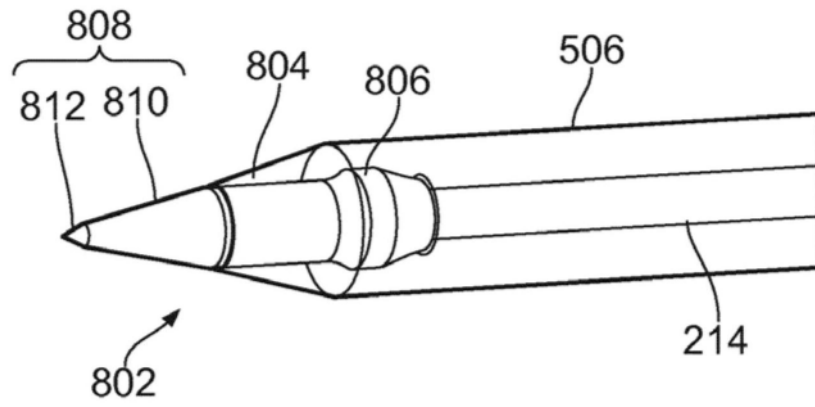


图8

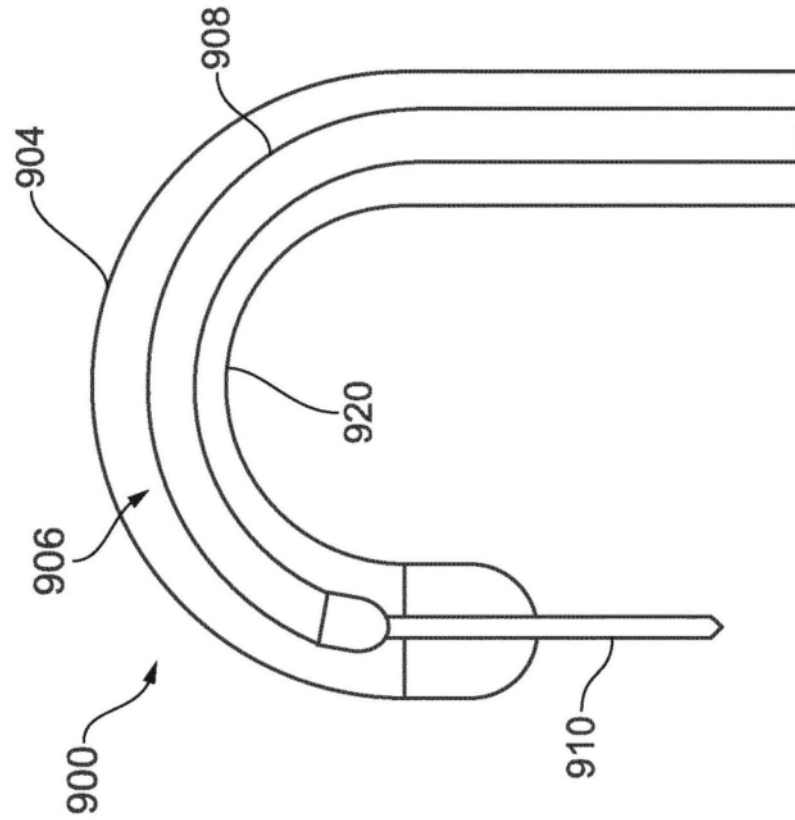


图9a

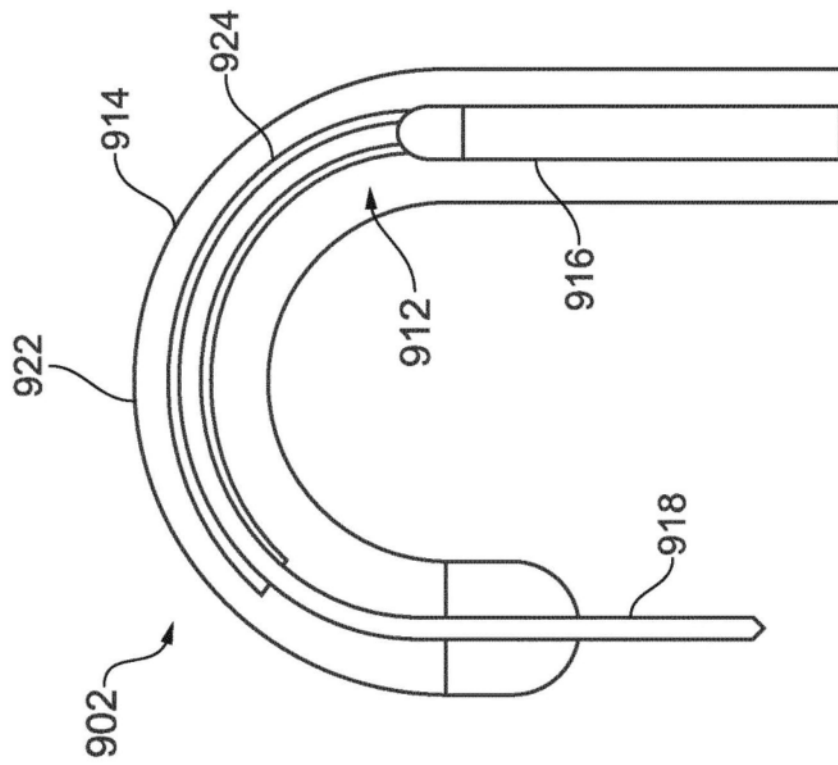


图9b

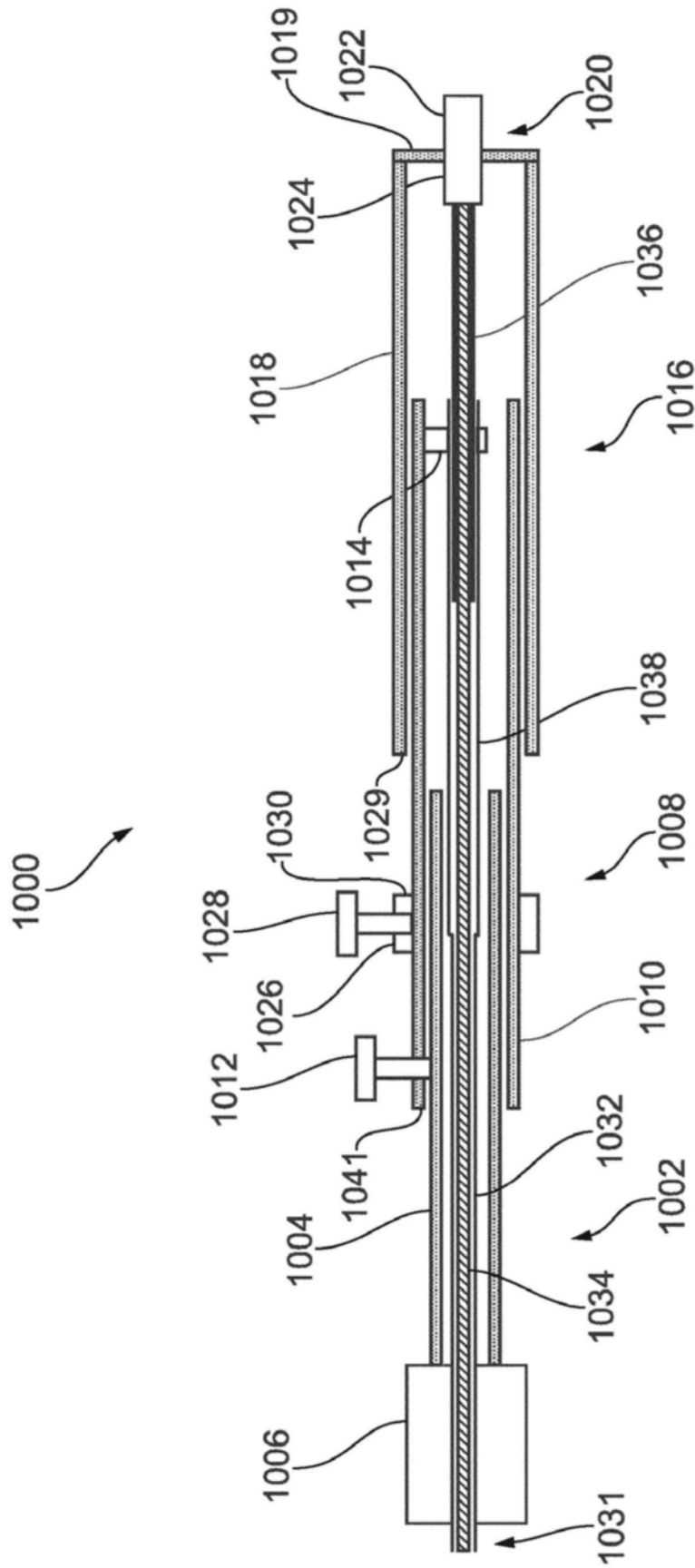


图10

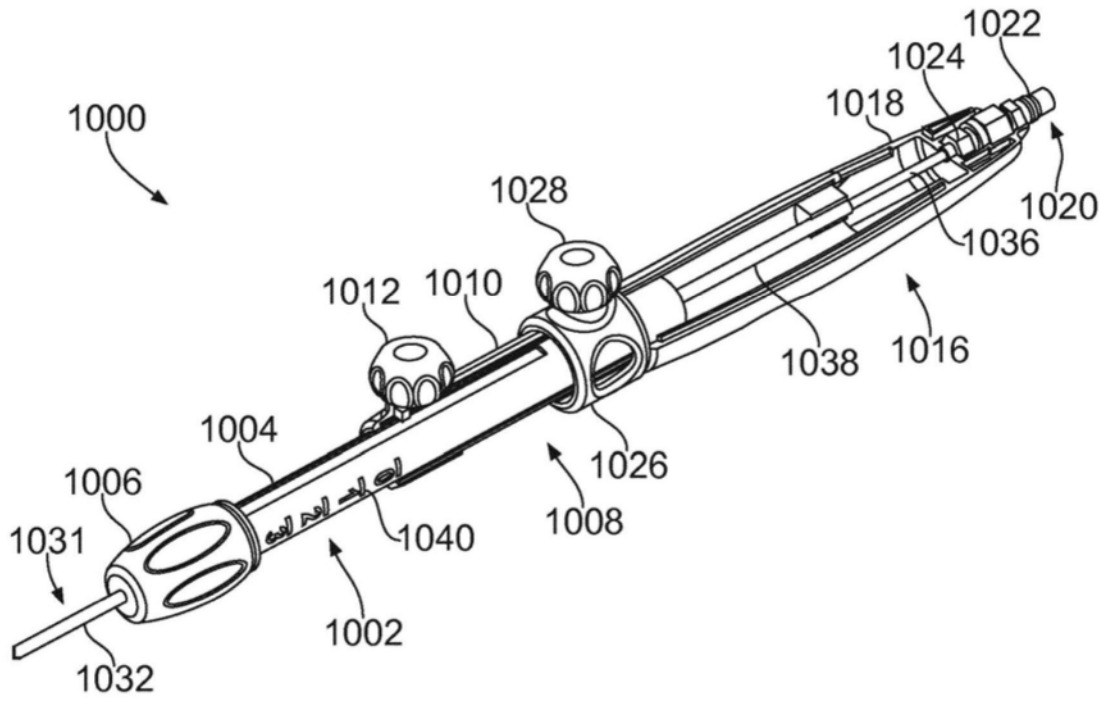


图11

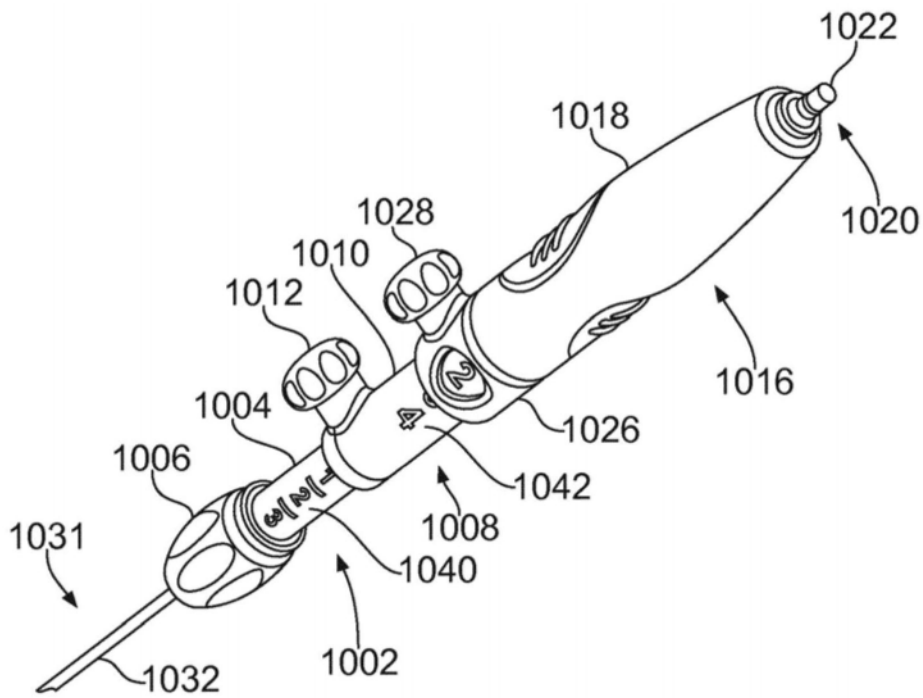


图12

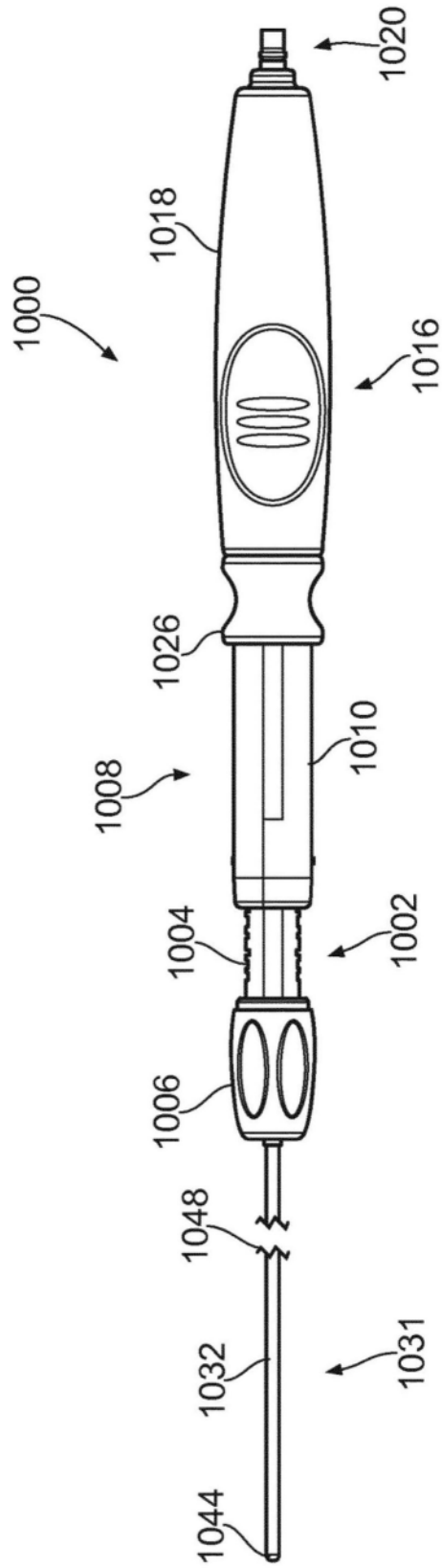


图13a

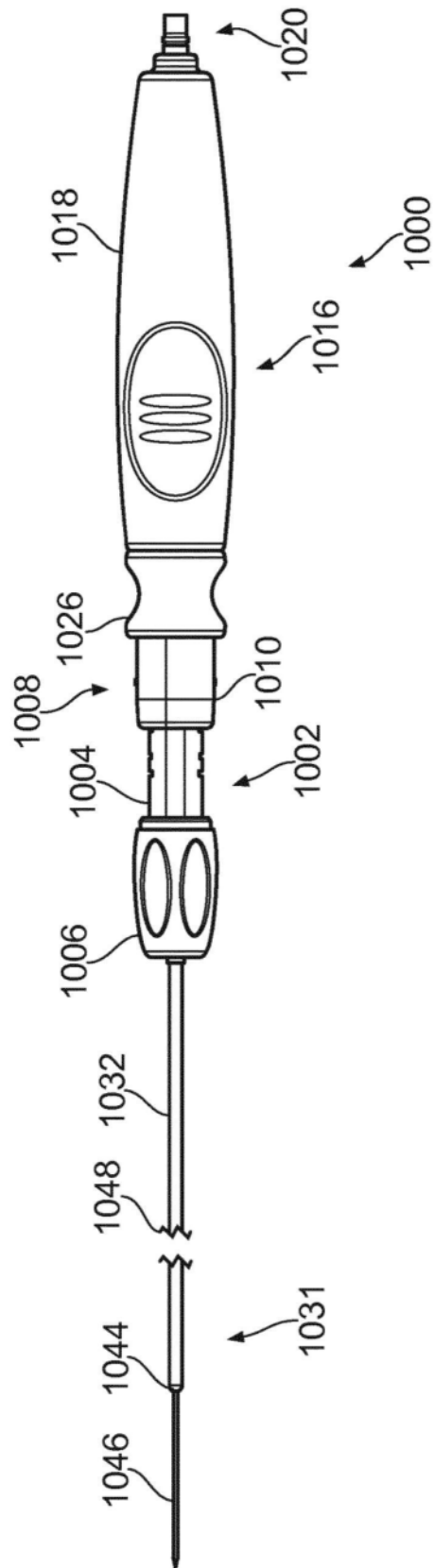


图13b

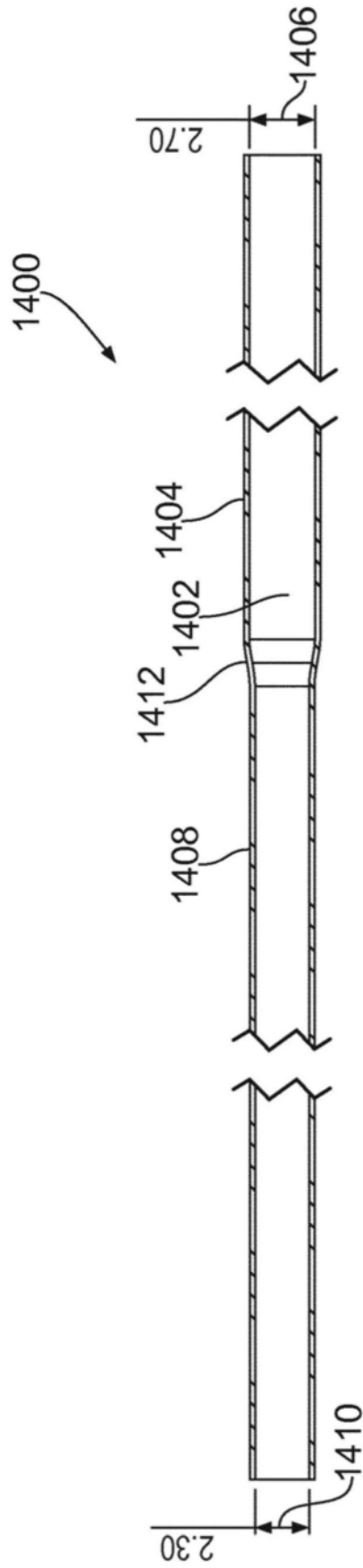


图14a

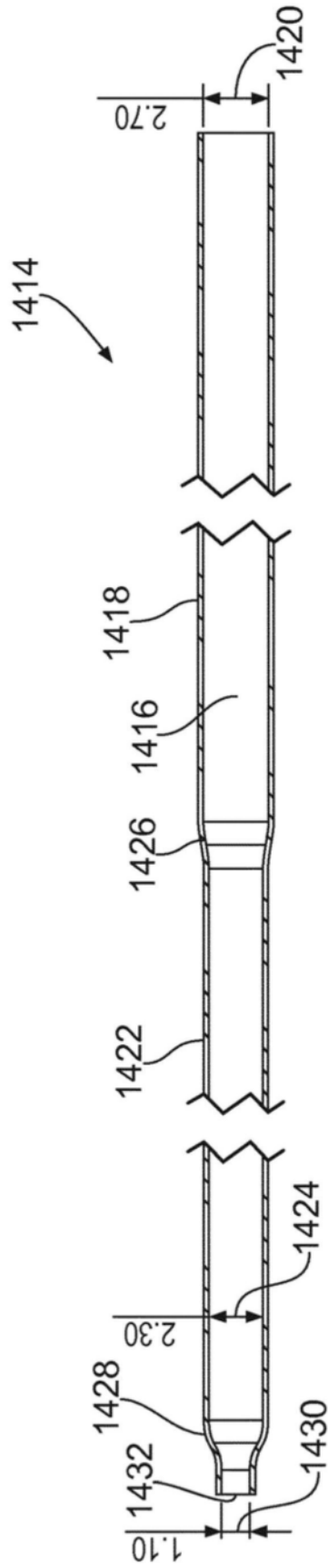


图14b