



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113038896 B

(45) 授权公告日 2024.10.29

(21) 申请号 201980063892.0

(72) 发明人 C·P·汉考克 乌尔里奇·乔治

(22) 申请日 2019.10.01

S·莫里斯 大卫·韦伯

(65) 同一申请的已公布的文献号

S·普雷斯顿 列夫·盖根

申请公布号 CN 113038896 A

丹·克罗克 S·斯温

(43) 申请公布日 2021.06.25

(74) 专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

(30) 优先权数据

专利代理人 熊永强

1816128.1 2018.10.03 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int.CI.

2021.03.29

A61B 18/18 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/EP2019/076567 2019.10.01

CN 104427951 A, 2015.03.18

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 108495596 A, 2018.09.04

W02020/070113 EN 2020.04.09

US 6770070 B1, 2004.08.03

(73) 专利权人 科瑞欧医疗有限公司

US 6347251 B1, 2002.02.12

地址 英国蒙茅斯郡

审查员 张宇

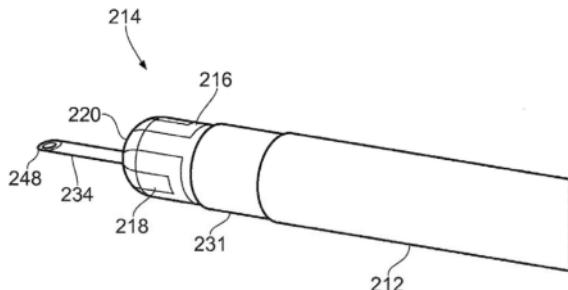
权利要求书3页 说明书15页 附图8页

(54) 发明名称

电外科器械

(57) 摘要

在一方面，本公开呈现一种通过从远侧尖端辐射微波能量来进行止血的电外科器械，其中导电辐射电极被涂覆在绝缘的不粘材料中。在另一方面，本公开提供一种使用射频或微波电磁能量来进行止血的电外科器械，其中所述器械的远侧尖端包括用于将流体输送到治疗部位或从治疗部位输送流体的导电空心针，其中所述空心针接地。



1. 一种电外科器械,包括:

同轴馈电缆线,所述同轴馈电缆线用于输送微波能量和/或射频能量,所述同轴馈电缆线具有内导体、外导体和将所述内导体与所述外导体隔开的介电材料;

器械尖端,所述器械尖端被设置在所述同轴馈电缆线的远侧端处以接收所述微波能量和/或所述射频能量;以及

流体通道,所述流体通道用于将流体输送到所述器械尖端;

其中所述器械尖端包括:

介电主体;

能量传递结构,所述能量传递结构用于将所述微波能量和/或所述射频能量传递到生物组织中;以及

空心针,所述空心针与所述流体通道流体连通,所述空心针被布置成将流体从所述流体通道传送到治疗部位,

其中所述空心针能够相对于所述器械尖端在以下各者之间移动:

缩回位置,在所述缩回位置,所述空心针的远侧端从器械尖端的远侧端退回;以及

露出位置,在所述露出位置,所述空心针的所述远侧端突出超过所述器械尖端的所述远侧端;

其中所述能量传递结构包括用于将所述微波能量辐射到生物组织中的辐射结构,其中所述辐射结构形成于所述介电主体中和/或所述介电主体上,并且其中所述辐射结构包括电连接到所述内导体的第一电极,以及电连接到所述外导体的第二电极,所述第一电极和所述第二电极在所述介电主体的外表面上露出,并且

其中所述空心针电连接到所述外导体以使所述空心针接地。

2. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述器械尖端还包括接地元件,所述接地元件被布置成将所述空心针电连接到所述外导体。

3. 根据权利要求2所述的电外科器械,其中所述接地元件包括主体,所述主体具有第一连接表面和第二连接表面,所述第一连接表面和所述第二连接表面被布置成分别保持所述空心针和所述外导体,其中所述第一连接表面和所述第二连接表面电连接在一起,并且其中所述空心针电连接到所述第一连接表面,而所述外导体电连接到所述第二连接表面。

4. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中:

所述接地元件的所述主体具有延伸穿过其中的第一通道,所述第一连接表面形成于所述第一通道内;

所述空心针的一部分被收纳在所述第一通道中;并且

所述第一通道包括位于所述第一通道的近侧端处的外扩部分,所述外扩部分的横截面积朝着所述第一通道的所述近侧端增大。

5. 根据权利要求3或4所述的电外科器械,其中:

所述接地元件的所述主体包括延伸穿过其中的第二通道,所述第二连接表面形成于所述第二通道中;并且

所述外导体的远侧部分被收纳在所述第二通道中。

6. 根据权利要求3所述的电外科器械,还包括:

第一绝缘套管,所述第一绝缘套管被布置在所述接地元件的近侧端处以引导所述空心

针与所述第一连接表面接触,以及

第二绝缘套管,所述第二绝缘套管被布置在所述接地元件的远侧端处以使所述空心针与所述辐射结构绝缘。

7. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述空心针能够相对于所述外导体滑动,并且所述空心针与所述外导体之间的电连接跨滑动界面通过。

8. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述器械尖端包括在其远侧端处的开口,并且其中:

当所述空心针处于所述缩回位置时,所述空心针的所述远侧端位于所述器械尖端中并且不突出穿过所述开口;

当所述空心针处于所述露出位置时,所述空心针的所述远侧端突出穿过所述开口。

9. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中,当处于所述露出位置时,所述空心针在所述空心针上的远离所述空心针的远侧端的对应于所述微波能量的半波长的整数倍的位置处电连接到所述外导体。

10. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述介电主体包括设置有所述第一电极的第一凹槽和设置有所述第二电极的第二凹槽。

11. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述介电主体是具有与所述同轴馈电缆线对齐的纵向轴线的圆筒,并且其中所述介电主体包括形成于其中的纵向延伸的通道,并且所述空心针的一部分被收纳在所述纵向延伸的通道中。

12. 根据权利要求11所述的电外科器械,其中所述第一电极包括围绕所述介电主体的圆周设置的第一组纵向延伸的导电指状物。

13. 根据权利要求12所述的电外科器械,其中所述第二电极包括围绕所述介电主体的所述圆周设置的第二组纵向延伸的导电指状物,并且其中所述第一组纵向延伸的导电指状物和所述第二组纵向延伸的导电指状物围绕所述介电主体的所述圆周以互相交叉的方式布置。

14. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述器械尖端还包括屏蔽导体,所述屏蔽导体电连接到所述外导体并且包围所述同轴馈电缆线与所述辐射结构之间的电连接。

15. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述器械尖端的远侧端以形成平滑轮廓的方式成形为适合于将压力点施加到靶区域。

16. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述辐射结构涂覆有绝缘的不粘材料。

17. 根据权利要求16所述的电外科器械,其中所述器械尖端涂覆有所述绝缘的不粘材料。

18. 根据权利要求16或17所述的电外科器械,其中在所述辐射结构上的所述绝缘的不粘材料的涂层的厚度等于或小于40 μm 。

19. 根据权利要求18所述的电外科器械,其中所述厚度等于或小于10 μm 。

20. 根据权利要求16所述的电外科器械,其中所述绝缘的不粘材料是派瑞林C或派瑞林D。

21. 一种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成供应微波能量和/或射频能量;以及

根据任一前述权利要求所述的电外科器械,所述电外科器械被连接以从所述电外科发

生器接收所述微波能量和/或所述射频能量。

22. 根据权利要求21所述的电外科系统,所述电外科系统还包括外科窥视装置,所述外科窥视装置具有用于插入到患者的身体内的柔性插绳,其中所述柔性插绳具有沿着其长度延伸的器械通道,并且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。

电外科器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种向生物组织传递微波能量和/或射频能量以便消融靶组织的电外科器械。所述电外科器械包括流体传送通道，所述流体传送通道联接到针以用于将流体传送到治疗部位。探针可穿过内窥镜或导管的通道插入，或者可在腹腔镜手术或开放手术中使用。

[0002] 发明背景

[0003] 已经发现电磁(EM)能量，特别是微波和射频(RF)能量因其能够切割、凝固和消融身体组织而可用于电外科手术中。通常，用于向身体组织传递EM能量的设备包括包含EM能量源的发生器，以及连接到发生器以用于向组织传递能量的电外科器械。常规的电外科器械经常被设计成经皮地插入到患者的身体中。然而，例如，如果靶部位在移动的肺中或在胃肠(GI)道的薄壁区段中，则会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运行通过身体内的通道，例如气道或食道或结肠的管腔。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。

[0004] 使用微波EM能量进行组织消融是基于生物组织主要由水构成的事实。人体软器官组织通常具有在70%与80%之间的水分。水分子具有永久电偶极矩，这意味着在分子上存在电荷不平衡。这种电荷不平衡使分子响应于由时变电场施加所产生的力而移动，因为分子会旋转以使其电偶极矩与所施加的场的极性对齐。在微波频率下，快速分子振荡导致摩擦加热和随之发生的呈热形式的场能量耗散。这被称为介电加热。

[0005] 此原理被用于微波消融治疗中，其中靶组织中的水分子通过在微波频率下施加局部电磁场而被快速地加热，从而导致组织凝固和细胞死亡。已知使用微波发射探针来治疗肺和其他器官中的各种疾病。举例来说，在肺中，微波辐射可用于治疗哮喘并且消融肿瘤或病灶。

[0006] RF EM能量可用于生物组织的切割和/或凝固。使用RF能量的切割方法基于如下原理进行操作：在电流(受助于细胞的离子内容物，即钠和钾)穿过组织基质时，组织上对电子流的抵抗产生热。当将纯正弦波施加到组织基质时，在细胞内产生足够的热以使组织的水分蒸发。因此，存在细胞膜无法控制的细胞的内部压力的大幅上升，从而导致细胞破裂。当大面积地发生这种情况时，可以看出组织已被切断。

[0007] RF凝固通过以下方式来操作：将较低效率的波形施加到组织，由此代替蒸发，将细胞内容物加热到约65°C。这通过脱水对组织进行干燥并且还会使血管壁和构成细胞壁的胶原蛋白中的蛋白质变性。使蛋白质变性充当对凝血级联的刺激，因此凝血被增强。同时，细胞壁中的胶原蛋白从棒状分子变性为卷曲分子，这使血管收缩并且大小减小，从而赋予血块锚点和较小的插入区域。

[0008] 一些电外科器械可与流体传送系统一起使用以用于将流体(例如液体和/或气体)传送到治疗部位。在一些情况下，流体传送系统可用于将液体药物施用于治疗部位。举例来说，已知将肾上腺素施用于出血部位以在严重出血期间收缩血管。

[0009] 作为另一个实例,流体传送系统可用于将氩气传送到治疗部位,以进行氩等离子体凝固(APC)。APC是一种外科技术,以不需要电外科器械与靶组织之间的物理接触的方式控制出血。在APC中,氩气射流被通过电外科器械传递的微波和/或RF能量离子化,从而引起凝固并且控制出血。

发明内容

[0010] 这里的公开提出了两个方面,所述两个方面可一起或分开地提供。

[0011] 在第一方面,本发明提供了一种通过从远侧尖端辐射微波能量来进行止血的电外科器械,其中辐射出微波能量的导电性电极被涂覆在绝缘的不粘材料中。

[0012] 在第二方面,本发明提供了一种使用射频(RF)或微波电磁(EM)能量来进行止血的电外科器械,其中所述器械的远侧尖端包括用于将流体输送到治疗部位或输送来自治疗部分的流体的导电性空心针,其中所述空心针电接地。

[0013] 对于第一方面,发明人已经发现,当组织被凝固或消融时,组织可具有粘附到器械尖端的趋势。当从治疗部位移除器械尖端时,这可能导致组织损坏或引起出血。在辐射出微波能量的至少导电元件(例如电极)上提供不粘涂层用以防止组织粘附到器械尖端。在一些实例中,整个器械尖端可被涂覆。提供不粘涂层可促进在施加微波能量之后从治疗部位移除器械尖端。不粘涂层可由例如派瑞林C(Parylene C)或派瑞林D(Parylene D)的生物相容性材料制成。

[0014] 发明人已经认识到,可使用辐射的微波能量来有效地进行止血。当使用微波能量时,由于微波能量是从辐射结构辐射的,所以不粘涂层可以是绝缘的(即非导电性的)。多种绝缘的生物相容性不粘材料是已知的并且可用于这一目的。相反,常规地使用RF能量来进行止血。在这种情况下,不能使用绝缘的不粘涂层,因为电极必须要露出以允许RF电流流入到靶组织中。发明人不了解任何合适的生物相容性、导电性和不粘的材料,所述材料可用于为通过传导来传递能量进行止血的装置提供不粘涂层。因此,利用辐射的微波能量来进行止血使器械尖端能够涂覆有绝缘的不粘材料,这可防止组织粘附到器械尖端并且促进器械的使用。

[0015] 对于第二方面,发明人已经发现,当空心针不接地时(例如当空心针悬空时),空心针可能干扰由电外科器械发射的微波和/或RF能量。发明人已经发现,由不接地的空心针引起的干扰作用在微波能量下尤其明显。这可导致电外科器械的辐射分布失真,和/或降低EM能量传递到靶组织中的效率。

[0016] 发明人已经发现,通过将空心针接地,可减少空心针对由电外科器械发射的微波和/或RF能量的干扰。这可用以例如通过防止当针头伸出时电外科器械在远侧尖端的前方延伸太远来改善电外科器械的辐射分布的形状。这可用以例如通过确保将所传递的能量限制在远侧尖端的附近来提高EM能量传递到靶组织中的效率。结果,可改善对EM能量向靶组织的传递的控制。

[0017] 根据第一方面,可提供一种电外科器械,所述电外科器械包括:同轴馈电缆线,所述同轴馈电缆线用于输送微波能量,所述同轴馈电缆线具有内导体、外导体和将所述内导体与所述外导体隔开的介电材料;器械尖端,所述器械尖端被设置在所述同轴馈电缆线的远侧端处以接收所述微波能量和/或射频能量;以及流体通道,所述流体通道用于将流体输

送到所述器械尖端,其中所述器械尖端包括:辐射结构,所述辐射结构用于将所述微波能量辐射到生物组织中;以及空心针,所述空心针与所述流体通道流体连通,所述空心针被布置成将流体从所述流体通道传送到治疗部位,并且其中所述辐射结构涂覆有绝缘的不粘材料。

[0018] 绝缘的不粘材料可作为涂层涂覆在器械尖端的全部或部分上。举例来说,器械尖端可涂覆有绝缘的不粘材料,或涂层可被限制到辐射结构。

[0019] 绝缘的不粘材料的涂层可具有等于或小于40 μm 的厚度,例如在1 μm 到40 μm 的范围内。优选地,厚度等于或小于10 μm ,例如在3 μm 到4 μm 的范围内。绝缘材料的厚度在绝缘尖端上可改变。绝缘材料可具有设置在辐射结构上的较薄部分。

[0020] 绝缘的不粘材料可以是生物相容性的。在一些实施方案中,不粘材料是派瑞林C或派瑞林D。

[0021] 根据第二方面,可提供一种电外科器械,所述电外科器械包括:同轴馈电缆线,所述同轴馈电缆线用于输送微波能量和/或射频能量,所述同轴馈电缆线具有内导体、外导体和将所述内导体与所述外导体隔开的介电材料;器械尖端,所述器械尖端被设置在所述同轴馈电缆线的远侧端处以接收所述微波能量和/或所述射频能量;以及流体通道,所述流体通道用于将流体输送到所述器械尖端;其中所述器械尖端包括:能量传递结构,所述能量传递结构用于将所述微波能量和/或所述射频能量传递到生物组织中;以及空心针,所述空心针与所述流体通道流体连通,所述空心针被布置成将流体从所述流体通道传送到治疗部位,其中所述能量传递结构包括辐射结构,所述辐射结构用于将所述微波能量辐射到生物组织中,并且其中所述空心针电连接到所述外导体以将所述空心针接地。

[0022] 第一方面和第二方面可被组合,例如以提供具有接地针和绝缘的不粘涂层两者的电外科器械。下面列出了适用于两个方面的其他可选特征。

[0023] 器械可操作以凝固和/或消融身体内的靶组织。举例来说,器械可用于治疗肺或胃肠道中的组织,然而器械可用于治疗其他器官(例如子宫)中的组织。为了高效地治疗靶组织,器械尖端可能需要定位得尽可能靠近靶组织(并且在许多情况下定位在靶组织内部)。为了到达靶组织(例如肺中的靶组织),可能需要引导装置通过通路(例如气道)并且绕过障碍物。这意味着器械理想地将是尽可能地柔性的并且具有小的横截面。特别地,在可能需要沿着狭窄的通路(例如可能狭窄并且蜿蜒曲折的细支气管)引导装置的情况下,所述装置在其尖端附近应当是非常柔性的。

[0024] 同轴馈电缆线可以是在一端可连接到电外科发生器的常规低损耗同轴缆线。特别地,内导体可以是沿着同轴馈电缆线的纵向轴线延伸的细长导体。介电材料可围绕内导体设置,例如第一介电材料可具有供内导体延伸通过的通道。外导体可以是由导电材料制成的设置在介电材料的表面上的套管。同轴馈电缆线还可包括用于使缆线绝缘并且保护缆线的外部保护鞘。在一些实例中,保护鞘可由不粘材料制成或涂覆有不粘材料,以防止组织粘附到所述缆线。

[0025] 流体通道可用以将流体(例如液体或气体)从电外科器械的近侧端输送到器械尖端。流体通道可在其近侧端处连接到流体供应。举例来说,流体通道可用于将液体药物(例如肾上腺素)输送到器械尖端。在使用电外科器械进行APC的情况下,流体通道可用于将氩气输送到器械尖端。流体通道还可用于将流体从器械尖端运送到电外科器械的近侧端。举

例来说,围绕器械尖端存在于治疗部位中的流体可通过空心针来抽吸并且经由流体通道排出,以便将流体从治疗部位排出。流体通道可包括柔性管(管腔),其沿着电外科器械的长度延伸,例如从电外科器械的近侧端延伸到器械尖端。

[0026] 在一些实例中,流体通道可与同轴馈电缆线并排延伸。流体通道和同轴馈电缆线可被容纳在柔性的器械套管内,例如所述器械套管可限定承载同轴馈电缆线和流体通道的管腔。器械套管可由不粘材料(例如PTFE)制成或涂覆有不粘材料(例如PTFE),以防止组织粘附到器械套管。可在器械套管中提供插入件,以保持同轴馈电缆线和流体通道在器械套管内的位置。替代地,器械套管可以是多管腔管,使得同轴馈电缆线被收纳在器械套管的第一管腔内,并且流体通道被收纳在器械套管的第二管腔内。

[0027] 在一些实例中,流体通道可被容纳在同轴馈电缆线内。举例来说,同轴馈电缆线中的介电材料可包括供流体通道延伸穿过的管腔。在另一实例中,内导体可以是空心导体,例如内导体可由导电材料管形成。在这种情况下,流体通道可设置在空心内导体内。将流体通道容纳在同轴馈电缆线内可用以减小电外科器械的外径。

[0028] 器械尖端位于同轴馈电缆线的远侧端处,并且用以将沿着同轴馈电缆线输送的EM能量传递到靶组织中。器械尖端还用以将流体从流体通道传送到治疗部位。流体通道可在同轴馈电通道的远侧端附近(例如在器械尖端之前)终止。替代地,流体通道的一部分可延伸到器械尖端中。器械尖端可永久地或可移除地附接到同轴馈电缆线和流体通道。

[0029] 能量传递结构被布置成传递由同轴馈电缆线输送的微波和/或RF能量。辐射结构电连接到同轴馈电缆线以接收微波能量。辐射结构可针对具有预定能量的微波能量来配置,以便使器械产生期望的辐射分布和/或治疗类型(例如组织消融、切割或凝固)。举例来说,辐射结构可被配置为单极微波天线,例如辐射结构可包括细长导体,所述细长导体连接到所述内导体并且被布置成沿着其长度辐射微波能量。替代地,辐射结构可被配置为双极微波天线,例如辐射结构可包括一对电极,所述电极分别连接到所述内导体和所述外导体并且被布置成辐射微波能量。

[0030] 在能量传递结构被设计为传递RF能量的情况下,能量传递结构可包括分别连接到所述内导体和所述外导体的一对RF电极。所述对RF电极可充当有源电极和返回电极,使得位于所述电极之间的区域中的组织被RF能量消融或凝固。

[0031] 在使用电外科器械进行APC的情况下,能量传递结构可包括一对电极,所述电极被设置在空心针附近,以便使用微波和/或RF激发并且维持来自氩气的等离子体。

[0032] 在一些情况下,能量传递结构可被设计为同时地或顺序地传递微波能量和RF能量两者。举例来说,在能量传递结构包括一对电极的情况下,所述对电极在RF频率下可充当有源电极和返回电极,并且所述电极在微波频率下可充当双极天线。

[0033] 空心针用以将流体从流体通道传送到治疗部位。治疗部位可包括位于器械尖端附近(例如在器械尖端前面)的靶生物组织的区域。空心针可由一定长度的管形成。空心针可由导电材料(例如金属)制成。空心针可具有近侧端,所述近侧端与流体通道流体连通,因此来自流体通道的流体可被输送到空心针中。举例来说,空心针的近侧端可位于流体通道的远侧部分内部。密封可在空心针与流体通道之间形成,以防止流体在流体通道与空心针之间的接合处泄漏。空心针可具有带有开口的远侧端,流体可通过所述开口分配到治疗部位中。流体也可通过在针的远侧端中的开口被抽吸到针中,以将流体从治疗部位排出。空心针

的远侧端可以是锋利的(例如尖的),以利于将空心针插入到组织中。举例来说,空心针可以是皮下注射针。

[0034] 空心针电连接到同轴馈电缆线的外导体。这用以将空心针接地到外导体。通常,同轴馈电缆线的外导体可连接到电气接地(例如0V),因此外导体和空心针都可接地。空心针可使用任何合适的方式电连接到外导体。举例来说,导电线或其他导体可连接在外导体与空心针之间。

[0035] 因为空心针电连接到外导体,所以空心针相对于同轴馈电缆线不在浮动电压下。空心针与外导体之间的电连接还可减小外导体与空心针之间的任何浮动电容。结果,可减少空心针对由能量传递结构进行的EM能量传递的干扰作用。这对于微波能量传递可能特别有益,因为发明人已经发现,由空心针引起的干扰作用在微波频率下可能更加明显。减少空心针的干扰作用可用以改善器械尖端的辐射分布(例如通过减少由干扰引起的失真),以及提高到靶组织的EM能量传递的效率。将空心针接地到外导体也可提高电外科器械的安全性,因为这样可防止大电压在空心针与能量传递结构之间产生。

[0036] 在一些实施方案中,器械尖端可包括接地元件,所述接地元件被布置成将空心针电连接到外导体。外导体与空心针之间的电连接因此可位于器械尖端本身中。接地元件可将空心针电连接到外导体的远侧部分。在一些情况下,外导体的远侧部分可延伸到器械尖端中。接地元件可包括一块导电材料,所述导电材料将空心导体电连接到外导体。接地元件可使用任何合适的方式连接到空心针和外导体,例如经由机械连接、导电粘合剂(例如环氧树脂)或焊接或熔接接头。通过将接地元件直接设置在器械尖端中,可减小空心针与外导体之间的电路路径的长度。这可确保空心针与外导体之间的良好电连接,并且促进形成电连接。

[0037] 在一些实施方案中,接地元件可包括主体,所述主体具有第一连接表面和第二连接表面,所述第一连接表面和所述第二连接表面被布置成分别保持空心针和外导体。第一连接表面和第二连接表面可电连接在一起,例如作为公共导电体的不同表面区域。空心针可电连接到第一连接表面。外导体可电连接到第二连接表面。由于空心针和外导体都连接到接地元件的主体上的表面,所以接地元件可用以将空心针相对于外导体(并且因此同轴馈电缆线)的位置固定。因此,接地元件可起到双重作用:将空心针电连接到外导体,以及将空心针和外导体相对于彼此保持在适当位置。这可用以改善器械尖端的完整性。接地元件的主体可以是由导电材料(例如金属)制成的整体部件,在这种情况下,空心针和外导体经由接地元件的主体电连接。替代地,主体可由绝缘材料制成,并且第一连接表面和第二连接表面可由提供在主体的表面上的导电层形成。第一连接表面与第二连接表面之间的电路路径因而可设置在主体上或主体中。

[0038] 空心针可使用任何合适的方式电连接到第一连接表面。在一个实例中,空心针可抵靠第一连接表面保持以在它们之间形成电接触。替代地,空心针可例如使用导电粘合剂或经由焊接或熔接连接而附接到第一连接表面。外导体可以类似方式电连接到第二连接表面。

[0039] 第一连接表面的形状可与空心针的形状互补。这可改善第一连接表面与空心针之间的电连接。这也可用以将空心针保持在适当位置,以防止空心针的不期望的移动。举例来说,在空心针具有圆形横截面的情况下,第一连接表面可以是曲率半径与空心针的横截面的半径匹配的圆形表面。类似地,第二连接表面的形状可与外导体的形状互补。

[0040] 在一些实施方案中,接地元件的主体可具有延伸穿过其中的第一通道,第一连接表面形成于所述第一通道中。接地元件可具有大体上圆柱形或圆锥形的形状,例如在第一通道是中央设置的孔的情况下,空心针的一部分可收纳在所述孔中。第一通道可在纵向方向上,即在平行于内导体的纵向轴线的方向上,延伸穿过主体。第一通道可以是开放通道,例如所述第一通道可构成凹槽,空心针的一部分被收纳在所述凹槽中。替代地,第一通道可以是封闭通道,例如所述第一通道可限定管腔,空心针的一部分容纳在所述管腔中。第一通道可用以将空心针保持在接地元件中的适当位置。这可确保维持空心针与第一连接表面之间的电连接。第一通道还可用以限制空心针的横向移动,例如在垂直于纵向方向的方向上的移动。第一连接表面可设置在第一通道的表面上,例如第一连接表面可在所述通道的壁上。在接地元件的主体由导电材料制成的情况下,第一通道的壁可提供第一连接表面。第一通道的形状可与空心针的形状互补。

[0041] 在空心针相对于器械尖端可移动的情况下,第一通道可用以提供空心针与接地元件之间的可滑动电连接。空心针因此可相对于外导体可滑动,并且空心针与外导体之间的电连接可跨滑动界面通过。当空心针相对于尖端移动时,第一通道还可起到引导空心针的作用。

[0042] 在一些实施方案中,第一通道可包括位于第一通道的近侧端处的外扩部分,所述外扩部分的横截面积朝着第一通道的近侧端增大。所述外扩部分可用以将空心针引导或“漏斗化”到第一通道中。

[0043] 在一些实施方案中,接地元件的主体可包括延伸穿过其中的第二通道,第二连接表面形成于所述第二通道中;并且外导体的远侧部分可被收纳在所述第二通道中。第二通道可在纵向方向上延伸穿过主体。第二通道可平行于第一通道。第二通道可以是开放通道,例如所述第二通道可构成凹槽,外导体的远侧部分被收纳在凹槽中。替代地,第二通道可以是封闭通道,例如所述第二通道可限定管腔,外导体的远侧部分容纳在所述管腔中。第二通道可用以将外导体保持在接地元件中的适当位置。这可确保维持外导体与第二连接表面之间的电连接。第二连接表面可设置在第二通道的表面上,例如第一连接表面可在通道的壁上。在接地元件的主体由导电材料制成的情况下,第二通道的壁可提供第二连接表面。第二通道的形状可与空心针的形状互补。外导体的远侧部分可以是位于同轴馈电缆线的远侧端处或附近的外导体的一部分。外导体的远侧部分可延伸到器械尖端中。

[0044] 接地元件的主体可包括附接到同轴馈电缆线的远侧部分的近侧部分。接地元件的主体的近侧部分可用以将接地元件锚固到同轴馈电缆线。这可用以加强同轴馈电缆线与器械尖端之间的接口。这种配置还可用以将空心针相对于同轴馈电缆线保持在适当位置。同轴馈电缆线的远侧部分可经由任何合适的方式保持在主体的近侧部分中。举例来说,主体的近侧部分可包括通道,同轴馈电缆线的远侧部分被收纳并且保持在所述通道中。接地元件的主体还可包括远侧部分,第一连接表面和第二连接表面位于所述远侧部分中。接地元件的主体可跨过同轴馈电缆线与器械尖端之间的界面,其中主体的近侧部分位于同轴馈电缆线的远侧端处,而主体的远侧部分位于器械尖端中。接地元件因此可用以改善电外科器械的完整性,以及减少由空心针引起的干扰。

[0045] 在一些实施方案中,电外科器械还可包括第一绝缘套管,所述第一绝缘套管被布置在接地元件的近侧端处以引导空心针与第一连接表面接触。第一绝缘套管可由柔性绝缘

材料(例如聚酰亚胺管)制成。第一绝缘套管可用以保护空心针并且将空心针与其周围环境隔绝。第一绝缘套管可限定供空心针延伸穿过的通路，并且所述通路引导空心针与第一连接表面接触。第一绝缘套管可在纵向方向上从接地元件的近侧端朝着器械的近侧端延伸。以这种方式，第一绝缘套管可用以沿着纵向方向对齐空心针。在空心针可移动的情况下，第一绝缘套管可能特别有益，因为第一绝缘套管可起到引导空心针在纵向方向上的移动的作用。

[0046] 在一些实施方案中，电外科器械还可包括第二绝缘套管，所述第二绝缘套管被布置在接地元件的远侧端处以使空心针与辐射结构绝缘。第二绝缘套管可由柔性绝缘材料(例如聚酰亚胺管)制成。第二绝缘套管可用以使空心针与辐射结构和器械尖端中的其他部件绝缘。第二绝缘套管可限定供空心针延伸穿过的通路。第二绝缘套管可将空心针从接地元件的远侧端朝着器械尖端的远侧端引导。举例来说，第二绝缘套管可从接地元件的远侧端延伸到器械尖端的远侧端。

[0047] 在一些情况下，第一绝缘套管和第二绝缘套管可形成连续的绝缘套管，所述连续的绝缘套管具有孔，空心针穿过所述孔而电连接到第一连接表面。

[0048] 在电外科器械包括第一绝缘套管和第二绝缘套管两者的情况下，第一绝缘套管的横截面可比第二绝缘套管的横截面大。这可促进空心针到第一绝缘套管中的插入，以便使空心针与接地元件电接触。以这种方式，较大的第一绝缘套管可起到将空心针朝着接地元件和第一连接表面“漏斗化”的作用。使用较大直径的第一绝缘套管还可减少当空心针相对于器械尖端移动时的空心针上的曳力。这可促进空心针相对于器械尖端移动。

[0049] 第二绝缘套管的横截面可大致匹配空心针的横截面。以这种方式，第二绝缘套管可确保空心针在器械尖端内的正确定位。

[0050] 在一些实施方案中，空心针可相对于器械尖端在以下位置之间可移动：缩回位置，在所述缩回位置，空心针的远侧端从器械尖端的远侧端退回；以及露出位置，在所述露出位置，空心针的远侧端突出超过器械尖端的远侧端。以这种方式，当不使用空心针时，空心针可被放置在缩回位置，以防止意外损坏组织。当需要将流体传送到治疗部位例如以将药物施用于治疗部位时，可将针移动到露出位置。空心针可在纵向方向上相对于器械尖端可移动。当空心针处于缩回位置时，空心针的远侧端可位于器械尖端内部。器械尖端可包括空心针可移动沿着的通道，使得当空心针处于缩回位置时，空心针的远侧端位于所述通道内部。

[0051] 空心针可经由任何合适的机构相对于器械尖端可移动。在一些实施方案中，空心针可通过致动(例如推或拉)附接到空心针的控制线而可移动。控制线可位于流体通道内部，使得控制线在流体通道内部附接到空心针。替代地，控制线可与流体通道并排延伸。

[0052] 空心针与外导体之间的电连接可被配置成允许空心针相对于器械尖端移动。以这种方式，空心针可保持电连接到外导体，而不管空心针是处于缩回位置还是处于露出位置。举例来说，空心针与外导体之间的电连接可以是可滑动的电连接。在接地元件包括具有第一连接表面的主体的情况下，空心针可相对于第一连接表面可滑动。在一些情况下，有可能将空心针从器械尖端完全抽出，使得空心针不再电连接到外导体。

[0053] 在接地元件包括第一通道的情况下，所述第一通道的尺寸可设置成允许空心针沿所述通道纵向滑动，同时确保空心针保持与第一连接表面接触。

[0054] 空心针与流体通道之间的连接可被配置成允许空心针相对于流体通道移动。以这

种方式,当使空心针相对于器械尖端移动时,空心针可保持与流体通道流体连通。举例来说,在空心针的近侧端位于流体通道内部的情况下,空心针的近侧端可沿着流体通道的长度可移动。滑动密封可在空心针与流体通道之间形成,以使得空心针能够相对于流体通道移动,同时防止流体在空心针与流体通道之间的接合处漏出。

[0055] 在一些实施方案中,器械尖端可在其远侧端处包括开口,使得:当空心针处于缩回位置时,空心针的远侧端可位于器械尖端中并且不突出穿过所述开口;而当空心针处于露出位置时,空心针的远侧端可突出穿过所述开口。以这种方式,当空心针处于缩回位置时,空心针被保护在器械尖端内部。

[0056] 在一些实施方案中,空心针在处于露出位置时可在空心针上的远离空心针的远侧端的对应于微波能量的半波长的整数倍的位置处电连接到外导体。举例来说,接地元件可远离空心针的远侧端半波长而定位。这可确保,在微波频率下,针的远侧端与针的接地到外导体的部分处于相同电压下。这样可减少由空心针引起的干扰。在针相对于器械尖端可移动的情况下,可设置缩回位置和露出位置,使得在每个位置,空心针的远侧端远离其接地位置整数倍的波长。这样可将当空心针处于缩回位置和露出位置时的由空心针引起的干扰减到最小。

[0057] 在一些实施方案中,器械尖端还可包括介电主体,并且能量传递结构(即辐射结构)可形成于介电主体中和/或介电主体上。介电主体可由任何合适的介电(绝缘)材料制成。可选择介电主体的材料以改善与靶组织的阻抗匹配,以便提高将EM能量传递到靶组织的效率。在一些情况下,介电主体可包括多个不同的介电材料块,所述不同的介电材料块被选择和布置成以期望方式使辐射分布成形。介电主体可充当辐射结构的支撑件,例如辐射结构的部分可形成于介电主体上或介电主体内。

[0058] 介电主体可以是具有与同轴缆线对齐的纵向轴线的圆柱体,并且其中介电主体包括形成于其中的纵向延伸的通道,并且空心针的一部分被收纳在纵向延伸的通道中。介电主体中的通道可用以保持空心针在器械尖端中的位置。以这种方式,介电主体中的通道可限制或防止空心针的横向移动。这可实现空心针的精确定位,以促进将空心针插入到靶组织中。介电主体中的通道可以是开放式的,例如所述通道可由介电主体的表面上的凹槽形成,或者所述通道可以是封闭式的,例如所述通道可由穿过介电主体的一部分的隧道(通路)形成。在通道是开放式的情况下,所述通道可在介电主体中的两个脊之间形成。在述器械包括第二绝缘套管的情况下,第二绝缘套管可在介电主体中的通道内延伸,以将空心针与辐射结构隔离。

[0059] 器械尖端的远侧端处的开口可形成于介电主体中的通道的远侧端处。

[0060] 在一些实施方案中,辐射结构可包括电连接到内导体的第一电极,以及电连接到外导体的第二电极,所述第一电极和所述第二电极在所述介电主体的表面上露出。当将RF能量输送到器械尖端时,第一电极和第二电极可充当双极RF电极,例如所述电极可分别充当有源电极和返回电极。以这种方式,位于第一电极和第二电极周围的区域中的生物组织可利用RF能量来消融和/或凝固。第一电极和第二电极可被布置在介电主体的表面上,以便获得期望的治疗轮廓。第一电极可经由延伸穿过介电主体的一部分的中间导体来电连接到内导体。

[0061] 第一电极和第二电极可被配置成能够利用RF频率和/或微波频率来治疗组织。举

例来说,当将RF能量输送到器械尖端时,第一电极和第二电极可充当双极RF电极。当将微波能量输送到器械尖端时,第一电极和第二电极可充当双极微波天线。有利地,这可使得用户能够在治疗方法(例如RF凝固和微波消融)之间快速地切换,而不必在外科手术过程中改变电外科器械。

[0062] 在一些实施方案中,第二电极可经由接地元件电连接到外导体。以这种方式,空心针和第二电极都可经由接地元件电连接到外导体。结果,可仅需要进行对外导体的单个电连接,即外导体与接地元件之间的电连接。这可利于将第二电极电连接到外导体。

[0063] 在一些实施方案中,介电主体可包括设置有第一电极的第一凹槽和设置有第二电极的第二凹槽。介电主体的介电材料的厚度可被设置在第一凹槽与第二凹槽之间,因此第一电极和第二电极由所述厚度的介电材料隔离。第一电极的厚度可对应于第一凹槽的深度,因此第一电极与介电主体的外表面齐平。类似地,第二电极的厚度可对应于第二凹槽的深度,因此第二电极与介电主体的外表面齐平。这可为器械尖端提供光滑的外表面。这样可避免器械尖端上的会钩在组织上的任何尖锐边缘。凹槽可以是在介电主体的表面中的缺口或凹陷。在一些情况下,凹槽可在介电主体的两个或更多个部分之间形成。

[0064] 在一些实施方案中,第一电极可包括第一组纵向延伸的导电指状物,所述第一组导电指状物围绕介电主体而沿圆周布置。第一电极的导电指状物可以是沿着纵向方向定向的细长导电元件。所有第一组导电指状物可电连接在一起以形成第一电极。第一组导电指状物可基本平行并且围绕介电主体的圆周而布置,例如每个导电指状物可处于介电主体的圆周周围的不同位置。举例来说,在介电主体是圆柱形的情况下,导电指状物可平行于圆柱形主体的轴线并且被设置在圆柱形主体的侧面上的不同位置。使多个导电指状物围绕介电主体的圆周布置可使得生物组织能够在器械尖端周围的多个方向上得到治疗。第一组导电指状物可围绕介电主体的圆周均匀地间隔开。这可改善器械尖端的辐射分布的轴向对称性,并且实现对围绕器械尖端设置的组织的基本均匀的治疗。第一电极的导电指状物可位于介电主体中的第一组凹槽中。

[0065] 在一些实施方案中,第二电极可包括第二组纵向延伸的导电指状物,所述第二组导电指状物围绕介电主体而沿圆周布置,并且第一组导电指状物和第二组导电指状物可围绕介电主体的圆周而交替地布置。第二电极的导电指状物可以是沿着纵向方向定向的细长导电元件。所有第二组导电指状物可电连接在一起以形成第二电极。第二组导电指状物可基本平行并且围绕介电主体的圆周而布置,例如每个导电指状物可处于围绕介电主体的圆周的不同位置。第二电极的导电指状物可位于介电主体中的第二组凹槽中。第一组凹槽和第二组凹槽可由介电主体的部分隔开,因此第一电极和第二电极的导电指状物通过介电主体而彼此电隔离。

[0066] 第一组导电指状物和第二组导电指状物可围绕介电主体的圆周交替地布置,例如所述导电指状物可经过排序以围绕圆周在第一组与第二组之间交替。以这种方式,第一组中的每个导电指状物可位于第二组中的两个导电指状物之间(反之亦然)。第一电极和第二电极因此可以是交叉指形电极。这种配置可用以围绕器械尖端提供基本均匀的辐射分布。这可使得例如组织能够在围绕器械尖端的体积中被均匀消融或凝固。

[0067] 在一些实施方案中,器械尖端还可包括电连接到外导体的环形导体,所述环形导体形成电外科器械的外表面的一部分并且屏蔽同轴馈电缆线与辐射结构之间的电连接。环

形导体可以是空心圆柱形的导电材料块。环形导体可被设置在器械尖端的近侧端附近，围绕同轴馈电缆线与辐射结构之间的接合处。同轴馈电缆线与辐射结构之间的电连接可包括内导体与辐射结构的导电元件(例如细长导体)之间的电连接。这样的电连接可包括在内导体与辐射结构之间的一定长度的未屏蔽线。这个长度的未屏蔽线可容易受到电干扰。由于环形导体电连接到外导体，因此环形导体可用以保护位于环形导体内部的任何布线或电连接免受电干扰。环形导体因此可减少在同轴馈电缆线与辐射结构之间的接合处的干扰，以改善器械尖端的性能。环形导体还可用以通过在连接处周围提供屏障来物理保护同轴馈电缆线与辐射结构之间的连接。环形导体可经由接地元件电连接到外导体。

[0068] 在一些情况下，环形导体可构成用于RF能量的返回电极。在器械尖端包括在介电主体的第一电极和第二电极的情况下，环形导体可构成第二电极的延伸。这可用以增大第二电极的有效面积。在一些情况下，环形导体可以是第二电极的近侧部分。

[0069] 在一些实施方案中，器械尖端的远侧端可以形成平滑轮廓的方式成形以适合于将压力点施加到靶区域。举例来说，器械尖端的远侧端可以是圆形的和/或平滑锥形的。这可使器械尖端能够被压在靶区域上以阻止出血(例如止血)。EM能量然后可通过器械尖端传递，以便凝固组织并且停止或控制出血。

[0070] 上文讨论的电外科器械可形成完整的电外科系统的部分。举例来说，所述系统可包括：电外科发生器，所述电外科发生器被布置成供应微波能量和射频能量；以及本发明的电外科器械，所述电外科器械被连接以从所述电外科发生器接收微波能量和射频能量。电外科设备还可包括外科窥视装置(例如内窥镜)，所述外科窥视装置具有用于插入到患者的身体内的柔性插绳，其中所述柔性插绳具有沿着其长度延伸的器械通道，并且其中外科器械的尺寸被设置成配合在器械通道内。

[0071] 在本说明书中，“微波”可广泛地用于指示400MHz到100GHz的频率范围，但优选地为1GHz到60GHz的范围。微波EM能量的优选点频率包括：915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz以及24GHz。5.8GHz可为优选的。相比之下，本说明书使用“射频”或“RF”指示至少低三个数量级(例如高达300MHz)的频率范围。优选地，RF能量具有足够高以防止神经刺激(例如大于10kHz)并且足够低以防止组织转白或热扩散(例如低于10MHz)的频率。RF能量的优选频率范围可在100kHz与1MHz之间。

[0072] 在本文中，术语“近侧”和“远侧”分别指代电外科器械的更远离和更靠近治疗部位的端部。因此，在使用中，电外科器械的近侧端更靠近用于提供RF和/或微波能量的发生器，而远侧端更靠近治疗部位，即患者体内的靶组织。

[0073] 除非上下文另外指明，否则术语“传导的”在本文中用于意指导电的。

[0074] 下文使用的术语“纵向”指代沿着电外科器械的长度的平行于同轴传输线的轴线的方向。术语“内”意指在径向上更靠近器械的中心(例如轴线)。术语“外”意指在径向上更远离器械的中心(轴线)。

[0075] 术语“电外科”是关于在外科手术期间使用并且利用微波和/或射频电磁(EM)能量的器械、设备或工具而使用。

附图说明

[0076] 现将参考附图通过实例来描述本发明的实施方案，在附图中：

- [0077] 图1是作为本发明的实施方案的电外科系统的示意图；
[0078] 图2是作为本发明的实施方案的电外科器械的透视图，其中器械的空心针处于缩回位置；
[0079] 图3是图2的电外科器械的透视图，其中空心针处于露出位置。
[0080] 图4是图2的电外科器械的示意性横截面图；
[0081] 图5是图2的电外科器械的透视图，其中器械的柔性器械套管已经省略，以显露器械的内部结构；
[0082] 图6到图8是图2的电外科器械的示意性横截面图，示出了处于不同位置的空心针；
[0083] 图9a和图9b示出了可在作为本发明的实施方案的电外科器械中使用的接地元件的透视图；
[0084] 图10a示出了可在作为本发明的实施方案的电外科器械中使用的介电主体的正视图；并且
[0085] 图10b示出了图10a的介电主体的透视图。

具体实施方式

[0086] 图1是完整的电外科系统100的示意图，所述电外科系统能够向侵入性电外科器械的远侧端供应微波能量和射频能量。系统100包括发生器102，所述发生器用于可控制地供应微波能量和射频能量。用于此目的的合适发生器描述于以引用的方式并入本文中的 WO2012/076844 中。发生器可被布置成监测从器械接收回的反射信号，以便确定用于传递的恰当功率电平。举例来说，发生器可被布置成计算从器械的远侧端看的阻抗，以便确定最佳传递功率电平。发生器102通过接口缆线104连接到接口接头106。

[0087] 系统100还包括流体供应单元108，所述流体供应单元包含与电外科器械一起使用的流体。流体可以是液体（例如液体药物）或气体（例如氩气）。流体供应单元108经由流体导管109流体地连接到接口接头106。流体供应单元108可经由流体导管109来分配所述流体供应单元中所含的流体。举例来说，流体供应单元108可包括用于分配液体药物的注射器。

[0088] 接口接头106容纳器械控制机构，所述器械控制机构可通过滑动触发器110来操作，例如以控制一根或多根控制线或推杆（未示出）的纵向（来回）移动。如果存在多根控制线，则在接口接头上可存在多个滑动触发器以提供全面控制。接口接头106的功能是将来自发生器102、流体供应单元108和器械控制机构的输入组合到单个柔性轴112中，所述柔性轴112从接口接头106的远侧端延伸。在其他实施方案中，其他类型的输入也可连接到接口接头106。

[0089] 柔性轴112可插入穿过内窥镜114的器械（工作）通道的整个长度。柔性轴112具有远侧组件118（在图1中未按比例绘制），所述远侧组件被成形为穿过内窥镜114的器械通道并且在内窥镜的器械通道的远侧端处突出（例如突出到患者体内）。远侧组件118包括用于将微波能量和射频能量传递到生物组织中的器械尖端。所述尖端还被配置成从流体供应单元108传送流体。在下文更详细地讨论尖端配置。

[0090] 远侧组件118的结构可被布置成具有适合于穿过工作通道的最大外径。通常，外科窥视装置（例如内窥镜）中的工作通道的直径小于4.0mm，例如为2.8mm、3.2mm、3.7mm、3.8mm 中的任一者。柔性轴112的长度可等于或大于0.3m，例如2m或更大。在其他实例中，远侧组件

118可在柔性轴112已插入穿过工作通道之后(并且在将器械绳引入到患者体内之前)安装在所述轴的远侧端。替代地,柔性轴112可在进行其近侧连接之前从远侧端插入到工作通道中。在这些布置中,可准许远侧端组件118具有大于外科窥视装置114的工作通道的尺寸。

[0091] 上文描述的系统是将器械引入到患者的身体内的一种方式。其他技术是可能的。举例来说,还可使用导管来插入器械。

[0092] 图2是作为本发明的实施方案的电外科器械200的远侧端的透视图。电外科器械200的远侧端可例如对应于上文讨论的远侧组件118。图3示出了电外科器械200的另一透视图。图4示出了电外科器械200的横截面侧视图。图5示出了电外科器械200的透视图,其中器械的柔性器械套管已经省略,以显露器械的内部结构。

[0093] 电外科器械200包括同轴馈电缆线202,所述同轴馈电缆线可在其近侧端处连接到发生器(例如发生器102)以便输送微波能量和RF能量。同轴馈电缆线202包括由介电材料208隔开的内导体204和外导体206。同轴馈电缆线202优选地对于微波能量是低损耗的。扼流圈(未示出)可提供在同轴馈电缆线204上,以抑制从远侧端反射的微波能量的反向传播并且因此限制沿着装置的反向加热。绝缘涂层209被设置在外导体206的外表面上,以绝缘和保护同轴馈电缆线202。

[0094] 电外科器械200还包括沿着同轴馈电缆线202延伸的流体通道210。流体通道210可以用以将流体从器械的近侧端输送到器械的远侧端。举例来说,流体通道210的近侧端可连接到流体供应单元108。同轴馈电缆线202和流体通道210均容纳在柔性器械套管212内。柔性器械套管212可由生物相容性的不粘材料(例如PTFE)制成或涂覆有所述生物相容性的不粘材料,以防止组织粘附到所述柔性器械套管。

[0095] 电外科器械200包括位于同轴馈电缆线202的远侧端处的器械尖端214。器械尖端214包括由绝缘材料(例如PEEK)制成的介电主体216。介电主体216具有形成于其外表面上的辐射结构,所述辐射结构包括内电极218和外电极220。内电极218经由电连接222(参见图4)电连接到同轴馈电缆线202的内导体204。内导体204的结构将在下文参考图10a和图10b更详细地讨论,所述图示出了隔离的介电主体216。电连接222可以例如是焊接或熔接的电连接,或者所述电连接可使用导电粘合剂(例如导电环氧树脂)形成。内导体204与内电极218之间的电连接222可以被灌装,例如所述电连接可被包裹在固体或胶状化合物中以进行保护。

[0096] 器械尖端214还包括位于器械尖端214的近侧端附近的接地元件224。接地元件224由导电材料(例如金属)制成,并且可形成为整体部件。接地元件224的结构将在图9a和图9b中更详细地图示,所述图示出了接地元件224的透视图。沿着纵向方向延伸的第一通道226和第二通道228形成于接地元件224中。第一通道226是封闭通道,并且被配置成收纳如下所述的空心针。第二通道228是开放通道,即第二通道由接地元件224的外表面上的凹槽形成。同轴馈电缆线202的远侧部分被保持在接地元件224的第二通道228中。第二通道228的形状与同轴馈电缆线202的远侧部分的形状互补。第二通道229可被成形为保持(例如通过过盈配合)同轴馈电缆线202。在一些情况下,外导体206可例如使用导电环氧树脂来固定到接地元件224。

[0097] 绝缘涂层209被从保持在接地元件224的第二通道228中的同轴缆线202的远侧部分剥离。以这种方式,同轴馈电缆线202的远侧部分中的外导体206露出并且与接地元件224

的第二通道228的表面电接触。以这种方式，外导体206电连接到接地元件224。

[0098] 第二电极220包括朝着器械尖端214的近侧端延伸的近侧部分230。近侧部分230由圆柱形空心导体形成，所述圆柱形空心导体围绕接地元件224和同轴馈电缆线202的远侧部分而设置。近侧部分230与接地元件224的外表面和外导体206的露出部分电接触。以这种方式，第二电极220电连接到外导体206。第二电极220的近侧部分230可用以使外导体206保持抵靠接地元件224，以确保维持接地元件224与外导体206之间的电连接。接地元件224包括凸缘232，第二电极220的近侧部分230靠在所述凸缘上。这可用以维持接地元件和近侧部分230的相对位置。外电极220的近侧部分230可被焊接到外导体206和/或接地元件，或者所述近侧部分可使用其他方式(例如导电环氧树脂)来固定。

[0099] 器械尖端还包括外部环形导体231，所述外部环形导体围绕外电极220的近侧部分230而设置。环形导体231是空心圆柱形的导电材料块。环形导体231电连接到外电极220的近侧部分230。环形导体231被布置成屏蔽内导体204与内电极218之间的电连接222。环形导体231因此可保护电连接222免受电干扰，以及保护电连接免受物理损坏。

[0100] 针通路形成于器械尖端214中以用于收纳与流体通道210流体连通的空心针234。空心针234可穿过针通路相对于器械尖端214移动，如下文关于图6到图8所讨论的。出于说明目的，在图4中省略了空心针234。

[0101] 针通路由器械尖端214中的多个部件形成。针通路在其近侧端处由接地元件224中的第一通道226形成。第一通道226包括在近侧端处的外扩部分236。外扩部分236向外张开，即外扩部分236的横截面积朝着第一通道226的近侧端增大。外扩部分236可用以将空心针234引导(例如偏转或漏斗化)到第一通道226中。第一绝缘套管238在近侧方向上从第一通道226朝着流体通道210延伸。第一绝缘套管238可用以将空心针234朝着接地元件224引导并且进入第一通道226中。第一通道226还包括接触部分240。第一通道226的接触部分238具有与空心针234的横截面基本匹配的横截面，即接触部分238的形状可与空心针234的形状互补。以这种方式，当空心针234延伸穿过第一通道226的接触部分240时，空心针234可接触第一通道226中的表面(例如第一通道226的壁)，以形成空心针234与接地元件224之间的电接触。这可用以将空心针234短接到外导体206。外导体206通常可接地(例如所述外导体可在0V下)，因此空心针234在其处于第一通道226中时也可接地。

[0102] 针通路还包括从第一通道226的远侧端延伸的第二绝缘套管242。第二绝缘套管242穿过远侧尖端214延伸到远侧尖端214的远侧端处的开口244。第二绝缘套管242穿过介电主体216中的通道246。第二绝缘套管242用以将空心针234与内电极218电隔离。

[0103] 第二绝缘套管242的横截面小于第一绝缘套管238的横截面。第二绝缘套管238的横截面在大小上与第一通道226的接触部分238的横截面大致相同。这可用以在空心针234穿过器械尖端214移动时确保空心针的精确定位。通过使用与第二绝缘套管242相比更大的第一绝缘套管238的横截面，可减小对空心针234沿着针通路移动(例如由于空心针234与绝缘套管之间的摩擦)的抵抗。这可促进空心针234相对于器械尖端214移动。

[0104] 空心针234与流体通道210流体连通。空心针234从流体通道的远侧端朝着器械尖端214延伸。空心针234的远侧尖端248是尖的，以利于将空心针234插入到组织中。空心针234可以是适合于将流体注射到组织中的材料(例如不锈钢)的空心管。举例来说，空心针234可以是皮下注射针。空心针234的近侧部分被收纳在流体通道210的远侧部分中，因此由

流体通道210输送的流体可流到空心针234中。密封可在流体通道210与空心针234之间形成，以防止流体泄漏。

[0105] 图6到图8示出了电外科器械200的横截面侧视图，其中空心针234处于不同位置。在图6中，空心针处于第一缩回位置，使得空心针的远侧尖端248位于第一绝缘套管238内部。在图7中，空心针234处于第二缩回位置，在所述位置，空心针的远侧尖端248位于第二绝缘第二绝缘套管242内部，因此空心针不穿过远侧尖端214中的开口244突出。在图8中，空心针234处于露出位置，在所述位置，空心针的远侧尖端248穿过开口244突出并且空心针234的远侧部分延伸超过器械末端214。

[0106] 空心针234可通过任何合适的方式在图6到图8所图示的位置之间可移动。举例来说，空心针234可使用控制线(未示出)移动，所述控制线穿过流体通道210延伸到器械200的近侧端。

[0107] 当空心针234处于第一缩回位置时(图6)，空心针从器械尖端214完全缩回，即空心针不位于器械尖端214中。在这种配置中，空心针234不电连接到外导体206。当空心针234从器械尖端214完全缩回时，空心针234不干扰在器械尖端发射的微波能量(即经由内电极和外电极218、220)。

[0108] 当空心针234处于第二缩回位置时(图7)，空心针234的远侧尖端248位于器械尖端214中。在这种配置中，空心针234的一部分被收纳在接地元件224的第一通道226的接触部分240内部。以这种方式，空心针234在接触部分240中电连接到接地元件224。结果，空心针234经由接地元件224电连接到同轴馈电缆线202的外导体206。这可减少或防止空心针234对由器械尖端214辐射的EM能量(即，经由内电极和外电极218、220)的干扰。

[0109] 当空心针234处于露出位置时(图8)，空心针234穿过器械尖端214中的开口244突出。在这种配置中，空心针234可用于将流体从流体导管210分配到治疗部位中。举例来说，空心针234的尖的远侧尖端248可被插入到靶组织中，以将液体药物注射到靶组织中。类似于第二缩回位置，空心针234的一部分被收纳在接地元件224的第一通道226的接触部分240中。结果，空心针234经由接地元件224电连接到同轴馈电缆线202的外导体206，这可减少由空心针234引起的干扰。因此，无论空心针234是处于第一缩回位置、第二缩回位置还是露出位置，都可避免空心针234对辐射的EM能量的干扰。

[0110] 在空心针234与第一通道226的接触部分240之间形成的电接触因此可在针与接地元件之间的滑动界面处，即电接触使空心针234能够在保持空心针234与接地元件224之间的电接触的同时移动通过第一通道226。

[0111] 接地元件224可位于器械尖端214中，使得当空心针处于第二缩回位置和/或露出位置时，接地元件与空心针234的远侧尖端248相距(所输送的微波能量的)半波长的整数倍。这可确保在微波频率下，空心针234的远侧尖端248和在第一通道226中的空心针234的部分处在相同电压(即外导体206的电压)下。举例来说，对于5.8GHz的微波能量频率，微波能量的四分之一波长可约为12.9mm(假设波导未加载)。如果空心针234远离其远侧尖端248 $2 \times 12.9\text{mm}$ 而短接到地面(例如0V)，则远侧尖端248也可短接到地面。因此，在这个实例中，当空心针234处于露出位置时，接地元件224可被放置成与空心针234的远侧尖端248相距约 $2 \times 12.9\text{mm} = 25.8\text{mm}$ 。可设置针的行进距离，使得在缩回位置和露出位置两者处，到接地元件224的电连接是来自远侧端的微波能量的半波长的倍数。

[0112] 图10a示出了器械尖端214的介电主体216的正视图。图10b示出了器械尖端214的介电主体216的透视图。介电主体216由整片的绝缘材料(例如PEEK)形成。介电主体216包括形成有内电极218的第一组凹槽250a、250b、250c,和形成有外电极220的第二组凹槽252a、252b、252c。第一组凹槽250a到250c和第二组凹槽252a到252c形成于介电主体216的外表面254中,并且在纵向方向上延伸。在示出的实例中,第一组凹槽250a到250c和第二组凹槽252a到252c均包括三个凹槽。在其他实例中,可使用不同数目个凹槽。第一组和第二组中的凹槽围绕介电主体216的圆周交替地布置。因此,第一组250a到250c中的每个凹槽位于第二组252a到252c中的两个凹槽之间。介电主体216中的相邻凹槽由介电主体216的一部分隔开。介电主体216的外表面254具有大体上圆柱形的形状,并且形成器械尖端214的外表面的一部分。介电主体216的远侧端256是圆形的,例如以形成平滑轮廓的方式成形。

[0113] 内电极218由具有三个纵向延伸的导电指状物258a、258b、258c的整块导电材料(例如金属)形成。每个导电指状物258a到258c位于介电主体216中的第一组凹槽250a到250c中的相应凹槽中。外电极220由具有三个纵向延伸的导电指状物260a、260b、260c的整块导电材料(例如金属)形成。每个导电指状物260a到260c位于介电主体216中的第二组凹槽252a到252c中的相应凹槽中。内电极218的导电指状物258a到258c通过介电主体216与外电极220的导电指状物260a到260c电隔离。内电极218的每个导电指状物位于外电极的两个导电指状物之间(反之亦然)。以这种方式,内电极218和外电极220因此可以被认为是交叉指形电极。

[0114] 内电极218和外电极220形成,使得所述电极与介电主体216的外表面254和远侧端256齐平。这为器械尖端214提供光滑的外表面,这可防止组织卡在器械尖端214上。器械尖端214涂覆有例如由派瑞林C或派瑞林D制成的生物相容性的不粘涂层。在此实例中,所述涂层具有约 $3\mu\text{m}$ 的厚度,但是可使用其他厚度,例如至多 $40\mu\text{m}$ 。替代地或附加地,内电极218和外电极220可经过抛光以将化组织粘附减到最少。

[0115] 不粘涂层可防止凝固的组织粘附到器械尖端。结果,当在施加EM能量之后将器械尖端214从治疗部位移除时,可避免对组织的损害。

[0116] 为了阻止或控制出血(止血),电外科器械200可特别适合于使用微波能量来凝固组织。当微波能量经由同轴馈电缆线202传递到器械尖端214时,内电极218和外电极220可充当双极微波天线。以这种方式,可使用微波能量来凝固位于器械尖端214周围的靶组织。器械尖端214的圆形远侧端可使器械尖端适合于向治疗区域(例如血管)施加压力以充当填塞以阻止出血。微波能量可经由器械尖端214来施加,同时压力被施加到治疗区域,以凝固组织并且阻止出血。

[0117] 由于内电极218和外电极220的导电指状物以交替顺序围绕器械尖端214的圆周布置,所以由器械尖端产生的微波辐射分布在器械尖端214周围可以是基本均匀的。这可实现基本上均匀地治疗位于器械尖端214周围的组织。

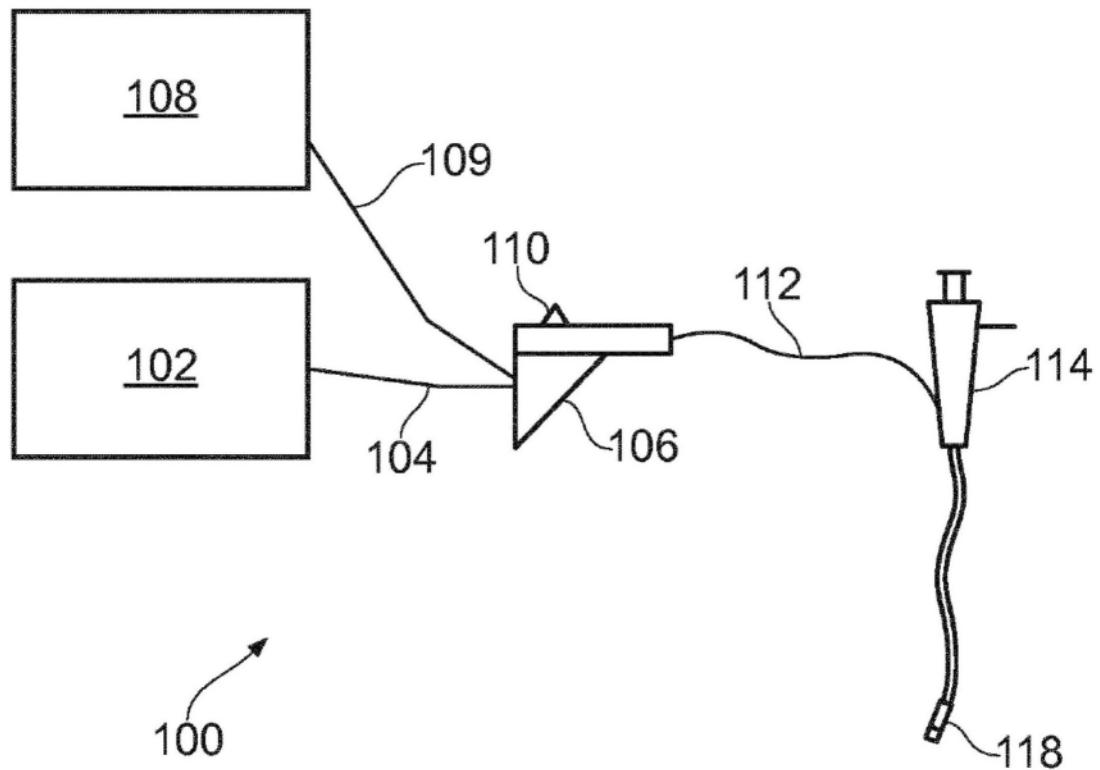


图1

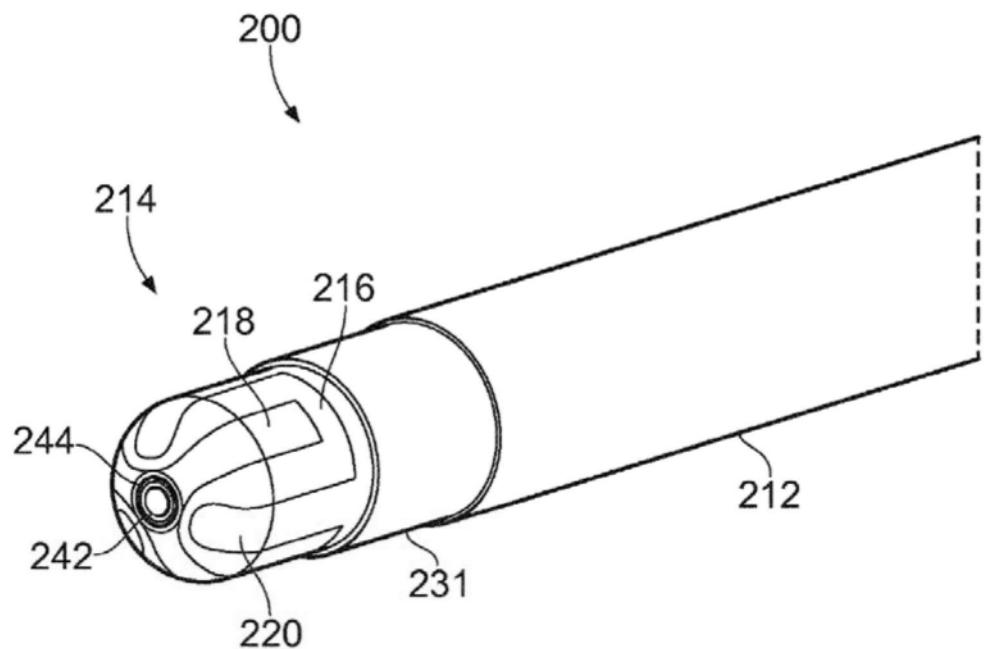


图2

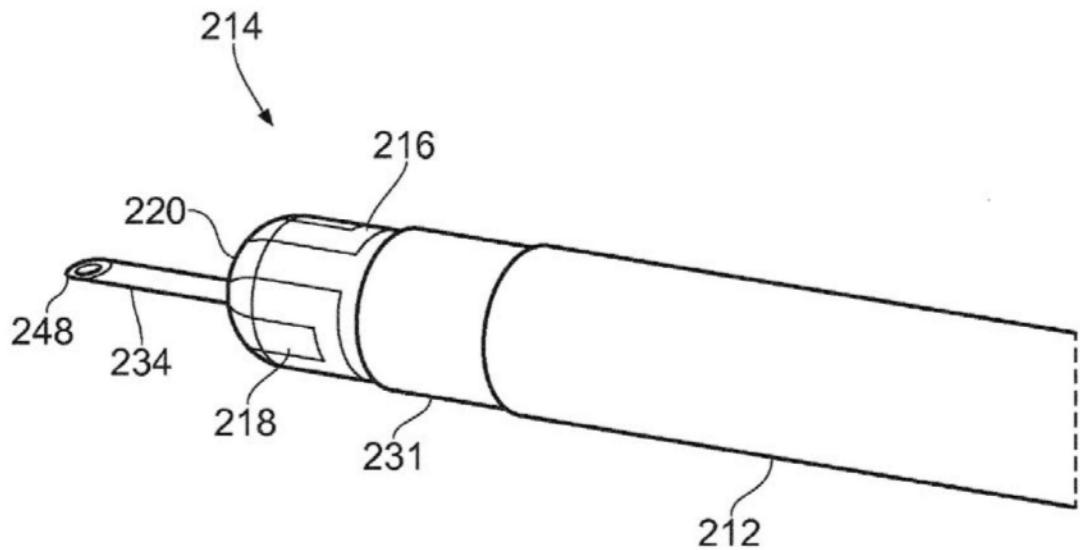


图3

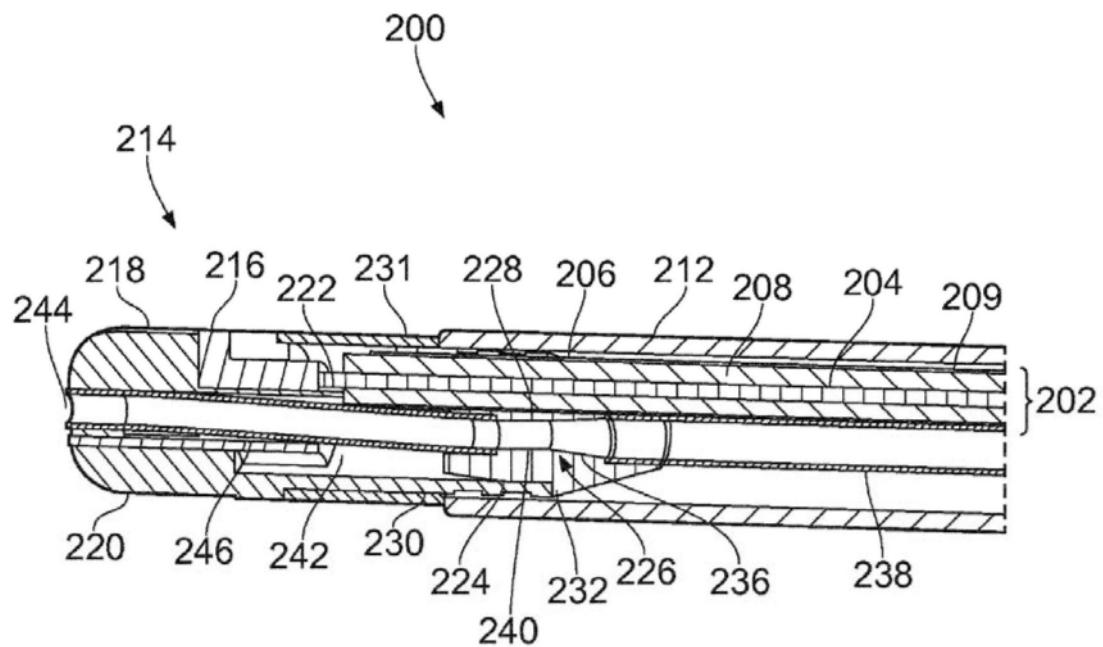


图4

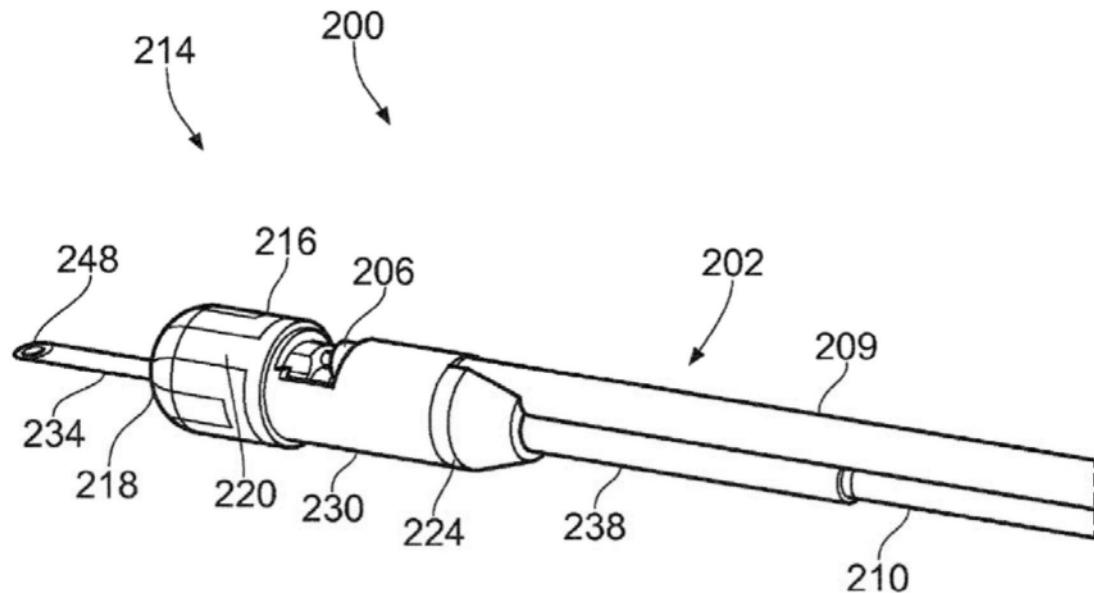


图5

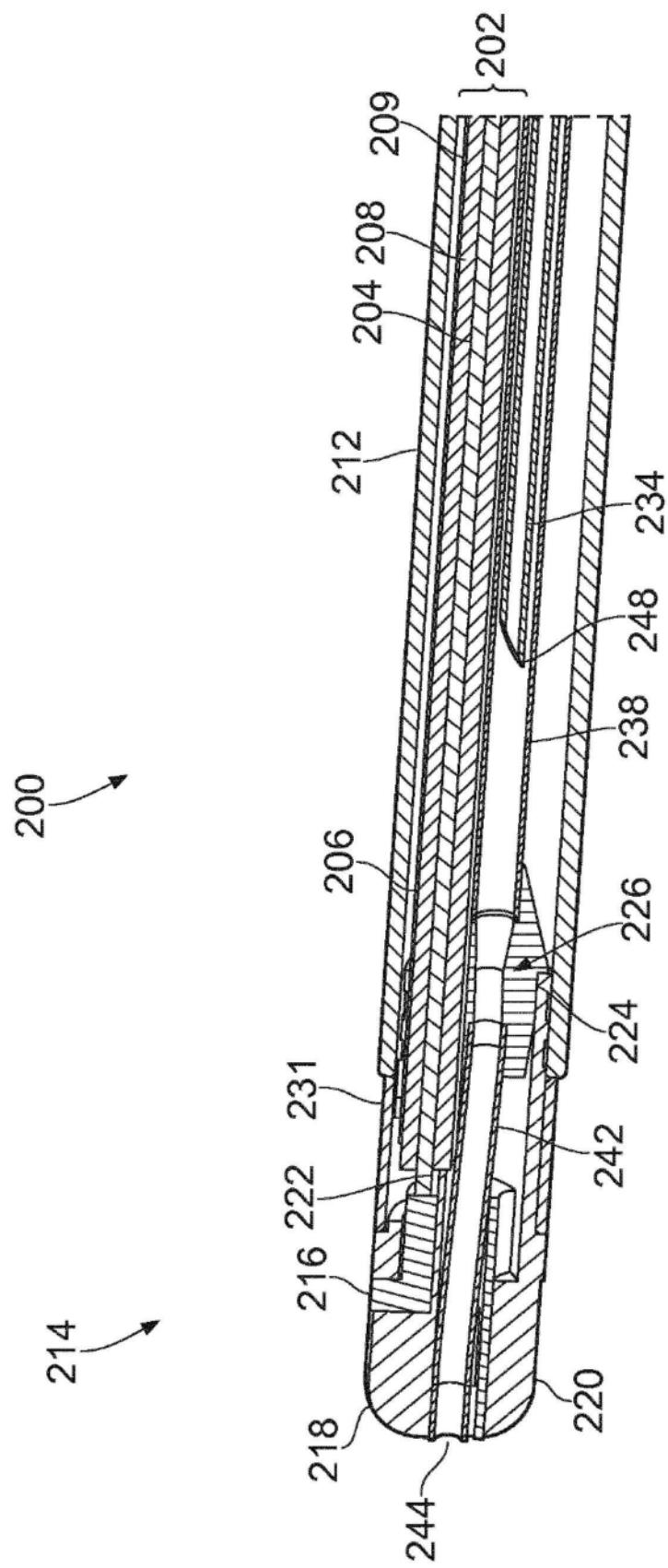


图6

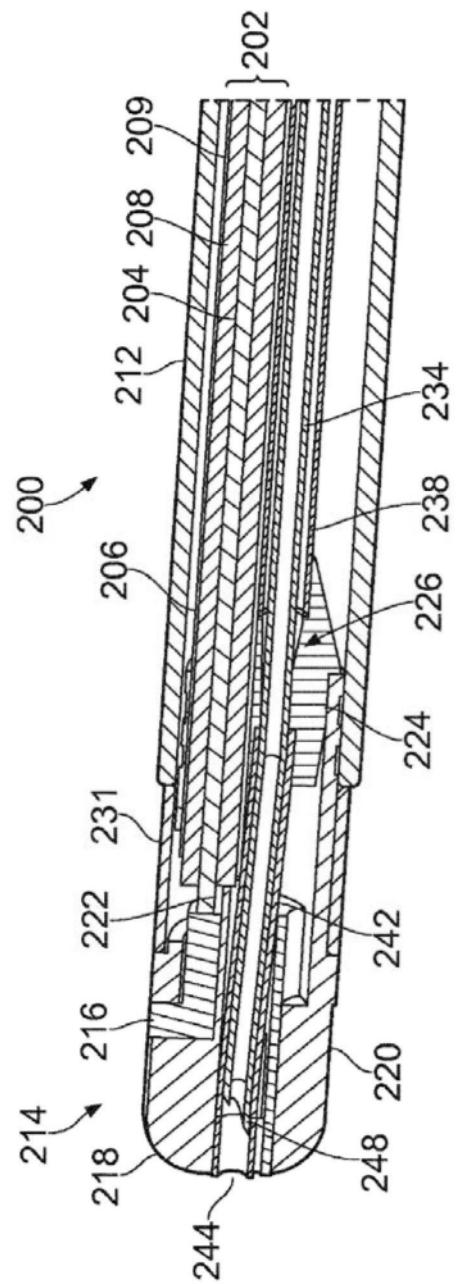


图7

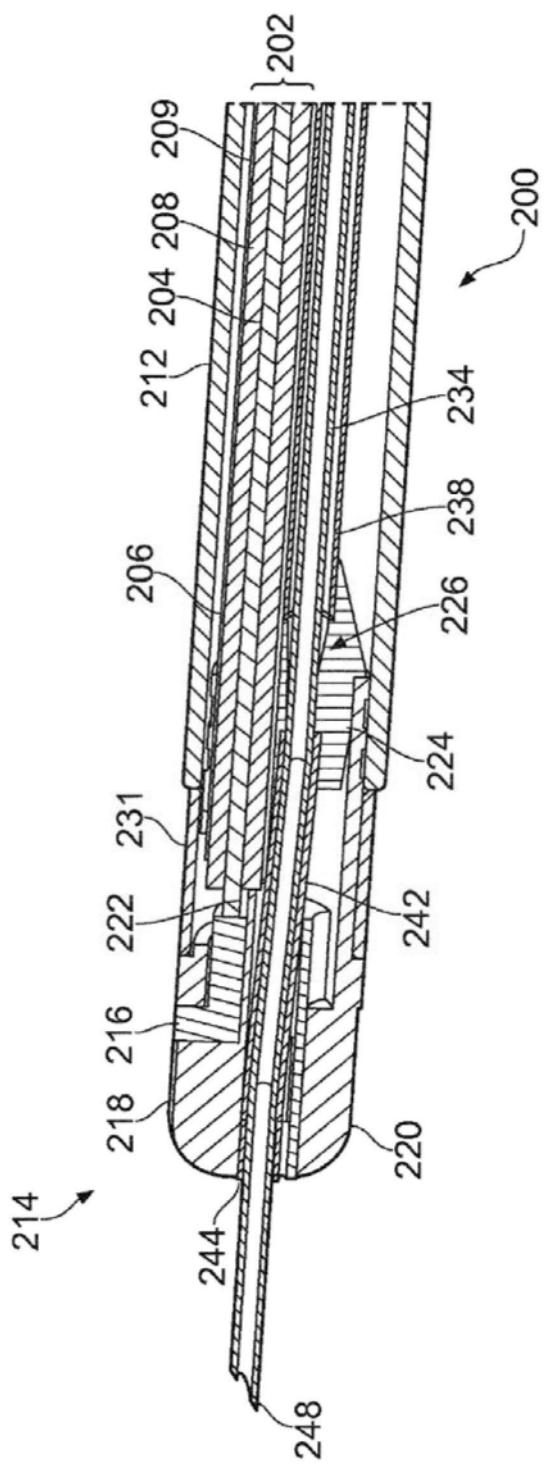


图8

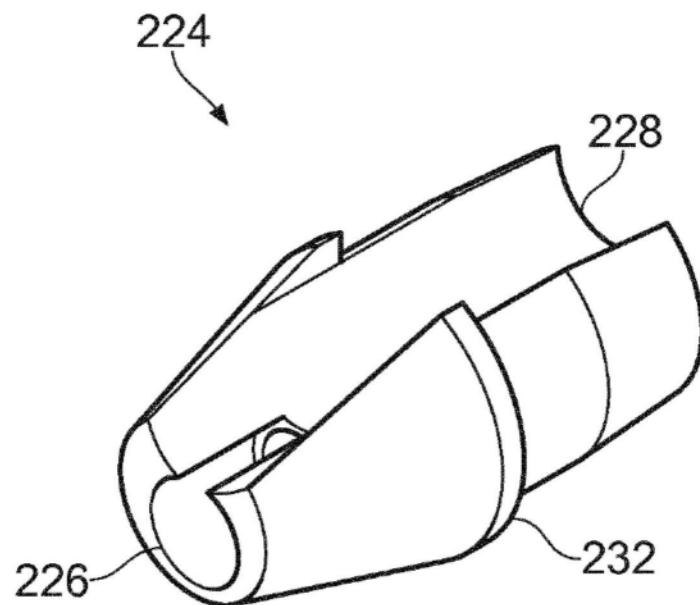


图9a

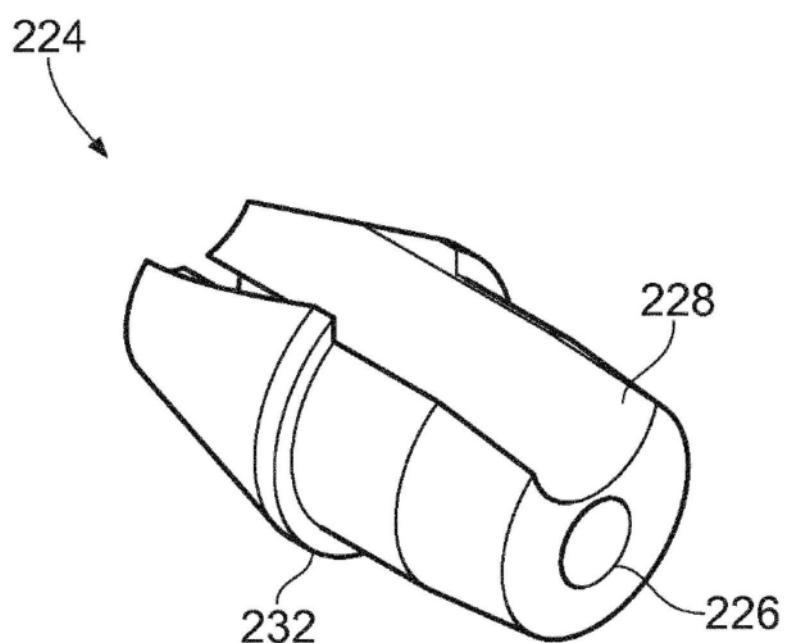


图9b

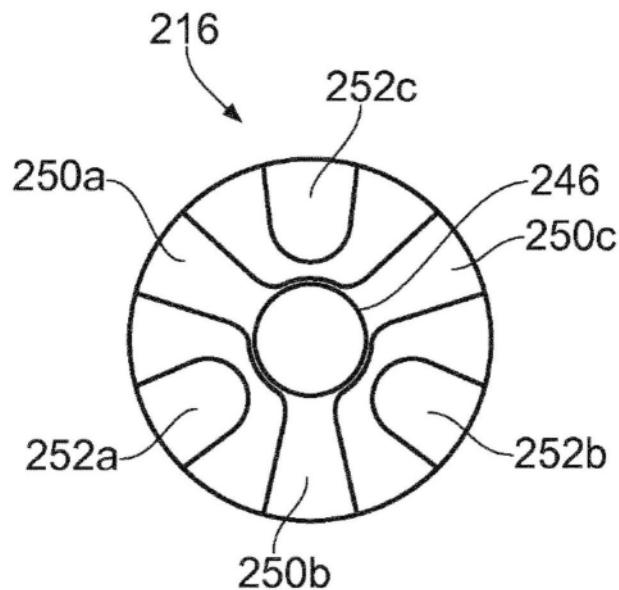


图10a

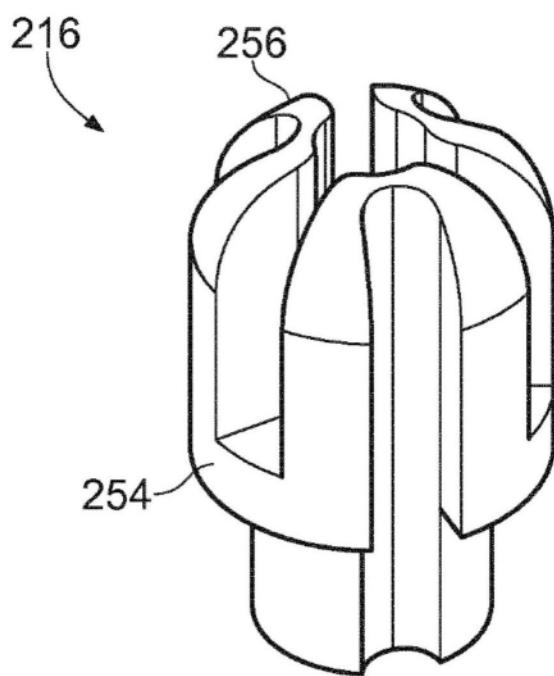


图10b