



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103547231 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201280014678. 4

(22) 申请日 2012. 03. 21

(30) 优先权数据

61/467, 446 2011. 03. 25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 09. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/029908 2012. 03. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/134911 EN 2012. 10. 04

(73) 专利权人 麦德托尼克消融前沿有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 T·A·米哈利克 A·J·爱斯康纳格

R·罗曼 T·J·考维

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 刘佳

(51) Int. Cl.

A61B 18/14(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101309651 A, 2008. 11. 19,

US 2004/0143256 A1, 2004. 07. 22,

US 5906613 A, 1999. 05. 25,

WO 2009/137924 A1, 2009. 11. 19,

CN 101969875 A, 2011. 02. 09,

US 2002/0004644 A1, 2002. 01. 10,

审查员 霍璐

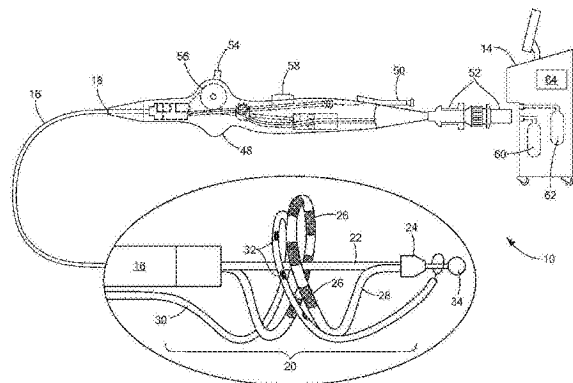
权利要求书1页 说明书7页 附图10页

(54) 发明名称

用于电极阵列的冷却系统

(57) 摘要

公开了一种医疗设备,包括:导管本体;联接至导管本体的电极阵列,该电极阵列可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造;以及联接至与电极阵列间隔开的导管本体的流体管道,其中,流体管道可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造。该设备可包括与流体管道连通的流体源以及联接至电极阵列的射频信号发生器。



1. 一种医疗设备,包括:
导管本体;
联接至所述导管本体的电极阵列,所述电极阵列可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造;以及
联接至所述导管本体的并与所述电极阵列间隔开的流体管道,其中,所述流体管道可独立地从大致线性构造过渡到大致螺旋构造。
2. 如权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于:所述流体管道包括多个孔。
3. 如权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于:所述流体管道通过多个连接器附连至所述电极阵列。
4. 如权利要求 3 所述的医疗设备,其特征在于:所述多个连接器是导热的。
5. 如权利要求 1 所述的医疗设备,还包括可移动地联接至所述导管本体的轴,其中,所述电极阵列的近端部分附连至所述导管本体,且所述电极阵列的远端部分附连至所述轴。
6. 如权利要求 5 所述的医疗设备,其特征在于:所述流体管道的近端部分附连至所述导管本体,且所述流体管道的远端部分附连至所述轴。
7. 如权利要求 5 所述的医疗设备,其特征在于:所述流体管道从所述轴的远端延伸。
8. 如权利要求 1 所述的医疗设备,还包括与所述流体管道流体连通的流体供应。
9. 如权利要求 1 所述的医疗设备,还包括与所述电极阵列通信的射频信号发生器。
10. 一种医疗设备,包括:
导管本体;
联接至所述导管本体的电极阵列,所述电极阵列包括多个电极,所述多个电极中的每个电极限定穿过其的至少一个通道,所述多个电极中的每个电极安装在电极承载臂上,所述电极阵列可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造;以及
流体管道,所述流体管道穿过所述多个电极中的每个电极,所述至少一个通道的大小设置成接纳所述电极承载臂的一部分和所述流体管道的一部分,所述流体管道相邻于所述承载臂。
11. 如权利要求 10 所述的医疗设备,其特征在于:所述流体管道限定多个孔,每个孔靠近所述多个电极中的每个电极定位。
12. 如权利要求 10 所述的医疗设备,其特征在于:每个电极限定穿过其的多个通道。
13. 如权利要求 10 所述的医疗设备,其特征在于:所述流体管道限定第一部分和第二部分,其中,所述第二部分围绕所述第一部分卷绕。
14. 如权利要求 10 所述的医疗设备,其特征在于:所述流体管道限定第一部分和第二部分,其中,所述第二部分限定多个开口,所述多个开口定位成将流体分配到所述第一部分上。

用于电极阵列的冷却系统

技术领域

[0001] 本发明涉及控制医疗设备温度的系统及其使用方法,具体地,涉及冷却电极或其它热活性治疗部件。

[0002] 发明背景

[0003] 医疗手术,包括涉及消融、扩张等的医疗手术通常采用微创装置。在具体情形中,消融手术可涉及形成一系列相互连接或以其他方式连续的损伤以将被认为是心律不齐源的组织电隔离。可使用各种不同的能量传输方式,如低温冷冻或用例如射频(“RF”)能量加热来形成这种损伤。

[0004] 射频或其它消融设备通常包括一个或多个导电表面或电极以通过组织部位赋予电能或热能传导。在操作过程中,组织被加热,由此加热与组织接触的电极。超过特定温度范围或阈值可导致对组织部位不想要的损伤,包括组织炭化或凝块形成,且还可能弱化医疗设备本身。

[0005] 因此,对于热或电设备,需要提供一种有效的冷却机构来避免过度加热以及相关的不想要的损伤。

发明内容

[0006] 本发明提供了一种热设备或电设备的有效冷却机构及其使用,以避免过度加热和关联的对患者的不想要的损伤。例如,提供了一种医疗设备,包括:导管本体;联接至该导管本体的电极阵列,该电极阵列可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造;以及联接至与该电极阵列间隔开的该导管本体的流体管道,其中,该流体管道可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造。该流体管道可以可释放地联接至导管本体。该流体管道可以独立于电极阵列可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造。该流体管道可包括多个孔和/或通过多个连接器附连至电极阵列。所述多个连接器可以是导热的。该设备可包括可移动地附连至导管本体的轴,其中,电极阵列的近端部分附连至导管本体而电极阵列的远端部分附连至轴。流体管道的近端部分可附连至导管本体且该流体管道的远端部分可附连至该轴。该流动管道可从该轴的远端延伸。该设备可包括与流体管道连通的流体源和/或与电极阵列通信的射频信号发生器。

[0007] 还公开了一种医疗设备,包括:导管本体;联接至该导管本体的电极阵列,该电极阵列包括多个电极并可从大致线性构造过渡到大致螺旋构造;以及流体管道,该流体管道穿过所述多个电极中的每个。所述多个电极中每个可安装在承载臂上,且流体管道可以相邻于该承载臂。该流动管道可限定多个孔,每个孔靠近所述多个电极中的每个定位。该流体管道可至少部分地布置在承载臂内。每个电极可限定穿过其的单个通道,或者可限定穿过其的多个通道。该流体管道可限定第一部分和第二部分,其中,该第二部分围绕第一部分卷绕和/或该第二部分可限定多个开口,所述多个开口定位成将流体分配到该第一部分上。

[0008] 附图的简要说明

[0009] 参考下面的结合附图考虑的详细说明将更完整地理解本发明以及更容易地理解

本发明的伴随的优点和特征,附图中:

- [0010] 图 1A 是根据本发明原理构造的医疗系统的示例的图解;
- [0011] 图 1B 是图 1A 的系统的另一视图;
- [0012] 图 1C 是图 1A 的系统的另一视图;
- [0013] 图 2A 是根据本发明原理构造的医疗系统的另一示例的图解;
- [0014] 图 2B 是图 2A 的系统的另一视图;
- [0015] 图 2C 是图 2A 的系统的另一视图;
- [0016] 图 3A 是根据本发明原理构造的医疗系统的另一示例的图解;
- [0017] 图 3B 是图 3A 的系统的剖视图;
- [0018] 图 3C 是图 3A 的系统的另一视图;
- [0019] 图 4A 是根据本发明原理构造的医疗系统的另一示例的图解;
- [0020] 图 4B 是根据本发明原理构造的医疗系统的另一示例的图解;
- [0021] 图 4C 是根据本发明原理构造的医疗系统的另一示例的图解;
- [0022] 图 5A 是根据本发明原理构造的医疗系统的另一示例的图解;以及
- [0023] 图 5B 是根据本发明原理构造的医疗系统的另一示例的图解。
- [0024] 发明详述

[0025] 本发明有利地提供了一种热设备或电设备的有效冷却机构及其使用,以避免过度加热和关联的对患者的不想要损伤。现参考附图,图中相同的附图标记表示相同的构件,图 1 中示出了根据本发明的原理构造的医疗系统的实施例,总体标记为“10”。系统 10 总体包括可联接至控制单元 14 或操作控制台的医疗设备 12。医疗设备 12 通常可包括供能、治疗和 / 或观察医疗设备 12 和治疗部位之间的相互作用的一个或多个诊断或治疗区。治疗区可对治疗区附近的组织区域递送例如低温治疗、射频能量、电穿孔治疗或其他能量转移,治疗区域包括心脏组织、肿瘤、或其它不期望的生长物或结构。

[0026] 继续参考图 1A-1B,医疗设备 12 可包括细长体 16,诸如导管、护套或血管内导引器,该细长体可穿过患者脉管系统和 / 或靠近诊断或治疗的组织区域。细长体 16 可限定近端部分 18 和远端部分 20,并还可包括布置在细长体 16 内的一个或多个腔,由此提供细长体 16 的近端部分 18 与细长体 16 的远端部分 20 之间的机械、电气和 / 或流体连通,如下面更详细讨论的。

[0027] 医疗设备 12 可包括轴 22,轴 22 至少部分地布置在细长体 16 的一部分内。轴 22 可从细长体 16 的远端延伸或以其它方式突出,并可沿纵向和旋转方向相对于细长体 16 移动。即,轴 22 可以相对于细长体 16 滑动和 / 或旋转运动。轴 22 还可在其中限定用于导丝的引入和通过的腔。轴 22 可包括或要不然联接至远端末梢 24,远端末梢 24 限定用于导丝穿过其的开口和通道。远端末梢 24 可由导电材料构成并用于测绘、起搏、消融或要不然与目标组织区域电相互作用。

[0028] 远端部分 20 提供治疗、监控所需要目标区域,诸如心脏,和 / 或要不然与所需要目标区域临床上接触。远端部分 20 可包括例如电极阵列,电极阵列包括靠近或基本上在细长体 16 的远端上的多个电极 26。这些电极 26 可以安装来监控任何一对电极(双极)之间的电信号来测绘电获得,和 / 或执行诸如心脏的起搏的其它功能。此外,电极 26 可跨域电极对递送消融能量或在递送单极能量时从独立的电极递送消融能量。在具体的示例中,多个

电极可包括对称或非对称间隔的四个(4)至十六个(16)电极。电极 26 可由铂、铱、金、银等构成,并且长度上可以约 3mm 并例如间隔开约 1mm 至约 4mm 距离。

[0029] 医疗设备 12 可进一步包括靠近远端部分 20 和 / 或电极 26 的一个或多个温度传感器(图未示),该温度传感器用于监控、记录或要不然传输医疗设备 12 内、医疗设备 12 的远端部分 20 处的周围环境,和 / 或该设备与所接触的组织表面之间的接口或接头的量测或状况。每个电极 26 可包括位于或靠近电极的组织侧的积分热电偶(图未示)或传感器,用于在消融之前和消融过程中监控每个消融位置处的温度。例如,温度传感器可包括直接联接至一个或多个电极 26 的热敏电阻器;还可相邻于电极 26 定位在医疗设备 12 的远端部分 20 处,和 / 或例如嵌入细长体 16 的表面。传感器可与控制单元 14 通信以在医疗设备 12 的运行期间启动或触发一个或多个警报或治疗递送修改。

[0030] 电极阵列可以弹性偏置方式布置并具有特定的几何构造,这通常允许电极阵列能够消融具有预定或已知的几何形状或局部解剖特征的特定组织(诸如肺静脉)。电极阵列可以选择性地从传送和递送至治疗位置的主要的、缩回的或递送构造(诸如径向约束构造)移动至用于治疗的多个次要的、展开或膨胀的构造(具有螺旋、卷绕、弧形或其它几何形状构造)。

[0031] 继续参考图 1A-1B,医疗设备 12 的远端部分 20 可包括其上支承电极 22 的承载组件。承载组件可包括挠性承载臂 28,挠性承载臂 28 具有联接至细长体 16 的一端和联接至远端末梢 24 的相反端。远端末梢 24 可限定接纳和 / 或联接至承载臂的一部分的腔。承载臂 28 可以由任何形状记忆材料,诸如镍钛合金来构造以提供一种或更多种预定和 / 或偏置几何构造。医疗设备的远端治疗组件、承载组件或其它部件中可包括常规的标记件(例如不透射线标记)以确定承载组件的相对位置和 / 或承载组件的展开状况,以及确认与组织接触。

[0032] 当承载组件通过远端末梢 24 联接至轴 22 的远端时,可以操纵轴 22 来控制承载组件以及由此电极阵列的几何形状。例如,轴 22 可以收回以将承载臂 28 从接近线性构造过渡到部分圆形(小于 360 度)环(即部分螺旋形或螺旋状)。轴 22 的前进和 / 或收回可调节电极阵列环的几何形状,诸如增加 / 降低承载臂 28 的直径。此外,轴 22 的旋转也可增加和降低承载臂 28 以及由此电极阵列的直径。

[0033] 承载组件可包括加强件或要不然构造成沿其长度或者沿其长度在分散位置处提供所要求的刚度、挠性和 / 或扭矩传递。例如,承载臂 28 可包括加强或要不然补充靠近远端末梢 24 的接头或区域处的外壁或厚度的丝线、编织、增加的壁厚、额外的壁分层、套筒、或其它部件以最小化由于所经受的扭矩或从轴 22 经由远端末梢 24 传递的应变而导致的结构失效倾向。此外,远端末梢 24 的多腔构造可提供改进的扭矩从轴 22 传递到承载臂 28,同时保持轴 22 和承载臂 28 两者的联接至远端末梢 24 处的结构整体性。

[0034] 医疗设备 12 可包括可围绕电极 26 定位的冷却组件以降低和 / 或调节电极 26 和 / 或与电极 26 相互作用的组织区域的温度。冷却组件可将流体从设备 12 的近端部分递送至医疗设备 12 的远端部分 20,以通过对电极 26 分配或浇灌冷却流体或在没有直接流体分配或浇灌时通过传导来冷却承载臂 28 和 / 或电极 26 的至少一部分来影响电极 26 的温度。

[0035] 例如,冷却组件可包括联接至医疗设备 12 的远端部分 20 的流体管道 30 的冷却组件。流体管道 30 可在其中限定腔,该腔用于流体从细长体 16 的近端部分和 / 或控制单元

14 通到或递送至医疗设备 12 的远端部分 20。流体管道 30 还可包括在其中的一个或多个孔或开口 32 以将流体从腔分配或直接喷射至流体管道 30 和 / 或电极 26 外部环境。流体管道 30 可以是柔性的,由形状记忆材料(诸如镍钛合金)构造成,和 / 或包括允许流体管道 30 被操纵成多种不同几何构造、形状和 / 或尺寸的其它可控可变形材料。例如,流体管道 30 可定向或展开成为大致线性构造、部分环形或圆形构造,和 / 或大致螺旋构造。流体管道 30 的几何构造可以被操纵成与承载臂 28 和电极 26 的选定构造镜像或对齐,以例如更有效地分配流体并获得温度控制。

[0036] 冷却组件可以联接至或要不然从细长体 16 延伸,并还可联接至轴 22 和 / 或医疗设备 12 的远端 24。冷却组件可以与远端部分 20 和 / 或细长体 16 可释放地配合以允许在一些手术或应用中而不是其它中选择性地实施和操作冷却组件。例如,如图 1A-1C 所示,流体管道 30 可以联接至远端末梢 24 和 / 或从远端末梢 24 延伸的导丝 34。流体管道 30 的近端部分可以联接至细长体 16 的近端部分外部(图未示)。流体管道 30 可以被操纵成为与承载臂 28 大致相同的构造,诸如图 1A-1C 中所示的螺旋、卷绕的构造。类似的几何构造允许来自流体管道 30 中的孔 32 流体分配紧密地引向电极 26。

[0037] 现转到图 2A-2C,流体管道 30 可延伸穿过细长体 16 和轴 22 的内部段。流体管道 30 可通过远端末梢 24 离开并沿近端方向朝向承载臂 28 和其上的电极 26 延伸。流体管道 30 可在细长体内移动穿过限定在其中的导丝腔。流体管道 30 可以与导丝互换以在指定手术的操作期间在将医疗设备 12 转向或导向所需地点与将流体递送至电极之间交替。流体管道 30 可延伸至医疗设备的近端部分并终止于可连接至流体源和 / 或控制单元 14 的联接件或鲁尔接头。

[0038] 现参考图 3A-3C,流体管道 30 可以通过连接器 36 可释放地附连至细长体 16 朝向远端部分 20。连接器通常限定流体管道 30 可放置穿过其的腔或孔,同时还限定“U”或“C”状部分以配合细长体 16。

[0039] 现转到图 4A-4C,流体管道 30 可以延伸穿过细长体 16 的内部并直接联接至在医疗设备 12 的远端部分处 20 的承载臂 28。流体管道 30 可相邻于承载臂 28 沿承载臂 28 的几乎整个长度延伸,其中,流体管道 30 和承载臂 28 均联接至远端末端 24。将流体管道 30 和承载臂 28 联接在一起允许两个部件能够作为一个单元被操纵在所需位置和几何构造,而不是本文所描述的其它示例中的通过单独的操纵和定位。该联接可包括将孔 32 直接相邻于电极 26 定位。可使用如图 4A 所示的多个连接器来完成流体管道 30 至承载臂 28 的联接,或者电极 26 本身可以同时围绕流体管道 30 和承载臂 28 圈定或延伸以将两者接合在一起,如图 4B 所示。或者,流体管道 30 可以布置在承载臂 28 内,如图 4C 所示,其中,承载臂 28 中限定作为流体 30 的通道的内腔以及分配流体的孔 32。承载臂 28 可限定副腔 40,副腔 40 用于将丝线等引导至电极 26 和 / 或承载臂 28 的传感器而不使该副腔暴露于流体流动,这可导致短路。

[0040] 现参考图 5A 和 5B,冷却组件可调节或者控制承载臂 28 和 / 或电极 26 的温度而不直接在远端部分或者组织位置处分配或浇灌流体。例如,流体管道 30 可以至少部分地布置在细长体 16 内并也可从细长体 16 延伸或者要不然暴露于医疗设备 12 的远端部分 20。流体管道可限定或者包括布置在细长体 16 内的第一段 42。第一段 42 可沿细长体 16 的大部分长度经过并可连接成或以其他方式放置成与控制系统 14 通信。流体管道 30 还可包括或

限定在远端部分 20 处从细长体 16 延伸并联接至承载臂 28 的第二段 44。第二段 44 可具有大致连续的导热区域,用于与电极 26 和 / 或承载臂 28 热传递。流体管道 30 还可包括或限定相邻于或靠近流体管道的第一段 42 的第三段 46,其中,第三段 46 包括或限定一个或多个开口,所述一个或多个开口定位成将流体从第三段 46 内分配或以其他方式递送到第一段 42 的外表面或一部分上。例如,如图 5A 所示,第三段 46 可以至少部分地布置在细长体 16 内并大致平行于流体管道的第一段 42 定向。第三段 46 可包括圈定或以其他方式围绕第一段 42 的一部分的一个或多个线圈或绕组,其中,各开口在绕组的面向内的表面上以将流体引导至第一段 42 上。绕组 32 可容纳在细长体 16 的一部分内,并可相对于细长体 16 流体管道 30 的其它部分移动和 / 或滑动。绕组可包括一个或多个开口以将冷却液或流体分配到流体管道 30 的第一段 42 上,其中,分配的冷却液或流体降低了第一段 42 的温度,且流过其的流体又降低了第二段 44 的温度,由此能够冷却或热调节承载臂 28 和 / 或电极 26。流体管道 30 由此提供了医疗设备 12 内的闭环循环路径而不将流体直接分配或分布到组织位置上或周围环境。

[0041] 类似于图 4B 的构造,流体管道 30 的第二段 44 可以通过电极 26 本身联接至承载臂 28。电极 26 可具有环状形式以同时圈定第二段 44 和承载臂 28,或者替代地,如图 5B 所示,电极可限定有利于第二段 44 和承载臂 28 的配合的“图 8”横截面。

[0042] 医疗设备 12 可进一步包括提供分配后流体的排放路径的排放腔或管道,或者要不然在医疗设备 12 内。排放腔可以由细长体 16 本身的壁限定,或者通过布置在医疗设备 12 的至少一部分内的另一辅助管或管道来限定。排放腔可以与细长体 16 的远端部分和 / 或医疗设备 12 流体连通以允许将排放腔通向和 / 或联接至控制单元 14 以将从排放腔出来的流体移除、存储和 / 或再循环。排放腔和流体管道 30 由此可提供穿过医疗设备 12 的至少一部分的流体流动路径。

[0043] 再次参考图 1,医疗设备 12 可包括联接至细长体 16 的近端部分的手柄 48。手柄 48 可包括识别和 / 或用于控制医疗设备 12 或者系统 10 的另一部件的电路。另外,手柄 48 可设有接纳导丝或另一诊断 / 治疗仪器(图未示)的配件 50。手柄 48 还可包括连接器 52,连接器 52 可匹配于控制单元 14 以建立医疗设备 12 和控制单元 14 的一个或多个部件或部分之间的通信。

[0044] 手柄 48 还可包括允许用户从医疗设备 12 的近端部分控制、偏转、转向或者以其他方式操纵医疗设备 12 的远端部分的一个或多个致动或控制特征。例如,手柄 48 可包括操纵细长体 16 和 / 或医疗设备 12 的其它部件的一个或多个部件,诸如杠杆或旋钮 54。例如,具有近端和远端的拉丝 56 可使得其远端在远端部分 20 处或附近锚固至细长体 16。拉丝 56 的近端可锚固至与杠杆 54 通信并响应于杠杆 54 的构件,诸如凸轮。

[0045] 医疗设备 12 可包括致动件 58,致动件 58 可移动地联接至细长体 16 的近端部分和 / 或手柄 48 以操纵和移动医疗设备 12 的一部分,诸如流体管道 30、轴 22,和 / 或远端部分 20。致动件 58 可包括拇指滑动(thumb-slide)、按钮、旋转杆或其它机械结构来提供至细长体 16 和 / 或手柄 48 的可移动联接。此外,致动件 58 可移动地联接至手柄 48,从而致动件 58 可移动入各个不同的位置,并能够可释放地固定在任何一个不同位置中。

[0046] 当流体管道 30 和承载臂 28 联接至轴 22 时,轴 22 的运动允许流体管道 30 和 / 或承载臂 28 从一个几何形状、构造或尺寸可控地过渡到另一个。通过滑动和转到轴 22,例如

通过操纵致动件 58,对于所需的临床或治疗效果,流体管道 30 和 / 或承载臂 28 可以被操纵成各种几何形状。

[0047] 系统 10 可包括联接至医疗设备 12 用在诸如组织消融的手术过程中的一个或多个治疗或诊断源。控制单元 14 可包括包含冷却液、低温制冷剂、生理盐水等的流体供应 60,用于回收或排空所耗费的流体以重新使用或丢弃的排放或清除系统(图未示),以及各种控制机构。出来提供流体或冷却液供应排放功能之外,控制单元 14 还可包括泵、阀、控制器等来回收和 / 或再循环从流体供应 60 递送至手柄 48、细长体 16、和 / 或医疗设备 12 的流体路径(多个流体路径)的流体。控制单元 14 中的真空泵 62 可在医疗设备 12 内的一个或多个管道中,诸如排放腔形成低压环境,从而流体被抽入细长体 16 的管道 / 腔,远离远端部分 20 并朝向细长体 16 的近端部分 18。

[0048] 控制台 12 还可包括与电极 26 电通信的射频信号发生器或电源 64。发生器 64 可包括多个输出通道,每个通道联接至医疗设备 12 的各个电极或导电表面。发生器 64 可在一个或多个运行模式下运行,例如包括:(i) 医疗设备 12 的在患者体内的至少两个电极 26 或导电部分之间的双极能量递送,(ii) 至患者体内医疗设备 12 上的一个或多个电极 26 或导电部分,并通过与医疗设备 12 的电极 26 间隔开的患者返回或接地电极(图未示),诸如患者皮肤上的单极或一极能量递送,以及(iii) 单极和双极模式的组合。

[0049] 虽然单极和多极 RF 消融能量可以是选定的穿过医疗设备的电极的能量形式,也可附加地或替代地从治疗组件发出其它形式消融能量,包括电能、电穿孔能量、磁场能量、微波能量、热能(包括热和冷能)及其组合。此外,可应用的其它形式能量可包括声波能量、声能、化学能、光子能、机械能、物理能、辐射能及其组合。

[0050] 除了监控、记录或以其他方式输送医疗设备 12 内的量测或状况或者医疗设备 12 的远端部分出的周围环境之外,系统 10 还可包括在控制单元 14 和 / 或医疗设备 12 中的一个或多个传感器来监控整个系统 10 的运行参数,包括例如压力、温度、流率、体积、功率递送、阻抗等。传感器可与控制单元 14 通信以在医疗设备 12 的运行期间启动或触发一个或多个警报或治疗递送修改。一个或多个阀、控制器等可以与传感器通信以提供流体受控的分配或循环穿过医疗设备 12 的腔 / 流体路径。这种阀、控制器等可以位于医疗设备 12 的一部分中和 / 或控制单元 14 中。控制单元 14 可包括一个或多个控制器、处理器和 / 或含有指令或算法的软件模块以提供本文所述的特征、序列、计算或过程的自动运行和执行。

[0051] 具体的示例中,发生器 64 可构造成基于来自对应的靠近一个或多个电极 26 的热电偶或传感器的温度反馈产生并控制能量的递送。在温度受控的能量递送之后,每个电极 26 可独立地被监控。能量递送还可自动地调节占空比以基于测量到的组织温度最大化至电极的能量递送。因此,当组织温度由于能量的递送而升高时(电阻加热),电极 26 温度又增加,如通过相应的热电偶监控。例如,在双极递送过程中,如果电极的设定目标温度是 60°C 且两个电极之一被监控到在 55°C,而另一电极被监控到在 50°C,则发生器 64 将基于被测量到在 55°C 的电极的需求而选择性地限制能量递送。这放置该对电极中的任一电极显著地超过设定的目标温度。相反,在单极相能量递送过程中,信号发生器将基于由其相对应的热电偶测量到的温度单独地对每个电极 26 递送能量。可在工作周期(不工作周期)之间执行温度测量以最小化干涉和最优化温度读数的精度。

[0052] 示例性的使用方法中,医疗系统 10 可以用于将治疗处理,诸如消融处理递送至目

标组织区域,其可包括心脏中的目标组织区域,或预计要治疗的其它诊断区域。远端部分 20 可定位在目标组织区域的近端,承载臂 28 和 / 或流体管道 30 可被操纵成为所要求的几何构造,无论是圆形、弧形、线性等。这种定位和操纵可以通过可视化方法来辅助或便利化,包括现有技术中已知的透视检查。一旦医疗设备 12 定位在所要求的位置中,系统 10 可以运行以热影响目标组织。

[0053] 例如,电极 26 可以将设备能量处理递送至目标组织以实现所要求的治疗效果,诸如问题组织受控消融至目标组织区域内的有效深度。电极 26 的供能可包括将来自射频发生器 64,获得电流和由此加热的射频信号或电流在一个或多个电极之间在彼此之间递送(例如双极 RF 递送)或在一极或单极运行中递送至接地 / 患者电极(图未示)。电极 26 可被供能消融或要不然处理组织直到达到预选择的温度或功率递送阈值。预定的温度或功率递送阈值可以被选择成确保被作用的组织不被烧焦或要不然被加热至不想要的程度。

[0054] 此外,流体或冷却液可以被引入医疗设备 12 的流体管道 30 以帮助调节或控制组织位置和 / 或电极 26 的温度。具体地,冷却液可从控制单元 14 中的流体源 60 输送至流体管道 30。流体可以通过孔 32 被分配入治疗区域或可以通过闭环方式引导穿过该设备来通过传导来热传递。流过医疗设备 12 的流体管道 30 的流体可以以脉冲流动间隔提供,或者可以循环穿过管道 30 的各段。另外,控制单元 14 可以通过直接响应于远端部分 20 中测量到的由温度传感器中继的温度来改变压力、流率等来调节流体流动。例如,在组织界面处达到预选择温度阈值或范围时,流过流体流动路径的流体可以相应地增加或降低以大致保持设备 12 的远端部分 20 处的目标温度。流体流动可以与能量递送同时传导和 / 或以交替序列传导至电极 26。

[0055] 本领域技术人员将理解,本发明不限于以上已被特定示出并描述的内容。此外,除非特别提出,应注意所有的附图是不按比例。值得注意的是,已经通过图中的常规标记适当表示各系统部件,仅示出对理解本发明的实施例有关的那些具体细节,从而,不由于对本领域的普通技术人员容易地理解的细节而使得具有本文说明书中的益处的本发明变得模糊不清。此外,虽然本文所述的一些实施例或附图可能示出在其它图中或实施例中未清楚指示的特征,应理解本文所公开的系统和设备的特征和部件不必相互排斥并可以各种不同组合或构造包含而不脱离本发明的范围和精神。根据上面的教导,各种修改和变型是可能的而不脱离本发明的范围和精神,其仅由下面的权利要求书所限定。

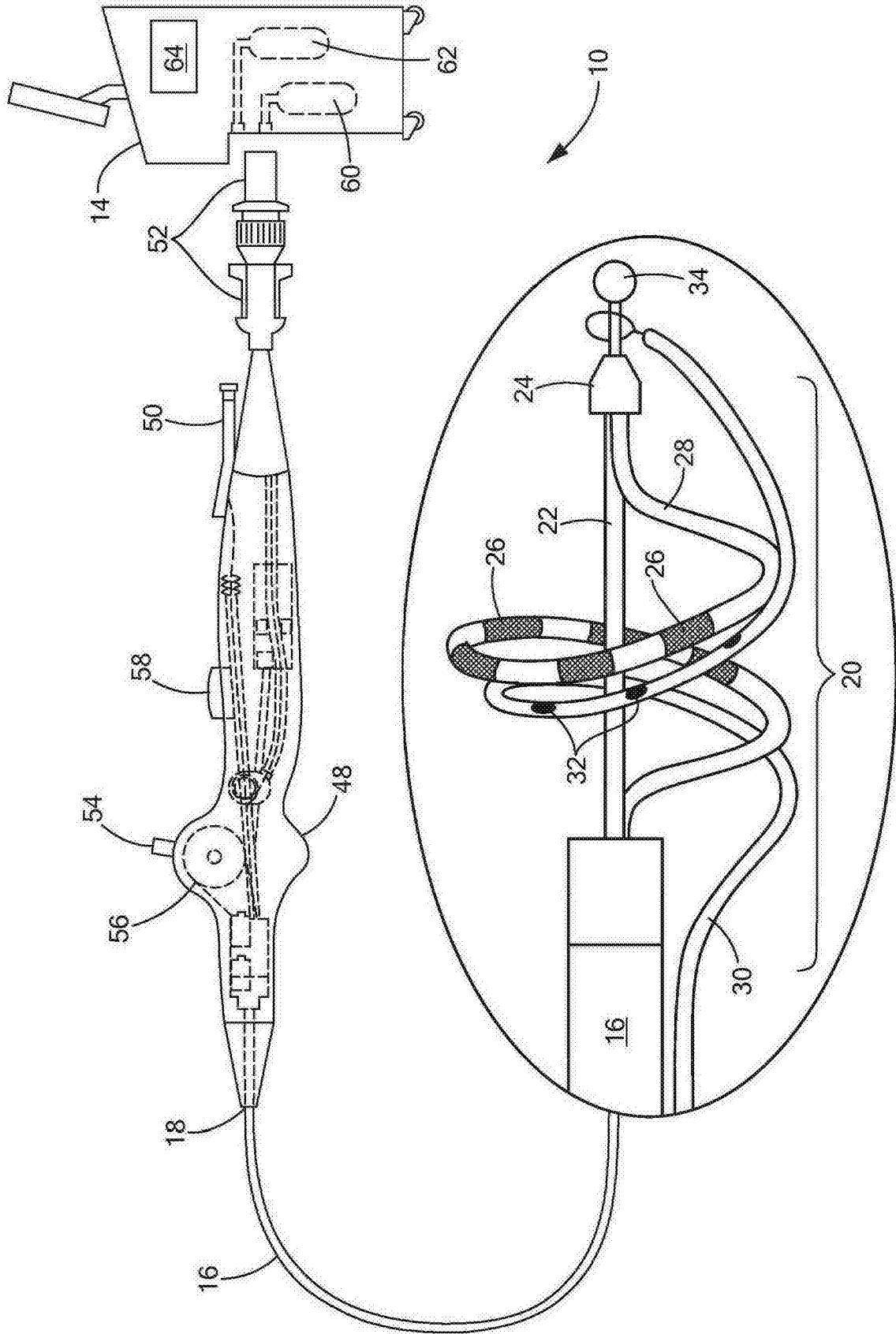


图 1A

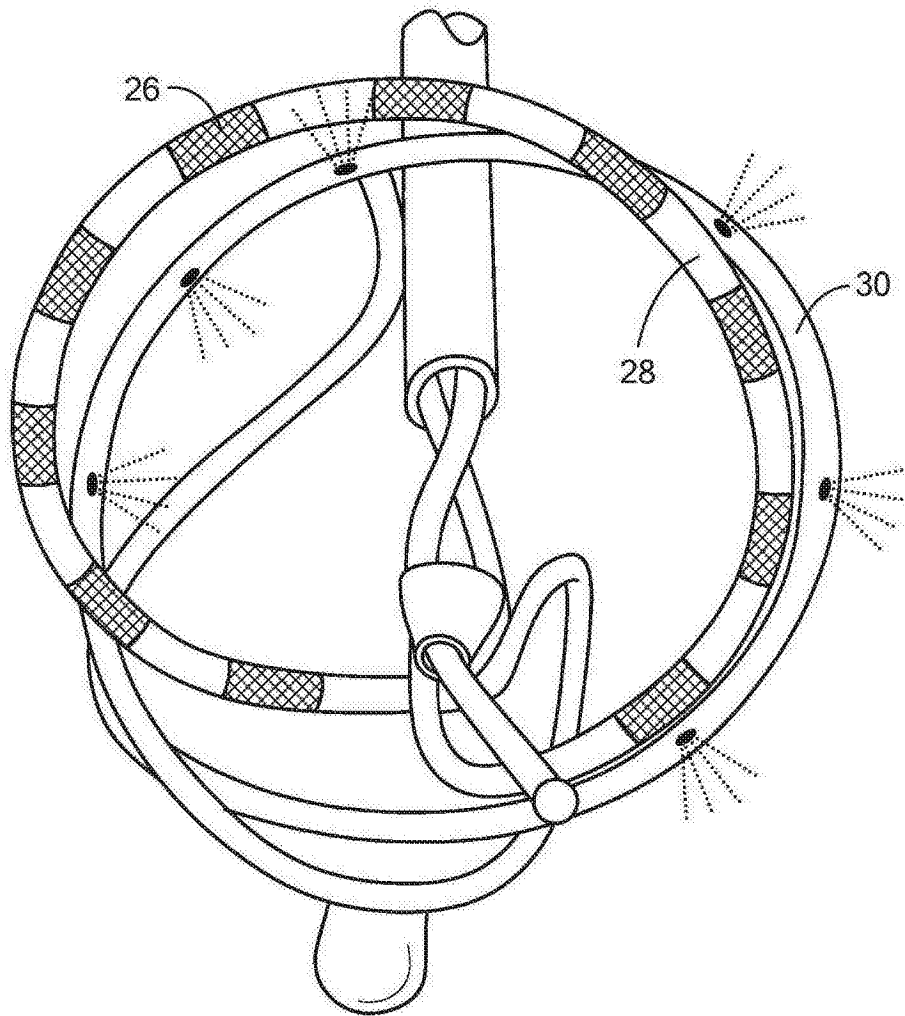


图 1B

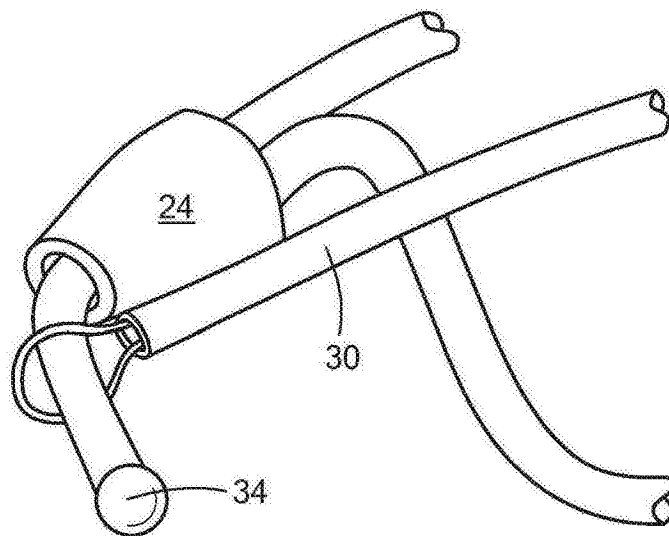


图 1C

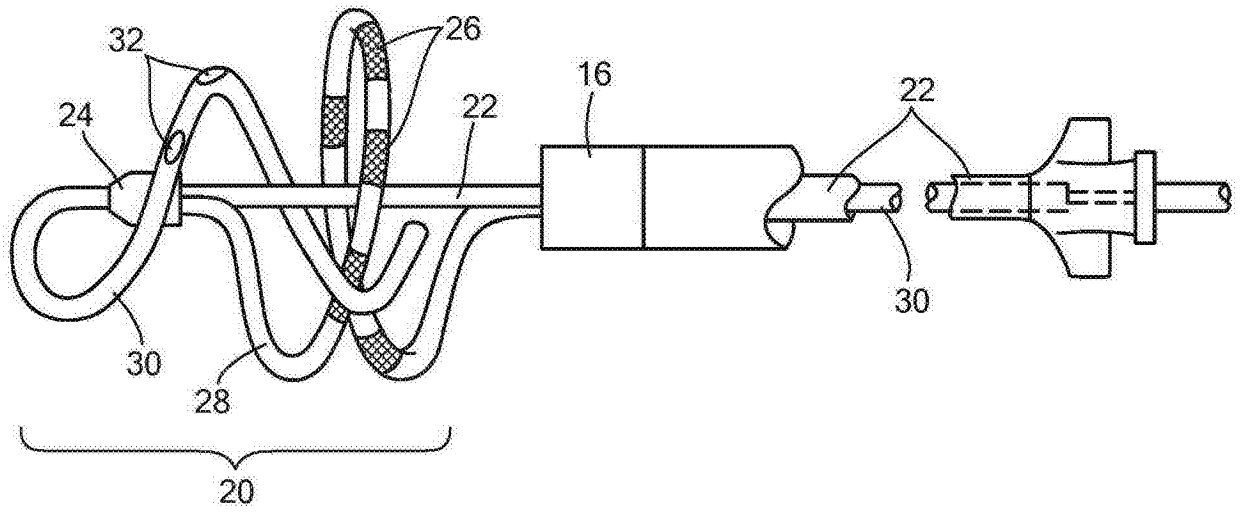


图 2A

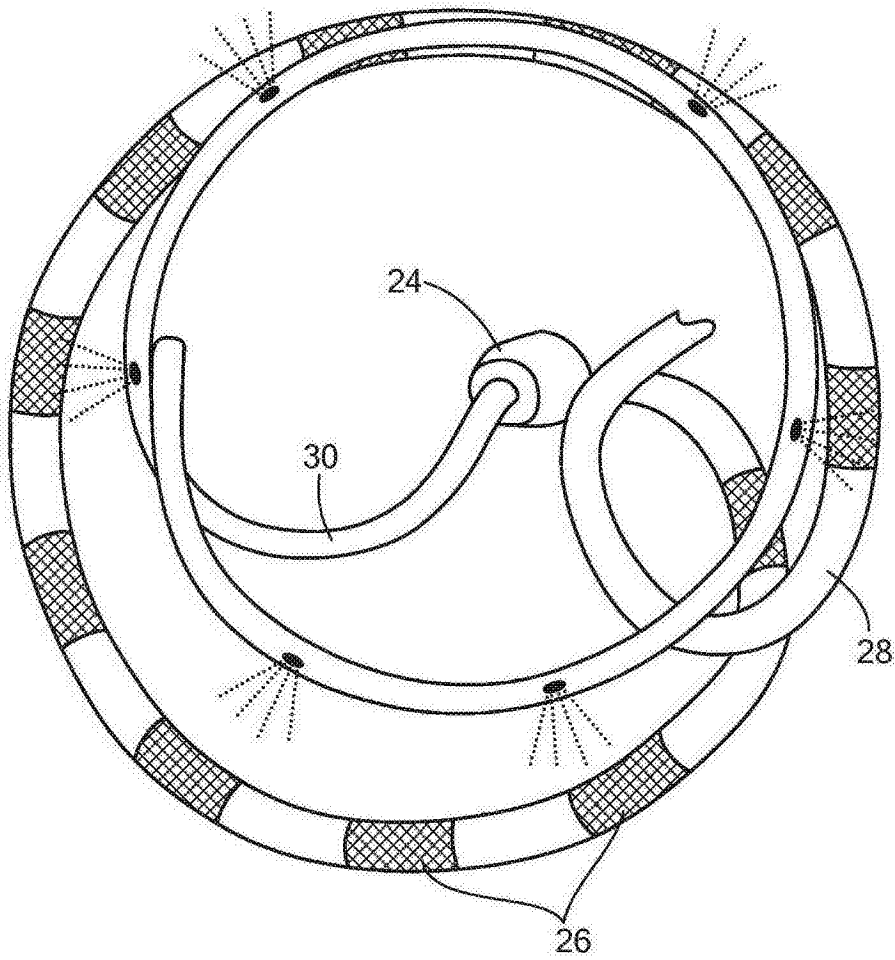


图 2B

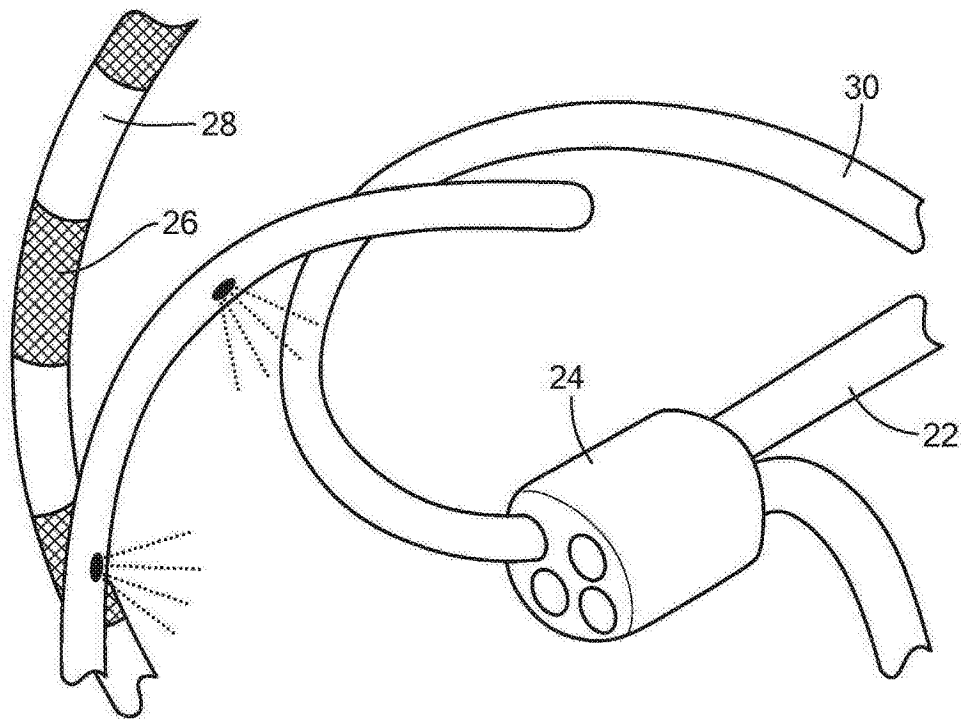


图 2C

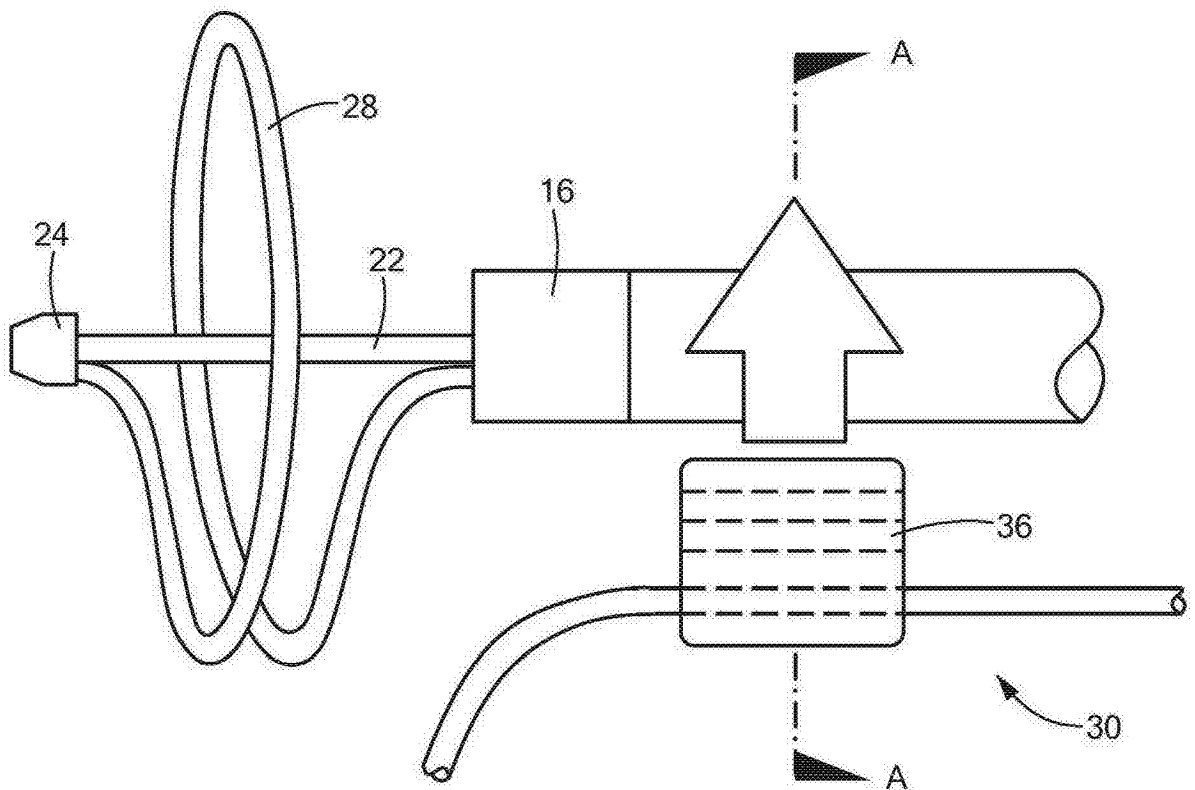
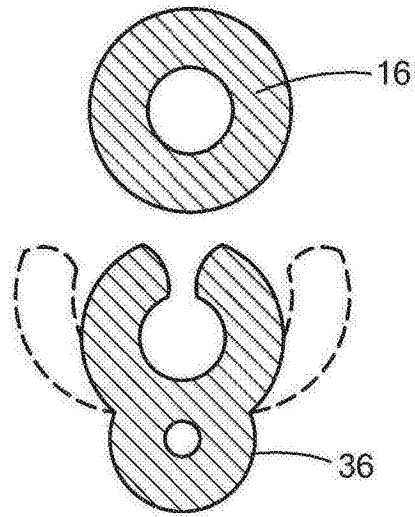


图 3A



截面 A-A

图 3B

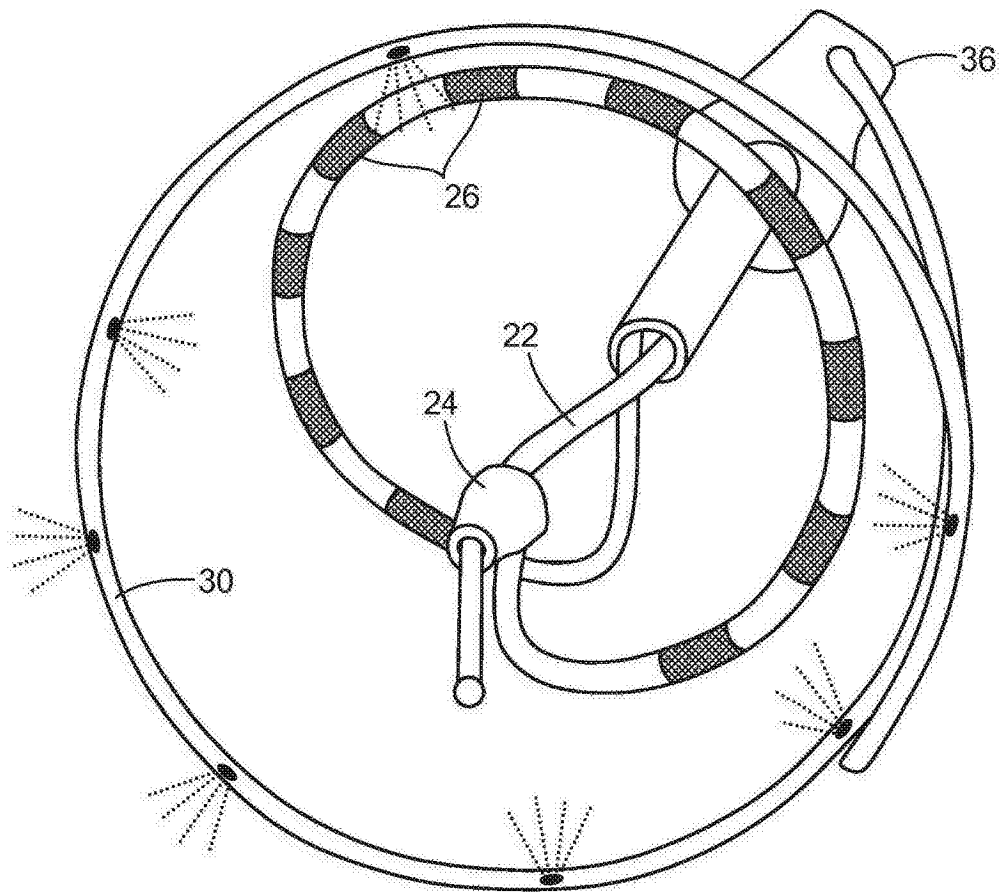


图 3C

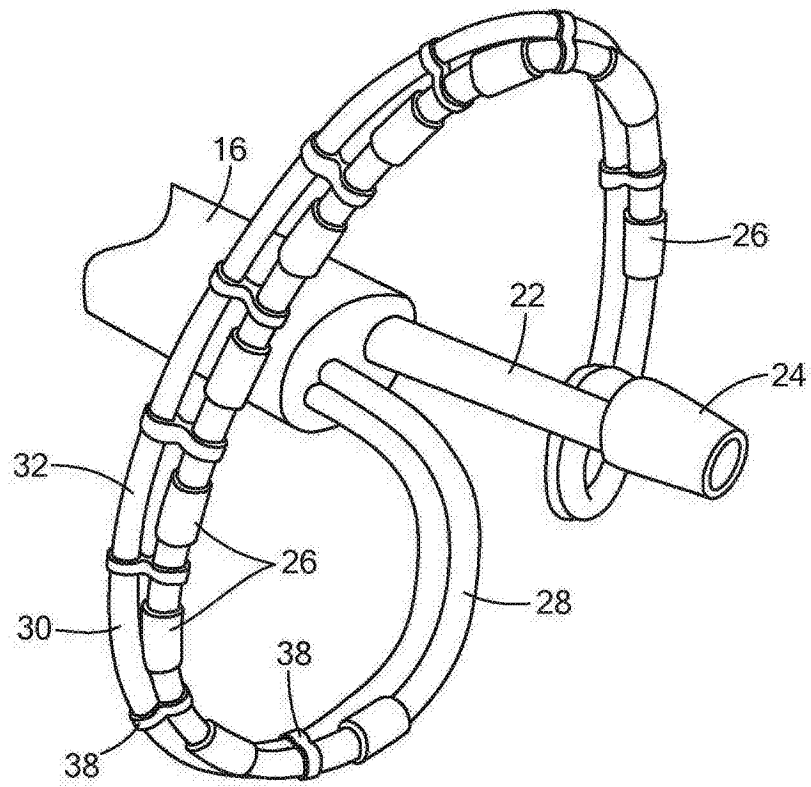


图 4A

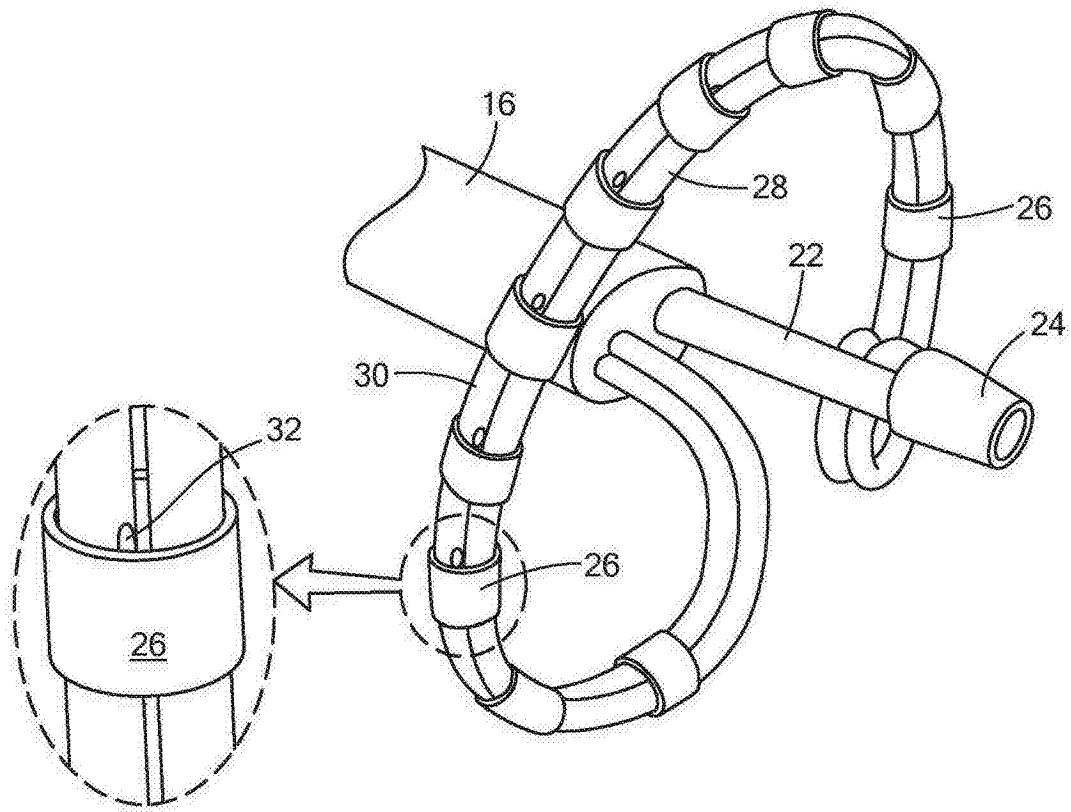


图 4B

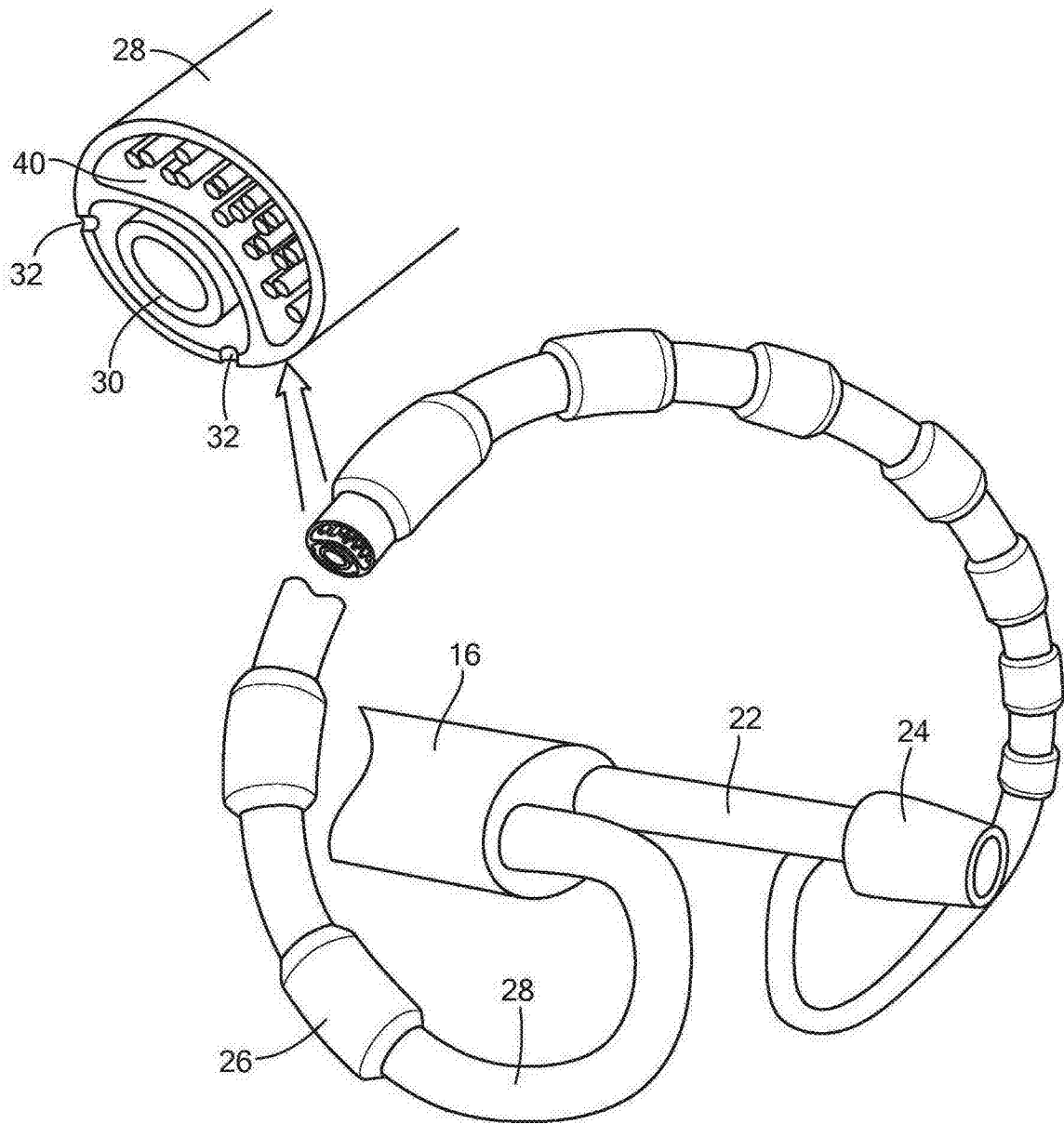


图 4C

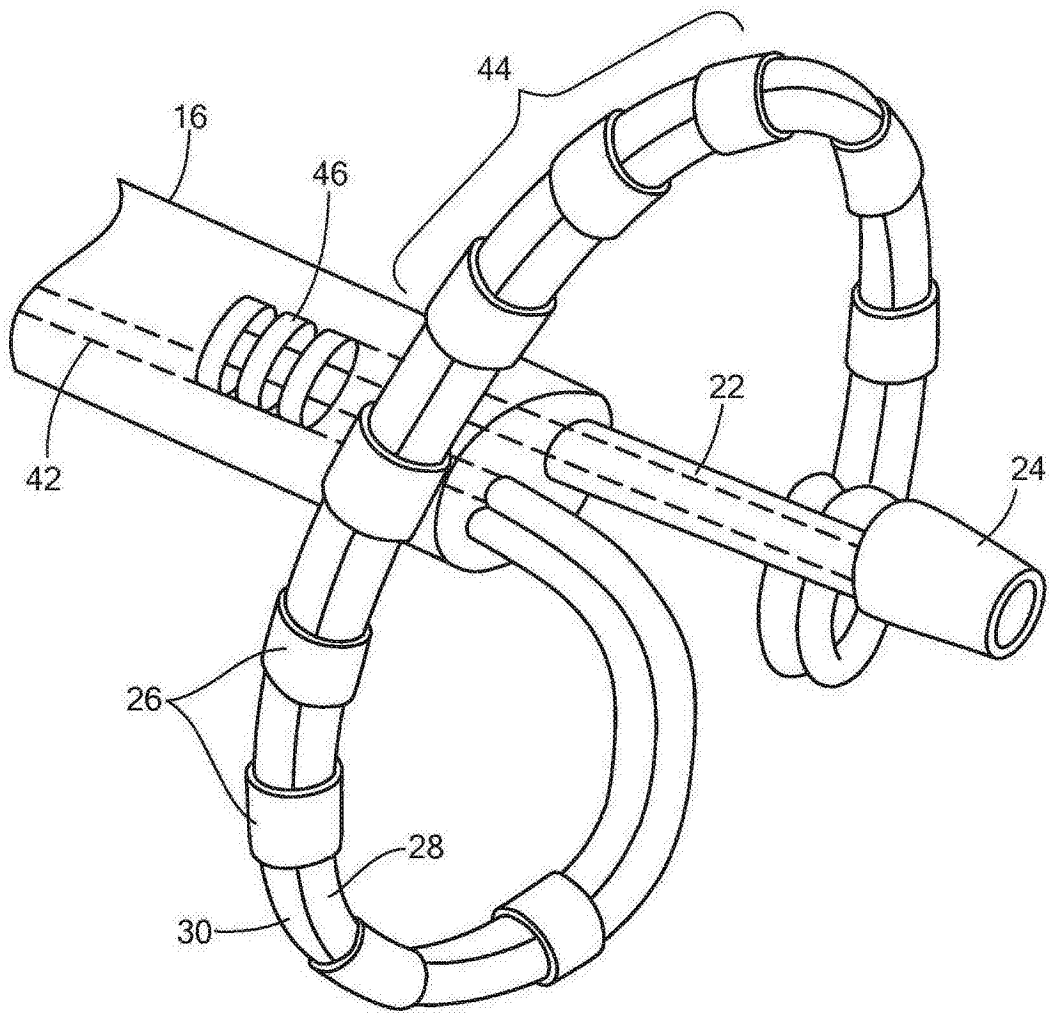


图 5A

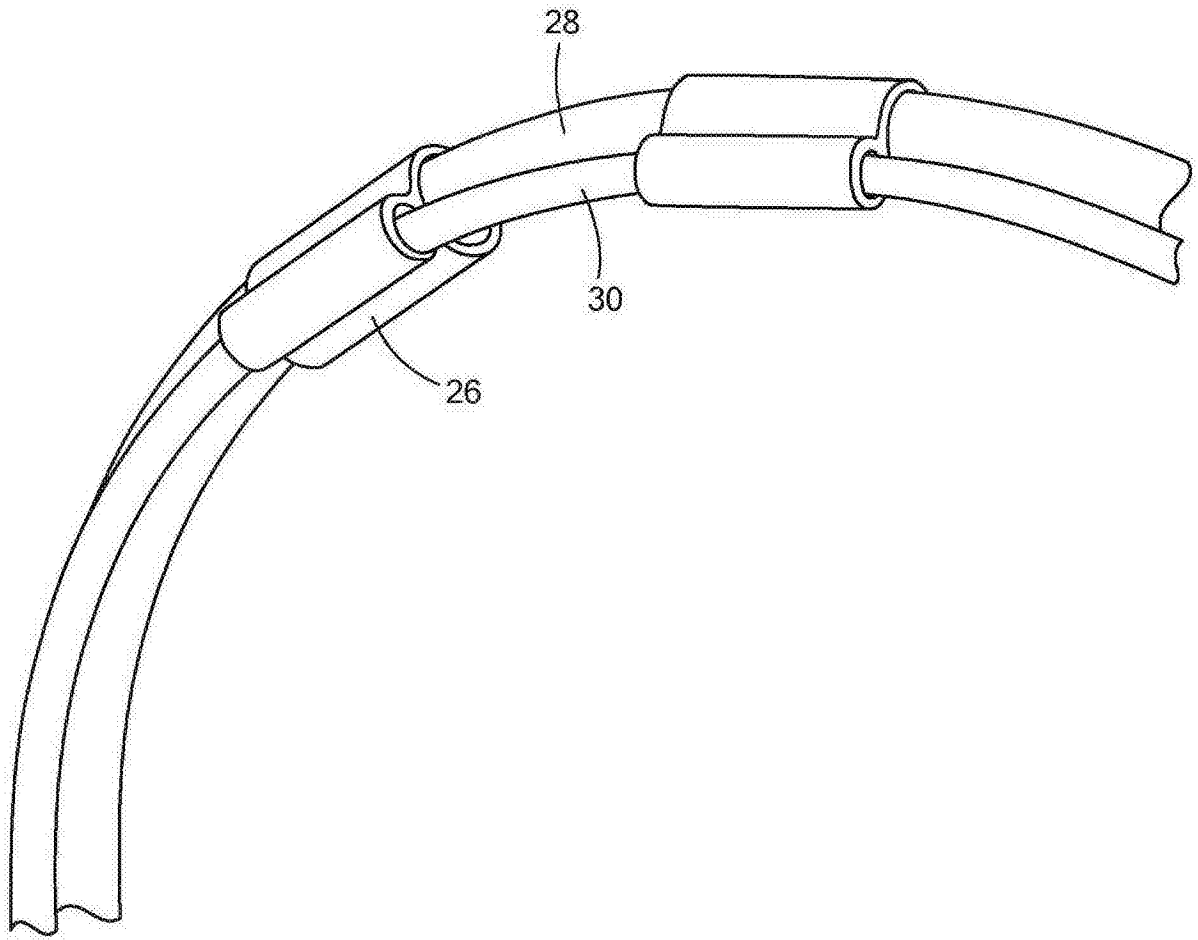


图 5B