



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106572880 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(21)申请号 201580017225.0

(22)申请日 2015.03.19

(30)优先权数据

61/972090 2014.03.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.09.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/021507 2015.03.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/148265 EN 2015.10.01

(71)申请人 斯波瑞申有限公司

地址 美国华盛顿州

(72)发明人 布兰登·J·舒曼

雨果·哈维尔·冈萨雷斯

大卫·H·迪拉达

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 严志军 张昱

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

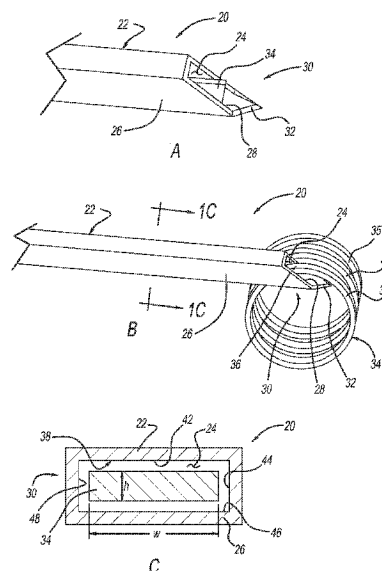
权利要求书2页 说明书15页 附图14页

(54)发明名称

用于医疗装置的可预测配置的系统

(57)摘要

提供了一种用于将能量输送至患者的组织构造的区域的医疗装置系统。引入管限定其中的腔且承载第一电极。第二电极可在腔内在收缩位置与延伸位置之间移动。在收缩位置，第二电极实质上设置在腔内。在延伸位置，第二电极至少部分地延伸超过引入管的远端。在一种形式中，引入管构造成将第二电极在延伸位置以预定定向实质上保持在腔内，且引入管防止第二电极在移动到延伸位置期间在引入管的腔内实质上旋转。在一种形式中，引入管在第一平面中比在第二平面中更柔性。还提供了一种方法。



1. 一种用于将能量输送至患者的组织构造的区域的医疗装置系统,所述医疗装置系统包括:

限定其中的腔的引入管,所述引入管构造成插入所述患者的组织构造中,所述引入管为第一电极;以及

第二电极,其可在所述引入管的腔内在收缩位置与延伸位置之间移动,其中在所述收缩位置,所述第二电极实质上设置在所述腔内,且其中在所述延伸位置,所述第二电极至少部分地延伸超过所述引入管的远端,所述第一电极和所述第二电极构造成将能量输送至组织,所述引入管构造成将所述第二电极在所述延伸位置以预定定向实质上保持在所述腔内,所述引入管防止所述第二电极在移动到所述延伸位置期间在所述引入管的腔内实质上旋转。

2. 根据权利要求1所述的医疗装置系统,其特征在于,所述第二电极为线圈,其具有在所述收缩位置的折叠伸直构造和在所述延伸位置的展开螺线构造。

3. 根据权利要求2所述的医疗装置系统,其特征在于,所述线圈具有实质上平的截面形状。

4. 根据权利要求3所述的医疗装置系统,其特征在于,所述第一电极包括设置在所述第一电极的远端处的刺入末梢,所述刺入末梢构造成刺穿组织。

5. 根据权利要求4所述的医疗装置系统,其特征在于,所述线圈为第一线圈,所述收缩位置为第一收缩位置,且所述延伸位置为第一延伸位置,所述医疗装置系统还包括在第二收缩位置设置在所述引入管的腔内的第二线圈,所述第二线圈可在所述引入管内在所述第二收缩位置与第二延伸位置之间移动,其中在所述第二延伸位置,所述第二线圈至少部分地延伸超过所述引入管的远端,所述第二线圈具有在所述第二收缩位置的折叠伸直构造和在所述第二延伸位置的螺线展开构造。

6. 根据权利要求4所述的医疗装置系统,其特征在于,所述医疗装置系统还包括具有设置在气管镜远端处的弯曲区段的气管镜,所述气管镜限定其中的气管镜腔,所述引入管至少部分地设置在所述气管镜腔中且可在其中沿轴向移动,所述第一电极在第一平面中比在第二平面中更柔性,所述第二平面垂直于所述第一平面,其中所述第一电极的弯曲定向与所述气管镜的弯曲区段中的弯曲部对准。

7. 根据权利要求4所述的医疗装置系统,其特征在于,所述线圈在折叠伸直构造中具有外周边、高度和宽度,所述高度和所述宽度为不相等的,所述第一电极具有限定所述腔的形状配合的内周边,所述形状配合的内周边对应于所述线圈的外周边。

8. 根据权利要求7所述的医疗装置系统,其特征在于,所述第一电极具有中空矩形截面,其具有第一侧、第二侧、第三侧和第四侧,所述第一侧和第三侧比所述第二侧和所述第四侧更长,所述线圈通过所述第一侧、所述第二侧、所述第三侧和所述第四侧中的至少一者防止在所述腔内实质上旋转。

9. 根据权利要求2所述的医疗装置系统,其特征在于,所述第一电极具有中空卵形截面。

10. 根据权利要求7所述的医疗装置系统,其特征在于,所述第一电极具有外护套和设置在所述外护套中的内护套,所述外护套具有圆形环状截面,所述内护套限定所述腔。

11. 一种用于将能量输送至患者的组织构造的区域的医疗装置系统,所述医疗装置系

统包括：

限定其中的引入管腔的引入管，所述引入管构造成插入所述患者的组织构造中，所述引入管为第一电极；

第二电极，其可在所述引入管腔内在收缩位置与延伸位置之间移动，其中在所述收缩位置，所述第二电极实质上设置在所述引入管腔内，且其中在所述延伸位置，所述第二电极至少部分地延伸超过所述引入管的远端，所述第一电极和所述第二电极构造成将能量输送至组织，所述引入管在第一平面中比在第二平面中更柔性，其中所述第一平面垂直于所述第二平面。

12. 根据权利要求11所述的医疗装置系统，其特征在于，所述第二电极在所述第一平面中比在所述第二平面中更柔性。

13. 根据权利要求12所述的医疗装置系统，其特征在于，所述第一电极具有外侧，其具有限定在其中的开放通道，所述开放通道至少部分地沿所述引入管的长度延伸。

14. 根据权利要求13所述的医疗装置系统，其特征在于，所述第二电极为线圈，其具有在所述收缩位置的折叠伸直构造和在所述延伸位置的展开螺线构造，所述线圈具有实质上平的截面形状，所述第一电极包括设置在所述引入管的远端处的刺入末梢，所述刺入末梢构造成刺穿组织，所述医疗装置系统还包括具有设置在内窥镜远端处的弯曲区段，所述内窥镜限定其中的内窥镜腔，所述引入管至少部分地设置在所述内窥镜腔中且可在其中沿轴向移动。

15. 根据权利要求14所述的医疗装置系统，其特征在于，所述引入管构造成将所述第二电极在所述延伸位置以预定定向实质上保持在所述引入管内，所述引入管防止所述第二电极在移动到所述延伸位置期间在所述引入管腔内实质上旋转。

16. 一种将能量输送至患者的组织构造的方法，所述方法包括：

将中空针刺入所述患者的组织构造中的组织中，所述中空针为第一电极，所述中空针在其中限定具有远端处的开口的针腔；

使第二电极从所述中空针的远端第一次延伸；

触发所述第一电极和第二电极来将第一能量通过所述第一电极和所述第二电极输送至所述组织；

使所述第二电极收缩到所述针腔中；

使所述中空针围绕所述中空针的远端的中心轴线旋转预定度数，因此引起所述针腔内的第二电极也围绕所述中心轴线旋转实质上相同的预定度数；

使所述第二电极从所述中空针的远端第二次延伸；以及

触发所述第一电极和所述第二电极来将第二能量通过所述第一电极和所述第二电极输送至所述组织。

17. 根据权利要求16所述的方法，其特征在于，所述方法还包括在所述第二电极收缩到所述针腔内或从所述针腔延伸时实质上防止所述第二电极相对于所述中空针旋转。

18. 根据权利要求17所述的方法，其特征在于，所述方法还包括将所述中空针通过内窥镜插入，使所述中空针围绕所述中空针的远端的中心轴线旋转预定度数的步骤包括使所述内窥镜围绕所述中心轴线旋转预定度数，因此引起所述中空针也围绕所述中心轴线旋转实质上相同的预定度数。

用于医疗装置的可预测配置的系统

[0001] 相关申请

本申请请求享有2014年3月28日提交的序列号为61/972090的美国临时专利申请的权益,其全部内容通过引用并入本文中。

[0002] 领域

本公开内容涉及医疗装置系统及方法,并且更具体地涉及用于可预测配置到患者的组织构造中的医疗装置系统、方法及装置。

[0003] 背景

本段的陈述仅提供了关于本公开内容的背景信息,且可构成或不构成现有技术。

[0004] 肺结节、损伤、肿瘤和肺中的组织的其它癌症或变癌症前的区域可能难以利用侵袭性手术技术来处理,具有伴随的并发症,诸如大出血、感染风险、漏气、气胸和其它此类问题。具体而言,肺中较深的区域可能难以使用常规方法来接近,进一步增加了处理的难度。

[0005] 电消融(特别是射频电消融)已经用于处理存在于固体组织如肝中的肿瘤和其它结块。然而,此类技术的使用伴有一些伴随的并发症和困难。首先,肺中的常规电消融探针的使用需要刺入胸腔且刺入肺中,结果气胸、大出血和其它并发症的可能性很高。此外,这些经胸廓的消融探针是刚性的,且不能达到肺动脉周围的某些区域。

[0006] 尽管已经进行了一些尝试来经由插入气道中的气管镜进行射频电消融,但这些尝试由气道通路的界限和气管镜的到达范围限制,且因此可能不能适当地定位探针和/或输送足够能量来处理诸如肺结节的组织。

[0007] 此外,待处理的组织区域的可视化和定位可提出挑战,尤其是对于肺中较深区域的组织。类似地,身体内的此类可视化可对于肺区域外的身体的其它区域中的组织中的过程提出挑战。超声技术并非总是提供使用的医疗装置的充分查看。结果,在消融过程中,外科医生可能不确定消融装置是否正确放置和是否发生适当的消融。

[0008] 概述

本公开内容提供了用于使医疗装置可预测地配置到患者的组织构造中的系统、方法及装置。可预测配置可允许针对处理的最佳定位。医疗装置连同穿刺针可具有引起医疗装置从穿刺针沿可预测方向配置的特征。在一些形式中,穿刺针可具有引起穿刺针从包绕的内窥镜(诸如气管镜)沿可预测方向定向的特征。

[0009] 因此,按照本发明的一个方面,构想出了一种用于将能量输送至患者的组织构造的区域中的医疗装置系统。医疗装置系统包括限定其中的腔的引入管。引入管构造成插入患者的组织构造中。引入管承载第一电极。第二电极可在引入管的腔内在收缩位置与延伸位置之间移动。在收缩位置,第二电极实质上设置在腔内。在延伸位置,第二电极至少部分地延伸超过引入管的远端。第一电极和第二电极构造成将能量输送至组织。引入管构造成将第二电极在延伸位置以预定定向实质上保持在腔内。引入管防止第二电极在移动到延伸位置期间在引入管的腔内实质上旋转。

[0010] 因此,按照本发明的另一个方面,构想出了一种用于将能量输送至患者的组织构造的区域中的医疗装置系统。医疗装置系统包括限定其中的引入管腔的引入管。引入管构

造成插入患者的组织构造中,且引入管承载第一电极。第二电极可在引入管腔内在收缩位置与延伸位置之间移动。在收缩位置,第二电极实质上设置在引入管腔内。在延伸位置,第二电极至少部分地延伸超过引入管的远端。第一电极和第二电极构造成将能量输送至组织。引入管在第一平面中比在第二平面中更柔性,其中第一平面垂直于第二平面。

[0011] 因此,按照本发明的又一个方面,构想出了将能量输送至患者的组织构造的方法。该方法包括将中空针刺入患者的组织构造的组织中,其中,中空针为第一电极,且中空针在其中限定具有远端处的开口的针腔。该方法还包括使第二电极从中空针的远端第一次延伸。该方法还包括触发第一电极和第二电极来将第一能量通过第一电极和第二电极输送至组织。此外,该方法包括将第二电极收缩到针腔中。此外,该方法包括使中空针围绕中空针的远端的中心轴线旋转预定度数,因此引起针腔内的第二电极也围绕中心轴线旋转实质上相同的预定度数。该方法还包括使第二电极从中空针的远端第二次延伸。此外,该方法包括触发第一电极和第二电极来将第二能量通过第一电极和第二电极输送至组织。

[0012] 本发明可进一步表征为本文所述的特征中的一个或任何组合,诸如:第二电极为具有在收缩位置的折叠伸直构造和在延伸位置的展开螺线构造的线圈;线圈具有实质上平的截面形状;第一电极包括设置在第一电极的远端处的刺入末梢;刺入末梢构造成通过组织刺入;线圈为第一线圈,收缩位置为第一收缩位置,且延伸位置为第一延伸位置,医疗装置系统还包括在第二收缩位置设置在引入管的腔内的第二线圈;第二线圈可在引入管内在第二收缩位置与第二延伸位置之间移动,其中在第二延伸位置,第二线圈至少部分地延伸超过引入管的远端;第二线圈具有在第二收缩位置的折叠伸直构造和在第二延伸位置的螺线展开构造;还包括具有设置在气管镜远端处的弯曲区段的气管镜;气管镜限定其中的气管镜腔;引入管至少部分地设置在气管镜腔中且在其中沿轴向移动;第一电极在第一平面中比在第二平面中更柔性;第二平面垂直于第一平面;其中第一电极的弯曲定向与气管镜的弯曲区段中的弯曲部对准;线圈在折叠伸直构造中具有外周、高度和宽度;高度和宽度是不相等的;第一电极具有限定腔的形状配合的内周;形状配合的内周对应于线圈的外周;第一电极具有带第一侧、第二侧、第三侧和第四侧的中空矩形截面;第一侧和第三侧比第二侧和第四侧更长;通过第一侧、第二侧、第三侧和第四侧中的至少一者防止线圈在腔内实质上旋转;第一电极具有中空卵形截面;第一电极具有外护套和设置在外护套中的内护套;外护套具有圆形环状截面,且内护套限定腔;第二电极在第一平面中比在第二平面中更柔性;第一电极具有外侧,其具有限定在其中的开放通道;开放通道沿引入管的长度至少部分地延伸;医疗装置系统还包括具有设置在内窥镜远端处的弯曲区段的内窥镜;内窥镜限定其中的内窥镜腔;引入管至少部分地设置在内窥镜腔中且可在其中沿轴向移动;引入管构造成将第二电极在延伸位置以预定定向实质上保持在引入管内,引入管防止第二电极在移动到延伸位置期间在引入管内实质上旋转;该方法还包括在第二电极收缩在针腔内或从针腔延伸时实质上防止第二电极相对于中空针旋转;且该方法还包括将中空针通过内窥镜插入,使中空针围绕中空针的远端的中心轴线旋转预定度数的步骤包括使内窥镜围绕中心轴线旋转预定度数,因此引起中空针也围绕中心轴线旋转实质上相同的预定度数。

[0013] 其它方面、优点和适用领域将从本文提供的描述中变得清楚。应当理解的是,描述和特定示例仅出于说明目的,且不意在限制本公开内容的范围。

[0014] 附图

本文所述的附图仅用于图示目的,且不意在以任何方式限制本公开内容的范围。

[0015] 图1A为根据本公开内容的主题的包括可动地设置在收缩位置的电极的医疗装置系统的侧部透视图;

图1B为根据本公开内容的原理的图1A的医疗装置系统的侧部透视图,电极设置在延伸位置;

图1C为根据本公开内容的原理的沿图1B中的线1C-1C截取的图1A-图1B的医疗装置系统的截面视图;

图2为根据本公开内容的原理的另一医疗装置系统的透视图;

图3为根据本公开内容的原理的引入管的透视图;

图4为根据本公开内容的原理的又一医疗装置系统的透视图;

图5为根据本公开内容的原理的还有一医疗装置系统的透视图;

图6为根据本公开内容的原理的又一引入管的透视图;

图7为根据本公开内容的原理的还有一医疗装置系统的侧视图,医疗装置系统通过气管镜配置在气道中;

图8为示出根据本公开内容的原理的将能量输送至患者的组织构造的方法的框图;

图9A为根据本公开内容的原理的在第一配置位置执行图8的方法的变型的图2的医疗装置系统的透视图;

图9B为根据本公开内容的原理的在第二配置位置执行图9A中开始的图8的方法的变型的图2和图9A的医疗装置系统的透视图;

图10A为根据本公开内容的原理的在第一配置位置执行图8的方法的另一个变型的图2的医疗装置系统的示意性侧视图;

图10B为根据本公开内容的原理的在第二配置位置执行图10A中开始的图8的方法的变型的图2和图10A的医疗装置系统的示意性侧视图;

图10C为根据本公开内容的原理的在第三配置位置执行图10A中开始的图8的方法的变型的图2、图10A和图10B的医疗装置系统的示意性侧视图;

图10D为根据本公开内容的原理的在第四配置位置执行图10A中开始的图8的方法的变型的图2和图10A-图10C的医疗装置系统的示意性侧视图;

图11A为根据本公开内容的原理的又一个医疗装置系统的示意性侧视图;

图11B为根据本公开内容的原理的图11A的医疗装置系统的示意性顶视图;

图12为根据本公开内容的原理的电极的示意性侧视图;以及

图13A-图13D为根据本公开内容的原理的示为在电极的配置期间具有医疗装置系统的图12的电极的示意性侧视图。

[0016] 详细描述

以下描述在性质上仅为示例性的,且不意在限制本公开内容、应用或使用。

[0017] 本公开内容提供了用于医疗装置可预测地配置到患者的组织构造中的系统及方法。可预测的配置可允许针对处理的最佳定位。医疗装置连同穿刺针可具有引起医疗装置从穿刺针沿可预测方向配置的特征。在一些形式中,穿刺针可具有引起穿刺针从包绕的内窥镜(诸如气管镜)沿可预测方向定向的特征。

[0018] 参看附图,其中相似的数字表示相似的构件,且特别地参照图1A-图1C,根据本公

开内容的原理的医疗装置系统的示例示出且大体上在20处指出。医疗装置系统20构造成安装到患者的组织构造中,例如,用于组织的处理,诸如肺组织。举例来说,医疗装置系统20可构造成用于支气管镜、胸腔镜、腹腔镜、经皮和/或穿刺过程。在一些变型中,医疗装置系统20可插入气管镜中,诸如由Olympus制造的BF-P180气管镜和/或由Olympus制造的EBUS®镜。在一些构造中,医疗装置系统20可插入气道中,以便医疗装置系统20达到待处理的组织的区域或接近其放置。

[0019] 医疗装置系统20可包括引入管22,其限定其中的腔24。引入管22承载第一电极26。因此,引入管22自身可为第一电极26,如图1A-图1C中所示,或第一电极26可附接到引入管22。引入管22限定引入管22的远端30处的开口28。引入管22可为具有刺入末梢32的中空针的形式。刺入末梢32可例如但不限于用于刺穿气道壁、肿瘤或其它组织。因此,刺入末梢32可具有尖缘或尖端,其可刺入、刺穿或透入或穿过组织。

[0020] 第二电极34可动地设置在引入管22的腔24中。图1A示出了第二电极34的收缩位置。在收缩位置,第二电极34设置或实质上设置在引入管22的腔24内。第二电极34可在引入管22内在收缩位置与延伸位置之间延伸(图1B示出)。当期望使第二电极34从引入管22延伸时,第二电极34可推过或另外移动穿过腔24,且离开引入管22的远端30的开口28。在延伸位置(见图1B),第二电极34至少部分地延伸超过引入管22的远端30。

[0021] 第一电极26和第二电极34中的各个具有其自身的电引线(未示出),以将相应的电极26、34连接到功率源(未示出)。功率源可经由线等连接到引线。因此,功率源可操作成通过引线(未示出)将功率输送至第一电极26和/或第二电极34。因此,功率源可构造成经由医疗装置系统20将能量输送至组织区域,医疗装置系统20包括第一电极26和第二电极34中的一个或多个。

[0022] 在一些构造中,功率源(未示出)包括电功率源或电磁功率源。单独或组合的其它能量源可使用,且能量可经由功率源(未示出)和/或医疗装置系统20输送至组织。举例来说,此功率源可包括电流处理、低温处理(包括冷冻消融)、微波、激光和/或光力学处理。

[0023] 在一些构造中,功率源可构造成输送不同频率下的电功率。在一些构造中,功率源可构造成输送在大约3KHz和大约300GHz之间的范围中的射频(RF)能量。在一些构造中,范围可为大约100KHz和大约500KHz之间。在一些构造中,范围可为大约300 KHz和大约400 KHz之间。在一些构造中,举例来说,功率源可构造成输送在大约5瓦和大约40瓦之间,或大约7瓦和大约25瓦之间,或大约8瓦和大约13瓦之间的功率。

[0024] 在一些构造中,功率水平可由使用者或操作者设置,且所得的电压和电流将随设置变化。在一些构造中,电压和电流可在大约20VAC和大约60VAC的范围之间以及大约0.1安和大约1安之间变化。在一些构造中,输送至1cm直径体积的处理区域的能量可取决于组织的类型在大约8KJ和大约13KJ之间。

[0025] 在一些构造中,医疗装置系统20可作用于经由RF能量加热或消融组织。诸如肿瘤(尤其是肺结节)的组织或其它组织块可利用能量处理,以便加热其中的细胞来使细胞消融、杀灭、烧坏、加热或变性。组织不一定需要加热来杀灭构成细胞,但可充分加热来改变细胞,以便变为非恶性或良性的。这也可通过冷却来实现,诸如冷冻消融。

[0026] 在一些构造中,诸如RF能量的能量可由单个电极(例如,电极26、34中的仅一个)输送。在此构造中,电场可作为单点源远离电极发散。表面垫可用作第二电极。在其它构造中,

能量可经由双极电极组件输送。在此构造中,电场可在由第一电极26与第二电极34形成的两个相应极之间发散。因此,第一电极26和第二电极34构造成施加电流或输送能量至组织。

[0027] 额外的电极可用于多极电极处理。在所示的示例中,针尖用作第一电极26,然而在其它构造中,两个以上的电极可设置在引入管22的远端30处或附近。在其它构造中,可使用多极医疗装置系统20。

[0028] 当第二电极34设置在第一电极26内时,仅引入管22可能需要足够强来刺穿气道壁(例如,利用刺入末梢32),而不需要拥有足够强度或刚度或设有布置成刺穿气道壁的刺入末梢的两个单独的电极。另一方面,在一些构造中,第二电极34可设有或附接到刺入端(图1A-图1C中未示出,见图2)。刺入端可用于穿入处理的组织中(例如,肺结节)。在一些构造中,刺入端可由第一电极26包覆。在一些构造中,当第二电极34从第一电极26延伸时,刺入端可露出。

[0029] 当第二电极34从引入管22延伸且延伸到延伸位置时,第二电极34可弯曲或形成螺旋、线圈或螺线。此构造可能是期望的,因为除处理的组织的电阻引起的焦耳加热之外,其可将涡流引入处理的组织中。在一些构造中,第二电极34为柔性的,且一旦远离引入管22的远端30延伸,则适于螺线、螺旋或线圈构造。在一些构造中,第二电极34可包括超弹性材料(例如,镍钛诺),且第二电极34可改变形状。也可使用其它材料,包括但不限于传导聚合物和多条线(诸如线缆)的束,其在一些构造中可提供较大的弹性。

[0030] 如上文所述,在一些构造中,第二电极34可至少部分地由形状记忆材料制成,诸如镍钛诺。在一些此类构造中,第二电极34可具有形成线圈或弯曲部的高于体温的奥氏体构造。在马氏体构造和较直的形式中,第二电极34可载入引入管22中,使得第二电极34的加热(例如,由于穿过第二电极34的电流或通过使第二电极34与较热的身体组织接触)引起第二电极34转换成奥氏体构造且形成弯曲部或线圈。在一些构造中,第二电极34可配置到组织中,同时仍是直的,后接后续加热来引起其改变形状。在一些构造中,第二电极34可在其插入组织(例如,在其离开引入管22的远端30的开口28时)中时加热,以便第二电极34在其配置时开始弯曲或盘绕。在还有其它构造中,第二电极34一旦配置可依靠其超弹性材料中的弹性力简单地回到线圈形状。

[0031] 可构想出的是,第二电极34配置成弯曲或盘绕构造可导致电极组件进入组织锁定位置,使得第二电极34的远端相对于相关处理区域保持就位。此锁定位置可在呼吸或热处理期间保持。可构想出的是,在一些变型中,第二电极34可经历从引入管22的多次配置,而不移动引入管22。如果期望,则引入管22还可至少部分地由形状记忆材料形成,诸如镍钛诺。

[0032] 作为优选,举例来说,第二电极34可成形为具有大约0.1mm到大约2mm之间的范围中且优选大约1mm的节距的线圈。线圈的主直径可在大约2mm和大约10mm之间测得,且优选大约3mm和大约4mm之间。线圈还可包括大约0.5个总螺线圈和大约5个总螺线圈之间,且优选大约1.5总螺线圈和大约3总螺线圈之间。可用于制造线圈的线直径可在大约0.010英寸和大约0.020英寸之间测得,且优选大约0.015英寸。在所示的示例中,第二电极34一旦配置在患者的组织构造内就形成线圈。第二电极34具有平的带形,且限定多个螺线圈35。在该示例中,示出了三个螺线圈35,然而,可作为备选使用更多或更少数目的螺线圈35。

[0033] 在一些构造中,第一电极26和第二电极34中的至少一个包括绝缘层(未示出)。在

一些构造中,例如,绝缘层可定位在第一电极26与第二电极34之间,形成在第一电极26的内表面上和/或形成在第二电极34的外表面上。绝缘层的这样放置可用于降低电极26、34之间短路的可能性,同时改善双极或多极消融构造的使用。

[0034] 在一些构造中,绝缘材料可为光滑的。光滑的绝缘材料可改善电极26、34关于彼此移动的能力。任何适合的绝缘材料可用于覆盖一个或多个电极26、34的至少一部分。在一些构造中,绝缘材料可包括聚合物材料。例如,可使用PTFE、氟化乙烯丙烯、高密度聚乙烯、聚乙烯和/或其它适合的绝缘材料。在一些实施例中,盐(例如,盐传导凝胶)的使用可减小电极26、34之间的摩擦。在一些实施例中,电极26、34的一个或多个表面可涂布有陶瓷粉末。

[0035] 当使用双极或多极电消融、特别是RF消融时,第一电极26和第二电极34可用于将输送至周围组织的能量集中到由这些电极26、34粗略界定的区域中。第二电极34延伸到组织中的程度允许使用者调制引导至周围组织中的能量的量和区域。在一些构造中,第一电极26和第二电极34可构造成限制相对延伸的范围。例如,第一电极26与第二电极34之间的相对延伸的范围可基于结节的尺寸或待处理的相关其它区域预先确定。在一些实施例中,第一电极26与第二电极34之间的配置距离构造成大致等于结节或第一电极26和/或第二电极34配置到其中的相关其它区域的深度。在一些构造中,第一电极26和第二电极34可关于彼此沿远侧和/或近侧方向移动的程度大致等于使第二电极34的近端从储存位置(收缩位置)移动到配置位置(延伸位置)所需的距离。在一些实施例中,第一电极26和第二电极34可关于彼此沿远侧方向和/或近侧方向移动的程度大于第一电极26与第二电极34之间的配置距离,例如,这归因于配置到延伸位置之前第二电极34储存在引入管22的腔24内的相对直的构造中。

[0036] 引入管22构造成将第二电极34在延伸位置中以预定定向实质上保持在腔24内。第二电极34的近侧部分36在延伸位置保持在腔24内,且引入管22以预定角度定向保持近侧部分36,以防止第二电极34在移动到延伸位置期间和第二电极34在如图1B中所述的延伸位置时在引入管22的腔24内实质上旋转。

[0037] 例如,参看图1C,在图1A-图1C的医疗装置系统20中,引入管22具有矩形中空截面,且第二电极34具有平的矩形截面。因此,第二电极34至少在引入管22的远端30处键入引入管22中。这是因为引入管22的内周边38对应于第二电极34的外周边40。在该示例中,每一个具有矩形形状,且引入管22的内周边38在第二电极34的外周边40上以滑动配合来形状配合。因此,防止了设置在腔24中的第二电极34的一部分相对于引入管22实质上旋转。换言之,如果第二电极34开始在腔24内旋转,则第二电极34将接触引入管22的内侧42、44、46、48中的一者,这将防止第二电极34免于进一步旋转。

[0038] 在所示的示例中,第二电极34截面具有高度h和宽度w,其中高度h和宽度w为不同的,因为第二电极具有长方形的矩形(非正方形矩形)截面。同样,引入管22的第一内侧42和第三内侧46比引入管22的第二内侧44和第四内侧48更长,产生了引入管22的中空矩形内截面。因此,长方形矩形第二电极34以不实质上旋转的键入配合来配合到中空矩形腔24中。配合基于以下事实称为“键入”配合:第二电极34具有与引入管22的内周边形状对应或互补的外部形状,因此防止了其间的实质上旋转。这引起第二电极34沿已知方向配置,因为已知第二电极34如何设置在引入管22的远端30处。在该示例中,引入管22的至少远端30具有长方形的矩形截面。在一些示例中,长方形的矩形截面可沿引入管的长度延伸,而在其它示例

中,长方形的矩形截面可仅存在于远端30处。

[0039] 现在参看图2,示出了医疗装置系统120的另一个示例。应当理解的是,如果期望,则医疗装置系统120可类似地用于上文所述的医疗装置系统20。此外,如上文所述,医疗装置系统120可用作电极组件。未参照图2描述的所有其它细节可与参照图1A-图1B中的示例描述的特征相似或相同。

[0040] 医疗装置系统120具有限定其中的腔124的引入管122。引入管122承载第一电极126。因此,引入管122自身可为第一电极126,如图1A-图1C中所示,或第一电极126可附接到引入管122。引入管122限定引入管122的远端130处的开口128。引入管122可为具有刺入末梢132的中空针的形式。

[0041] 第二电极134可动地设置在引入管122的腔124中。图2示出了第二电极134的延伸位置,但应当理解的是,第二电极134可收缩到类似于图1A中所示的收缩位置。在收缩位置,第二电极134设置或实质上设置在引入管122的腔124内。第二电极134可在引入管122内在收缩位置(类似于图1A)与延伸位置(图2中示出)之间移动。当期望使第二电极134从引入管122延伸时,第二电极134可推过或另外移动穿过腔124,且离开引入管122的远端130的开口128。在延伸位置(图2),第二电极134至少部分延伸超过引入管122的远端130。

[0042] 当第二电极134设置在第一电极126内时,仅引入管122可能需要足够强来刺穿气道壁(例如,利用刺入末梢132),而不需要拥有足够强度或刚度或设有布置成刺穿气道壁的刺入末梢的两个单独的电极。另一方面,在一些构造中,第二电极134可设有刺入端150或附接到刺入端150。刺入端150可用于穿入处理的组织(例如,肺结节)。在一些构造中,刺入端150可由第一电极126包覆。在一些构造中,刺入端150可在第二电极134从第一电极126延伸时露出。

[0043] 当第二电极134从引入管122延伸且延伸到延伸位置时,第二电极134可弯曲或形成螺旋、线圈或螺线。如上文参照图1A-图1C所述,第二电极134可包括超弹性材料(例如,镍钛诺),但也可使用其它材料。在所示的示例中,第二电极134一旦配置在患者的组织构造内就形成线圈。例如,第二电极134可具有平的带形形状或卵形形状。第二电极134限定多个螺线圈135。在该示例中,示出了三个螺线圈135,然而,可作为备选使用更多或更少数目的螺线圈135。

[0044] 引入管122构造成将第二电极134在延伸位置以预定定向中实质上保持在腔124内。第二电极134的近侧部分136在延伸位置中保持在腔124内,且引入管122将近侧部分136保持在预定角度定向中,以防止第二电极134在移动到延伸位置期间和在第二电极134处于如图2中所示的延伸位置时在引入管122的腔124内实质上旋转。

[0045] 例如,在图2的医疗装置系统120中,引入管122具有颈部152,其具有卵形中空截面。第二电极134可具有通过颈部152配合的对应的卵形截面,或第二电极可具有仍整齐配合在颈部152内的平的长方形矩形截面。因此,第二电极134至少在引入管122的远端130处“键入”引入管122中。这是因为引入管122的颈部152的内周边对应于第二电极134的外周边。引入管122的内周边与第二电极134的外周边形状配合或几乎形状配合,而不论第二电极134是否具有长方形矩形或卵形截面。换言之,第二电极134的卵形截面将比第二电极134的矩形截面更形状配合,以与颈部152的内周边对应。因此,防止了设置在腔124中的第二电极134的部分相对于引入管122实质上旋转。换言之,如果第二电极134开始在腔124内旋转,第

二电极134将接触引入管122的颈部152中的内壁,这将防止第二电极134免于进一步旋转。

[0046] 在所示的示例中,第二电极134截面具有高度h和宽度w,其中高度h和宽度w不同,因为第二电极134具有长方形矩形或卵形截面。同样,引入管122的颈部152的内侧具有在一个方向比垂直方向上更长的直径,产生了引入管122的中空卵形内截面。因此,第二电极134以不实质上旋转的键入配合来配合到中空卵形腔124中。这引起第二电极134沿已知方向配置,因为已知第二电极134如何设置在引入管122的远端130处。在该示例中,引入管122的至少颈部152具有卵形截面。在一些示例中,卵形截面可沿引入管122的长度延伸,而在其它示例中,卵形截面可仅存在于颈部152处。

[0047] 现在参看图3,示出了用于医疗装置系统且具有第二电极的引入管222的另一个示例。应当理解的是,使用引入管222的医疗装置系统可包括上述第二电极34、134中的一种,或另一种适合的第二电极。如果期望,则引入管222可类似地用于上文所述的那些。此外,如上文所述,使用引入管222的医疗装置系统可用作电极组件。未参照图3描述的所有其它细节可与相对于图1A-图2中的示例描述的特征相同。

[0048] 引入管222限定其中的腔224。引入管222承载第一电极226。在该示例中,第一电极226由外护套254形成。引入管222限定引入管222的远端230处的开口228。引入管222可为具有刺入末梢232的中空针的形式。

[0049] 如上文所述,第二电极(未示出)可动地设置在引入管222的腔224中,第二电极可在收缩位置与延伸位置之间移动。

[0050] 引入管222构造成将第二电极(未示出)在延伸位置以预定定向实质上保持在腔224内。引入管222将第二电极以预定角度定向保持在腔224内,以在第二电极移动到延伸位置期间和第二电极处于延伸位置时防止第二电极免于在引入管222的腔224内实质上旋转。

[0051] 例如,举例来说,引入管222可将腔224限定为具有长方形矩形或卵形截面。第二电极可具有配合在远端240处的腔224的截面内的对应截面。因此,第二电极至少在引入管222的远端230处“键入”引入管222。这是因为引入管222的内周边对应于第二电极的外周边。举例来说,引入管222的内周边与第二电极的外周边形状配合或几乎形状配合,而不论第二电极134是否具有长方形矩形或卵形截面。因此,防止了设置在腔224中的第二电极的部分相对于引入管222实质上旋转。换言之,如果第二电极开始在腔224内旋转,则第二电极将接触引入管222的内壁,这将防止第二电极免于进一步旋转。

[0052] 在所示的示例中,引入管222具有由外护套254包绕的内护套256,内护套256设置在外护套254中。在此示例中,外护套254具有圆形环状截面,且举例来说,可由金属形成。内护套256限定腔224,且因此内护套256可具有由内壁258或多个壁限定的非圆形内中空截面,以便将第二电极键入腔224内。内护套256可为弹性凸起,诸如由聚醚醚酮(PEEK)材料制成。内护套256例如可通过非移动形状配合固定地附接到外护套254。

[0053] 现在参看图4,示出了医疗装置系统320的另一个示例。应当理解的是,如果期望,则医疗装置系统320可类似地用于上文所述的医疗装置系统120、20。此外,如上文所述,医疗装置系统320可用作电极组件。未参照图4描述的所有其它细节可与参照图1A-图3的示例所述的特征相似或相同。

[0054] 医疗装置系统320具有限定其中的腔324的引入管322。引入管322承载第一电极326。因此,如图4中所示,引入管322自身可为第一电极326,或第一电极326可附接到引入管

322。第一电极326限定第一电极362的远端330处的开口328。第一电极326可为具有刺入末梢332的中空针的形式。

[0055] 第二电极334可动地设置在第一电极326的腔324中,且第三电极360可动地设置在引入管322的腔324中。图4示出了第二电极334和第三电极360的延伸位置,但应当理解的是,第二电极334和第三电极360可收缩到类似于图1A中所示的收缩位置。在收缩位置,第二电极334和第三电极360设置或实质上设置在引入管322的腔324内。第二电极334和第三电极360在第一电极326和引入管322内在收缩位置(类似于图1A)与延伸位置(图4中所示)之间移动。当期望使第二电极334和第三电极360从第一电极326延伸时,第二电极334和第三电极360可推过或以其它方式移过腔324,且离开引入管322的远端330的开口328。在延伸位置(图4),第二电极334和第三电极360至少部分地延伸超过第一电极326的远端330。第二电极334和第三电极360可具有刺入端350。

[0056] 当第二电极334和第三电极360从引入管322延伸且延伸到延伸位置时,第二电极334和第三电极360可弯曲或形成螺旋、线圈或螺线。如上文参照图1A-图1C所述,第二电极334和第三电极360可包括超弹性材料(例如,镍钛诺),但其它材料也可使用。在所示的示例中,第二电极334和第三电极360一旦配置在患者的组织构造内就分别形成线圈。第二电极334和第三电极360例如可具有平带形形状或卵形形状。第二电极334和第三电极360中的每一个限定多个螺线圈335。在该示例中,各个电极334、360具有三个螺线圈335,然而,可作为备选使用更多或更少数目的螺线圈335。

[0057] 引入管322构造成将第二电极334和第三电极在延伸位置以预定定向实质上保持在腔324内。在该示例中,第二电极334以图4的定向从第一电极326向上延伸,且第三电极360以图4的定向从第一电极326向下延伸;因此,各个电极334、360达到不同的组织部分。第二电极334和第三电极360的近侧部分336在延伸位置保持在腔324内,且引入管322将近侧部分336保持在预定角度定向,以防止第二电极334和第三电极360在移动到延伸位置期间以及在第二电极334与第三电极360在如图4中所示的延伸位置时免于在引入管322的腔324内实质上旋转。

[0058] 例如,在图4的医疗装置系统320中,引入管322具有颈部352,其具有卵形中空截面。第二电极334和第三电极360中的每一个可具有一起通过颈部352配合的对应截面,诸如卵形或平截面。因此,第二电极334和第三电极360至少在引入管322的远端330处键入引入管322。这是因为引入管322的颈部352的内周边对应于第二电极334和第三电极360的外周边的一部分。因此,防止了设置在腔324中的第二电极334和第三电极360的部分相对于引入管322实质上旋转。换言之,如果第二电极334和第三电极360开始在腔324内旋转,则第二电极334和第三电极360将接触引入管322的颈部352中的内壁,这可防止第二电极334和第三电极360免于进一步旋转。

[0059] 第一电极326、第二电极334和第三电极360可用于多极电极处理。例如,电力可在第二电极334和第三电极360、第二电极334与第三电极360和第一电极326或它们的任何组合之间穿过。

[0060] 现在参看图5,示出了医疗装置系统420的另一个示例。应当理解的是,如果期望,则医疗装置系统420可类似地用于上文所述的医疗装置系统20。此外,如上文所述,医疗装置系统420可用作电极组件。未参照图5描述的所有其它细节可与参照图1A-图4的示例描述

的特征相似或相同。

[0061] 医疗装置系统420具有限定其中的腔424的引入管422。引入管422承载第一电极426。因此,如图5中所示,引入管422自身可为第一电极426,或第一电极426可附接到引入管422。引入管422限定引入管422的远端430处的开口428。引入管422可为具有刺入末梢(未示出)的中空针的形式。

[0062] 第二电极434可动地设置在引入管422的腔424中。图5示出了第二电极434的收缩位置,但应当理解的是,类似于图1B中所示,第二电极434可从第一电极426延伸到延伸位置。在收缩位置,第二电极434设置或实质上设置在引入管422的腔424内。第二电极434可在引入管422内在收缩位置(图5中所示)与延伸位置(可类似于图1B)之间移动。当期望使第二电极434从引入管422延伸时,第二电极434可推过或另外移动穿过腔424,且离开引入管422的远端430的开口428。在延伸位置,第二电极434将至少部分地延伸超过引入管422的远端430。

[0063] 当第二电极434从引入管422延伸且延伸到延伸位置时,如上文在图1B、图2和图4中所示,第二电极434可弯曲或形成螺旋、线圈或螺线。如上文参照图1A-图1C所述,第二电极434可包括超弹性材料(例如,镍钛诺),但也可使用其它材料。在所示的示例中,第二电极434一旦配置在患者的组织构造内就形成线圈。例如,第二电极434可具有如图所示的平带形状,或另一适合的形状。一旦配置,则第二电极434限定多个螺线圈(未示出)。

[0064] 在该变型中,引入管422构造成将第二电极434在延伸和收缩位置以预定定向实质上保持在腔424内。引入管422将第二电极434保持在预定角度定向,以防止第二电极434在移动到延伸位置期间和第二电极434处于收缩位置(如图5中所示)和延伸位置(未示出)时在引入管422的腔424内实质上旋转。

[0065] 例如,在图5的医疗装置系统420中,引入管422具有矩形中空截面,且第二电极434具有类似于图1C中所述的截面的平矩形截面,且参照图1C的论述这里通过引用并入本段中。因此,第二电极434至少在引入管422的远端430处键入引入管422中。

[0066] 在所示的示例中,引入管422在第一平面中比第二平面中更柔性,其中第一平面垂直于第二平面。更具体而言,按惯例,X-Y-Z坐标示为Y方向在图5的定向中向左和向右延伸,Z方向在图5的定向中向上和向下延伸,且X方向在图5的定向中延伸进出页面。第一电极426在X-Z平面中或在正和负Z方向上比Y-Z平面中或正和负Y方向上更柔性。

[0067] 类似地,第二电极434可在第一平面中比第二平面中更柔性。因此,在该示例中,第二电极434在X-Z平面中或正和负Z方向上比Y-Z平面中或正和负Y方向上更柔性。因此,第二电极434依靠可在一个平面(这里是X-Z平面)中弯曲同时在其它平面中实质上不可弯曲的第二电极434键入第一电极426。因此,第二电极434将趋于仅在其可弯曲的平面中弯曲。如果第一电极426围绕曲线弯曲,这将在下文中进一步详述,则第二电极434将仅沿其可弯曲的平面围绕曲线弯曲,且因此操作者将知道配置第二电极434的方向。

[0068] 现在参看图6,示出了用于医疗装置系统且具有第二电极的引入管522的另一个示例。应当理解的是,使用引入管522的医疗装置系统可包括上文所述的第二电极34、134、434中的一种,或另一种适合的第二电极。如果期望,则引入管522可类似地用于上文所述的那些。此外,如上文所述,使用引入管522的医疗装置系统可用作电极组件。未参照图6描述的所有其它细节可与参照图1A-图5的示例描述的特征相似或相同。

[0069] 引入管522限定其中的腔524。引入管522承载第一电极526。在该示例中,第一电极526为引入管522自身。引入管522限定引入管522的远端530处的开口528。引入管522可为具有刺入末梢532的中空针的形式。

[0070] 如上文所述,第二电极(未示出)可在引入管522的腔524中可动地设置在收缩位置与延伸位置之间。

[0071] 引入管522构造成将第二电极(未示出)在延伸位置以预定定向实质上保持在腔524内。引入管522将第二电极以预定角度定向定位在腔524内,以在第二电极移动到延伸位置期间和第二电极处于延伸位置时防止第二电极免于在引入管522的腔524内实质上旋转。

[0072] 引入管522具有限定在引入管522的外侧564中的开放通道562。开放通道562可完全延伸穿过引入管522的外侧564,或开放通道562可为外侧564中的凹槽、腔或划线标记,而未完全延伸穿过外侧564且进入腔524中。开放通道562使引入管522沿第一平面比沿垂直于第一平面的第二平面更可弯曲。更具体而言,按惯例,X-Y-Z坐标示为Y方向在图6的定向中向左和向右延伸,Z方向在图6的定向中向上和向下延伸,且X方向在图6的定向中延伸进出页面。第一电极526在X-Y平面中或正和负Z方向上比Y-Z平面中或正和负Y方向上更柔性。

[0073] 同样,第二电极(未示出)可在第一平面中比第二平面中更柔性。第二电极(未示出)也可具有开放通道、凹槽、腔或形成在其中的划线。因此,第二电极可依靠可在一个平面(这里是X-Z平面)中弯曲同时在其它平面中实质上不可弯曲的第二电极键入第一电极526。因此,第二电极将趋于仅在其可弯曲的平面中弯曲。

[0074] 在一些变型中,开放通道562也可用作键槽来将第二电极(未示出)定向在第一电极526内。

[0075] 图7示出了设置在设有置于气道670内的侧向面对的超声探针669的气管镜668内的医疗装置系统620的实施例。此气管镜668的示例为Olympus制造的EBUS®镜。作为优选,气管镜668设有从气管镜工作通道或腔676延伸的至少一个侧向端口672;这允许了引入管622(承载第一电极626)延伸穿过端口672。气管镜668具有限定其中的弯曲部674的弯曲区段673。弯曲区段673设置在终止于端口672中的气管镜的远端675处或附近。引入管622至少部分地设置在气管镜腔676中且在其中可沿轴向移动。

[0076] 在一些构造中,第一电极626为可弯曲且柔性的。在一些构造中,第一电极626可关于气道的轴向长度的纵轴线弯曲至少10°,优选大约20°,大约30°,大约45°,大约55°,大约65°,大约75°且甚至更优选至少大约90°的角度。因此,当定位待处理的肺组织区域时,第一电极626可通过刺穿气道670来至少部分地延伸到肺组织的该区域中。如上文参照前述实施例所述,线圈形式的第二电极634可从收缩位置移动到如图所示的延伸位置。

[0077] 类似于图5-图6的示例(其可用于图7中),引入管622在第一平面中比第二平面中更柔性,其中第一平面垂直于第二平面。因此,当医疗装置系统620围绕气管镜668(或其它应用的其它内窥镜)中的弯曲部674移动时,引入管622将其自身自动地沿引入管622柔性最大而围绕弯曲部674行进的方向定向。在一些变型中,弯曲部可位于端口672中。因此,第一电极626的弯曲定向与气管镜668的弯曲区段673中的弯曲部674对准,或在其它实施例中与位于端口672中的弯曲部对准。因此,操作者然后可知道医疗装置系统620从气管镜668的端口672延伸的定向。如果第二电极634键入第一电极626内(例如,以上文所述的任何方式),则操作者也将知道第二电极634将从第一电极626配置的定向。

[0078] 现在参看图8和图9A-图9B,将能量输送至患者的组织构造的方法示出且大体上在700处指出。方法700包括将中空针插入患者的组织构造中的组织中的第一步骤702,其中,中空针为第一电极,且中空针限定在远端处具有开口的其中的针腔。之前示出和描述的医疗装置系统20、120、320、420、620和/或引入管22、122、222、322、422、522、622中的任一者或另一适合的医疗装置系统可用于方法700中。然而,出于说明目的,图9A和图9B示出了前文参照图2所述的用于执行方法700的医疗装置组件120。因此,参看图9A,中空针或引入管122刺入组织178中。引入管122在远端130处承载第一电极126,且引入管122在其中限定具有远端130处的开口128的腔124。

[0079] 方法700还包括使第二电极从中空针的远端第一次延伸的步骤704。因此,如图9A中所示,第二电极134推出开口128来从电极126和引入管122或中空针的远端130第一次延伸。注意,第二电极134在第一次从第一电极126配置时沿向下方向D从中心轴线C沿图9A的定向延伸。如上文所述,此定向基于第二电极134键入第一电极126而可预测。

[0080] 方法700还包括触发第一电极126和第二电极134来将第一能量通过第一电极126和第二电极134输送至组织178的步骤706。因此,电极126、134将在第一电极126和第二电极134附近的区域中消融组织178,这在图9A中的组织178的第一区域180中示出。方法700然后包括使第二电极134收缩到针腔124中的步骤708,这可类似于图1A中所示那样进入收缩位置。

[0081] 方法700包括使中空针122围绕中空针122的远端130的中心轴线C旋转预定度数的步骤710。中空针或引入管122的此旋转引起针腔124内的第二电极134也依靠第二电极134例如以上文所述的一种或多种方式键入腔124中来围绕中心轴线C旋转实质上相同的预定度数。在此情况下,旋转从图9A的定向到图9B的定向发生。如可看到的那样,引入管122和第一电极126围绕中心轴线C旋转大约 180° 。因此,方法700可包括在第二电极134收缩到针腔124内或从针腔124延伸时实质上防止第二电极134相对于中空针122旋转。

[0082] 参看图8和图9B,方法700还包括使第二电极134从中空针122的远端130第二次延伸的步骤712。由于在第一电极126旋转大约 180° 时,第二电极134保持为第一电极126的定向,故第二电极134也与第一电极126旋转大约 180° 。因此,当第二电极134从远端130第二次延伸时,第二电极134然后在图9B的定向从中心轴线C沿向上方向U延伸。

[0083] 方法700包括触发第一电极126和第二电极134来将第二能量通过第一电极126和第二电极134输送至组织178的步骤714。因此,电极126、134将消融第一电极126和第二电极134附近的区域中的组织178,这在图9B中的组织178的第二区域182中示出。

[0084] 方法700还可包括通过内窥镜插入中空针,诸如图7的气管镜668。在此变型中,使中空针122围绕中空针122的远端130的中心轴线C旋转预定度数的步骤710可包括使内窥镜(在该示例中,气管镜668)围绕中心轴线C旋转预定度数,因此引起中空针122也围绕中心轴线C旋转实质上相同的预定度数。换言之,在此变型中,气管镜668或其它内窥镜由医生旋转,同时引入管122和第二电极134两者仅依靠它们最终键入内窥镜668来旋转。

[0085] 现在参看图10A-图10D,方法700示为以额外步骤和以沿额外定向配置的第二电极134实施。在图10A中,医疗装置系统120插入组织184中,且第二电极134从第一电极126延伸。执行第一消融,包括触发第一电极126和第二电极134,且因此医疗装置120消融由第一较浅的圆186标记的区域。

[0086] 在第一消融之后,例如,如图1A中所示,第二电极134可收缩到第一电极126中。第一电极126然后旋转大约90°至图10B中所示的定向。第二电极134随第一电极126自动地旋转,例如以上述方式中的一者键合在一起。第二电极134然后从第一电极126沿第二方向第二次延伸。执行第二消融,包括触发第一电极126和第二电极134,且因此,医疗装置系统120消融由第二较浅的圆188标记的区域。图10B示出了区域186和188因此进一步消融。

[0087] 在第二消融之后,例如,如图1A中所示,第二电极134可收缩到第一电极126中。第一电极126然后旋转大约90°至图10C中所示的定向。第二电极134随第一电极126自动地旋转,例如以上述方式中的一者键合在一起。第二电极134然后从第一电极126沿第三方向第三次延伸。执行第三消融,包括触发第一电极126和第二电极134,且因此,医疗装置系统120消融由第三较浅的圆190标出的区域。图10C示出了区域186、188和190因此进一步消融。

[0088] 在第三消融之后,如图1A中所示,第二电极134可收缩到第一电极126中。第一电极126然后旋转大约90°至图10D中所示的定向。第二电极134随第一电极126自动地旋转,例如以上述方式中的一者键合在一起。第二电极134然后从第一电极126沿第四方向第四次延伸。执行第四消融,包括触发第一电极126和第二电极134,且因此,医疗装置系统120消融由第四较浅的圆192标记的区域。图10D示出了区域186、188、190和192现在已消融。区域186、188、190、192覆盖目标组织184的整个区域,且因此该方法导致了目标组织184的完全消融。

[0089] 现在转到图11A和图11B,示出了医疗装置系统800的另一个示例。应当理解的是,如果期望,则医疗装置系统800可类似地用于医疗装置系统120、20、320和420,以及上述引入管222和522。此外,如上文所述,医疗装置系统800可用作电极组件。未参照图11A和图11B描述的所有其它细节可与参照图1A-图6中的示例描述的特征相似或相同。

[0090] 医疗装置系统800具有限定其中的腔824的引入管822。引入管822承载第一电极826。因此,引入管822自身可为第一电极826,如图11A和图11B中所示,或第一电极826可附接到引入管822。第一电极826限定第一电极826的远端830处的开口828。第一电极826可为具有刺入末梢832的中空针的形式。

[0091] 第二电极834可动地设置在引入管822的腔824中,且第三电极860可动地设置在引入管822的腔824中。图11A和图11B示出了第二电极834和第三电极860的延伸部分,但应当理解的是,第二电极834和第三电极860可类似于图1A中所示收缩到收缩位置。在收缩位置,第二电极834和第三电极860设置或实质上设置在引入管822的腔824内。第二电极834和第三电极860可在第一电极826和引入管822内在收缩位置(类似于图1A)与延伸位置(图11A和图11B中所示)之间移动。当期望使第二电极834和第三电极860从第一电极826延伸时,第二电极834和第三电极860可推过或以其它方式移过腔824,且离开引入管822的远端830的开口828。在延伸位置(图11A和图11B),第二电极834和第三电极860至少部分地延伸超过第一电极826的远端830。第二电极834和第三电极860可具有刺入端850。

[0092] 当第二电极834和第三电极860从引入管822延伸且延伸到延伸位置时,第二电极834和第三电极860可弯曲或形成螺旋、线圈或螺线。如上文参照图1A-图1C所述,第二电极834和第三电极860可包括超弹性材料(例如,镍钛诺),但其它材料也可使用。在所示的示例中,第二电极834和第三电极860一旦配置在患者的组织构造内就分别形成线圈。第二电极834和第三电极860例如可具有平带形状或卵形形状。第二电极834和第三电极860中的每一个限定一个或多个螺线圈835。在该示例中,各个电极834、860具有一个螺线圈835,然而,

可作为备选使用更多数目的螺线圈835。在图11A和图11B中所示的布置中,相比于其它前述电极中的一些,各个电极834、860延伸较短距离到组织中。两个电极的组合提供了足够的表面面积来将期望地电流传输至组织。并且,由于各个电极834、860以少于其它上述电极中的一些的圈数转入组织中,故各个电极834和860都不必如前述电极那样刚性。

[0093] 引入管822构造成将第二电极834和第三电极860在延伸位置以预定定向实质上保持在腔824内。在该示例中,第二电极834以图11A和图11B的定向从第一电极826向上延伸,且第三电极860以图11A和图11B的定向从第一电极826向下延伸;因此,各个电极834、860到达组织的不同部分。第二电极834和第三电极860的近侧部分836在延伸位置保持在腔824内,且引入管822可键入来将近侧部分836保持在预定角定向,以防止第二电极834和第三电极860在移动到延伸位置期间以及第二电极834和第三电极860在图11A和图11B中所示的延伸位置时在引入管822的腔824内实质上旋转。

[0094] 例如,在图11A和图11B的医疗装置系统800中,引入管822可具有带卵形中空截面的颈部。第二电极834和第三电极860中的每一个可具有对应的截面,其通过颈部配合在一起,诸如卵形或平截面。因此,第二电极834和第三电极860至少在引入管822的远端830处键入引入管822。这是因为引入管822的颈部的内周边对应于第二电极834和第三电极860的外周边的部分。因此,防止了设置在腔824中的第二电极834和第三电极860的部分相对于引入管822实质上旋转。换言之,如果第二电极834和第三电极860开始在腔824内旋转,则第二电极834和第三电极860将接触引入管822的颈部852中的内壁,其可设有键合特征,且其可防止第二电极834和第三电极860免于进一步旋转。

[0095] 第一电极826、第二电极834和第三电极860可用于多极电极处理。例如,电力可在第二电极834和第三电极860、第二电极834与第三电极860和第一电极826或它们的任何组合之间穿过。构想出的是,多于两个电极可穿过外电极,且穿过键孔,且对应地键合,使得它们以期望的角度或一组角度离开最远端。

[0096] 现在转到图12和图13A-13D,示出了结合医疗装置系统920使用的线圈900的另一个示例。应当理解的是,如果期望,则医疗装置系统920可类似于上述医疗装置系统120、20、320、420和800以及引入管222和522使用。此外,如上文所述,医疗装置系统920可用作电极组件。未参照图11A和图11B描述的所有其它细节都可与参照图1A-图6以及图11A和图11B中的示例描述的特征相似或相同。

[0097] 医疗装置系统920具有限定其中的腔924的引入管922。引入管922承载第一电极926。因此,引入管922自身可为第一电极926,如图13A-图13D中所示,或第一电极926可附接到引入管922。第一电极926限定第一电极926的远端930处的开口928。第一电极926可为具有刺入末梢932的中空针的形式。

[0098] 线圈900形成第二电极934,其可动地设置在第一电极926的腔924中。图13A-图13D示出了第二电极934的位置,但应当理解的是,第二电极934可类似于图1A中所示收缩到收缩位置。在收缩位置,第二电极934设置或实质上设置在引入管922的腔924内。设置在腔924中的第二电极934的部分包括带有一个或多个扭转940的延伸轴向部分938。第二电极934可在第一电极926和引入管922内在收缩位置(类似于图1A)与延伸位置(图13A-图13D中所示)之间移动。当期望使第二电极934从第一电极926延伸时,第二电极934可推过或另外移过腔924,且移出引入管922的远端930的开口928。在延伸位置(图13A-图13D),第二电极934至少

部分地延伸超过第一电极926的远端930。第二电极934可具有刺入端950。

[0099] 当第二电极934从引入管922延伸且延伸到延伸位置时,第二电极934可弯曲或形成螺旋、线圈或螺线。如上文参照图1A-图1C所述,第二电极934可包括超弹性材料(例如,镍钛诺),但也可使用其它材料。在所示的示例中,第二电极934一旦配置在患者的组织构造内就形成线圈。例如,第二电极934可具有平的带形形状或卵形形状。第二电极934限定一个或多个螺线圈935。在该示例中,第二电极934在如图13D中所示延伸时具有三个螺线圈935,然而可作为备选使用更多或更少的螺线圈935。

[0100] 引入管922构造成将第二电极934在延伸位置以预定定向实质上保持在腔924内。第二电极934的近侧部分936在最延伸位置(图13D)保持在腔924内,且引入管922以预定角度定向保持近侧部分936,以防止第二电极934在移动到延伸位置期间和第二电极处于如图13A-图13D中所示的延伸位置时在引入管922的腔924内实质上旋转。

[0101] 在图13A-图13D中所示的构造中,引入管922具有键槽952,其定位在引入管922的远端930附近的腔924内。当第二电极934向远侧推过腔924时,线圈900穿过键槽952中的键孔。因此,当延伸的轴向部分938的扭转940穿过键孔时,扭转940形成为螺线圈935,使得第二电极934在第二电极934转入组织中时围绕其纵轴线沿轴向配置。

[0102] 本发明的描述在性质上仅为示例性的,且未脱离本发明的原理的变型意在处于本发明的范围内。此类变型不认作脱离了本发明的精神和范围。例如,各个附图中的变型可与彼此组合,而不脱离本公开内容的精神和范围。

[0103] 例如,应当理解的是,本文公开的实施例仅为示例,且可产生变型,而不脱离如由权利要求限定的本发明的精神和范围。特定图示为示例,且不意在以任何方式限制本发明。

[0104] 已经公开了本发明的优选实施例。然而,本领域的普通技术人员将认识到,某些改型将在本发明的教导内容内。因此,应当研究以下权利要求来确定本发明的范围和内容。

[0105] 以上应用中引用的任何数值都包括以一个单位的增量从较低值到较高值的所有值,提供了任何较低值与任何较高值之间至少2个单位的分离。举例来说,如果指出了构件的量或过程变量的值(例如,诸如温度、压力、时间等)例如从1到90,优选从20到80,更优选从30到70,将期望的是,诸如15到85、22到68、43到51、30到32等的值在本说明书中明确列举。对于小于一的值,一个单位视情况认作是0.0001、0.001、0.01或0.1。仅存在特别期望的示例,且列举的最低值与最高值之间的数值的所有可能组合认作是在本申请中以相似的方式明确指出。

[0106] 除非另外规定,否则所有范围都包括两个端点以及端点之间的数字,结合范围使用的“大约”或“大致”适用于范围的两端。因此,“大约20到30”意在覆盖包括至少指定的端点的“大约20到大约30”。

[0107] 所有文献和参考文件的公开内容,包括专利申请和公开,出于所有目的通过引用而并入。

[0108] 描述组合的用语“基本上构成”应当包括指出的元件、组分、构件或步骤,以及实质上不影响组合的基本和新颖特征的此类其它元件、组分、构件或步骤。

[0109] 描述本文的元件、组分、构件或步骤的组合的用语“包括”或“包含”的使用还构想出了基本上由元件、组分、构件或步骤构成的实施例。

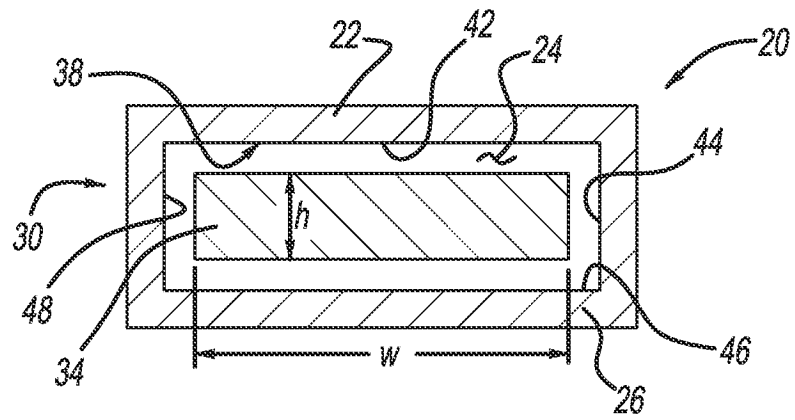


图 1C

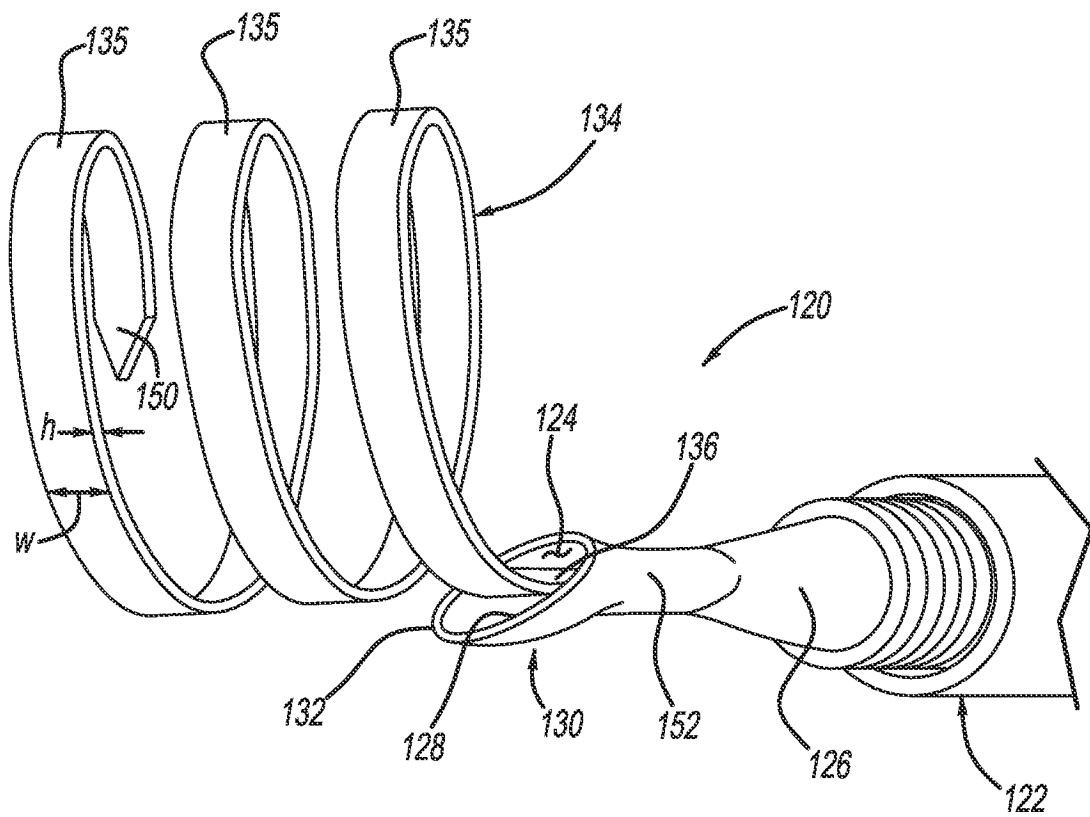


图 2

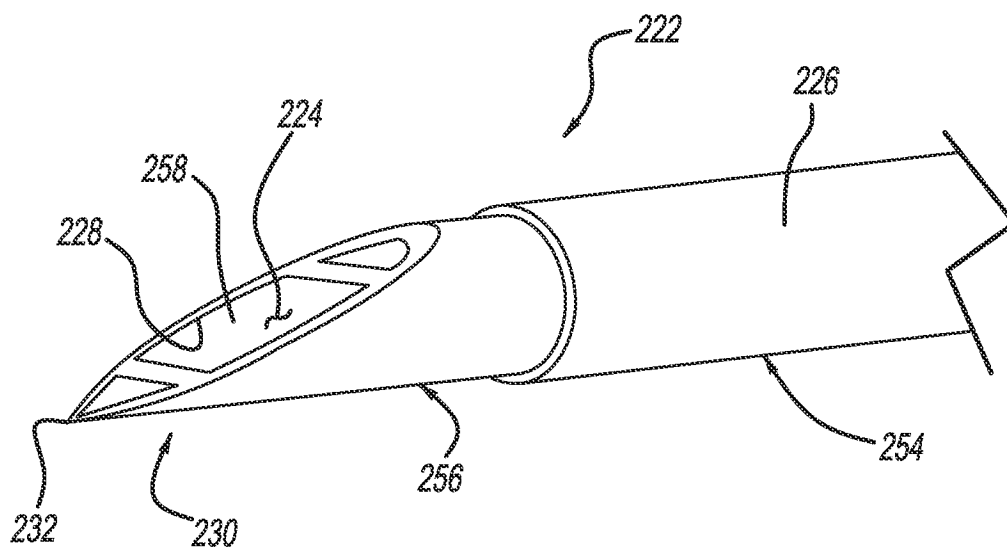


图 3

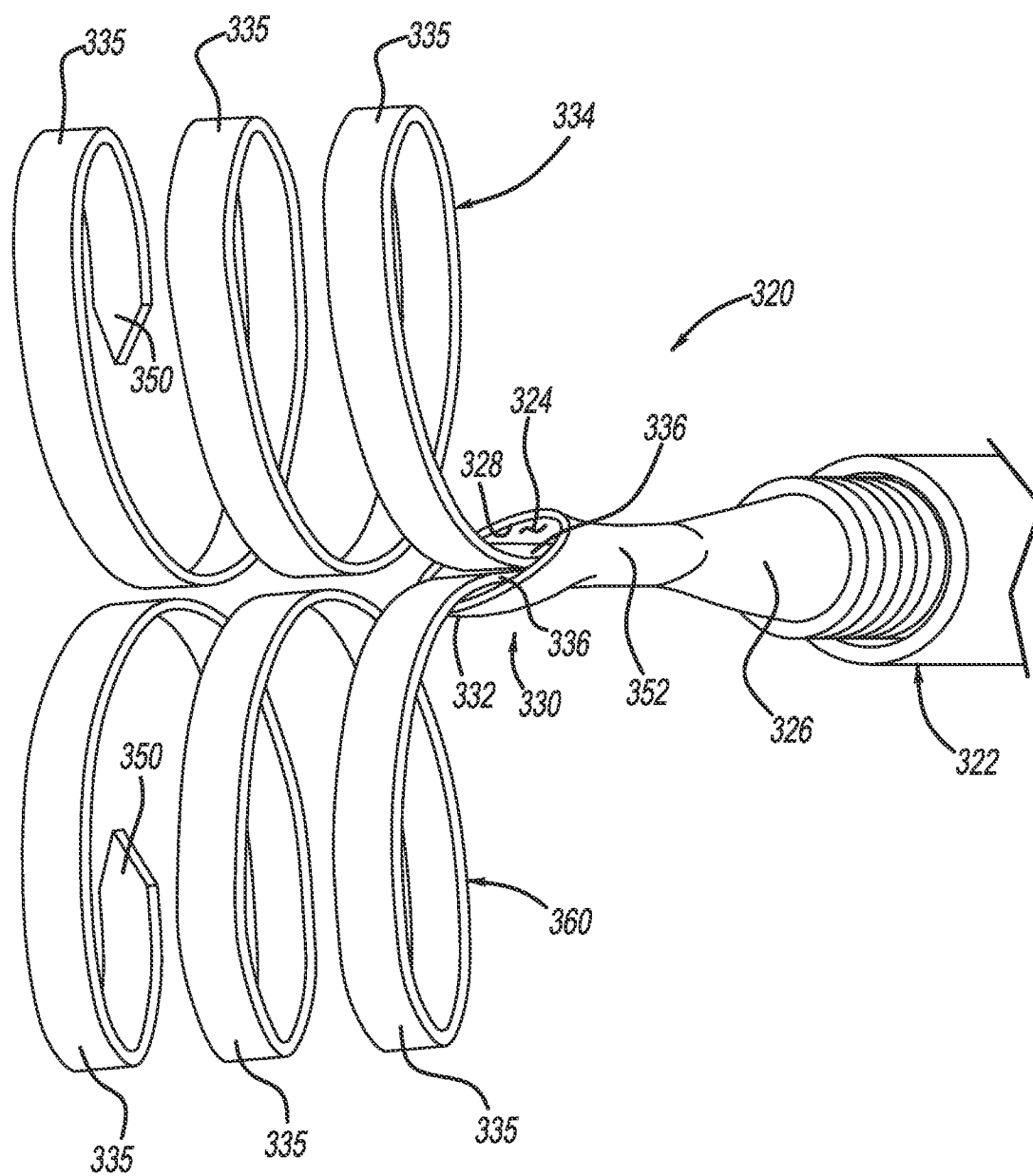


图 4

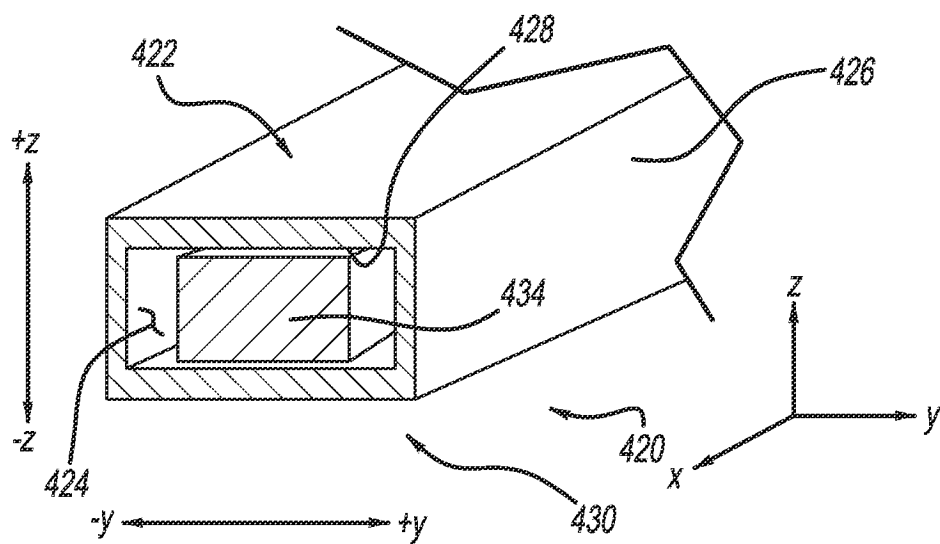


图 5

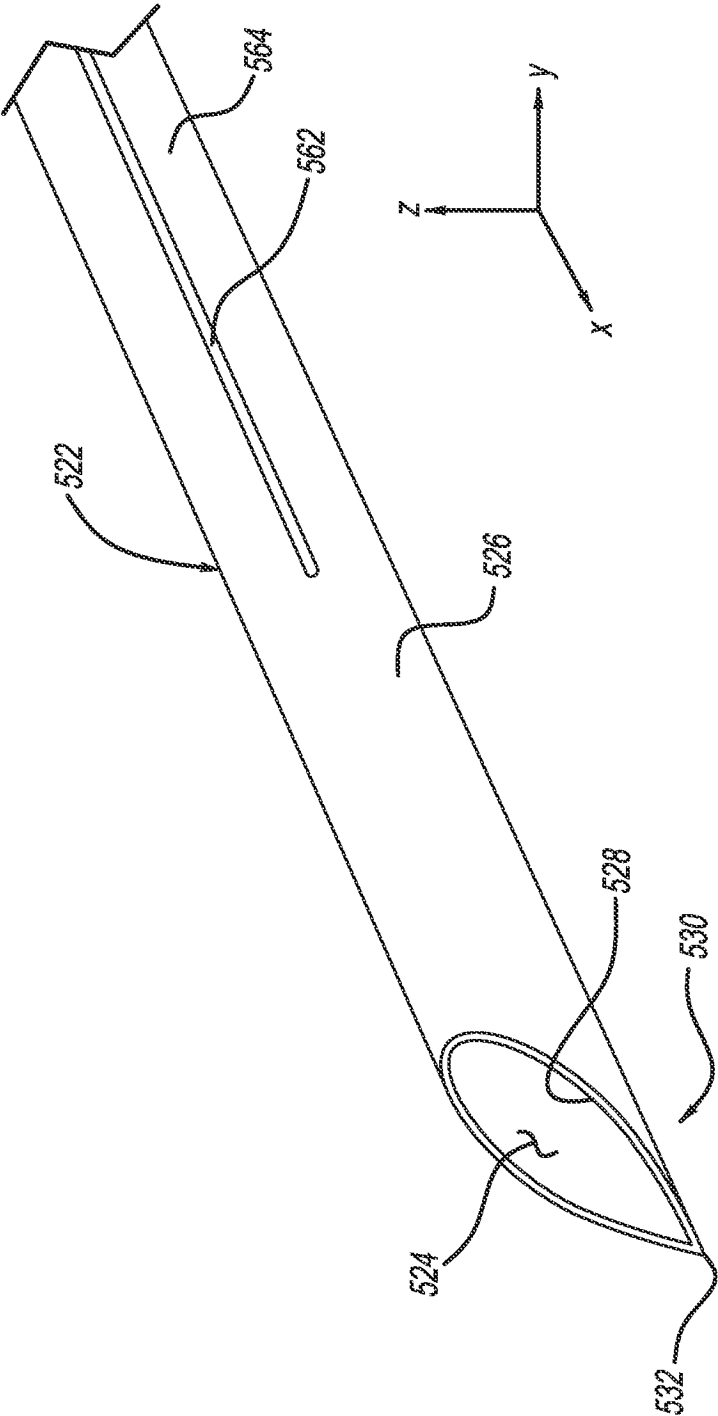


图 6

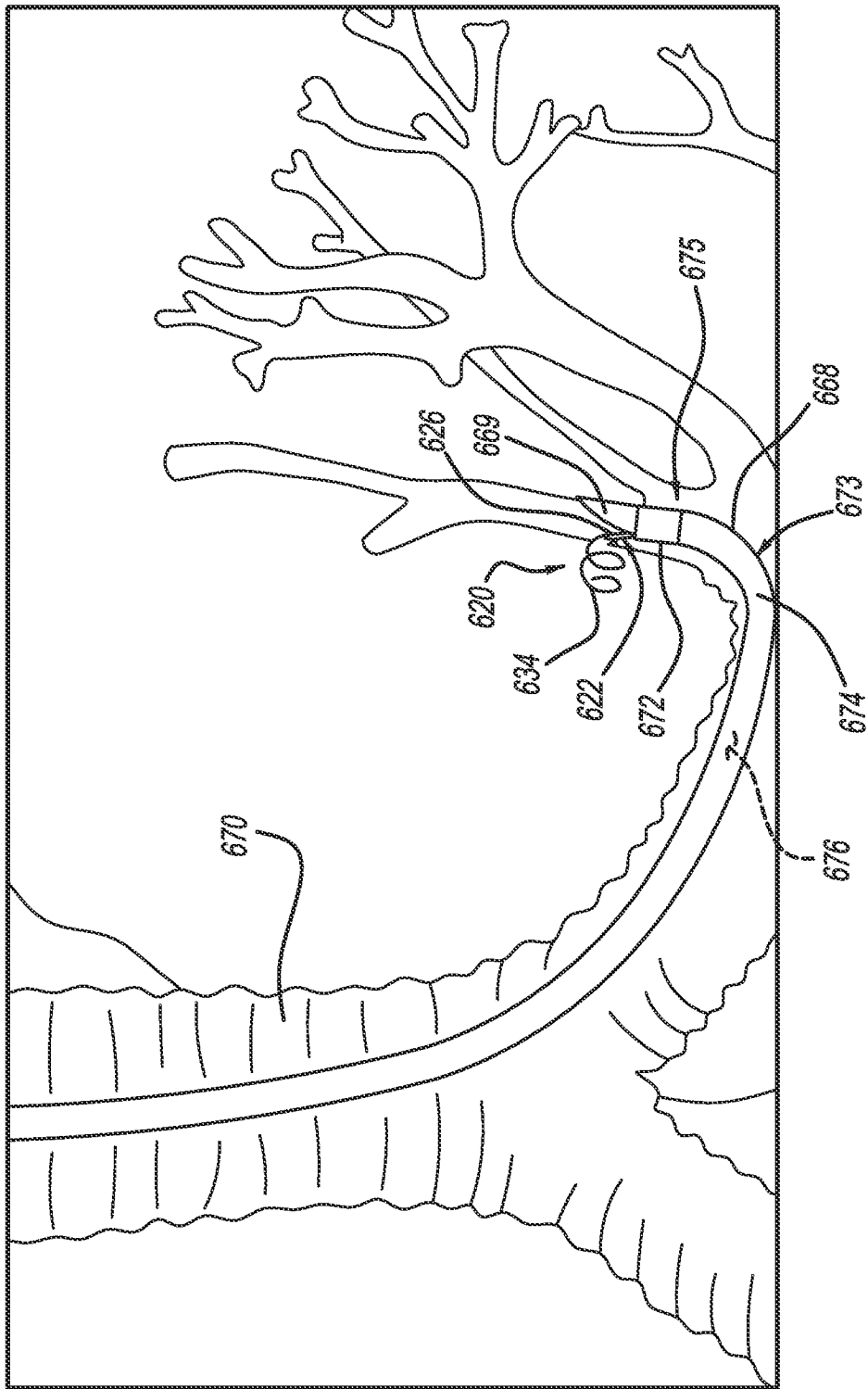


图 7

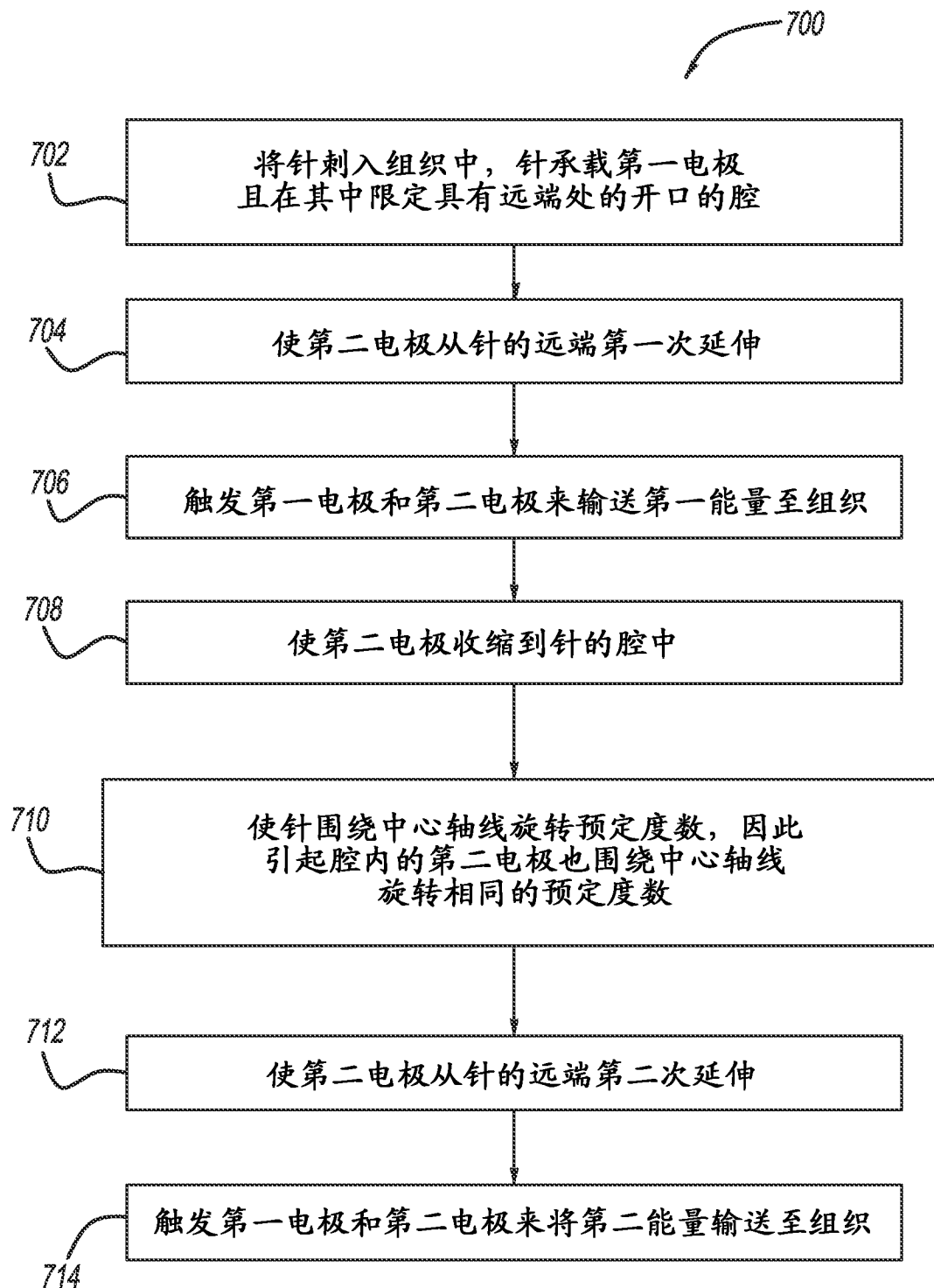


图 8

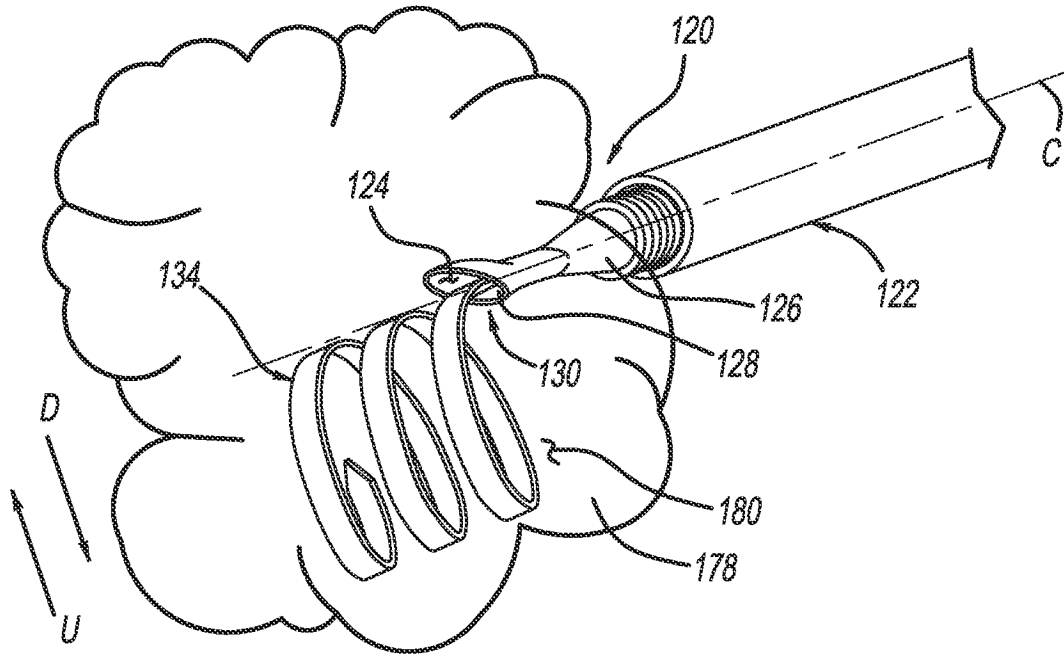


图 9A

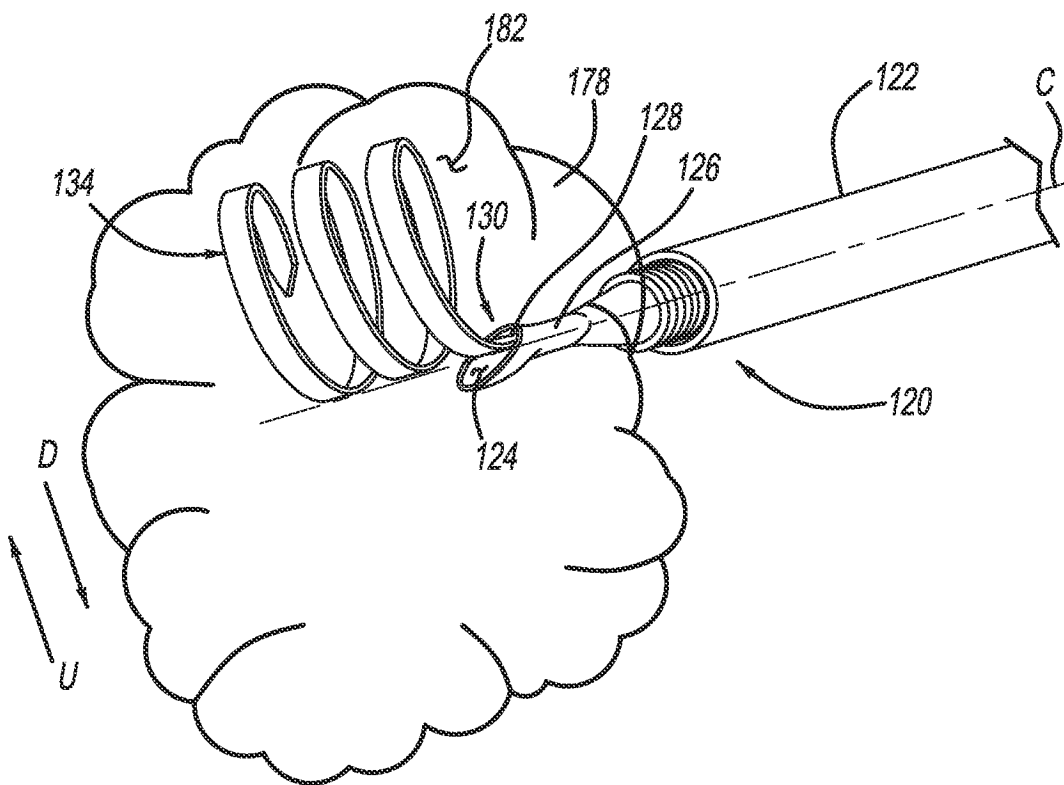


图 9B

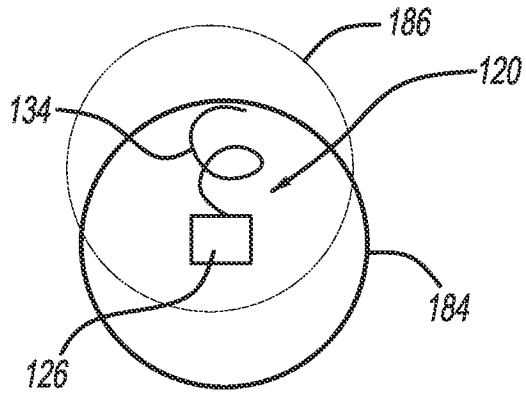


图 10A

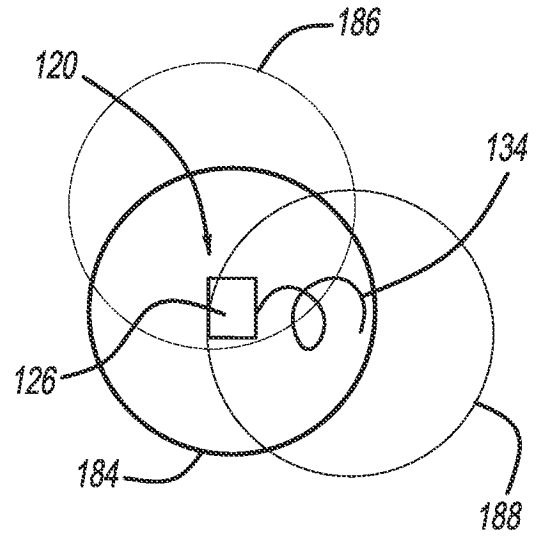


图 10B

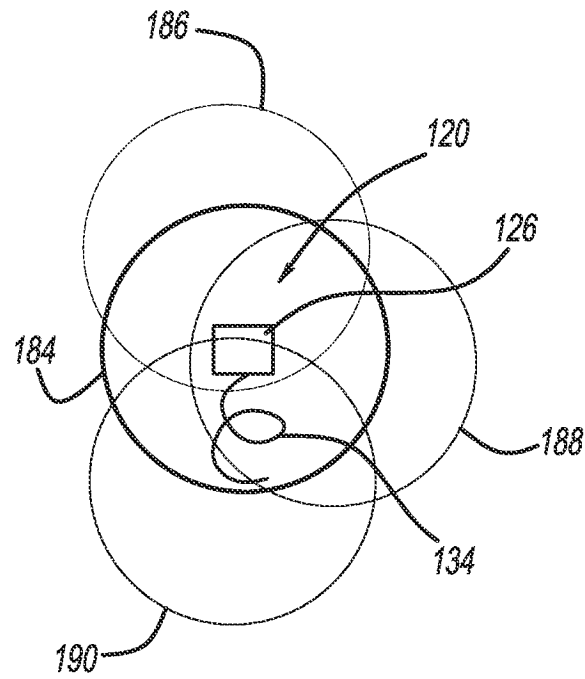


图 10C

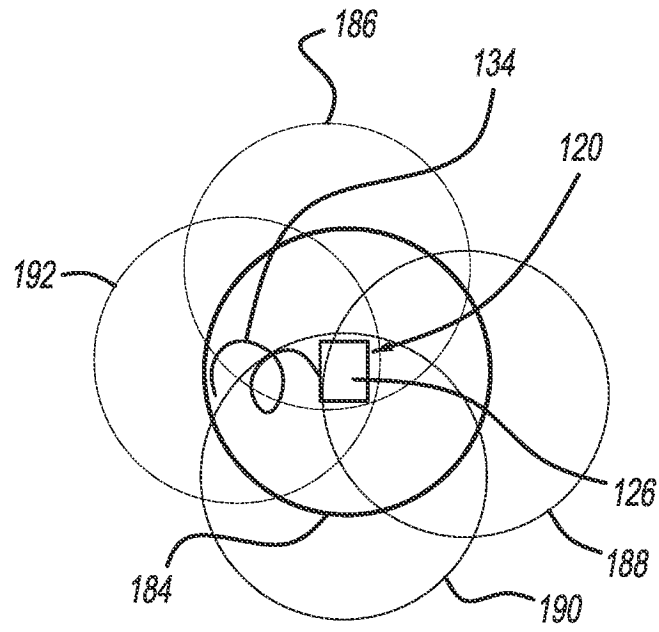


图 10D

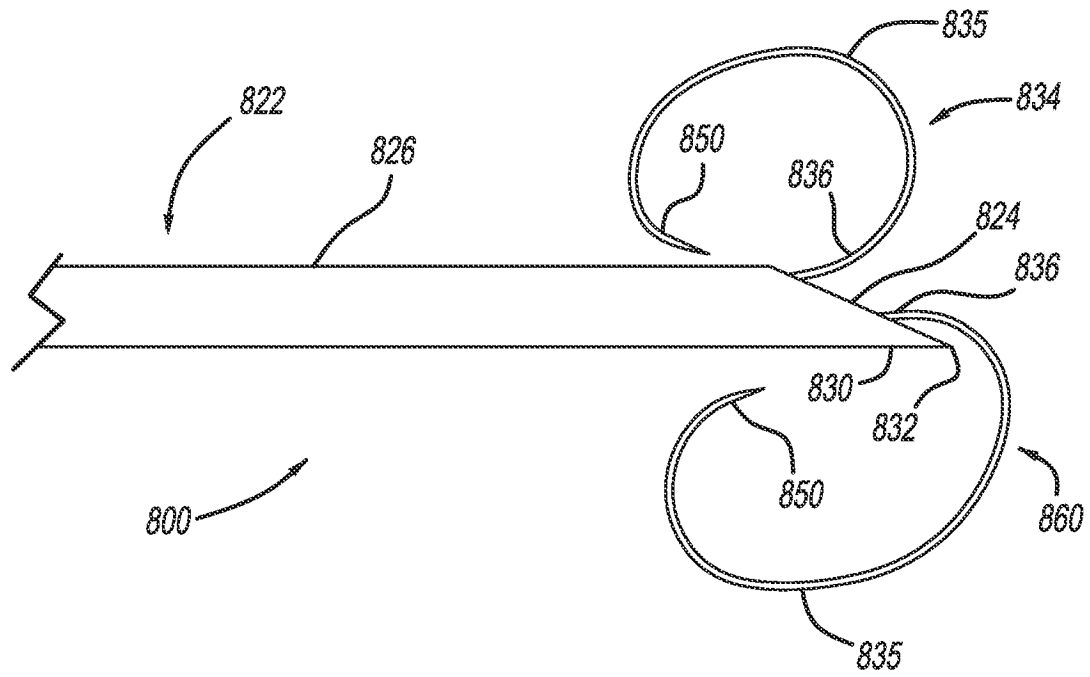


图 11A

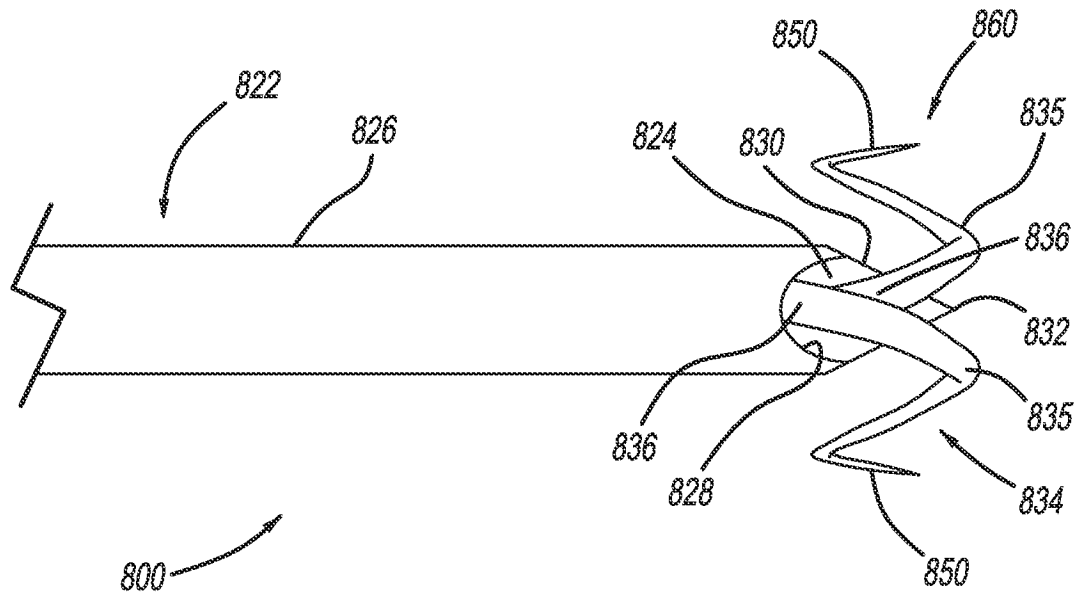


图 11B

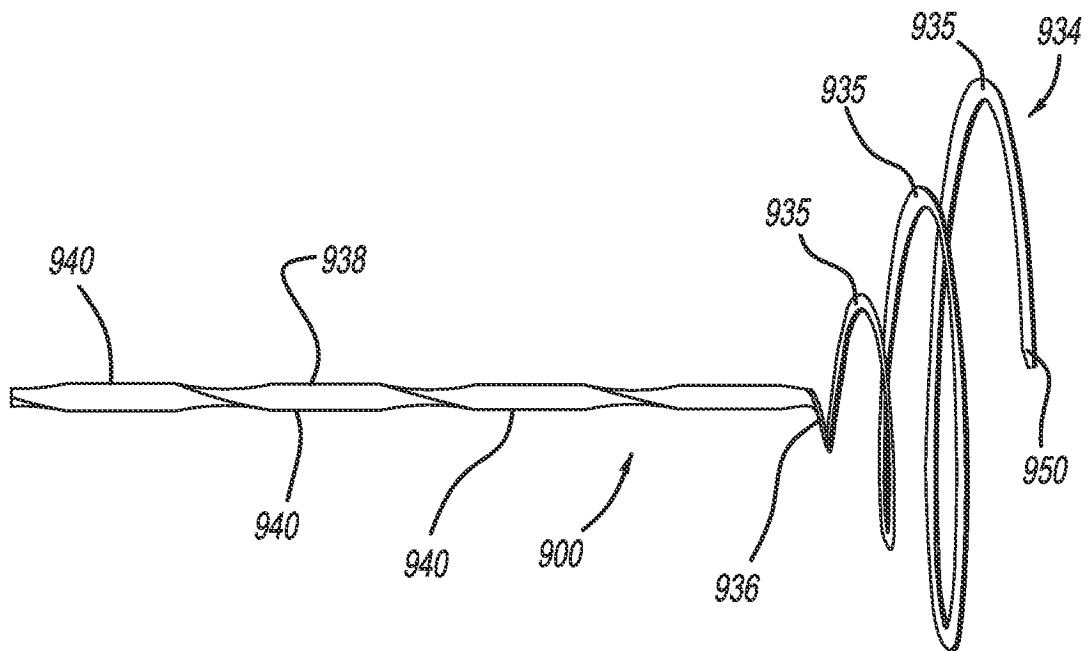


图 12

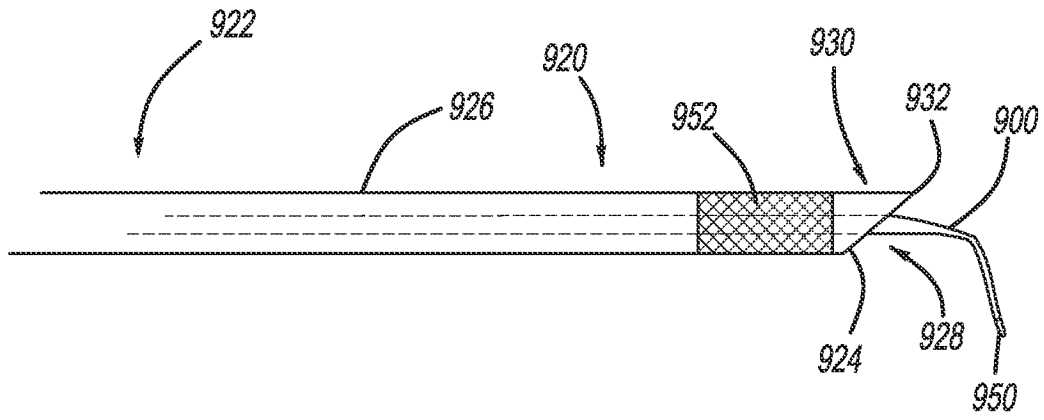


图 13A

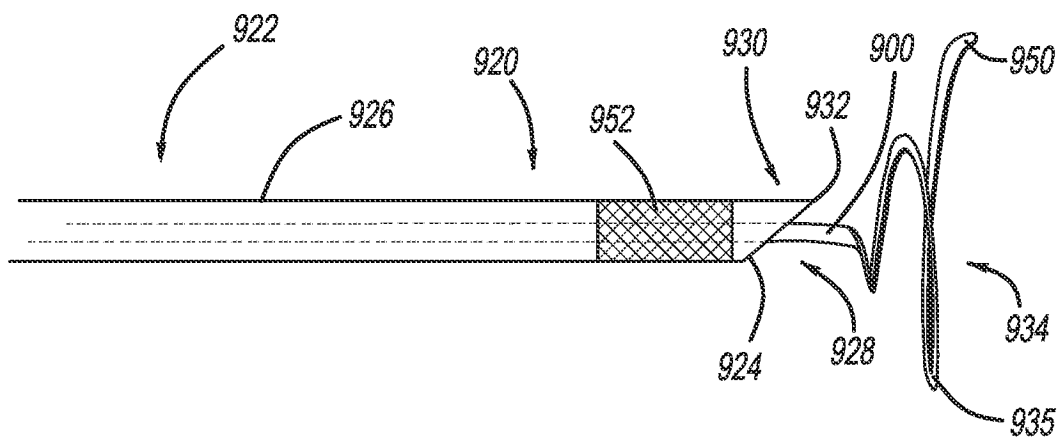


图 13B

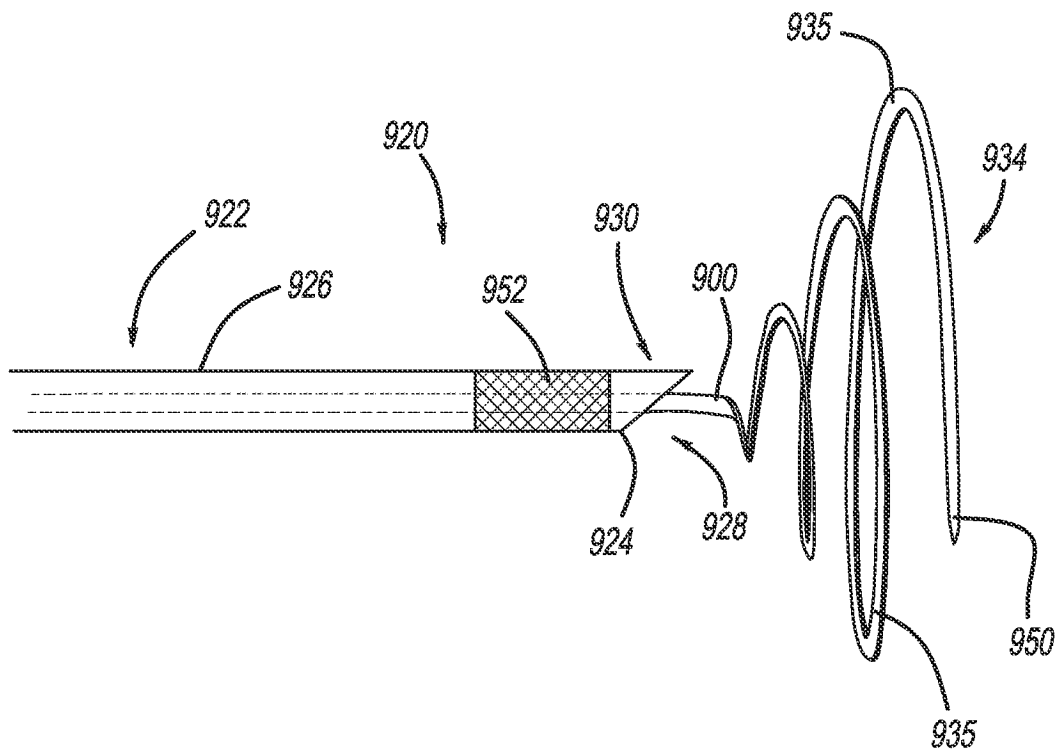


图 13C

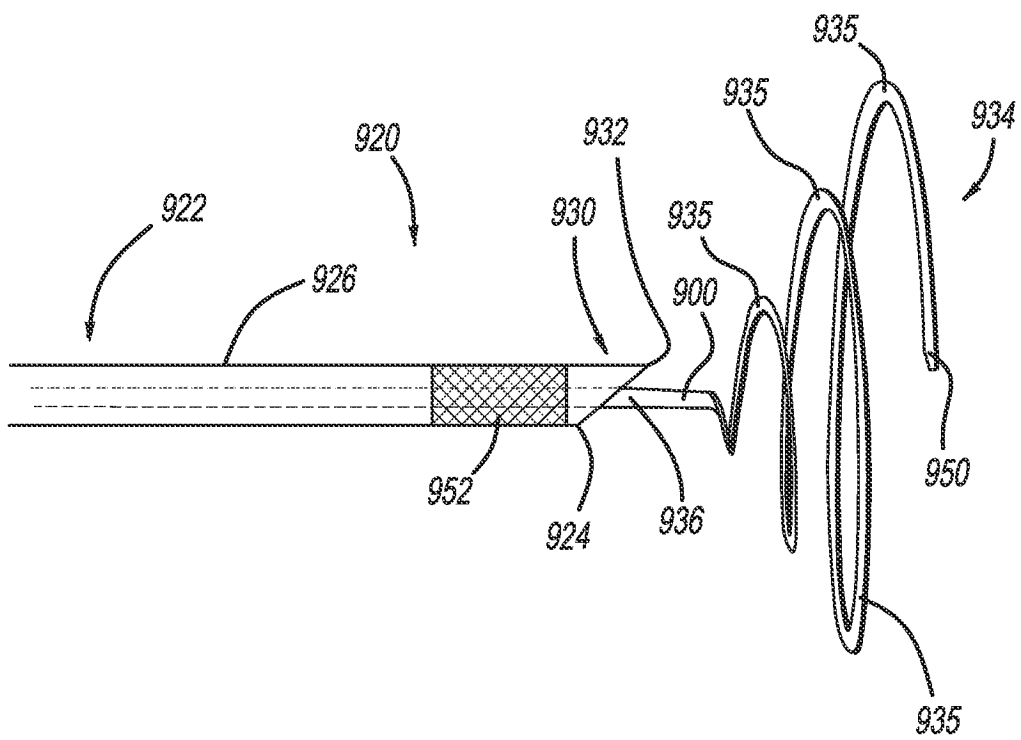


图 13D

专利名称(译)	用于医疗装置的可预测配置的系统		
公开(公告)号	CN106572880A	公开(公告)日	2017-04-19
申请号	CN201580017225.0	申请日	2015-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	斯波瑞申有限公司		
申请(专利权)人(译)	斯波瑞申有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	斯波瑞申有限公司		
[标]发明人	布兰登 J 舒曼 雨果哈维尔冈萨雷斯 大卫 H 迪拉达		
发明人	布兰登·J·舒曼 雨果·哈维尔·冈萨雷斯 大卫·H·迪拉达		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B1/2676 A61B18/14 A61B18/1477 A61B18/1492 A61B2017/00809 A61B2018/00541 A61B2018/00577 A61B2018/00982 A61B2018/1405 A61B2018/1435 A61B2018/1475		
代理人(译)	严志军 张昱		
优先权	61/972090 2014-03-28 US		
其他公开文献	CN106572880B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于将能量输送至患者的组织构造的区域的医疗装置系统。引入管限定其中的腔且承载第一电极。第二电极可在腔内在收缩位置与延伸位置之间移动。在收缩位置，第二电极实质上设置在腔内。在延伸位置，第二电极至少部分地延伸超过引入管的远端。在一种形式中，引入管构造成将第二电极在延伸位置以预定定向实质上保持在腔内，且引入管防止第二电极在移动到延伸位置期间在引入管的腔内实质上旋转。在一种形式中，引入管在第一平面中比在第二平面中更柔性。还提供了—种方法。

