(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106510698 A
(43)申请公布日 2017.03.22

(21)申请号 201610825234.9

(22)申请日 2016.09.14

(30)优先权数据
14/853653 2015.09.14 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司
地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 M.A.索里斯 S.巴苏

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 肖日松

(51)Int.Cl.
A61B 5/042(2006.01)
A61B 5/06(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 18/14(2006.01)

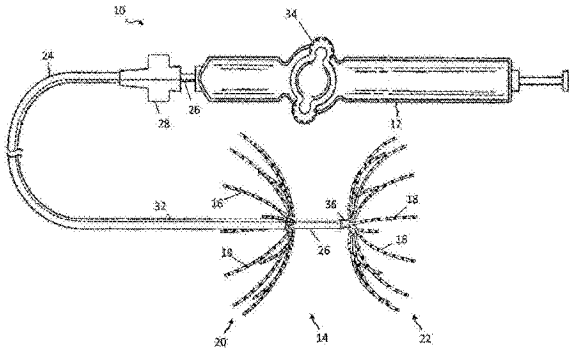
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

双重多光束电极导管

(57)摘要

本发明题为“双重多光束电极导管”。本公开涉及导管和位于导管主体的远侧端部处的双重多光束电极组件,该导管具有位于导管主体的远侧端部处的由具有电极的多个脊形成的双重多光束电极组件。双重多光束电极组件可以具有近侧多光束阵列和远侧多光束阵列,每个阵列包括连接在一个端部处的多个脊。双重多光束电极组件可以具有膨胀构型和塌缩构型,在该塌缩构型中,脊大体沿着导管主体的纵向轴线布置。



CN 106510698 A

1.一种导管，包括细长导管主体和位于所述导管主体的远侧端部处的双重多光束电极组件，所述细长导管主体具有近侧端部和所述远侧端部，其中所述双重多光束电极组件包括近侧多光束阵列和远侧多光束阵列，每个阵列包括连接在一个端部处的多个脊，并且每个脊包括多个电极，并且其中所述双重多光束电极组件具有膨胀构型和塌缩构型，在所述塌缩构型中，所述脊大体沿着所述导管主体的纵向轴线布置。

2.根据权利要求1所述的导管，其中在所述膨胀构型中，所述脊径向向外弯曲。

3.根据权利要求2所述的导管，其中所述近侧多光束阵列和所述远侧多光束阵列的所述脊在相反的方向上弯曲。

4.根据权利要求3所述的导管，其中所述近侧多光束阵列的所述脊朝近侧弯曲，并且所述远侧多光束阵列的所述脊朝远侧弯曲。

5.根据权利要求3所述的导管，其中所述近侧多光束阵列的所述脊朝远侧弯曲，并且所述远侧多光束阵列的所述脊朝近侧弯曲。

6.根据权利要求2所述的导管，其中所述近侧多光束阵列和所述远侧多光束阵列的所述脊在同一方向上弯曲。

7.根据权利要求1所述的导管，其中所述细长导管主体包括以能够滑动的方式被设置在外管状构件的管腔内的内管状构件，并且其中所述近侧多光束阵列固定到所述内管状构件的远侧端部，并且所述远侧多光束阵列固定到所述外管状构件的远侧端部。

8.根据权利要求7所述的导管，其中所述内管状构件和所述外管状构件的相对纵向运动调节所述近侧多光束阵列和所述远侧多光束阵列之间的距离。

9.根据权利要求1所述的导管，其中所述细长导管主体是可偏转的。

10.根据权利要求1所述的导管，其中每个脊包括形状记忆材料。

11.一种用于标测身体的腔的方法，包括：

提供导管，所述导管具有细长导管主体和位于所述导管主体的远侧端部处的双重多光束电极组件，所述细长导管主体具有近侧端部和所述远侧端部，其中所述双重多光束电极组件包括近侧多光束阵列和远侧多光束阵列，每个阵列包括连接在一个端部处的多个脊，并且每个脊包括多个电极，

将所述导管的所述远侧端部引入所述腔中；

使所述双重多光束电极组件从塌缩构型膨胀到膨胀构型，在所述塌缩构型中，所述脊大体沿着所述导管主体的纵向轴线布置；

将所述双重多光束电极组件定位在所述腔内，使得所述电极的至少一部分与形成所述腔的组织接触；以及

记录从所述电极的与所述组织接触的所述至少一部分接收到的电数据。

12.根据权利要求11所述的方法，其中所述身体的所述腔是心脏的心房。

13.根据权利要求11所述的方法，其中将所述双重多光束电极组件定位在腔室内包括调节所述近侧多光束阵列和所述远侧多光束阵列之间的相对距离。

14.根据权利要求13所述的方法，其中调节所述近侧多光束阵列和所述远侧多光束阵列之间的所述相对距离引起所述近侧多光束阵列和所述远侧多光束阵列接触所述腔的相对壁。

15.根据权利要求11所述的方法，其中将所述双重多光束电极组件定位在所述腔室内

包括使所述细长导管主体偏转。

双重多光束电极导管

技术领域

[0001] 本发明涉及电生理(EP)导管,特别地涉及用于心脏中标测和/或消融的EP导管。

背景技术

[0002] 电生理学导管常常用于标测心脏中的电活动。用于不同目的的各种电极设计是已知的。例如,具有篮形电极阵列的导管是已知的,并且在例如美国专利5,772,590、6,748,255和6,973,340中有所描述,这些专利中每个的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 篮形导管通常具有细长导管主体和安装在导管主体的远侧端部处的篮形电极组件。篮形组件具有近侧端部和远侧端部,并且包括连接在它们的近侧端部和远侧端部处的多个脊。每个脊包括至少一个电极。篮形组件具有膨胀布置和塌缩布置,在膨胀布置中,脊径向向外弓形弯曲,在塌缩布置中,脊大体沿着导管主体的轴线布置。

[0004] 期望篮形组件能够在包括单个心跳的尽可能少的心跳中检测其中电极组件被部署的区域的尽可能多的电功能,区域诸如左心房或右心房。常规的篮形电极组件大体是球形的,或以其它方式描述了其中脊以及对应地电极被约束为该形状的外表面的平滑倒圆紧凑体积。然而,心脏腔室或其中导管被部署的其它区域可能不与篮形电极组件的形状匹配,从而导致由脊承载的电极中的一个或多个电极与正被研究的组织之间的接触的次优程度。

[0005] 因此,期望提供EP标测导管,EP标测导管提供与不规则形状的心脏腔室或其它体腔的增加的接触。同样地,期望提供具有脊的此类导管,该脊与常规的篮形电极组件的脊相比具有更大的自由度,以允许它们更易于适形于组织的环绕壁。如在以下材料中所描述的本公开的技术满足这些和其它需要。

发明内容

[0006] 本公开涉及导管,该导管具有细长导管主体和位于导管主体的远侧端部处的双重多光束电极组件,该细长导管主体具有近侧端部和远侧端部,其中双重多光束电极组件包括近侧多光束阵列和远侧多光束阵列,每个阵列包括连接在一个端部处的多个脊,并且每个脊包括多个电极,并且其中双重多光束电极组件具有膨胀构型和塌缩构型,在塌缩构型中,脊大体沿着导管主体的纵向轴线布置。

[0007] 在一个方面,在膨胀构型中,脊可以径向向外弯曲。近侧多光束阵列和远侧多光束阵列的脊在相同的或相反的方向上弯曲。例如,近侧多光束阵列的脊可以朝近侧弯曲,并且远侧多光束阵列的脊可以朝远侧弯曲,或者近侧多光束阵列的脊可以朝远侧弯曲,并且远侧多光束阵列的脊可以朝近侧弯曲。

[0008] 在一个方面,细长导管主体可以具有以能够滑动的方式被设置在外管状构件的管腔内的内管状构件,使得近侧多光束阵列可以固定到内管状构件的远侧端部,并且远侧多光束阵列可以固定到外管状构件的远侧端部。内管状构件和外管状构件的纵向运动可以调节近侧多光束阵列和远侧多光束阵列之间的距离。

[0009] 在一个方面,细长导管主体可以是可偏转的。

[0010] 在一个方面，每个脊可以由形状记忆材料形成。

[0011] 本公开还包括用于标测身体的腔的方法。可以提供具有导管，该导管细长导管主体和位于导管主体的远侧端部处的双重多光束电极组件，该细长导管主体具有近侧端部和远侧端部，其中双重多光束电极组件包括近侧多光束阵列和远侧多光束阵列，每个阵列包括连接在一个端部处的多个脊，并且每个脊包括多个电极。对应地，可以将导管的远侧端部引入腔中，可以使双重多光束电极组件从塌缩构型膨胀到膨胀构型，在塌缩构型中，脊大体沿着导管主体的纵向轴线布置，可以将双重多光束电极组件定位在腔内，使得电极的至少一部分与形成腔的组织接触，并且可以记录从电极的与组织接触的至少一部分接收到的电数据。

[0012] 在一个方面，身体的腔可以是心脏的心房。

[0013] 在一个方面，将双重多光束电极组件定位在腔室内可以包括调节近侧多光束阵列和远侧多光束阵列之间的相对距离。调节近侧多光束阵列和远侧多光束阵列之间的相对距离可以引起近侧多光束阵列和远侧多光束阵列接触腔的相对壁。

[0014] 在一个方面，将双重多光束电极组件定位在腔室内可以包括使细长导管主体偏转。

附图说明

[0015] 另外的特征和优点将由于本公开的优选实施方案的以下的和更具体的描述而变得显而易见，如在附图中所示的，并且其中类似的参考字符在整个视图中一般指相同部分或元件，并且其中：

[0016] 图1是根据一个实施方案的具有处于膨胀构型的双重多光束电极组件的本发明的导管的俯视平面图。

[0017] 图2是根据一个实施方案的具有不同的膨胀构型的双重多光束电极组件的示意图。

[0018] 图3是根据一个实施方案的在左心房内的双重多光束电极的示意图。

[0019] 图4是根据一个实施方案的被偏转的双重多光束电极组件的示意图。

[0020] 图5是根据一个实施方案的使用双重多光束电极组件的侵入式医疗过程的示意图。

具体实施方式

[0021] 首先，应当理解本公开不受具体举例的材料、架构、例程、方法或结构的限制，因为此类均可变化。如此，虽然本文描述了优选的材料和方法，但与本文中所描述的那些类似的或等价的许多此类选项均能够被用于本公开的实践或实施方案中。

[0022] 还应当理解，本文使用的术语只是为了描述本公开的具体实施方案的目的，并非旨在进行限制。

[0023] 下文结合附图列出的详细描述旨在作为本公开的示例性实施方案的描述，并非旨在表示能够实践本公开的唯一示例性实施方案。在整个说明书中使用的术语“示例性”意指“用作实施例、实例或例证”，并且不一定要理解为优选的或优于其它示例性实施方案。详细描述包括具体细节，其目的在于提供对本说明书的示例性实施方案的透彻理解。对于本领

域的技术人员将显而易见的是，可在不具有这些具体细节的情况下实践本说明书的示例性实施方案。在一些情况下，以框图形式示出熟知的结构和设备，以避免模糊本文所展示的示例性实施方案的新颖性。

[0024] 仅为简洁和清楚起见，可相对于附图使用定向术语，诸如顶部、底部、左侧、右侧、上、下、在...上方、在...上面、在...下面、在...之下、背面、后面和前面。这些术语及类似的定向术语不应被理解为以任何方式限制本公开的范围。

[0025] 除非另有定义，否则本文使用的所有技术和科学术语具有与本公开所属领域的普通技术人员通常理解相同的含义。

[0026] 最终，如本说明书和所附权利要求中所使用的，除非内容另有明确说明，否则单数形式“一个”、“一种”和“所述”包括复数指示物。

[0027] 心脏腔室内的某些类型的电活动不是循环的。示例包括动脉颤振或动脉颤动，以及源自于由梗塞所引起的心室的壁中的创伤的室性心动过速。此类电活动是逐个心跳随机的。为了分析或“标测”该类型的电活动，期望尽可能快地诸如在一个心跳内获得“图像”。换句话讲，可以在十分之一秒内同时获得标测图或图像中的全部点。根据本公开的技术，双重多光束电极组件可以更紧密地适形于患者的心脏的解剖结构，以便准确地标测该电活动。

[0028] 如图1所示，导管10具有近侧端部和远侧端部，近侧端部具有控制手柄12，远侧端部具有双重多光束电极组件14，双重多光束电极组件14具有多个脊16，每个脊承载多个电极18。双重多光束电极组件14可以包括近侧多光束阵列20和远侧多光束阵列22。为了促使近侧多光束阵列20和远侧多光束阵列22之间的相对距离的调节，近侧多光束阵列20可以固定到以能够滑动的方式被设置在内管状构件26上方的外管状构件24的远侧端部。控制手柄12可以固定到内管状构件26，并且致动器28可以固定到外管状构件24的近侧端部，使得通过操纵控制手柄12和致动器28相对于彼此纵向滑动，电生理学家可以控制在导管10的远侧端部处的近侧多光束阵列20和远侧多光束阵列22之间的距离。

[0029] 内管状构件26和外管状构件24可以构成导管主体，并且各自可以具有单个轴向管腔或中心管腔的细长构造为特征，但可根据需要任选地具有多个管腔。特别地，外管状构件24可以具有中心管腔，内管状构件同轴设置在中心管腔内。内管状构件26还可以用于任何合适的目的的一个或多个管腔为特征，诸如递送冲洗流体。为了促使电信号的准确标测，例如，为了在如单个心跳一样少中检测右心房或左心房的大部分或基本上全部电功能，可以期望提供具有相对高密度的电极18的双重多光束电极组件14。同样地，所采用的脊16的数量可以在约5至12的范围内或任何其它合适的数量。脊16可以均匀地或非均匀地径向分布。另外，每个脊16可以包括多个电极18，诸如在每个脊约5至30个电极的范围内，但可以采用其它数量的电极。类似地，电极可以沿着脊均匀分布，或者可以朝近侧、在中心或朝远侧偏斜，以有利于分析所测量的电信号。

[0030] 内管状构件26和外管状构件24是柔性的，即能够弯曲的，但是沿着其长度基本上不可压缩。管状构件可以具有任何合适的构造，并且可由任何合适的材料制成。一种构造包括由聚氨酯或PEBAX®（聚醚嵌段酰胺）制成的外壁。外壁包括不锈钢等的嵌入式编织网，以增大抗扭刚度，使得近侧端部的旋转被变换为远侧端部的对应旋转，以有利于双重多光束电极组件14的引导和定位。外管状构件24的外径不是决定性的，但一般应该尽可能小，并且根据期望的应用可以不超过约10F(french)。同样，管状构件的外壁的厚度也不是决定性

的，但可以足够薄，使得内部管腔可以容纳牵拉线、导线、传感器缆线和任何其它线、缆线或管。如果需要，一个或两个外壁的内表面可衬有补强管(未示出)，以提供改善的扭转稳定性。美国专利6,064,905描述且描绘了适于与本发明结合使用的导管主体构造的示例，该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0031] 在一个方面，脊16可以包括材料，诸如如下面所描述的形状记忆材料，该形状记忆材料有利于呈现膨胀布置，以使电极18与组织接触或更紧密地接近组织，该组织衬在腔的其中双重多光束电极组件14被部署的壁上。值得注意的是，如图1所示，在一个实施方案中，近侧多光束阵列20的脊16可以具有预成形构造，在预成形构造中，近侧多光束阵列20的脊16形成在近侧方向上弯曲的弧。另外，远侧多光束阵列22的脊16可以被预成形，以在远侧方向上弯曲。应当理解，与预成形构造相关联的回弹力可以有利于使电极16与周围组织接触。根据患者的解剖结构，脊16可以被适当地设定尺寸，以向正被研究的患者的区域提供紧密配合，区域诸如右心房或左心房。

[0032] 图2中更详细地示出了双重多光束电极组件14的类似的实施方案。这里，近侧多光束阵列20的脊16可以被预成形以在远侧方向上弯曲，并且远侧多光束阵列22的脊16可以被预成形以在近侧方向上弯曲。虽然该构造与更多的常规篮形电极组件相似，但是每个脊16仅在一个端部处被固定，而不是在近侧端部和远侧端部两者处都被固定。类似于图1所示的实施方案，这为脊16a提供了更大的自由度，以适形于周围组织，并且可以改善电极接触。而且，通过相对于内管状构件移动外管状构件24的近侧多光束阵列20和远侧多光束阵列22之间的相对距离如上所述。同样地，可以调节由电极18覆盖的区域的总体尺寸。相比之下，常规的篮形电极组件可以膨胀到不同的程度，但是不给予该调节的范围。在另外的实施方案中，近侧多光束阵列20和远侧多光束阵列22两者的脊16可以被预成形，以在朝近侧或朝远侧的同一方向上弯曲。另外，在其它实施方案中，脊16可以具有任何合适的预成形构造，包括但不限制于相对于导管10的纵向轴线以期望的角度基本上直的，以及S形。

[0033] 图2中还示出了关于脊16的一个合适的构造的另外的细节。每个脊16可以包括柔性线30(以虚线所示)，该柔性线具有环形电极18中的一个或多个安装在其上的非导电覆盖物32。在实施方案中，可以由形状记忆材料形成柔性线30，以有利于在膨胀布置和塌缩布置之间转变，并且非导电覆盖物32可以各自包括生物相容性塑性管材，诸如聚氨基甲酸酯或聚酰亚胺管材。例如，可以使用被称为镍钛诺的镍钛合金。在体温下，镍钛诺线是柔性和有弹力的，并且当经受最小力时，像大多数的金属一样，镍钛诺线变形，并且在不存在该力时恢复到它们的形状。镍钛诺属于称为形状记忆合金(SMA)的一类材料，该类材料具有超越柔性和弹性的引起关注的机械性能，包括形状记忆和超弹性，这允许镍钛诺具有取决于其温度相的“记忆形状”。奥氏体相是具有简单的立方结晶结构的镍钛诺的更强的更高温相。超弹性行为发生在此相(超过50℃-60℃的温差)中。对应地，马氏体相是具有孪生结晶结构的相对较弱的较低温相。当镍钛诺材料处于马氏体相时，其相对地容易变形，并且将保持变形。然而，当被加热高于其奥氏体转变温度时，镍钛诺材料将恢复到其预变形形状，从而产生“形状记忆”效应。将加热时镍钛诺开始转化成奥氏体的温度称为“As”温度。将加热时镍钛诺已完成转化成奥氏体的温度称为“Af”温度。因此，双重多光束电极组件14可以具有三维形状，该三维形状可以容易地塌缩以被馈送到引导护套中，并且然后在除去引导护套时，在递送到患者的期望的区域时易于恢复到其膨胀形状记忆构造。

[0034] 另选地，在一些实施方案中，如果足够地刚性的非导电材料被用于非导电覆盖物32，以允许双重多光束电极组件14的径向膨胀，则只要脊具有在用于安装环形电极18的其表面的至少一部分上方是非导电的外表面，脊16就可以被设计成不具有内部柔性线30。

[0035] 在一个方面，电生理学者可将引导护套、导丝和扩张器引入患者中，如本领域中通常已知的。用于结合本发明的导管使用的合适的引导护套的示例是PREFACE™编织引导护套(可从Biosense Webster,Inc.,Diamond Bar,CA商购获得)和DiRex™引导护套(可从BARD,Murray Hill,NJ商购获得)。插入导丝，去除扩张器，并且导管被引入通过引导护套，由此，膨胀器中的导丝管腔允许导管越过导丝。在如图3中所描绘的一个示例性过程中，导管首先经由下腔静脉(IVC)被引入到右心房(RA)，在右心房(RA)处其穿过隔膜(S)，以便到达左心房(LA)。

[0036] 应当理解，引导护套在塌缩位置覆盖双重多光束电极组件14的脊16，使得整个导管可穿过患者的脉管系统到达期望的位置。可以朝导管主体的远侧定位膨胀器22，以允许组件的脊变平，同时组件穿过引导护套。一旦导管的远侧端部到达期望位置(例如，左心房)，则抽回引导护套以暴露双重多光束电极组件14。一旦引导护套被抽回，脊16就向外挠曲，并且试图呈现它们的预成形膨胀构型。随着双重多光束电极组件14径向地膨胀，环形电极18接触心房组织。可以修整双重多光束电极组件14的构造的方面，以更紧密地适形其被部署在其中的区域。

[0037] 在一个方面，可以诸如通过操纵致动器28来朝近侧抽回外管状构件24，以将在近侧多光束阵列20的电极18之间的期望接触程度施加到与隔膜壁的接触中。另外，可以诸如通过操纵控制手柄12来朝远侧推进内管状构件26，以使得远侧多光束阵列22与相对壁接触。这些技术可以适用于其中双重多光束电极组件14可以被部署的任何腔，并且这些技术可以被用于将双重多光束电极组件14调节为腔的尺寸。当如果需要则双重多光束电极组件14膨胀且调节近侧多光束阵列20和远侧多光束阵列22之间的相对距离时，电生理学家可以标测局部活化作用时间和/或使用电极18进行消融，这可以引导电生理学家诊断患者并向患者提供治疗。导管可以包括安装在导管主体上的一个或多个基准环形电极，并且/或者可以将一个或多个基准电极放置在患者身体外部。通过使用具有双重多光束电极组件上的多个电极的本发明的导管，电生理学家可以获得心脏的海绵窦区的真实解剖结构(包括心房)，通过测量比传统导管更少的点，允许更快地标测区域。

[0038] 在另外的方面，如在2013年4月11日提交的名称为“HIGH DENSITY ELECTRODE STRUCTURE”的美国申请序列号13/860,921和2013年10月25日提交的名称为“CONNECTION OF ELECTRODES TO WIRES COILED ON A CORE”的美国申请序列号14/063,477中所描述的，每个脊16可以包括具有用于脊承载的电极18的内置或嵌入的导线的布线，这些专利申请的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0039] 返回图1，在一些实施方案中，双重多光束电极组件14可以包括可偏转部分，以对接触的组织的区域施加另外的控制。至少一条牵拉线34可以在其远侧端部处固定到内管状构件26的远侧部分，并且可以在其近侧端部处固定到控制手柄12上的偏转臂36。旋转偏转臂36使得牵拉线34处于张力下，从而产生内管状构件26的偏转。可以采用一条牵拉线以施加单向偏转，同时附加的牵拉线可以提供双向偏转。在名称为“STEERING MECHANISM FOR BI-DIREC-TIONAL CATHETER”的美国专利7,377,906，以及名称为“CATHETER WITH

ADJUSTABLE DEFLECTION SENSI-TIVITY"的美国专利8,137,308中描述了用于可偏转导管的合适的构造细节的示例,这些专利的全部公开内容以引用方式并入本文。图4示出双重多光束电极组件14的远侧多光束阵列22的偏转。另选地或除此之外,根据需要,使用类似的技术,外管状构件24也可以是可偏转的。

[0040] 为了帮助示出双重多光束电极组件14的使用,图5是根据本发明的实施方案的侵入式医疗过程的示意图。在远侧端部处具有双重多光束电极组件14(在该视图中未示出)的导管10可以具有在近侧端部处的连接器50,连接器50用于将线从它们的相应的电极18(在该视图中未示出)联接到控制台52以用于记录和分析它们检测到的信号。电生理学家54可以将导管10插入患者56体内,以便从患者的心脏58采集电极电位信号。专业人员使用附接到导管的控制手柄14以便执行插入。控制台52可以包括处理单元60,其分析所接收的信号,并且其可以在附接到控制台的显示器62上呈现分析结果。该结果通常是来源于信号的标测图、数字显示和/或图的形式。

[0041] 在另外的方面中,处理单元60还可以从靠近与双重多光束电极组件14相邻的导管10的远侧端部被设置的一个或多个位置传感器36接收信号,如图1所示意性地指出的。一个或多个传感器可以各自包括磁场响应线圈或多个此类线圈。使用多个线圈促使确定六维位置和取向坐标。因而,传感器可以响应于来自外部线圈的磁场生成电位置信号,从而促使处理器60确定导管10的远侧端部在心脏腔内的位置(例如,位置和取向)。然后,电生理学家可以在显示器62上的患者的心脏的图像上观察双重多光束电极组件14的位置。以举例的方式,可以使用由Biosense Webster Inc.(Diamond Bar,Calif.)生产的CARTO™系统实施这种位置感测方法,并且在美国专利5,391,199、6,690,963、6,484,118、6,239,724、6,618,612和6,332,089、PCT专利公布WO 96/05768,以及美国专利申请公布2002/0065455A1、2003/0120150A1和2004/0068178A1中详细描述了这种位置感测方法,这些专利的公开内容全部以引用方式并入本文。应当理解,还可以采用其它位置感测技术。如果需要,可以朝双重多光束电极组件14的近侧和远侧定位至少两个位置传感器。可以确定相对于近侧传感器的远侧传感器的坐标,并且与关于双重多光束电极组件14的脊16的曲率的其它已知的信息一起,相对于近侧传感器的远侧传感器的坐标可以被用于找到电极18中的每个电极的位置。

[0042] 已参考本发明的当前所公开的实施方案展示了以上描述。本发明所属技术领域内的技术人员将理解,在不有意背离本发明的原则、实质和范围的前提下,可对所述结构作出更改和修改。如本领域中的普通技术人员所理解的,附图未必按比例绘制。因此,上述描述不应视为仅与附图中描述和示出的精确结构有关,而应视为符合以下具有最全面和合理范围的权利要求书并且作为权利要求书的支持。

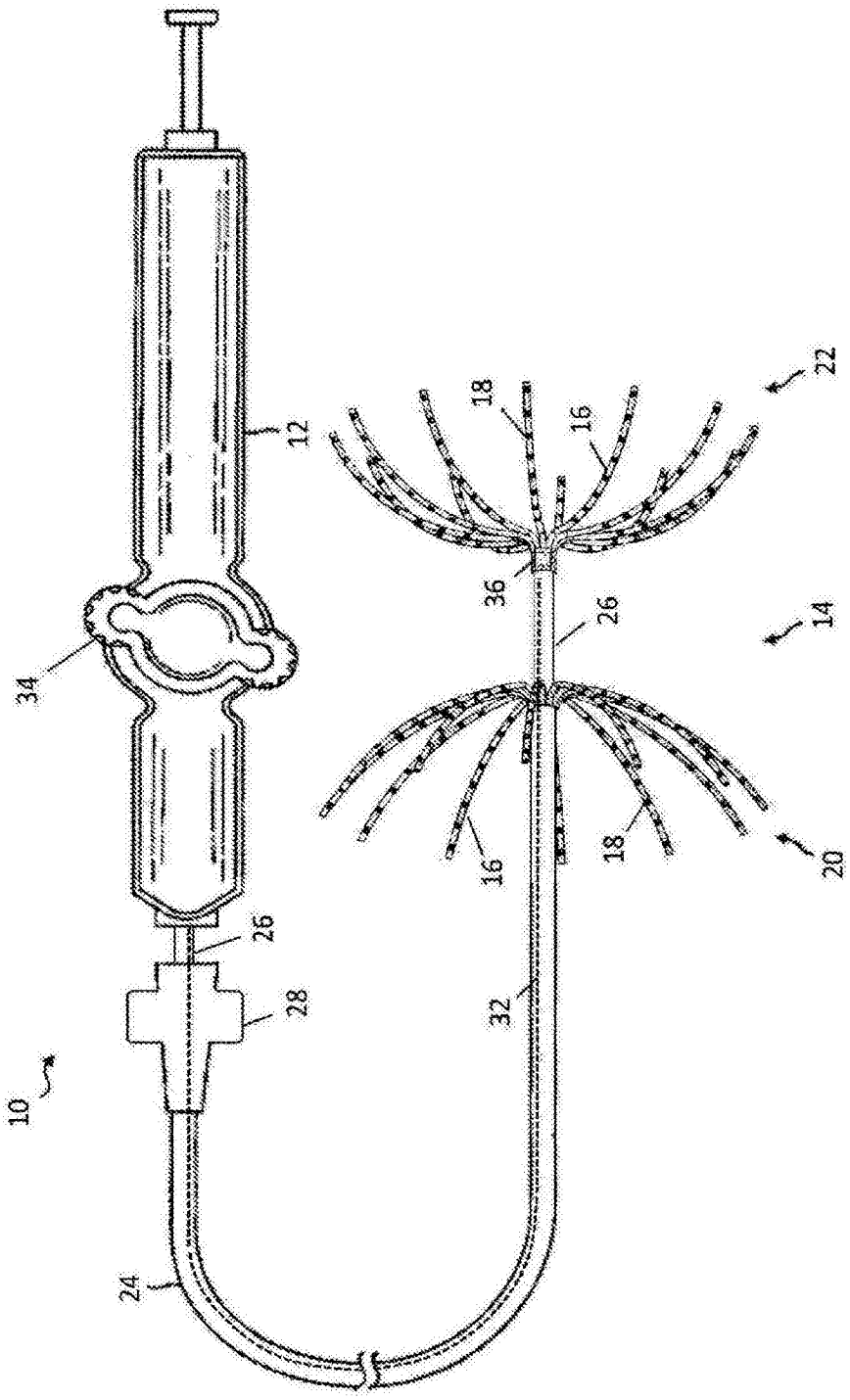


图1

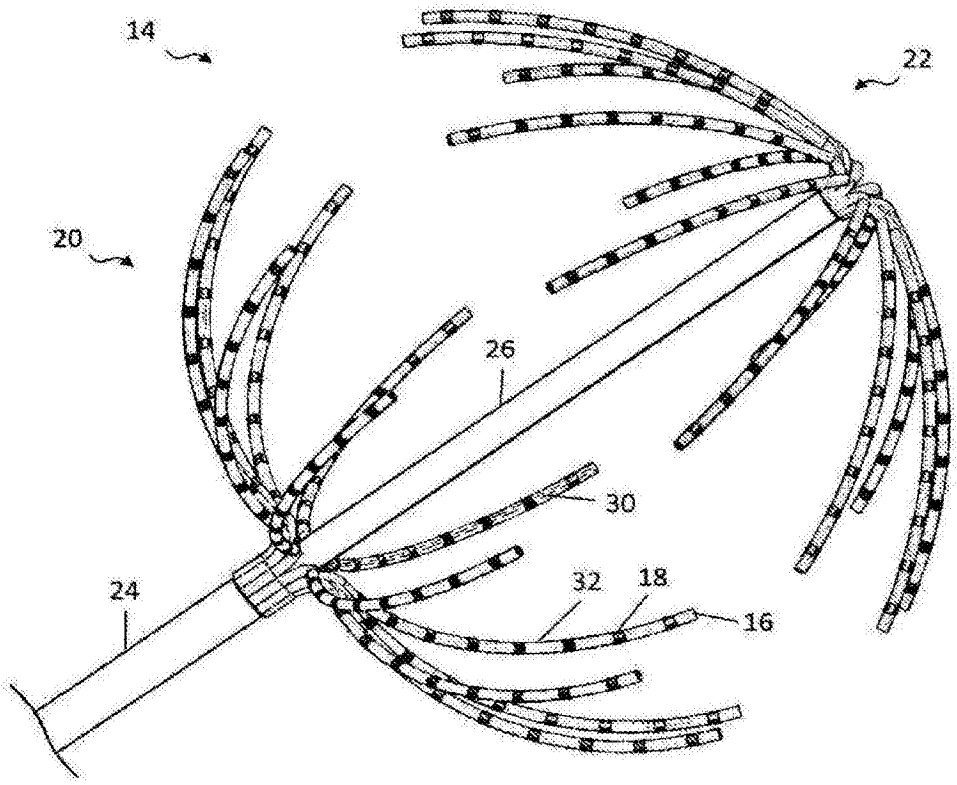


图2

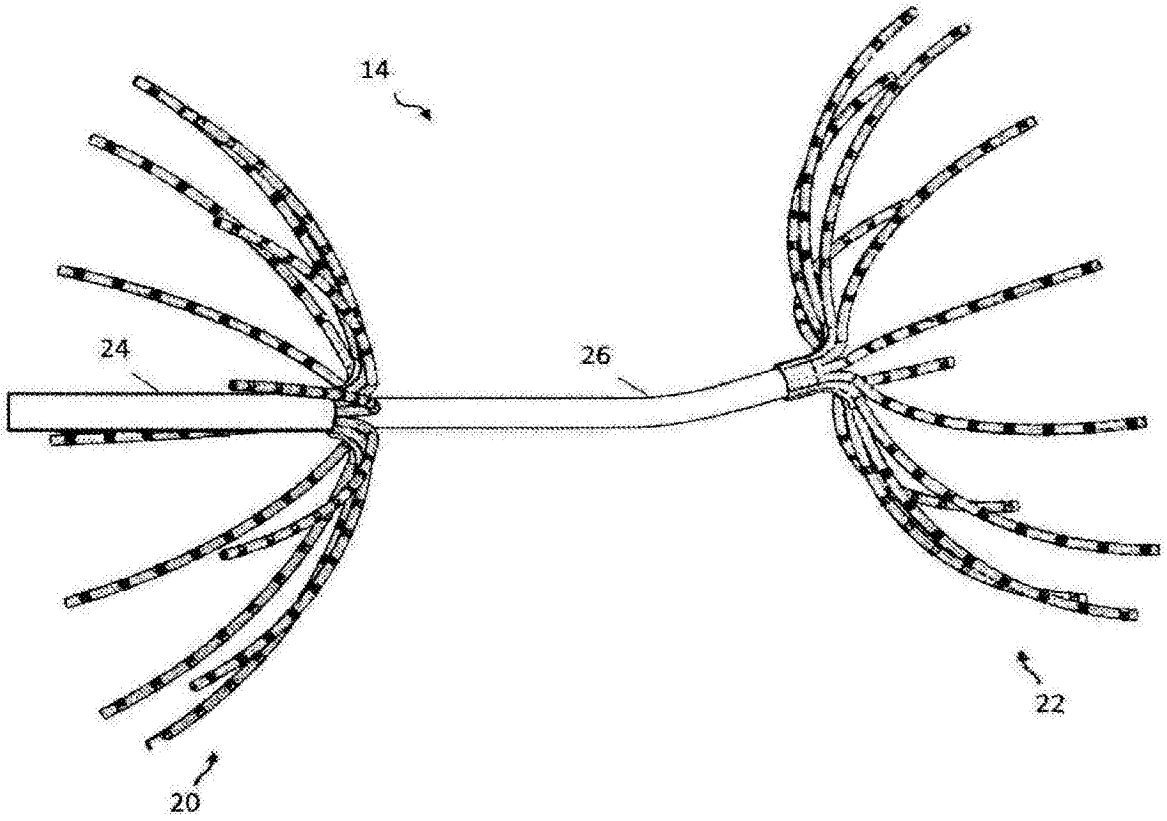


图4

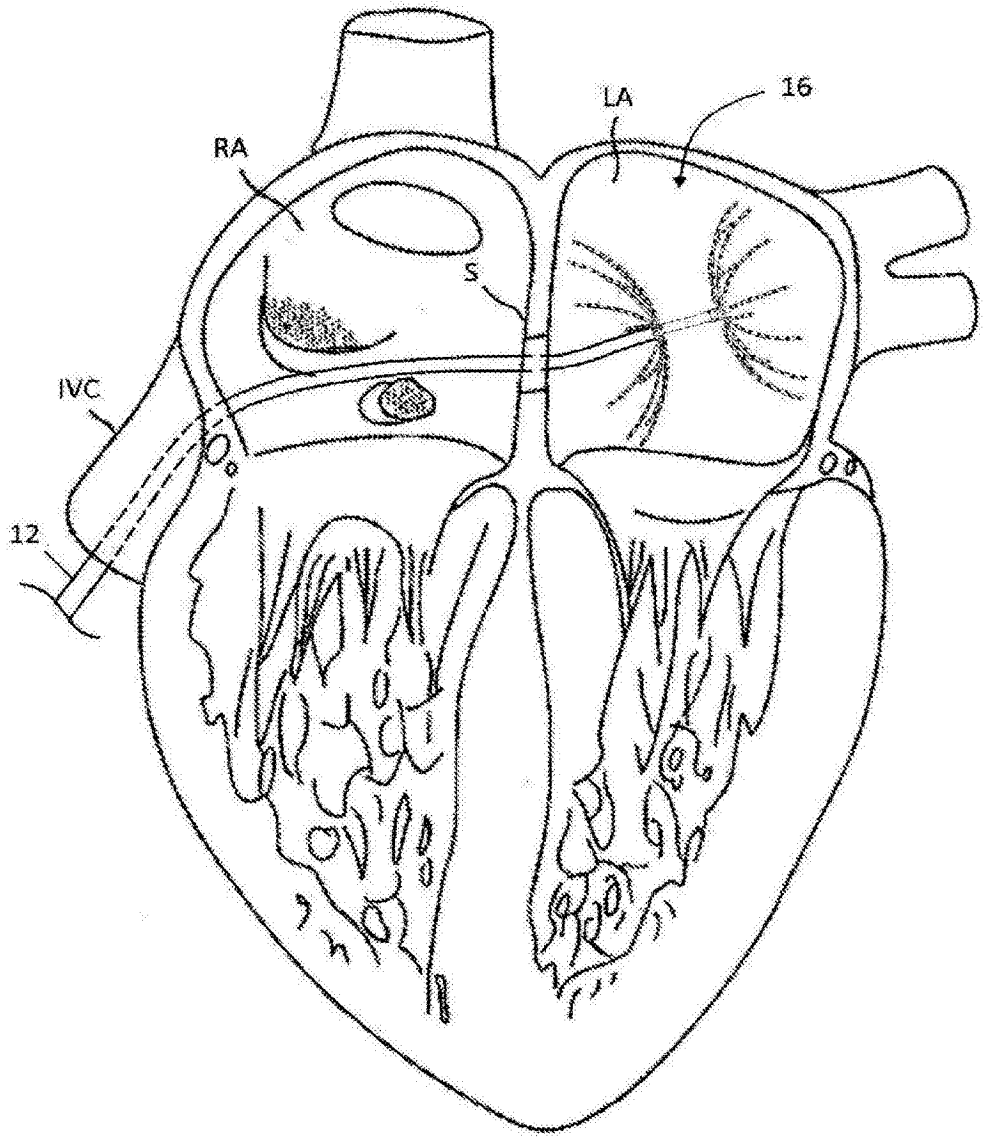


图3

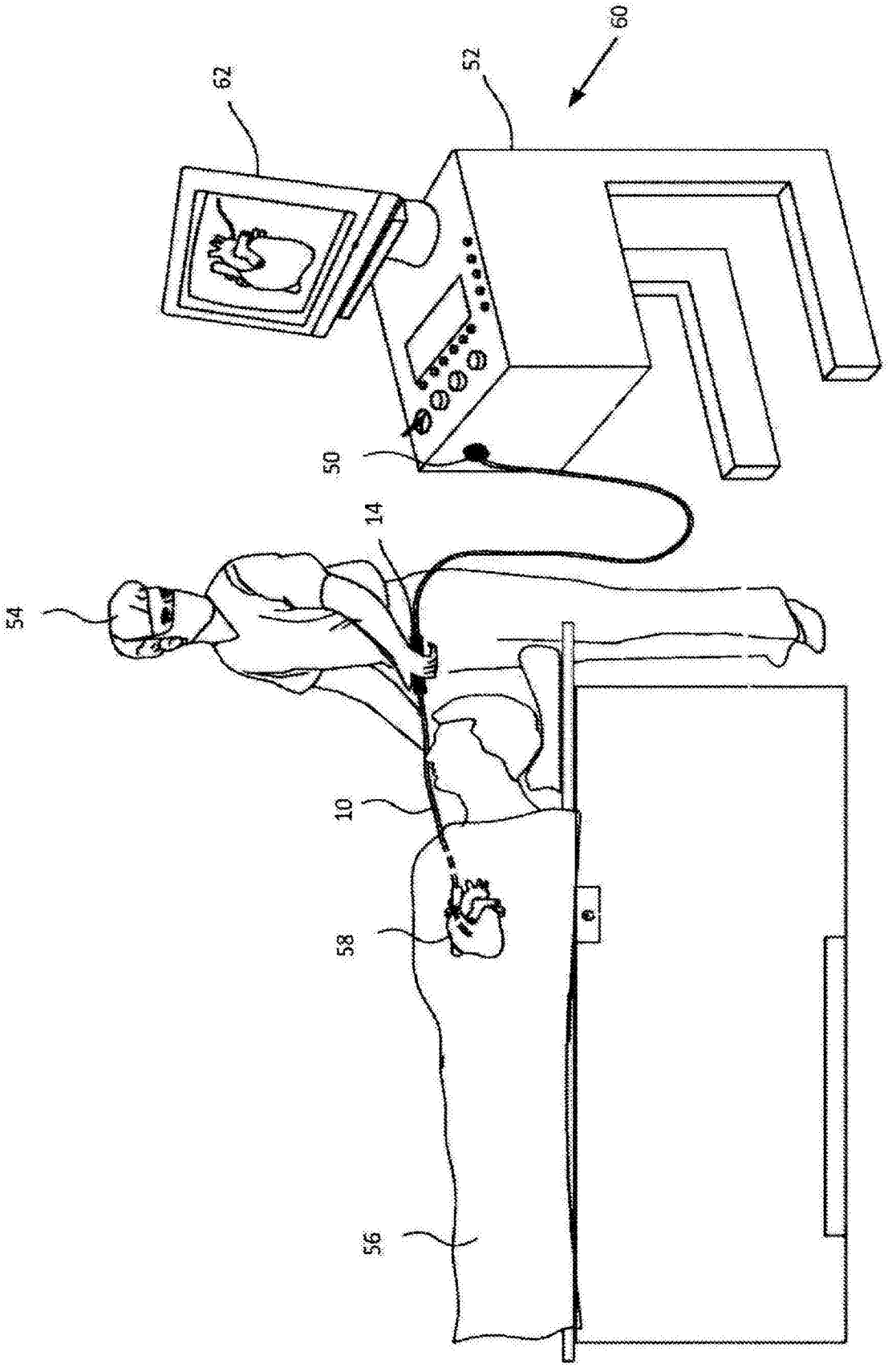


图5