



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111225627 A

(43)申请公布日 2020.06.02

(21)申请号 201880064795.9

(22)申请日 2018.10.03

(30)优先权数据

62/572186 2017.10.13 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/054084 2018.10.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/074733 EN 2019.04.18

(71)申请人 圣犹达医疗用品心脏病学部门有限

公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 T·达伦 R·曼达

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理
有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

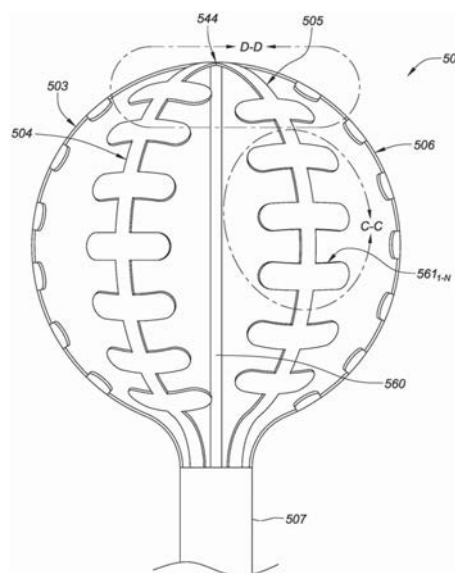
权利要求书2页 说明书13页 附图15页

(54)发明名称

具有高密度标测电极的导管

(57)摘要

公开了具有标测电极阵列的高密度标测导管。这些导管例如可以用于诊断和治疗心律不齐。导管适于接触组织并且包含包括电极阵列的柔性框架。电极阵列可以由多个纵向对齐的列和横向对齐的行形成。



1. 一种篮式导管,包括:
细长导管轴杆,其包括近端和远端;
柔性篮式导管,其包括多个花键,所述多个花键耦接至所述导管轴杆的远端并且被构造当延伸成展开构造时顺应组织;
多个电极,其安装到所述花键,所述多个电极沿着所述花键中的每个花键组织成三角形团。
2. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,当所述柔性篮式导管被致动成收缩构造时,所述花键中的每个花键被构造与相邻花键嵌套。
3. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,所述电极是点电极,并且所述花键包括柔性电子电路,所述柔性电子电路通信地且机械地耦接至所述多个电极。
4. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,在所述篮式导管的收缩、展开和中间构造中,每个团中的电极之间的距离是恒定的。
5. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,所述团中的电极之间的中心到中心的距离在0.5和4毫米之间。
6. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,一个团的所有电极都耦接至相同的花键,并且所述团的电极被构造为收集从与所述篮式导管接触的所述组织发出的电信号,所述组织的电特性的电信号,所述组织的所述电特性与所述篮式导管相对于所述组织的定向无关。
7. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,所述团的电极形成直角三角形。
8. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,所述团的电极形成顶角在 30° - 140° 之间的等腰三角形。
9. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,所述花键包括多个垫,所述垫横向于所述花键的长度延伸并且被构造容纳所述多个电极中的一个或多个电极,当将所述柔性篮式导管致动成收缩构造时,相邻花键上的所述垫在纵向上偏移以有助于所述垫的交错。
10. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,所述花键中的每个花键是大致锯齿形的。
11. 根据权利要求1所述的篮式导管,其中,团的每个电极之间的距离是相等的。
12. 一种平面阵列导管,包括:
细长导管轴杆,其包括近端和远端,并限定在所述近端和所述远端之间延伸的导管纵轴;以及
在所述导管轴杆的远端处的柔性平面阵列,所述平面阵列被构造顺应组织,并且包括与所述纵轴基本上平行延伸的两个或更多个臂,所述臂中的每个臂具有安装在其上的多个电极;以及
其中,每个臂上的电极被分组成限定二维形状的三个或更多个电极的团。
13. 根据权利要求12所述的平面阵列导管,其中,每个臂上的多个电极被构造至少两列,所述至少两列被定向成与所述纵轴基本上平行。
14. 根据权利要求12所述的平面阵列导管,其中,所述电极团被构造为三角形,每个团具有至少三个电极,所述电极团被构造为在至少两个基本上横向方向中对接触组织的电特性进行采样。
15. 根据权利要求12所述的平面阵列导管,其中,所述平面阵列的每个臂包括在内表面和外表面二者上的电极,所述团中的每个团包括在所述臂的内表面上的至少一个电极,所

述臂的内表面上的至少一个电极被构造为促进在垂直于所述接触组织的方向中的电特性的采样。

16. 根据权利要求12所述的平面阵列导管, 其中, 在每个团内的至少两对电极之间的距离是相等的。

17. 根据权利要求12所述的平面阵列导管, 其中, 在所述平面阵列的收缩和展开构造中, 每个团中的电极之间的距离是恒定的。

18. 一种线性导管, 包括:

细长导管轴杆, 其包括近端和远端;

在所述导管轴杆的远端处的柔性远侧尖端组件, 所述远侧尖端组件被构造成顺应组织, 所述远侧尖端组件包括多个电极; 以及

其中, 所述电极被分组成三个或更多个电极的团, 每个电极团被构造为在至少两个基本上横向方向中对接触组织的电特性进行采样, 并且每个团中的电极之间的中心到中心的距离在0.5和4毫米之间。

19. 根据权利要求18所述的线性导管, 其中, 由所述团中的电极采样的电特性共同地指示所述组织的真实电特性, 而与所述线性导管相对于所述组织的定向无关。

20. 根据权利要求18所述的线性导管, 其中, 所述远侧尖端组件包括远侧尖端和从所述远侧尖端向近侧延伸的周向部分, 所述电极团耦接至所述远侧尖端、所述周向部分或其组合。

21. 根据权利要求18所述的线性导管, 其中, 所述团的电极形成顶角在 30° - 140° 之间的等腰三角形。

22. 根据权利要求18所述的线性导管, 其中, 团的每个电极之间的距离是相等的。

具有高密度标测电极的导管

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年10月13日提交的美国临时申请No.62/572,186的权益。

技术领域

[0003] 本公开涉及高密度电生理标测导管组件以及标测消融导管组件,用于经由例如射频消融来诊断和治疗心律不齐。特别地,本公开涉及柔性高密度标测导管组件,并且涉及包括板上高密度标测电极的柔性消融导管组件。

背景技术

[0004] 多年来,血管内导管已经用于无创心脏医疗程序。当放置在患者脉管系统内时,导管可用于例如诊断和治疗心律不齐,否则,如果没有更具侵入性的程序,导管无法进入。

[0005] 传统的电生理标测导管可以包括例如多个相邻的环形电极,该环形电极环绕导管的纵轴并且由铂或一些其它金属构造。这些环形电极可以是相对刚性的。类似地,传统消融导管可以包括用于输送治疗(例如,输送RF消融能量)的相对刚性的尖端电极,并且还可以包括多个相邻的环形电极。在许多应用中,当使用这些传统导管及其相对刚性(或不顺应)的金属电极时,尤其是存在尖锐的梯度和起伏时,可能难以与心脏组织保持良好的电接触。

[0006] 无论是在心脏中标测还是形成损伤,心脏的跳动(尤其是如果不稳定或不规则的情况)都会使事情变得复杂,使得难以在足够的时间长度内保持电极与组织之间的充分接触。这些问题在轮廓或小梁表面上加剧。如果不能充分维持电极与组织之间的接触,则不太可能导致高质量的损伤或精确的标测。

[0007] 前述讨论仅旨在说明本领域,而不应视为对权利要求范围的否认。

发明内容

[0008] 本公开涉及高密度电生理标测导管组件,并且涉及标测消融导管组件,用于例如经由射频消融来诊断和治疗心律不齐。特别地,本公开涉及柔性高密度标测导管组件,并且涉及包括板上高密度标测电极的柔性消融导管组件。

[0009] 本公开的方面针对一种篮式导管,该篮式导管包括具有近端和远端的细长导管轴杆、具有多个花键的柔性篮式导管、以及安装至该花键的多个电极。柔性篮式导管耦接至导管轴杆的远端,并且在延伸成展开构造时顺应组织。该多个电极沿着花键中的每个花键进一步组织成三角形团。在更具体的实施例中,当柔性篮式导管被致动成收缩构造时,花键中的每个花键与相邻花键嵌套。

[0010] 一些实施例涉及一种平面阵列导管,其包括具有近端和远端的细长导管轴杆。细长导管轴杆限定在近端和远端之间延伸的导管纵轴。平面阵列导管进一步包括耦接至导管轴杆的远端的柔性平面阵列。平面阵列顺应组织,并且包括与纵轴基本上平行地延伸的两个或更多个臂。臂中的每个臂具有安装在其上的多个电极。每个臂上的电极被分组为限定二维形状的三个或更多个电极的团。在一些具体实施例中,每个臂上的多个电极位于至少

两列中,该至少两列与纵轴基本上平行地定向。

[0011] 本公开的多种实施例涉及一种线性导管,该线性导管包括具有近端和远端的细长导管轴杆、以及在导管轴杆的远端处的柔性远侧尖端组件。远侧尖端组件顺应组织,并包括多个电极。该多个电极被分组成三个或更多个电极的团,每个团在至少两个基本上横向方向上对接触组织的电特性进行采样。在这种实施例中,每个团中的电极之间的中心到中心的距离可以在0.5和4毫米之间。在多种具体实施例中,由团中的电极采样的电特性共同地指示接触组织的真实电特性,而与线性导管相对于组织的定向无关。

[0012] 通过阅读以下描述和权利要求书以及通过参阅附图,本公开的前述和其它方面、特征、细节、效用和优点将显而易见。

附图说明

[0013] 考虑以下结合附图的详细描述,可以更完全地理解多种示例实施例,在附图中:

[0014] 图1A是与本公开的多种实施例一致的用于高密度电生理标测的平面阵列导管的尖端部分的平面图。

[0015] 图1B是与本公开的多种实施例一致的以挠曲构造示出的图1A的平面阵列导管的尖端部分的等距侧视图。

[0016] 图1C是与本公开的多种实施例一致的图1A的平面阵列导管的臂部的特写等距视图。

[0017] 图1D是与本公开的多种实施例一致的图1A的平面阵列导管的横截面侧视图。

[0018] 图2A是与本公开的多种实施例一致的高密度标测导管的局部等距视图。

[0019] 图2B是与本公开的多种实施例一致的以挠曲构造(表示导管尖端与心脏组织之间的接触)示出的图2A中所示的高密度标测导管的局部等距视图。

[0020] 图2C是与本公开的多种实施例一致的图2A中所示的高密度标测导管上的电极载体带的平面图案设计的局部视图。

[0021] 图3A是与本公开的多种实施例一致的具有远侧高密度标测电极的消融导管的尖端区域的局部等距视图。

[0022] 图3B是与本公开的多种实施例一致的图3A的消融导管的远侧尖端的局部放大图。

[0023] 图4A是与本公开的多种实施例一致的处于扩张构造的篮式导管的平面图。

[0024] 图4B是与本公开的多种实施例一致的处于收缩构造的图4A的篮式导管的平面图。

[0025] 图4C是与本公开的多种实施例一致的图4A的篮式导管的花键截面的放大平面图。

[0026] 图5A是与本公开的多种实施例一致的处于扩张构造的篮式导管的平面图。

[0027] 图5B是与本公开的多种实施例一致的处于收缩构造的图5A的篮式导管的平面图。

[0028] 图5C是与本公开的多种实施例一致的图5A的篮式导管的花键截面的放大平面图。

[0029] 图5D是与本公开的多种实施例一致的图5A的篮式导管的放大俯视图。

[0030] 图6A是与本公开的多种实施例一致的篮式导管花键的平面图。

[0031] 图6B是与本公开的多种实施例一致的图6A的篮式导管花键的一部分的放大平面图。

[0032] 图7A是与本公开的多种实施例一致的篮式导管花键的平面图。

[0033] 图7B是与本公开的多种实施例一致的图7A的篮式导管花键的一部分的放大平面

图。

[0034] 图8A是与本公开的多种实施例一致的两个交错的篮式导管花键的平面图。

[0035] 图8B是与本公开的多种实施例一致的图8A的两个交错的篮式导管花键的一部分的放大平面图。

[0036] 尽管本文所讨论的多种实施例都可以进行修改和替代形式,但是其多个方面已经通过示例在附图中示出并且将被详细描述。然而,应当理解,其意图不是将本发明限制于所描述的具体实施例。相反,意图是涵盖落入包括权利要求中限定的方面的本公开范围内的所有修改、等同和替代。另外,在本申请中通篇使用的术语“示例”仅是示例性的,而非限制性的。

具体实施方式

[0037] 本公开的多种实施例涉及柔性高密度电生理标测导管和标测消融导管。通常,这些多种导管的远侧部分可以包括基础支撑框架,该框架适于顺应组织并保持与组织(例如,跳动的的心脏壁)接触。

[0038] 本公开的方面涉及用于电生理标测的平面阵列导管和篮式导管。更具体地,本公开的许多实施例利用印刷电路板(例如,柔性印刷电路板)来形成平面阵列臂和/或篮式花键。此外,本公开的方面包括沿着平面阵列臂和/或篮式花键定位的多个电极。在这种实施例中,平面阵列臂和/或篮式花键可具有导电地耦接至柔性电路板的电极,该柔性电路板至少部分地形成臂和/或花键。产生的可独立寻址电极的团(或组)有助于与电极接触的组织电生理测量,该电极与定向无关。也就是说,可以跨每个团内的电极的双极对(在它们之间具有已知的距离)进行测量,以捕获至少两个正交方向中的测量。在更高级的三维电描记图分析中,可以在三个正交平面中捕获电生理测量值。在一些实施例中,可能期望将团的电极彼此等距放置以促进增强的电描记图保真度。

[0039] 本公开的多个方面涉及多种高密度电极阵列导管,其具有基本上均匀的电极间距和/或电极之间的已知且恒定的间距。电极阵列包括多个双极对,该多个双极对促进与电极接触的组织电生理标测。本公开的更高级的实施例可以利用与定向无关的感测/全极技术(“OIS/OT”)和相关算法来减轻对大致正方形的电极阵列的需求。OIS/OT和相关算法在2014年2月25日提交的美国临时申请No. 61/944,426、2015年2月25日提交的美国申请No. 15/118,522和2014年1月16日提交的国际申请No. PCT/US2014/011940中更详细地讨论,其全部内容通过引用并入本文,如同在此完全公开一样。

[0040] 传统的标测导管设计采用双极电极构造来检测、测量和显示来自心脏的电信号。然而,这种传统的标测导管设计可易于出现与双极电极对相对于心脏的电波前的定向相关联的误差,并且导致感测到的电信号和电生理标测结果可能与定向有关;并且因此可能无法真正反映组织特性。为了减轻该风险,本公开的多个方面涉及信号处理技术,该信号处理技术可以对具有不同定向的多个双极电极对构造进行采样,以产生与定向无关的电生理标测结果。为了促进这种信号处理技术,相应电生理标测导管(例如,线性、平面阵列和篮式)可以利用具有随时间推移恒定的间距的电极团。

[0041] 本公开的多种实施例涉及电生理标测导管,诸如线性阵列和篮式导管,其中每个花键和/或臂包括多于一列的电极,该电极延伸导管的长度,从而无需采取横跨花键/臂的

测量。这显著提高了所得电信号标测图的准确性,因为同一臂/花键上的电极的相对距离不容易随相邻臂/花键上的电极随时间推移变化。此外,在诊断程序期间,电生理篮式导管可在扩张状态与收缩状态之间的任何位置操作,因为在导管臂/花键的移动期间或者响应于组织接触,在每个臂/花键上的团内的电极之间的相对距离不会改变。

[0042] 本公开的另外方面旨在消除电生理篮式导管的远侧帽,这有助于从篮的最远侧尖端采样电描记图数据。

[0043] 下面具体参考附图描述本公开的多种实施例的细节。

[0044] 图1A是与本公开的多种实施例一致的用于高密度电生理标测的平面阵列导管101的尖端部分110的平面图。尖端部分110包括沿着臂103、104、105、106的顶表面分布的(微)电极 102_{1-N} 的柔性阵列。四个纵向延伸的臂包括平面阵列的柔性框架。在本公开的多种实施例中,臂103、104、105、106是柔性印刷电路板。在本实施例中,每个臂包括延伸臂的长度的两列电极 102_{1-N} 。在一些实施例中,电极的相对间距可以在1.5-3毫米之间(中心到中心的间距)。虽然本公开的多种实施例涉及印刷在柔性电路板上的点电极,但是这种实施例可以容易地适于以本文公开的位置和间距促进臂103、104、105、106上的环形电极的使用。四个臂103、104、105、106包括第一外侧臂103、第二外侧臂106、第一内侧臂104和第二内侧臂105。这些臂可以在横向上彼此分开(当展开时)例如约3.3毫米("mm")。在一些具体实施例中,电极 102_{1-N} 的相对间距可以是1mm或更小。尽管本文描述的平面阵列包括四个臂103、104、105、106,但具有变化的臂数、相对电极间距、每个臂上的总电极数、每个臂上的电极的行数和列数以及在平面阵列的一侧或两侧上的电极放置的其它实施例是本公开容易适应的并且所设想的。

[0045] 与图1A中公开的实施例一致,平面阵列导管的一些具体实施例可包括变化尺寸的电极。例如,第一外侧臂103上的最远侧电极102和/或第二外侧臂106上的最近侧电极102在表面积上可以更大。这些扩大的电极可以用于例如基于阻抗的导航系统中的柔性阵列的精确定位。在一些实施例中,较大的电极可以促进组织消融。在这种实施例中,如果需要的话,可以用两个或更多个较大电极之间的消融电流来驱动较大电极,以进行双极消融,或者可替代地,以在扩大的电极中的一个或两个电极与例如位于患者(例如,患者的背部)上的贴片电极之间以单极模式驱动消融电流。也可以在较小的电极和/或较小和较大的电极102的组合之间进行单极或双极消融。可替代地或同时地,电流可以在一个或多个扩大的电极与任何一个或所有较小的电极之间流动。该单极或双极消融可用于产生损伤的特定的线或图案。

[0046] 如图1A中进一步所示,导管轴杆107经由近侧衬套108耦接至尖端部分110(包括平面阵列),该近侧衬套108接纳平面阵列的一个或多个臂103、104、105、106。导管轴杆107的远侧部分可以包括不透射线的标记带111,以促进对患者的心血管系统内的导管进行荧光透视可视化。在其它实施例中,不透射线的标记带111可以是定位线圈,以促进在基于阻抗、基于磁性或混合类型的导航系统(例如,诸如由雅培实验室(Abbott Laboratories)出售的MediGuide™系统)中的平面阵列的可视化。在进一步的实施例中,平面阵列可以包括不透射线的标记带和定位线圈的组合。

[0047] 图1B是与本公开的多种实施例一致的用于高密度电生理标测的图1A的平面阵列导管101的尖端部分110的等距侧视图,并且以挠曲构造(表示导管尖端与心脏组织之间的

接触)进行描绘。在图1B中,平面的柔性臂103、104、105、106挠曲以顺应心脏组织(未示出),从而使医师能够维持多个电极 102_{1-N} 与组织之间的接触。这提高了所记录的有心脏电活动的信息的准确性和相应的诊断价值。

[0048] 尽管本公开的许多实施例涉及电生理标测,但是本公开的实施例也可以(同样)被构造用于起搏。例如,一个或多个电极 102_{1-N} 可以向例如心脏组织发送起搏信号。

[0049] 尽管一些实施例涉及基本上包括柔性印刷电路的平面阵列结构,但是臂103、104、105、106可以可替代地(或除了以下之外)包括柔性材料或类似弹簧的材料(诸如镍钛诺)(或由其增强)。臂的构造(包括例如臂的长度和/或直径)和材料组成可以针对特定应用进行定制。例如,期望的弹性、柔性、可折叠性、顺应性和刚度特性(包括一个或多个特性,该特性可从单个臂的近端到该臂的远端或者在包括平面阵列的多个臂之间或之中变化)。诸如镍钛诺或柔性电路板材料(例如,薄的聚合物薄膜)的材料的可折叠性提供了无论是在将导管输送到体内还是在程序结束时从体内移除导管期间,都可以方便地将平面阵列插入输送导管或引入器中的附加优势。

[0050] 本文公开的多种电生理标测导管的高密度电极构造可发现以下特定应用:(1)在心脏心房壁内例如1平方毫米面积上定义区域传播标测图;(2)识别用于消融的复杂分级心房电描记图;(3)识别电极之间的局部聚焦电位,用于更高的电描记图分辨率;和/或(4)更精确地针对消融区域。本文公开的标测导管和消融导管被构造为顺应心脏组织并保持与心脏组织接触,尽管存在心脏运动(潜在地不稳定)。由于持续的组织-电极接触,本文公开的导管在心脏运动期间的接触稳定性促进了改进的标测准确度和消融连续性。尽管就心内膜应用提出了本公开的多种实施例,但是本文所述的导管也可以针对用于心外膜应用。

[0051] 尽管未在图1A-B中示出,但是平面阵列导管101的多种实施例可包括一个或多个冲洗端口。例如,(一个或多个)近侧冲洗端口可以位于近侧衬套108的远端上/远端处,(一个或多个)近侧冲洗端口被定位成将冲洗剂输送至电极承载臂103、104、105、106从该实施例中安装在导管轴杆107的远端上的近侧衬套108的远端离开的点或点附近。在一些更具体的实施例中,(一个或多个)第二远侧冲洗端口可以位于臂103、104、105、106的远侧相交点附近以及远侧尖端109上或附近。在进一步的实施例中,如果需要,在沿着臂103-106的多个位置处可以存在多个冲洗端口。在多于一个冲洗端口位于平面阵列110的近端和/或远端处的情况下,可促进臂103-106的近侧/远侧顶点处或附近的更均匀的冲洗剂分布。

[0052] 图1C是与本公开的多种实施例一致的图1A的高密度标测导管101的臂106的一部分的特写等距视图。臂106包括沿臂的长度延伸的两列电极 102_{1-N} 。每组三个相邻电极形成电极团 112_{1-3} 。每个团能够以与用于感测组织的电特性的团内的单个双极电极对的定向无关的方式来标测与其接触的组织电生理。具体地,团能够在至少两个定向中采样穿过接触组织的电信号。例如,示例团 112_1 中的第一双极对电极采样在x定向中穿过接触组织的电信号,而团 112_1 中的第二双极对电极采样在y定向中穿过接触组织的第二电信号。然后可以使用信号处理电路系统来确定该位置的真实电信号。两个双极对尽管基本上在相同的位置并与相同的组织体积接触,但是由于传播通过心脏的电激活波前的方向性,可以对组织的不同电特性进行采样。电激活波前通常发自窦房结和房室结,然而也可能从一条或多条肺静脉发出干扰电信号。

[0053] 重要地,为了有助于确定组织的重要电特性(例如,阻抗),第一双极对(D_A)之间的

距离和第二双极对 (D_B) 之间的距离必须已知和/或恒定。在图1A-D中,臂103-106上的电极 102_{1-N} 的间距是恒定的。此外,在多种实施例中,可以期望单个团112的两组双极对之间的距离是相同的 ($D_A = D_B$)。

[0054] 图1D是与本公开的多种实施例一致的图1A的平面阵列导管101的臂106的横截面侧视图。如图1D中所示,平面阵列导管101的一些实施例可以包括与安装在臂106的顶表面198上的两列电极 102_{1-N} 互补的一组电极。第二组电极 $102'_{1-N}$ 有助于在平面阵列的任一侧进行电生理标测以及在z定向中检测通过心肌的电信号流的能力。如参考图1C所讨论的,在平面阵列的顶表面198上的一组电极团 112_{1-3} 可以检测在x和y定向中通过心脏组织的电信号流,而在平面阵列的底表面199上的另一个电极 $102'$ (当与顶表面198上的相同团的电极 102 之一结合使用时) 有助于确定z定向中的电特性。图1D从平面阵列导管101的横截面侧视图示出了多个团 112_{4-6} 。类似于电极 102 在顶表面198上的定位,期望底电极 $102'$ (D_B) 和电路板的深度 (D_C) 之间的距离是已知的。此外,在多种实施例中,期望单个团 $112'$ 的两组双极对之间的距离是相同的 ($D_B = D_C$)。

[0055] 图2A是与本公开的多种实施例一致的线性高密度标测导管组件部分210的局部等距视图。如图2A中所示,尖端部分210包括非导电材料(例如,聚醚-醚酮,也称为PEEK)的互锁环或带212,形成了多个电极218的基础支撑框架。在该实施例中,周向或螺旋贯穿切口图案214限定多个燕尾表面216。每个燕尾表面216都具有与其附接的电极218,从而限定柔性电极阵列,该电极围绕线性标测导管的尖端部分210布置在周向环或带中。电极218也在电极的纵向延伸(例如,平行于导管纵轴220)的行中对齐,该电极的行能够在导管的使用(例如,与组织接触)期间相对于彼此挠曲或稍微移动。带212的非导电材料分别使每个电极218彼此绝缘。电极218安装在其上的非导电衬底可以包括PEEK。在一些实施例中,尖端210可包括不透射线的尖端帽222,该尖端帽222有助于荧光透视可视化。尖端帽可以是圆顶形、半球形、平顶形、锥形或任何其它期望的总体形状。

[0056] 在图2A-C中所示的尖端部分210的实施例中,存在大约64个分立电极218,或者是从导管的近端延伸到电极218中的每个电极的单独的导线,或者是被电气/通信地耦接至电极218和信号处理电路系统中的每一个(位于导管的近端附近)的尖端部分210内的一个或多个柔性电路板。在一些实施例中,导管在直径上可以是7French或7.5French。柔性尖端210有助于例如在心脏运动期间促进电极与心脏组织的持续接触,这进而提高了所得心脏电活动标测图的准确性。可以由激光形成的周向或螺旋切口214创建多个蛇形间隙,当心脏壁在跳动的心脏中移动时,该蛇形间隙允许尖端挠曲。当使用多个周向贯穿切口时,形成了多个燕尾形(或“锯齿状”)带212。

[0057] 如在先前的实施例中一样,电极218中的每个电极相对于彼此等距定位,或者相对于彼此至少以已知的或恒定的距离定位。

[0058] 图2B是以挠曲构造示出的图2A中所示的高密度标测导管组件部分210的局部等距视图。挠曲构造表示导管尖端210与心脏组织之间的接触。当与组织接触时,柔性尖端210沿着燕尾形带212中的每个燕尾形带212之间的螺旋切口214的所得挠曲在电极218的相对位置中创建微小的变化。由于尖端210的总挠曲横跨多个电极双极对被划分,将显著减轻对所得的心脏电活动标测图的总影响。

[0059] 图2A-B的线性高密度标测导管可以包括冲洗构造。在冲洗构造中,导管可包括通

过燕尾形带212延伸的冲洗端口和/或冲洗剂可通过交错的燕尾形带212的对之间的螺旋切口214(蛇形间隙)排出。

[0060] 图2C是与本公开的多种实施例一致的图2A中所示的高密度标测导管上的电极载体带(也称为燕尾形带)212的平面图案设计的局部视图。

[0061] 如图2C中所示,该图案包括在周向延伸的近侧边缘226和周向延伸的远侧边缘228之间限定的周向腰线或环224。这些边缘中的每一个边缘都被多个向近侧延伸的垫230或向远侧延伸的垫232中断。在该实施例中,每个垫具有带有侧边S和底边B的截头等腰三角形的形状。两个相邻的向近侧延伸的垫在它们之间限定了向近侧开口的槽234。类似地,在周向腰线224的相对侧,彼此相邻的两个向远侧延伸的垫232限定了向远侧开口的槽236。

[0062] 当两个燕尾形带212被连接时,每个向远侧延伸的垫232在(相邻的燕尾形带212的)向近侧开口的燕尾形槽234中柔性地互锁,并且每个向近侧延伸的垫230在(另一个相邻的燕尾形带212的)向远侧开口的燕尾形槽236中柔性地互锁。每个带212的互锁垫230和232以及槽234和236在交替的电极载体带212之间限定多个蛇形间隙,该蛇形间隙响应于施加在尖端上的力而促进导管尖端210的变形。在本实施例中,垫230、232中的每一个垫包括孔238,电极将安装在该孔238中。每个孔238可以从垫的外表面延伸通过相应的垫到垫的内表面。

[0063] 在其它实施例中,代替限定多个单独的电极载体带212的周向贯穿切口214(参见,例如,图2A-B),可以通过连续的螺旋切口形成柔性尖端。

[0064] 虽然图2A-C的实施例示出了在腰线224的任一侧上具有纵向偏移的垫230和232的带212,但是其它实施例可以包括具有横跨腰线224延伸的多个领结形或沙漏形结构的载体带(代替偏移垫230和232)。领结形或沙漏形结构中的每一个在腰线224的一侧或多侧上具有电极安装孔238。这种实施例围绕腰线224基本上对称,例外的是仅在领结形或沙漏形结构的一侧上放置电极安装孔的情况。

[0065] 如图2C中所示,每个带212包括两列电极,每个电极耦接至相应的电极安装孔238。两列电极沿着带212的腰线224延伸,电极在每一列中的相对位置相对于彼此纵向偏移。所得的构造创建由三个相邻电极形成的多个三角形电极团213₁₋₃。每个团213能够以与单个双极电极对的定向无关的方式标测与其接触的组织电生理学。具体地,本实施例的三角形团213能够在三个方向(彼此偏移约60°)中采样穿过接触组织的电信号。然后,无论双极对采样定向如何,都可以使用信号处理电路来确定该位置的真实电信号特性。重要的是,为了有助于确定组织的重要电特性(例如阻抗),第一双极对(D_E)、第二双极对(D_F)和第三双极对(D_G)之间的距离必须已知且恒定。在图2C中,带212上的电极的间距不仅已知且恒定,而且团213中的电极中的每个电极之间的间距是相等的。因此,对于团213₁,三组双极对中的每组双极对之间的距离是相等的(D_E=D_F=D_G)。

[0066] 在一些实施例中,图2C中的电极安装孔238(以及因此电极)的相对间距可以在1.5-3毫米之间(中心到中心的间距)。在一些具体实施例中,电极安装孔238的相对间距可以是1mm或更小。

[0067] 图3A是与本公开的多种实施例一致的具有远侧高密度标测电极的消融导管的尖端部分310的局部等距视图,而图3B是图3A的消融导管的远侧尖端的局部放大图。

[0068] 如图3A-B中所示,示出了具有互锁的燕尾图案356的消融导管尖端部分310,该互

锁的燕尾图案356由导电材料形成,以促进经由热/电能传递对接触组织的组织消融。围绕尖端部分310周向延伸的燕尾图案356中的每个燕尾图案被蛇形切口354分开。该柔性消融尖端310的远端344包括一对对称放置的高密度微电极346,用于电生理标测。远端进一步包括两个面向前的冲洗端口348和热电偶或温度传感器350。标测电极346可以安装在非导电的插入件352(如图3B中所示)中,以将标测电极与消融尖端的其余部分电绝缘。在这种构造中,柔性消融尖端310可以是约4-8毫米长。在图3A-B的实施例中,由蛇形切口354限定的互锁的燕尾图案356的垫和槽可以小于例如在图2A-C中所示的相应的垫和槽,尖端部分310的各个垫不容纳电极。但是在其它实施例中,可以将图2A-C的垫和槽与图3A的远端344组合,以有助于在单个导管上形成两个高密度电极阵列。

[0069] 在图3A-B的消融导管尖端部分310的一些实施例中,可以用附加的标测电极346代替冲洗端口348。标测电极346的所得正方形图案促进了双极对布置中的电极的使用。利用在尖端部分310的远端344上形成团的三个或更多个标测电极,所得的双极对布置可以是可独立寻址的,以有助于确定在x和y方向中的电特性。为了进一步促进测量z方向中的电特性,可以将一个或多个标测电极放置在消融导管的轴杆上(与团中的其它标测电极大致相同的中心到中心的间距)。然后,可以使用从电极接收电信号的信号处理电路来确定该位置的真实电信号,而与双极对的定向无关。在这种实施例中,远端344仍可包括冲洗端口。

[0070] 在期望z方向测量的一些实施例中,可以使用四个或更多个电极来形成“金字塔形”电极团。

[0071] 根据本公开,一些具体实施例可以将图2A-C和3A-B的实施例与沿导管轴杆的尖端部分210/310周向和纵向延伸的远端344上的标测电极的组合进行组合。所得的实施例有助于与导管尖端部分310的远端344(如图3A-B中)和/或导管轴杆的远端尖端部分接触的组织电生理标测。这允许临床医生在电生理诊断程序期间以多种相对定向(例如,垂直、平行等)与目标组织接触。

[0072] 图4A是与本公开的多种实施例一致的处于扩张构造的篮式导管400的远侧部分的平面图。该篮包括多个花键403、404、405、406,该花键在近端耦接至导管轴杆407,并在远端444处耦接至远侧盖或彼此耦接。尽管本实施例提出了由四个花键403、404、405、406组成的篮,但是取决于预期的临床应用和期望的电生理标测粒度,设计中很容易想到具有三个或更多个花键的篮式导管。为了促进篮的扩张/收缩,展开构件460沿着篮的纵轴延伸。在一些实施例中,展开构件可以是拉线,该拉线在导管轴杆407的近端处向近侧延伸到导管手柄。拉线的致动引起篮的扩张/收缩。在其它实施例中,展开构件460可以是管腔,该管腔可以由导管手柄上的操纵器致动以扩张/收缩篮。

[0073] 在本实施例中,花键403、404、405、406中的每个花键包括沿每个花键的长度分布的电极岛 461_{1-N} 。尽管在图4A-C中提出的实施例描绘了沿着每个花键的长度规则分布的电极岛 461_{1-N} ,但是其它实施例可以包括沿着花键不均匀分布的电极岛 461_{1-N} 。例如,在肺静脉电生理标测应用中,仅篮的远侧部分可以与肺静脉近侧的组织接触。因此,可将电极岛 461_{1-N} 的分布朝向篮的远端444加权,以促进靠近肺静脉的增强的电生理标测粒度。

[0074] 本公开的多种实施例涉及相应的花键403、404、405、406中的每一个花键上的电极岛 461_{1-N} ,相邻花键上的电极岛 461_{1-N} 被纵向偏移以有助于在篮以收缩构造经由引入器护套被输送时交错。

[0075] 图4B是与本公开的多种实施例一致的处于收缩构造的图4A的篮式导管400的远侧部分的平面图。小的蛇形间隙454位于相邻花键403、404、405、406中的每个花键之间。在篮式导管的收缩构造中,展开构件460(如图4A中所示)可以向远侧延伸以允许花键中的每个花键沿径向拉伸到导管轴杆407的纵轴。在本公开的多种实施例中,花键403、404、405、406可以在扩张/收缩状态中具有自然设置,并利用展开构件460克服自然设置。

[0076] 如图4B中所示,相邻花键403、404、405、406上的电极岛 461_{1-N} 沿纵向偏移,以有助于电极岛的交错(也称为互锁或嵌套),从而使塌缩的篮式导管包装尺寸最小化。为了促进花键403、404、405、406的塌缩状态,导管轴杆407和远端444之间的相对距离经由展开构件460增加。

[0077] 图4C是图4A的花键405的一部分的放大平面图。放大平面图进一步示出了沿着花键405的长度分布的多个电极岛 461_{1-N} 中的一个电极岛。电极岛 461_{1-N} 可以包括构造在团 412_1 中的三个或更多个电极402。电极团可以以多种双极构造使用,以有助于测量与电极接触的组织的电特性。每个团能够测量指示在至少两个或更多个方向中组织的独特定向特定电特性的信号。例如,本实施例中的团 412_1 包括四个电极 402_{1-4} 。第一双极对包括电极 $402_{1,3}$,该电极有助于在与导管的纵轴基本上平行的定向中收集组织电特性数据。第二双极对包括电极 $402_{2,4}$,该电极有助于在基本上横向于导管的纵轴的定向中收集组织电特性数据。为了有助于收集该电数据,这些双极电极对可以由信号处理电路独立地寻址。信号处理电路分析从团中的电极接收的信号,以确定与团电极接触的组织的与定向无关的电生理信息。

[0078] 尽管本实施例示出了定位于花键405的外表面上的团 412_1 中的电极 402_{1-4} 中的每个电极,但是为了进一步检测在第三方向或z方向(例如垂直于组织)中的接触组织电特性,可将团中的第五电极安装到花键405的内表面。第五电极可以是非接触电极,并且可以与花键405的外表面上的电极 402_{1-4} 中的至少一个电极配对,以确定组织在z方向中的电特性。

[0079] 在与本公开一致的多种实施例中,花键和电极岛可以由柔性电子电路板形成,其中电极中的每个电极耦接至其上并且经由沿着柔性印刷电路板的内表面或外表面延伸的电迹线通信地耦接至信号处理电路。在一些具体实施例中,花键中的每个花键可以由镍钛诺支柱组成。柔性电路可以直接结合到镍钛诺,或可替代地,柔性电路可以直接结合到内部容纳镍钛诺支柱的pebax管。

[0080] 在一些具体实施例中,电极可以在直径上为0.8毫米,总表面积为 0.5mm^2 。每个团中的电极可以具有多种尺寸和形状。例如,较小尺寸的电极(例如,直径为0.8mm)用于电生理标测,并且较大尺寸的电极能够进行电生理标测并具有足够大的阻抗以有助于在基于阻抗或混合动力的导管导航系统(例如MediGuide™系统和/或EnSite NavX系统)中定位。在一个具体实施例中,较小的电生理标测导管可耦接至花键的面向外的表面以与组织直接接触,较大的非接触式导航电极耦接至花键的面向内的表面。

[0081] 尽管在一些实施例中可能期望在团中所有电极之间具有相等的间距,但是了解形成双极对的电极中的每个电极之间的相对间距的知识足以准确地捕获与电极接触的组织的定向特定的电特性数据。在一些具体实施例中,一个或多个双极对电极的边缘到边缘的间距可以在2-2.5毫米之间。为了简化信号处理,可能期望在团中的所有电极之间或横跨整个篮式导管的间距保持一致。在其它具体实施例中,团中的电极的中心到中心的间距可以

在0.5-4毫米之间。

[0082] 本公开的多种实施例涉及形成2x2阵列的电极团以及具有位于每个角处的电极的三角形团。这些团构造中的任何一个都足以确定两个或更多个定向中的接触组织电特性。三角形团的一些实施例可以形成直角三角形或等腰三角形。等腰三角形的一些实施例包括在30-140°之间的顶角。更复杂的团可包括五个或更多个电极,以有助于在小于90°的相对定向处采样组织的电特性。这种实施例进一步减小了与传播通过心脏的电波前的方向性相关联的电生理标测误差。

[0083] 图5A是与本公开的多种实施例一致的处于扩张构造的篮式导管500的平面图。篮由多个花键503、504、505、506组成,该花键503、504、505、506在近端耦接至导管轴杆507,并且在远端544耦接至远侧帽或彼此耦接。虽然本实施例提出了由四个花键503、504、505、506组成的篮,但是取决于预期的临床应用和期望的电生理标测粒度,设计中可以容易地想到具有三个或更多个花键的篮式导管。为了有助于篮的扩张/收缩,展开构件560沿着篮的纵轴延伸。在一些实施例中,展开构件可以是拉线,该拉线在导管轴杆507的近端向近侧延伸至导管手柄。拉线的致动引起篮的扩张/收缩。

[0084] 在本实施例中,花键503、504、505、506中的每个花键包括围绕每个花键的长度分布的肋561_{1-N}。每个肋均横向于配合花键的方向延伸。花键和肋有助于电极横跨其内表面和/或外表面的分布。在多种实施例中,花键和肋由柔性电子电路板形成,和/或具有粘附到花键和肋的一个或多个表面的柔性电子电路板。电极中的每个电极可经由垫可通信地和机械地耦接至柔性电路板,电迹线可通信地将电极耦接至信号处理电路。

[0085] 虽然在图5A-D中提出的实施例示出了沿每个花键503、504、505、506的长度规则分布的肋561_{1-N},但是其它实施例可以包括沿花键不均匀分布的肋561_{1-N}。例如,在肺静脉电生理标测应用中,篮的仅远侧部分可与肺静脉近侧的组织接触。因此,肋561_{1-N}的分布可以朝向篮的远端544加权,以有助于肺静脉附近的增强的电生理标测粒度。

[0086] 本公开的多种实施例涉及相应的花键503、504、505、506中的每个花键上的肋561_{1-N},相邻花键上的肋561_{1-N}沿纵向偏移,以有助于在篮以收缩构造经由引入器护套被输送时交错。

[0087] 图5B是与本公开的多种实施例一致的处于收缩构造的图5A的篮式导管500的平面图。小的蛇形间隙554位于相邻花键503-506中的每个相邻花键之间。在篮式导管的收缩构造中,展开构件560(如图5A中所示)可以向远侧延伸,以允许花键中的每个花键沿径向朝向导管轴杆507的纵轴拉伸。

[0088] 如图5B中所示,相邻花键503-506上的肋561_{1-N}沿纵向偏移,以有助于交错肋以使塌缩的篮式导管包装尺寸最小化。为了有助于花键503-506的塌缩状态,导管轴杆507和远端544之间的相对距离经由展开构件560增加。

[0089] 图5C是与本公开的多种实施例一致的图5A的花键505的一部分的放大平面图。放大平面图进一步示出了沿花键505的长度分布的三个肋561₁₋₃。花键505和肋561₁₋₃可容纳例如用于心血管组织的电生理标测的多个电极。如图5C中所示,多个电极502被构造造成三个重叠的团512₁₋₃。每个电极团可以以多种双极构造来使用,以有助于对与电极接触的组织电特性的测量。每个团都能够在两个或更多个定向中测量接触组织的方向不同的电特性。例如,本实施例中的团512₁包括五个电极502₁₋₅。第一双极对可包括例如电极502_{1,3},其有助于

在与导管的纵轴基本上平行的定向中收集组织电特性数据。第二双极对包括电极502_{2,4},其有助于在基本上横向于导管的纵轴的定向中收集组织电特性数据。

[0090] 在一些具体实施例中,团512内的电极502中的一些电极可以是多用途的,而其它电极是单用途的。例如,电极502_{1,3}可以同时用作导航和电生理标测电极,电极502_{2,4}可以仅用作电生理标测电极,并且电极502₅可以仅用作导航电极。在本公开的多种实施例中,团形成二维形状(例如,三角形、正方形、六边形等)。

[0091] 尽管本实施例示出了定位于花键505的外表面上的团512₁中的电极502₁₋₅中的每个电极,但是为进一步检测第三定向(即,垂直于组织)中的组织电特性,团中的一个或多个电极可以安装到花键505的内表面。第五电极可以是非接触电极,并且与花键505的外表面上的电极502₁₋₅中的至少一个电极配对,以确定相对于组织表面在法线方向中接触组织的电特性。此外,由于导航电极不一定需要与组织接触,因此可以将仅导航电极放置在花键505的内表面上。

[0092] 图5D是与本公开的多种实施例一致的图5A的篮式导管的远端544的放大俯视图。图5D进一步示出了电极团512₄₋₆在篮式导管的远端544附近的放置。电极的该远侧放置在多种应用中(例如,左心房的电生理标测,特别关注于在肺静脉内和周围发出的电信号)可能是特别有利的。

[0093] 图6A是与本公开的多种实施例一致的篮式导管花键600的平面图,而图6B是图6A的篮式导管花键600的一部分的放大平面图。篮式导管花键600包括可与一个或多个团612相关联的多个电极602_{1-N}。如图6B中所示,电极602_{1,3-4}以电极团612₁构造。例如,团612₁中的电极可以由信号处理电路独立地寻址,以经由团中的一个或多个电极双极对来检测与电极接触的组织的电特性,这允许检测与通过心肌的电信号的定向流相关联的电信号变化。在本实施例中,电极团形成顶角约为30°的等腰三角形。

[0094] 如图6B中所示,多个电极(例如,电极602_{1,3})未沿着花键600的中心线定位。相反,电极602_{1,3}被定位成在垫上偏离花键600的中心线,以形成期望的三角形团612₁布置。在这种实施例中,相邻的花键可使其电极纵向偏移,以当收缩篮式导管时有助于从每个花键伸出的相应垫的交错。

[0095] 图7A是与本公开的多种实施例一致的篮式导管花键700的平面图,而图7B是图7A的篮式导管花键700的一部分的放大平面图。篮式导管花键700包括多个电极702_{1-N},该电极702_{1-N}可以与一个或多个团712相关联。如图7B中所示,电极702₁₋₃以电极团712₁构造。在本实施例中,电极团形成顶角约为110°的等腰三角形。

[0096] 如图7B中所示,电极702中的每个电极被定位成在垫上偏离花键700的中心线,以形成三角形团712布置。在这种实施例中,篮式导管上的相邻花键可使其电极纵向偏移,以当收缩篮式导管时有助于从每个花键伸出的相应垫的交错。

[0097] 图8A是与本公开的多种实施例一致的两个交错的篮式导管花键800的平面图,而图8B是图8A的两个交错的篮式导管花键800的一部分的放大平面图。两个花键803和804包括沿着花键的长度分布的多个电极802_{1-N}。在本实施例中,花键803和804中的每一个花键具有“锯齿”形状,当篮式导管收缩时,该形状有助于将相邻的花键安置在其互补特征中。锯齿形状进一步促进了电极802₁₋₃的三角形团812₁,在一些实施例中,该三角形团812₁形成了顶角约为110°的等腰三角形。

[0098] 在与本公开一致的一些实施例中,即使当篮式导管处于塌缩构造时,电极团也保持为三角形。在多种实施例中,电极的三角形团由紧邻的电极形成。

[0099] 尽管本文公开了高密度电极导管的多种实施例,但是本公开的教导可以容易地应用于例如在通过引用合并于此的以下专利和专利申请中公开的多种其它导管实施例:2013年1月16日提交的美国临时申请No.61/753,429;2007年5月23日提交的美国临时申请No.60/939,799;2007年9月11日提交的美国申请No.11/853,759,现为2012年5月29日发布的美国专利No.8,187,267;2007年7月3日提交的美国临时申请No.60/947,791;2008年7月3日提交的美国申请No.12/167,736,现为2012年6月26日发布的美国专利No.8,206,404;2011年1月20日(371日期)提交的美国申请No.12/667,338,作为美国专利申请公开No.US2011/0118582 A1发布;2009年12月31日提交的美国申请No.12/651,074,作为美国专利申请公开No.US 2010/0152731 A1发布;2009年5月7日提交的美国申请No.12/436,977,作为美国专利申请公开No.US2010/0286684 A1发布;2010年3月12日提交的美国申请No.12/723,110,作为美国专利申请公开No.US 2010/0174177 A1发布;2010年6月16日提交的美国临时申请No.61/355,242;2010年12月30日提交的美国申请No.12/982,715,作为美国专利申请公开No.US 2011/0288392 A1发布;2011年6月14日提交的美国申请No.13/159,446,作为美国专利申请公开No.US 2011/0313417 A1发布;2011年6月16日提交的国际申请No.PCT/US2011/040629,作为国际公开No.WO 2011/159861 A2发布;2011年6月16日提交的美国申请No.13/162,392,作为美国专利申请公开No.US 2012/0010490 A1发布;2012年12月16日提交的美国申请No.13/704,619,其是2011年6月16日提交的国际专利申请No.PCT/US2011/040781的国家阶段,作为国际公开No.WO 2011/159955 A1发布。

[0100] 虽然在图1-8中提出的多种实施例适合于耦接至柔性电子电路的点电极的应用,其中柔性电子电路还可以(部分地)包括多种导管的花键、臂和轴杆,但是其它实施例可以涉及使用压接或拉紧到包括本领域中众所周知的材料的花键、臂和轴杆上的环形电极。环形电极使用导线电耦接至信号处理电路。沿导管的花键、臂和轴杆定位环形电极,以形成在其间具有相等且已知间距的电极团。在其它实施例中,环形电极可被拉紧或压接到包括本文公开的多种导管的花键、臂和/或轴杆的至少一部分的柔性电路板上。

[0101] 尽管以上已经以一定程度的特殊性描述了几个实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本公开的精神的情况下对所公开的实施例进行多种改变。旨在将以上描述中包含的或附图中示出的所有内容解释为仅是示例性的,而不是限制性的。在不脱离本教导的情况下,可以进行细节或结构上的改变。前述描述和所附权利要求旨在覆盖所有这种修改和变化。

[0102] 本文描述了多种设备、系统和方法的多种实施例。阐述了许多具体细节以提供对在说明书中描述并在附图中示出的实施例的整体结构、功能、制造和使用的透彻理解。然而,本领域技术人员将理解,可以在没有这种具体细节的情况下实践实施例。在其它情况下,没有详细描述公知的操作、组件和元件,以免混淆说明书中描述的实施例。本领域普通技术人员将理解,本文描述和示出的实施例是非限制性示例,并且因此可以理解,本文公开的具体结构和功能细节可以是代表性的,并且不一定限制实施例的范围,其范围仅由所附权利要求书定义。

[0103] 在整个说明书中对“多种实施例”、“一些实施例”、“一个实施例”、“实施例”等的引

用意味着结合该实施例描述的特定特征、结构或特性包括在至少一个实施例中。因此,在整个说明书中的各处出现的短语“在多种实施例中”、“在一些实施例中”、“在一个实施例中”、“在实施例中”等不一定都指代相同的实施例。此外,特定特征、结构或特性可以在一个或多个实施例中以任何合适的方式组合。因此,结合一个实施例示出或描述的特定特征、结构或特性可以整体或部分地与一个或多个其它实施例的特征结构或特性组合而没有限制。

[0104] 应当理解,术语“近侧”和“远侧”可以在整个说明书中参考操纵用于治疗患者的器械的一端的临床医生来使用。术语“近侧”是指器械中最靠近临床医生的部分,并且术语“远侧”是指距离临床医生最远的部分。将进一步理解,为了简明和清楚起见,本文可以关于所示实施例使用诸如“垂直”、“水平”、“向上”和“向下”的空间术语。然而,手术器械可以在许多定向和位置中使用,并且这些术语不是限制性的和绝对的。

[0105] 据说通过引用并入本文的任何专利、出版物或其它公开材料全部或部分地仅在所并入的材料不与现有定义、陈述或本公开中阐述的其它公开材料冲突的程度内并入本文。因此,并且在必要的程度上,本文明确阐述的公开取代通过引用并入本文的任何冲突材料。据说通过引用并入本文但与现有定义、陈述或本文阐述的其它公开材料相冲突的任何材料或其部分仅在所并入的材料与现有公开材料之间不发生冲突的情况下被并入。

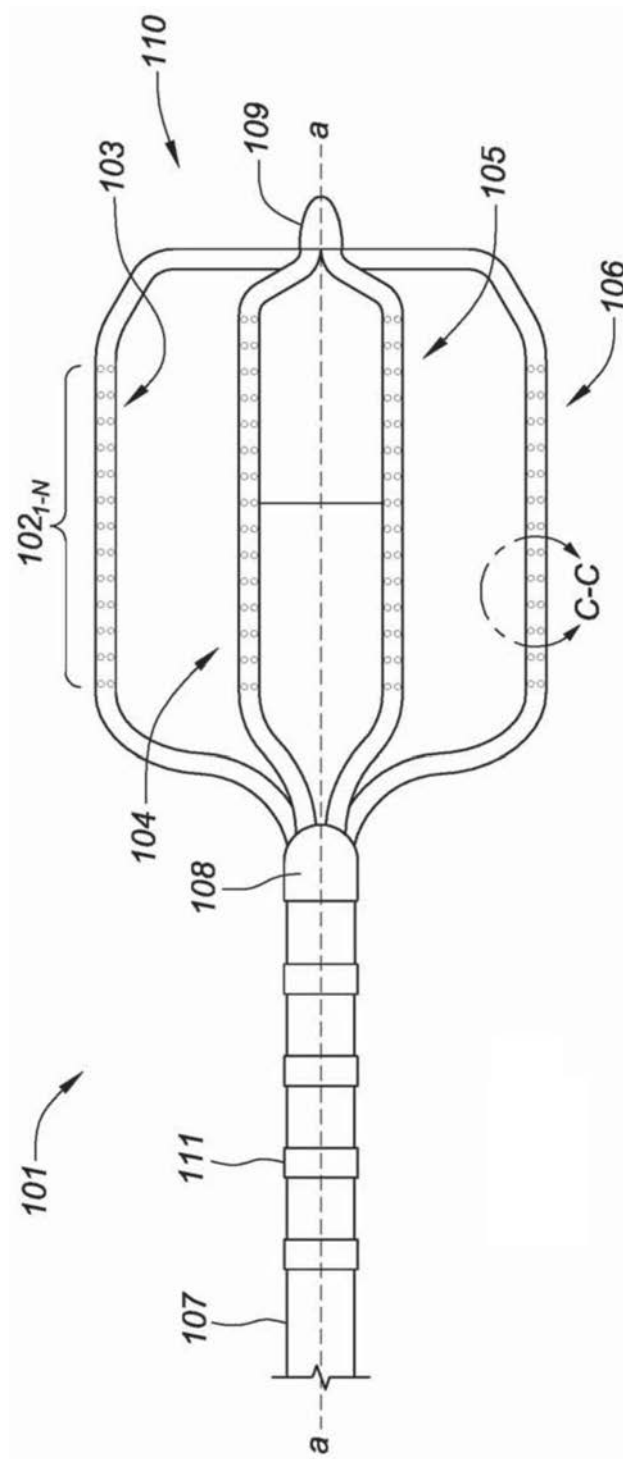


图1A

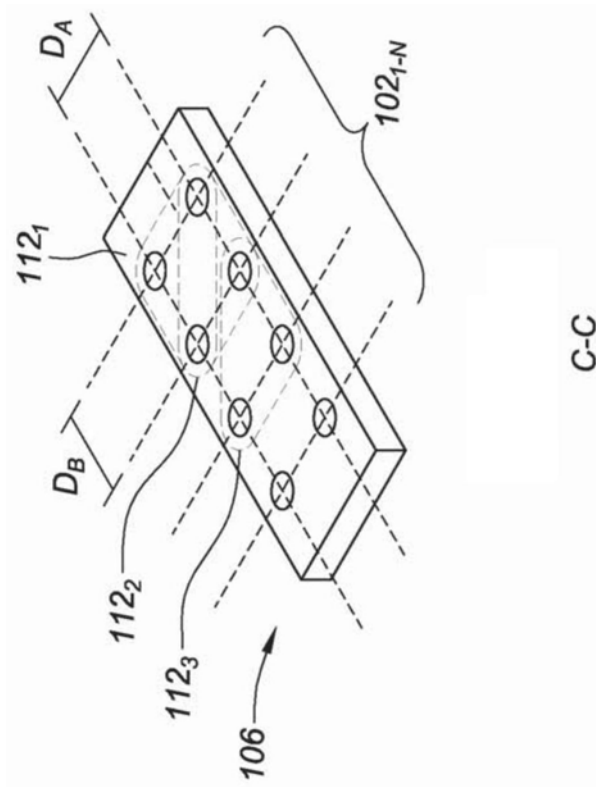


图1C

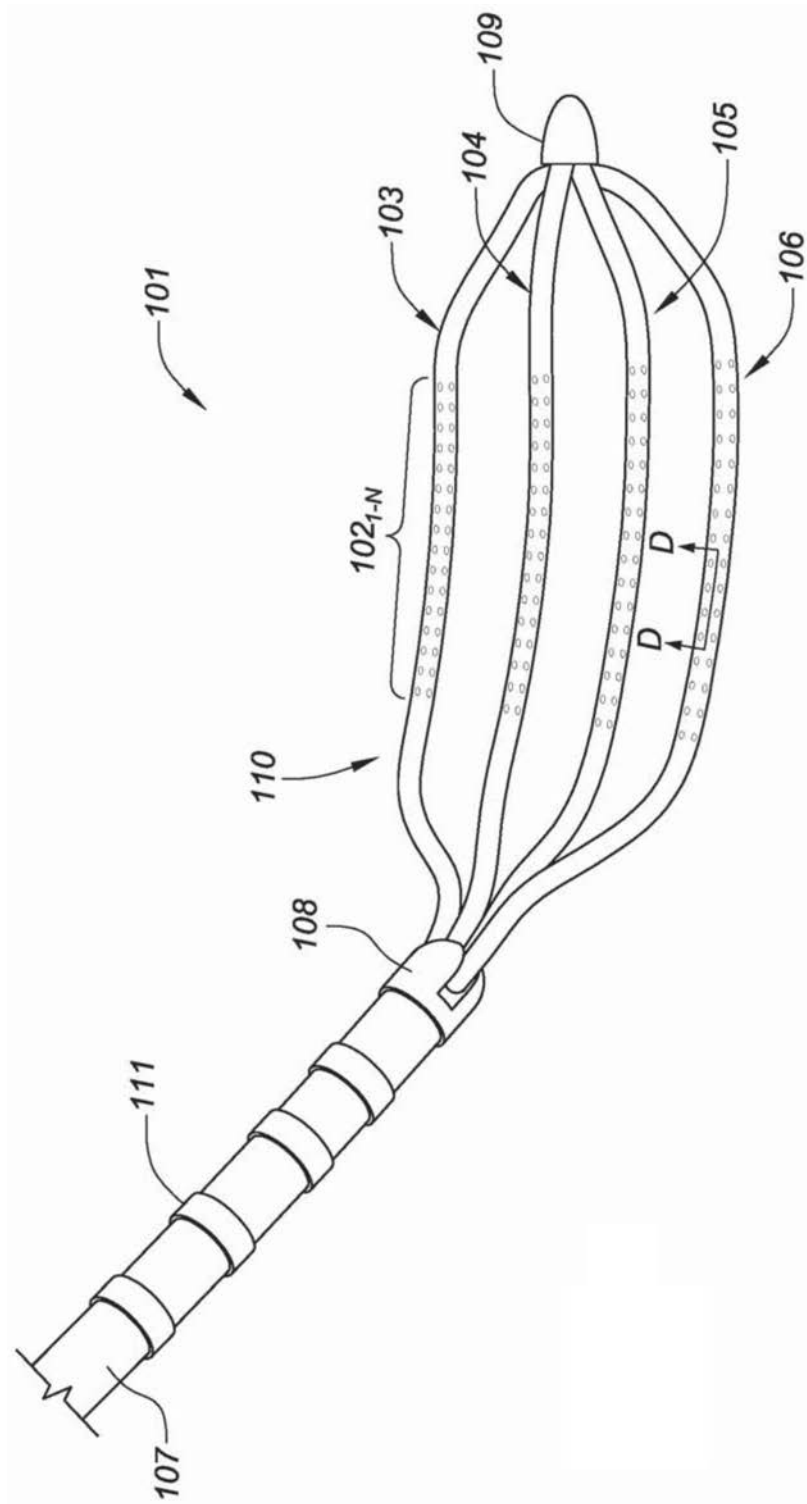


图1B

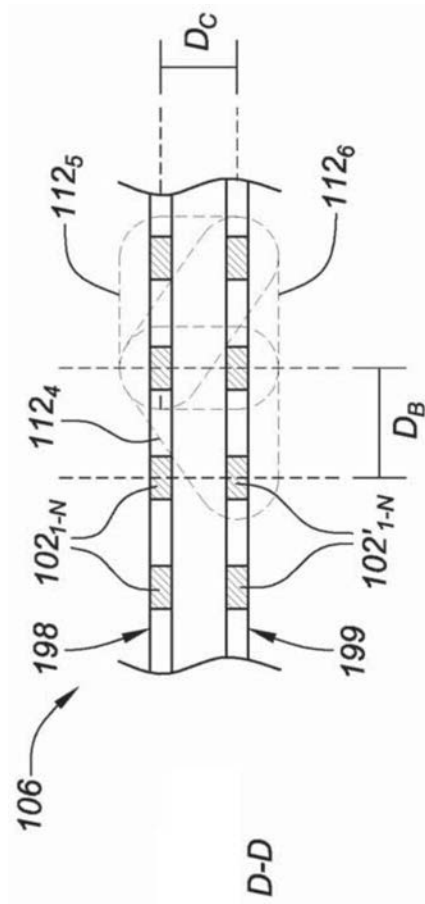


图1D

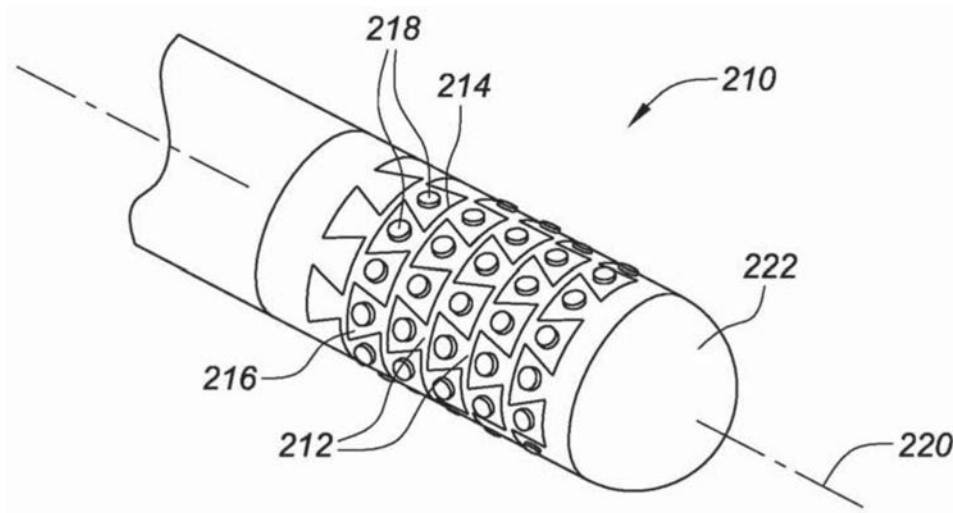


图2A

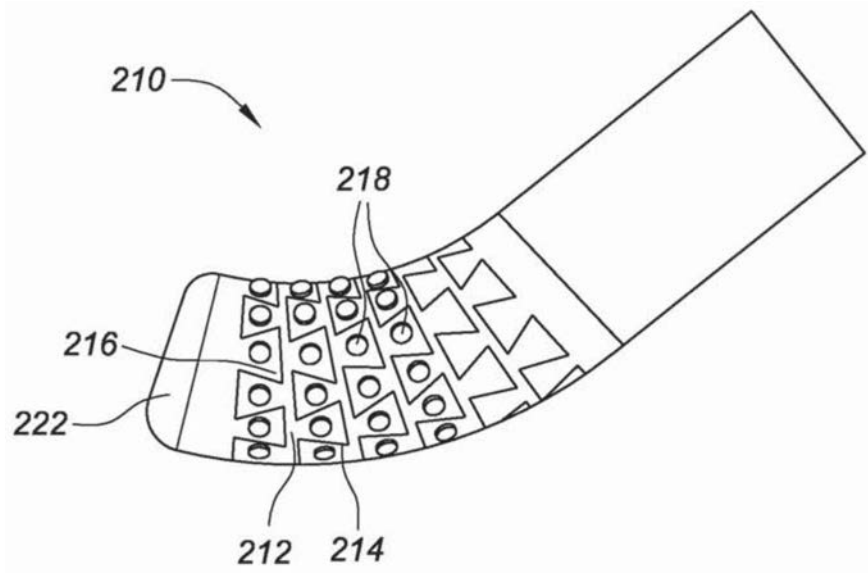


图2B

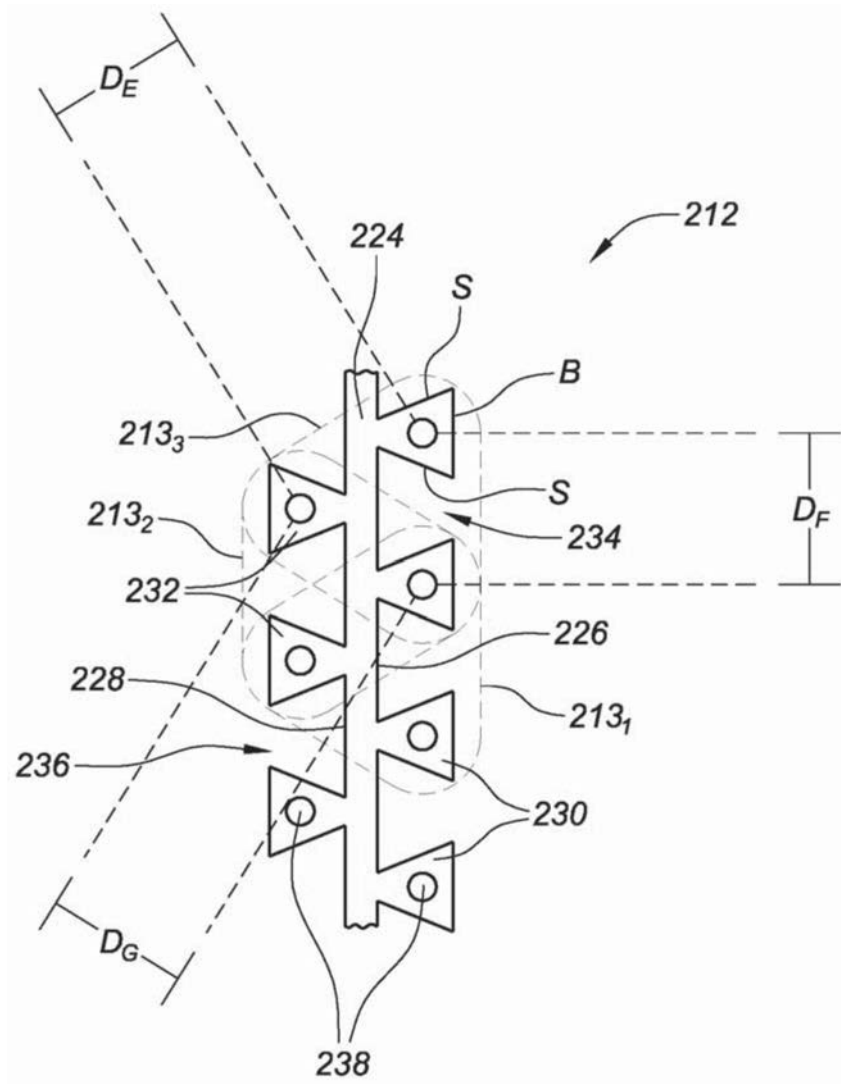


图2C

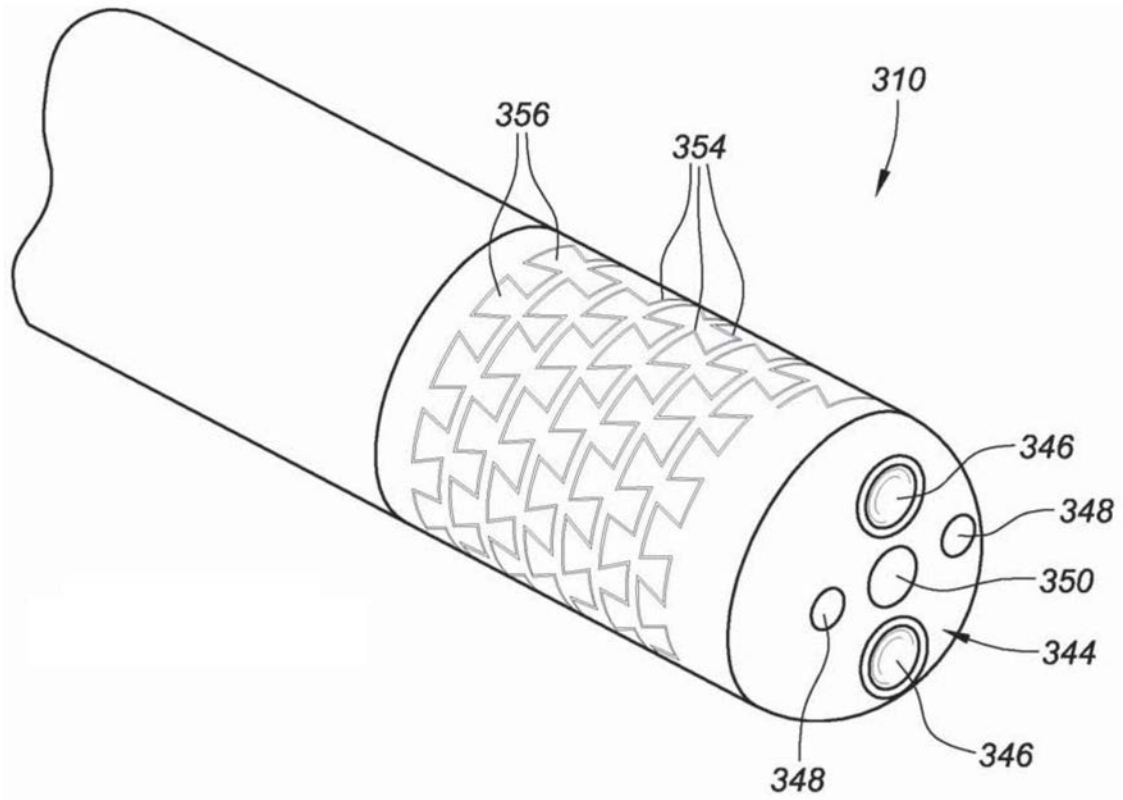


图3A

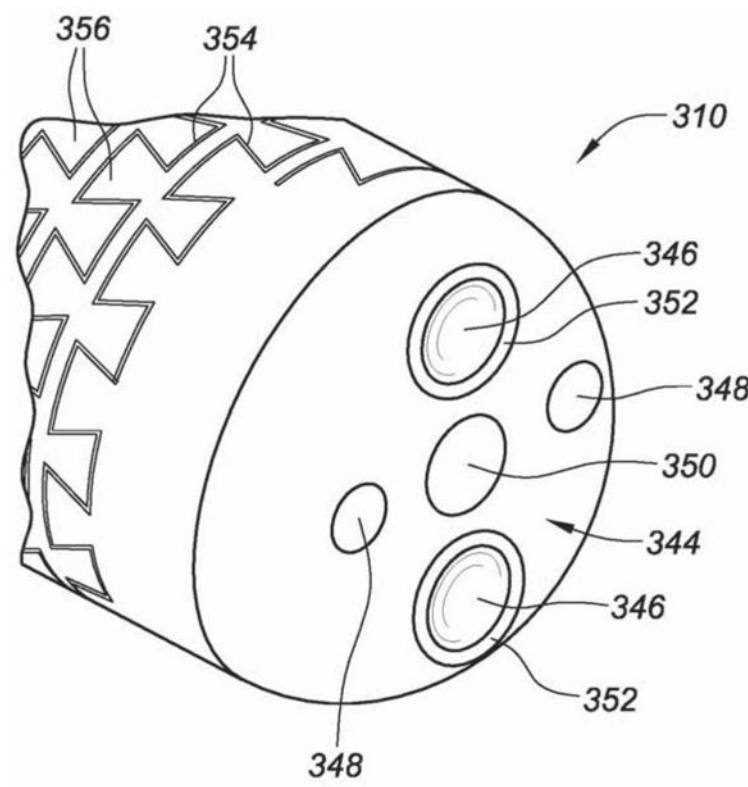


图3B

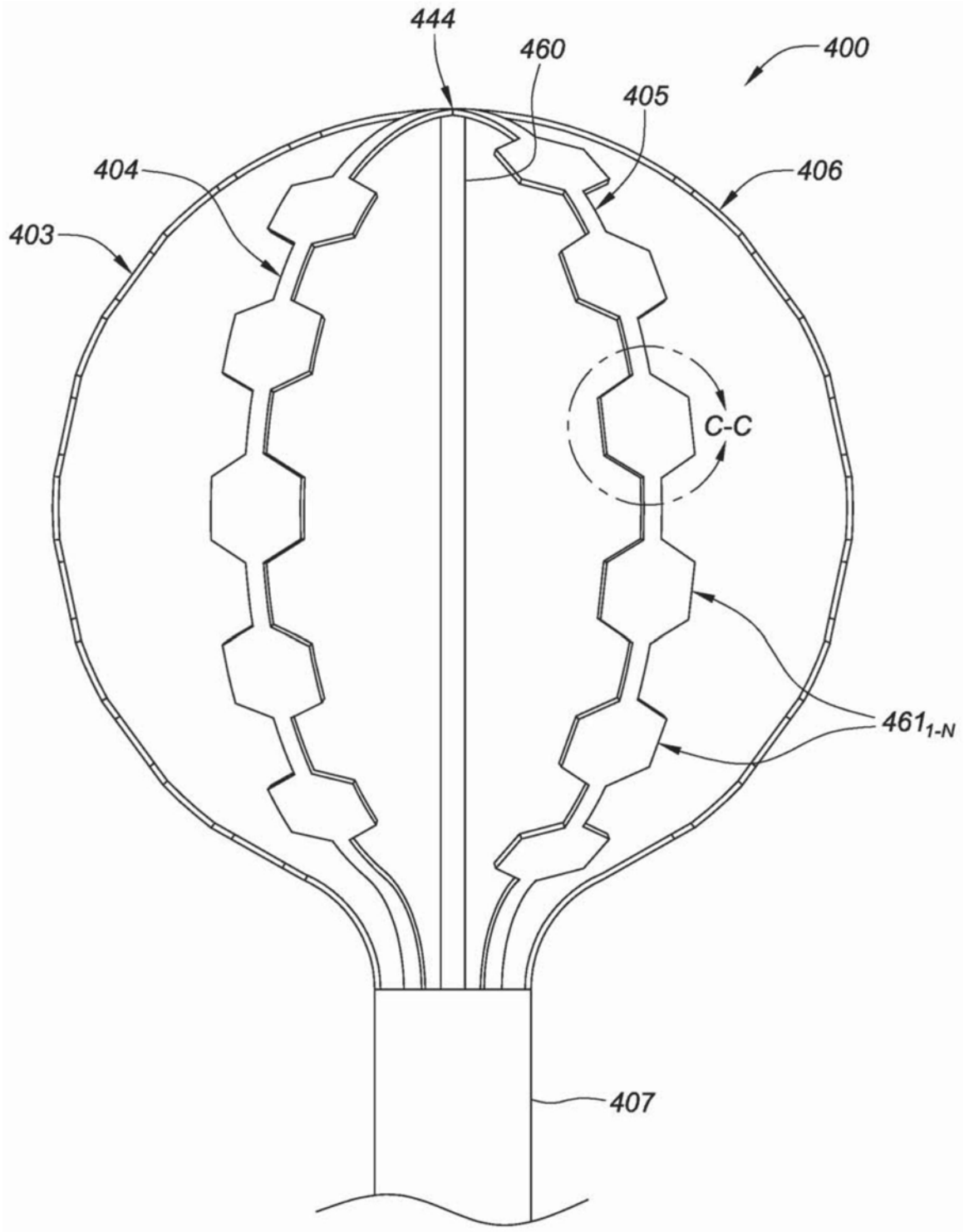


图4A

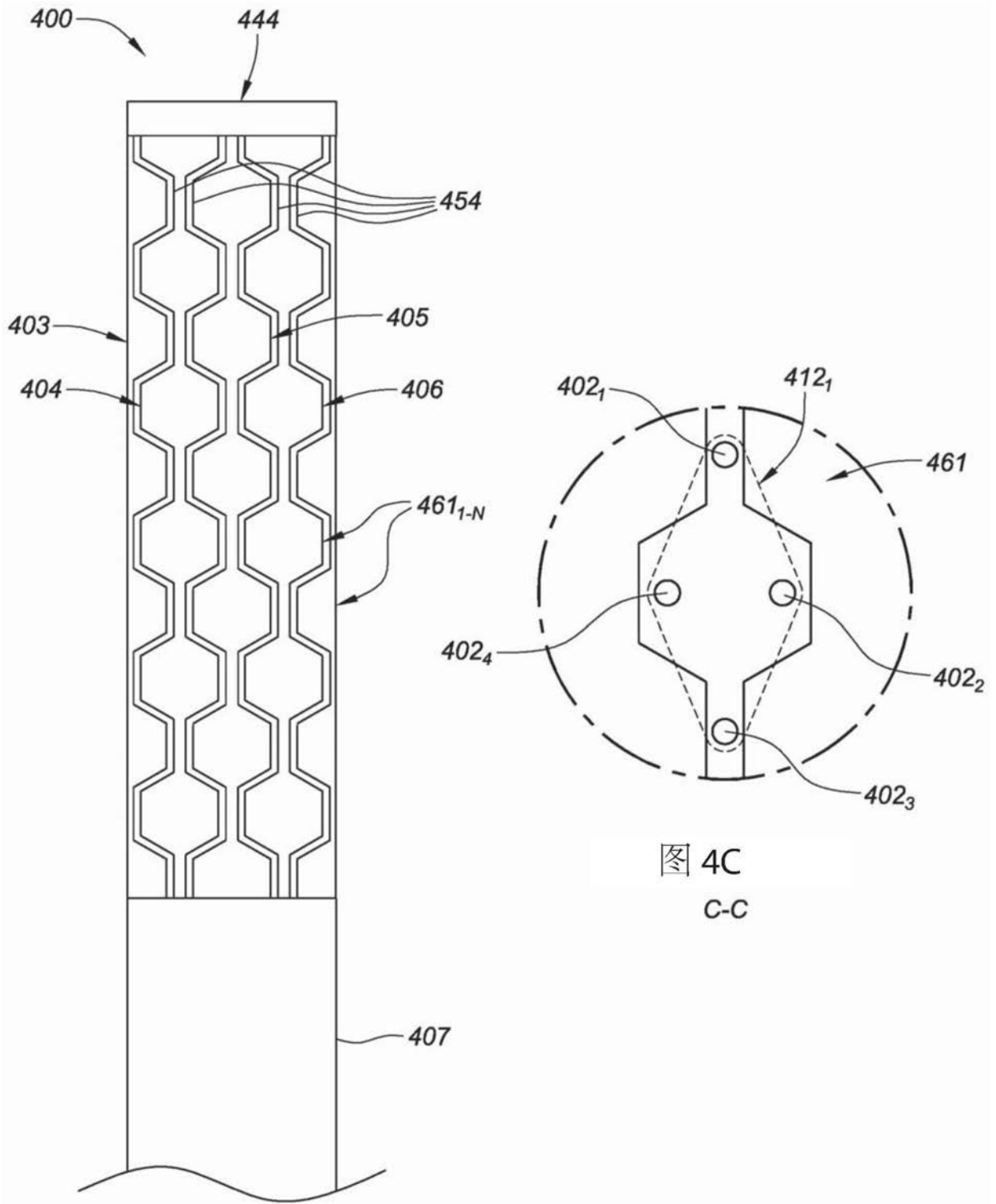


图 4B

图 4C
C-C

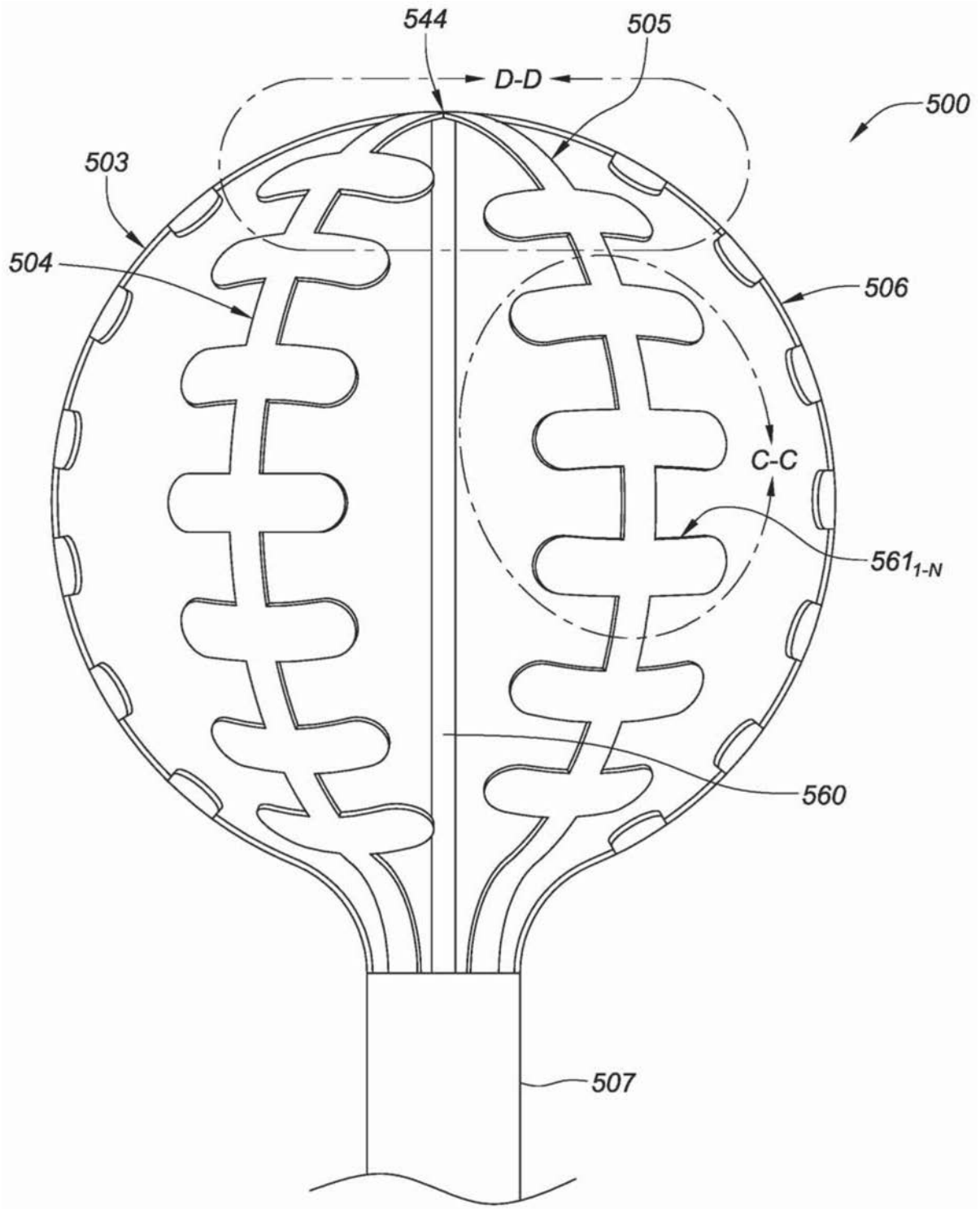


图5A

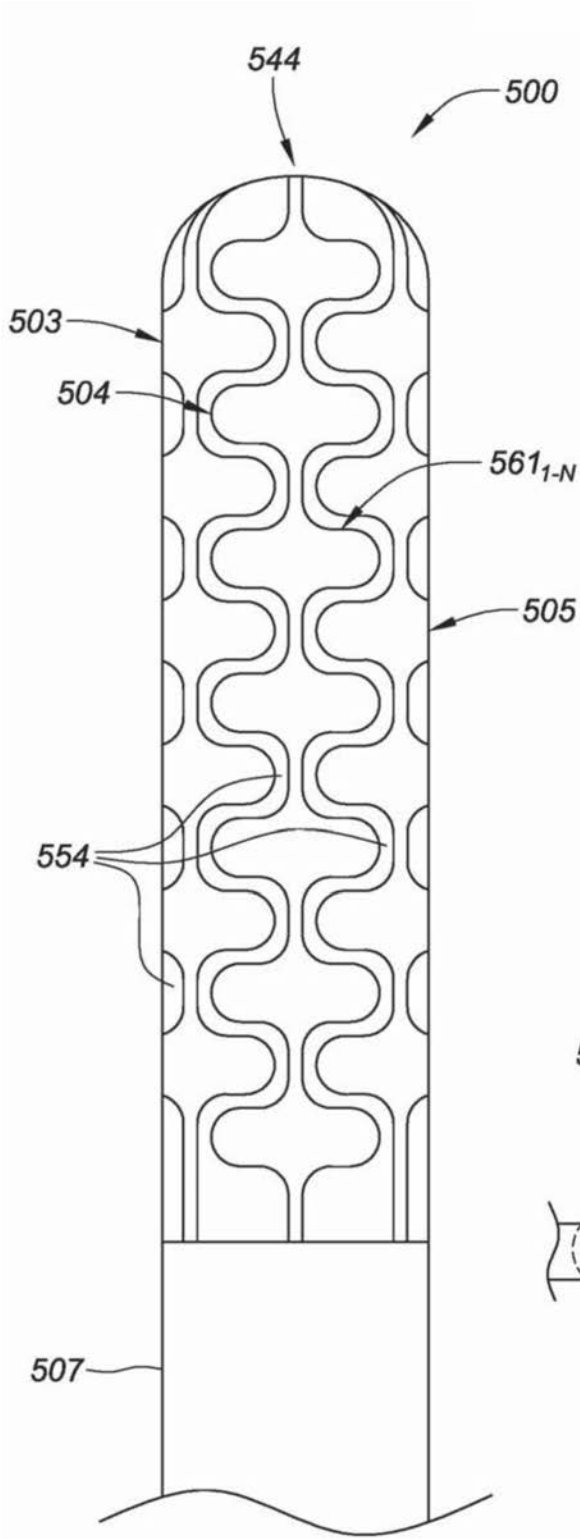


图 5B

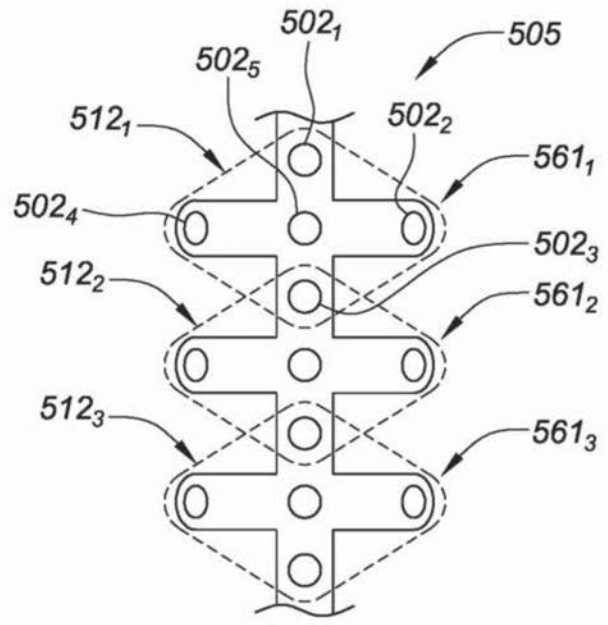


图 5C
C-C

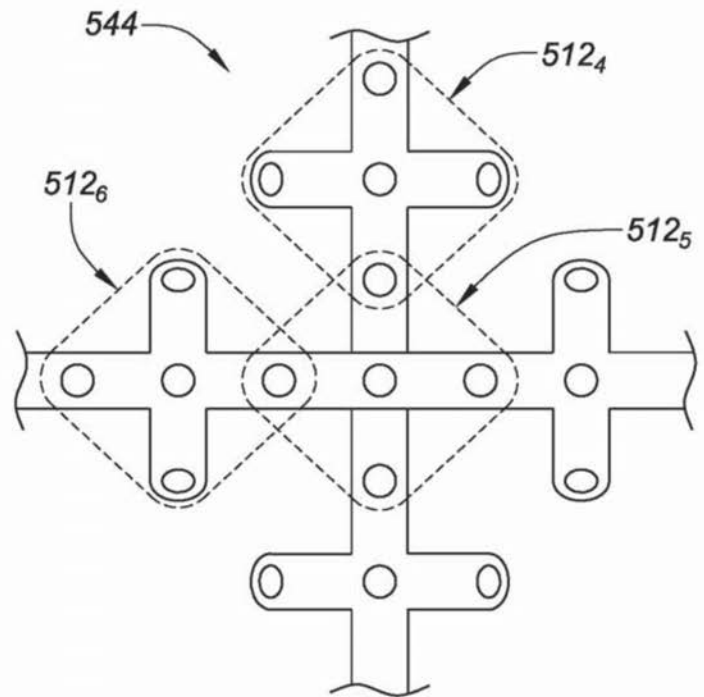


图 5D
D-D

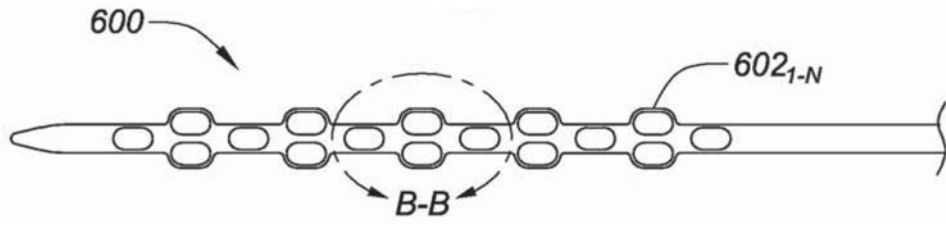


图6A

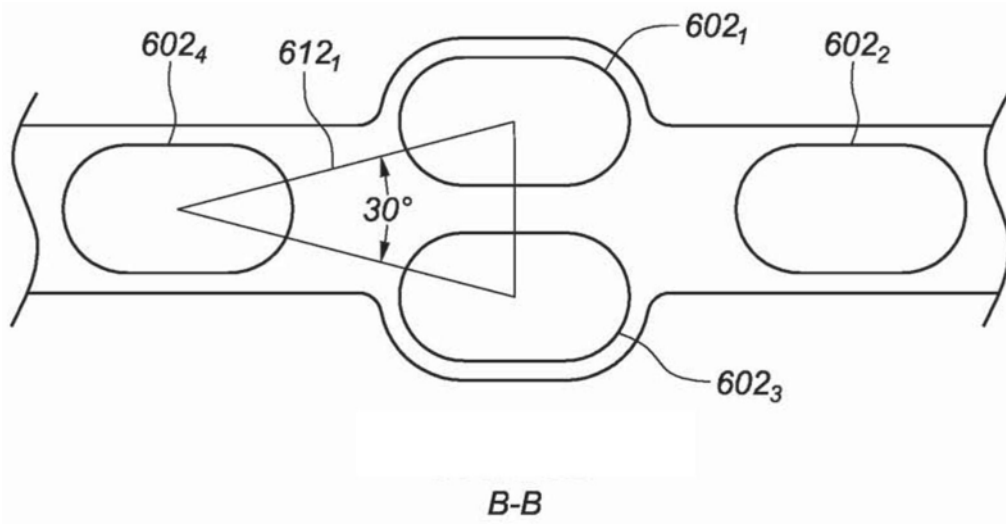


图6B

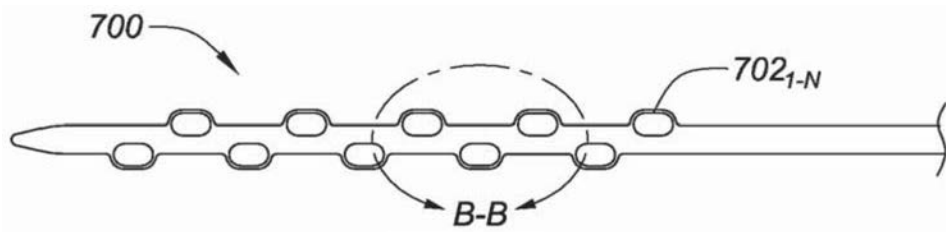


图7A

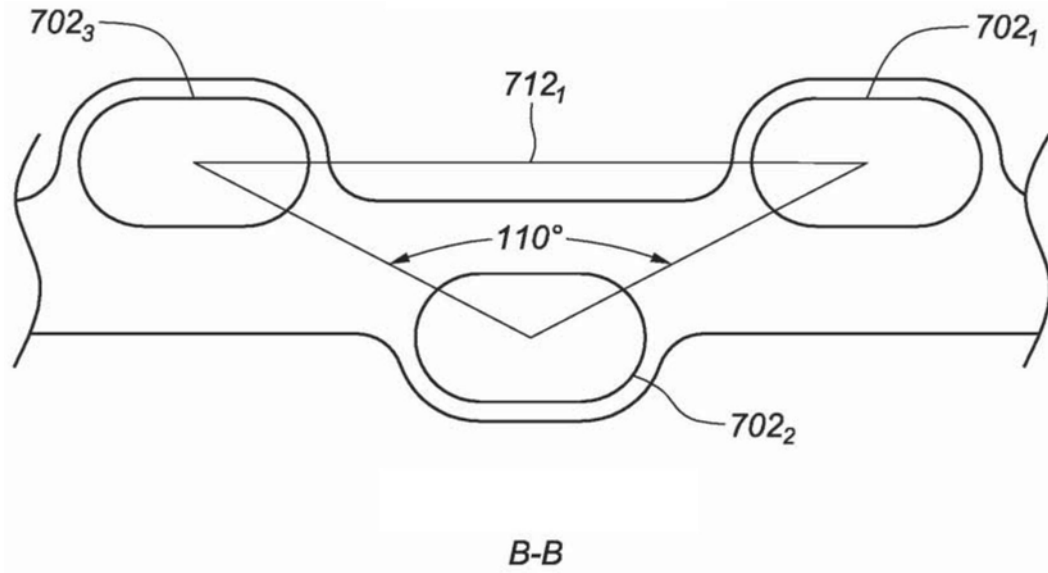


图7B

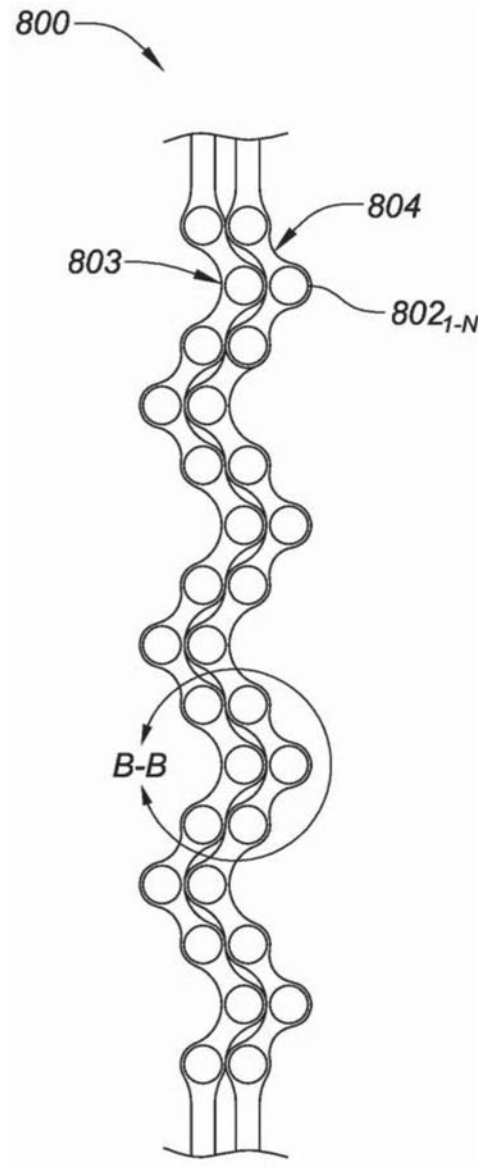


图8A

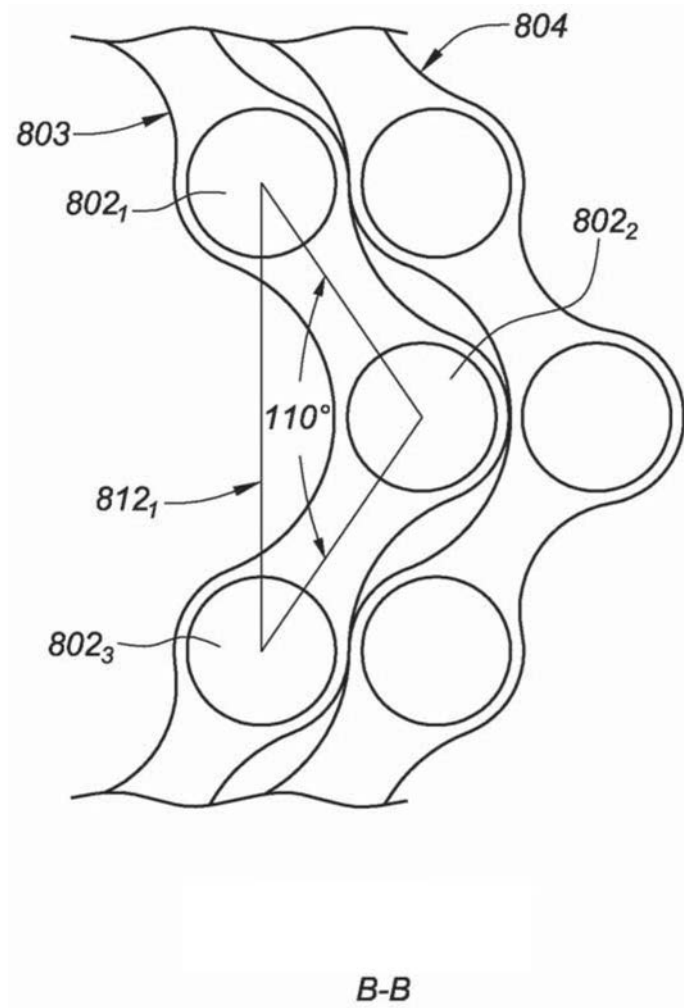


图8B

专利名称(译)	具有高密度标测电极的导管		
公开(公告)号	CN111225627A	公开(公告)日	2020-06-02
申请号	CN201880064795.9	申请日	2018-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
[标]发明人	T达伦		
发明人	T·达伦 R·曼达		
IPC分类号	A61B18/14 A61B5/042 A61B5/00 A61B18/00		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/6858 A61B18/1492 A61B2018/00267 A61B2018/00357 A61B2018/00577 A61B2018/00839 A61B2562/221 A61N1/362 A61B5/6859		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	62/572186 2017-10-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了具有标测电极阵列的高密度标测导管。这些导管例如可以用于诊断和治疗心律不齐。导管适于接触组织并且包含包括电极阵列的柔性框架。电极阵列可以由多个纵向对齐的列和横向对齐的行形成。

