



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107847751 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201680044403.3

(22)申请日 2016.06.21

(30)优先权数据

14/810,559 2015.07.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.01.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/038453 2016.06.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/019204 EN 2017.02.02

(71)申请人 美敦力公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 M·D·邦纳 M·K·埃里克森

T·J·谢尔登

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 姬利永 张欣

(51)Int.Cl.

A61N 1/375(2006.01)

A61N 1/368(2006.01)

A61N 1/372(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61N 1/05(2006.01)

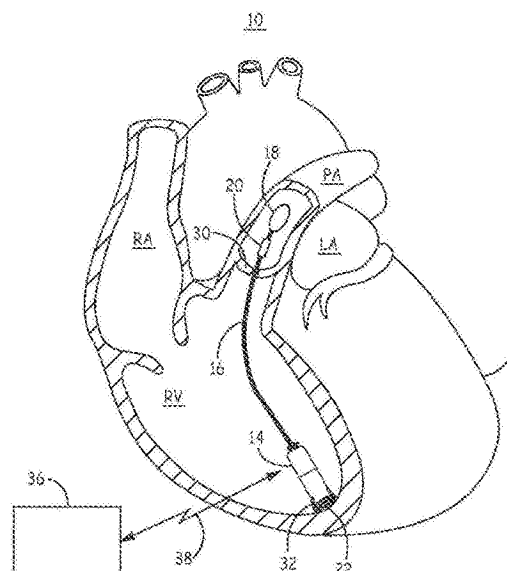
权利要求书1页 说明书13页 附图11页

(54)发明名称

具有在肺动脉中的感测延伸件的心脏内起搏器

(57)摘要

具有封围脉冲发生器和感测模块的壳体的可植入医疗设备包括被电耦合到脉冲发生器和感测模块的基于壳体的阴极电极。从壳体近端延伸的感测延伸件包括被电耦合到用于感测心电信号的感测模块的阳极电极。感测延伸件包括浮动构件,当可植入医疗设备被部署在患者的心血管系统内时,所述浮动构件导致感测延伸件沿着流动的血液的方向远离壳体延伸。



1. 一种可植入医疗设备,包括:

壳体,具有近端和远端;

脉冲发生器,被所述壳体封围;

感测模块,被所述壳体封围且用于感测心电信号;

基于壳体的阴极电极,被电耦合到所述脉冲发生器和所述感测模块;

感测延伸件,从所述壳体近端延伸且包括:

阳极电极,被电耦合到用于感测心电信号的所述感测模块且在包括基于壳体的阴极电极的感测向量中;以及

浮动构件,当所述可植入医疗设备被部署在患者的心血管系统内时,所述浮动构件使得所述感测延伸件沿着流动的血液的方向远离所述壳体延伸。

2. 如权利要求1所述的设备,其中所述浮动构件是自膨胀构件。

3. 如权利要求1至2中任一项所述的设备,其中所述浮动构件在血液中至少是中性浮力的。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的设备,其中:

所述感测延伸件包括细长主体,所述细长主体从感测延伸件近端延伸到被耦合到所述壳体近端的感测延伸件远端;

所述浮动构件具有被耦合到所述感测延伸件近端的远侧表面区域,抵靠所述感测延伸件近端所述流动的血液的压力作用以使所述阳极电极远离所述壳体延伸。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的设备,其中所述浮动构件包括关于所述感测延伸件的中心轴线径向非对称的膜和使得所述浮动构件相对于所述感测延伸件的中心轴线被非对称地配重的配重构件中的至少一者。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的设备,进一步包括被耦合到所述壳体远端的固定构件,所述固定构件被配置成将所述壳体锚定在植入部位,其中当所述壳体被锚定在所述植入部位时,所述固定构件具有比由抵靠所述浮动构件流动的血液引起的拉力大的固定力。

7. 如权利要求1至6中任一项所述的设备,其中所述浮动构件具有流动的血液抵靠作用的远侧表面区域,所述远侧表面区域与所述感测延伸件的中心轴线非对称。

8. 如权利要求1至7中任一项所述的设备,其中所述浮动构件包括支撑构件和从所述支撑构件延伸的膜,所述膜限定流动的血液抵靠作用的远侧表面区域。

9. 如权利要求1至8中任一项所述的设备,其中所述感测延伸件包括从感测延伸件近端延伸到被耦合到所述壳体的感测延伸件远端的细长主体;

当所述壳体远端被植入到患者的右心室当所述浮动构件沿着右心室流出道远离所述壳体延伸时,所述感测延伸件具有从感测延伸件近端到到达所述患者的肺动脉的所述感测延伸件远端的总长度。

10. 如权利要求1至9中任一项所述的设备,其中所述浮动构件包括生物可吸收的材料。

具有在肺动脉中的感测延伸件的心脏内起搏器

技术领域

[0001] 本公开涉及用于递送心脏起搏和/或感测心脏信号的可植入心脏内的医疗设备。

背景技术

[0002] 可植入的心脏内起搏器经常被放置在皮下袋中,并被耦合到承载定位在心脏中的起搏和感测电极的一个或多个经静脉医疗电引线。皮下植入的心脏起搏器可以是耦合到用于在一个心脏腔室(心房或心室)中定位电极的一个医疗引线的单腔室起搏器,或耦合到用于在心房腔室和心室腔室两者中定位电极的两个引线的双腔室起搏器。多腔室起搏器也是可用的,其可以耦合到例如用于定位在一个心房腔室以及右心室和左心室两者中进行起搏和感测的电极的三个引线。

[0003] 最近已经引入了心脏内起搏器,其在患者心脏的心室腔室内完全可植入以递送心室起搏脉冲。这种起搏器可以感测伴随内源性心室去极化的R波信号,并且在没有感测到R波的情况下递送心室起搏脉冲。尽管单腔室心室起搏可以足够解决一些患者状况,但是其他状况可能需要心房和心室起搏(通常称为双腔室起搏),以便维持规律的心律。

发明内容

[0004] 一般而言,本公开涉及能够双腔室感测的心脏内起搏器,用于向患者提供心房同步的心室起搏治疗。在一个示例中,本公开提供了一种可植入医疗设备,其包括具有近端和远端并且封围脉冲发生器和感测模块的壳体。壳体可以承载电耦合到脉冲发生器和感测模块的基于壳体的阴极电极。可植入医疗设备进一步包括从壳体近端延伸的感测延伸件,所述感测延伸件承载电耦合到用于感测心电信号的感测模块的阳极电极。感测延伸件进一步包括浮动构件,当可植入医疗设备被部署在患者的心血管系统内时,所述浮动构件使得感测延伸件沿着流动的血液的方向远离壳体延伸。

[0005] 在另一个示例中,本公开提供了包括可植入医疗设备的系统和用于在患者的心血管系统内部署可植入医疗设备的递送工具。可植入医疗设备包括封围脉冲发生器和用于感测心电信号的感测模块的具有近端和远端的壳体。壳体可以包括电耦合到脉冲发生器和感测模块的基于壳体的阴极电极。可植入医疗设备进一步包括从壳体近端延伸的感测延伸件。感测延伸件包括电耦合到用于感测心电信号的感测模块的阳极电极和浮动构件。递送工具包括用于接收壳体的空腔和用于接收从壳体近端延伸的感测延伸件的管腔。递送工具被用于将壳体远端推进到患者的心血管系统内的植入部位,并将浮动构件释放到流动的血液中,以使得感测延伸件沿着流动的血液的方向远离壳体延伸。

[0006] 在另一个示例中,本公开提供了一种可植入医疗设备,其包括封围用于感测心电信号以及响应于感测到的心电信号生成电刺激脉冲的控制电子器件的壳体。该壳体具有近端和远端。可植入医疗设备进一步包括从壳体近端延伸的感测延伸件,所述感测延伸件包括电耦合到控制电子器件的至少一个电极和耦合到感测延伸件的浮动构件,所述浮动构件使得当可植入医疗设备被部署在患者的心血管系统内时感测延伸件沿着流动的血液的方

向远离壳体延伸。

[0007] 本概述旨在提供本公开中描述的主题的概览。并不意图提供对在下面的附图和描述内详细描述的和装置的排他的或穷尽的解释。一个或多个示例的进一步细节在下面的附图和描述中被阐述。

附图说明

[0008] 图1是说明可被用于感测心电信号和向患者的心脏提供治疗的可植入医疗设备(IMD)的概念图。

[0009] 图2是根据一个实施例的图1的IMD的概念图。

[0010] 图3A是图1的IMD的替代实施例的概念图。

[0011] 图3B是图3A的IMD的浮动构件的端视图。

[0012] 图3C是图3A的浮动构件处于压缩状态的侧视图。

[0013] 图4A至4C是根据其他示例的浮动构件的概念图。

[0014] 图4D是浮动构件的另一个示例的近端视图。

[0015] 图5、6和7是递送工具和当其被部署到患者的心脏中时的图1的IMD的概念图。

[0016] 图8是根据一个示例的图1的IMD的框图。

[0017] 图9是用于部署用于感测心电信号以及递送与心房P波同步的心室起搏脉冲的图1的IMD的方法的流程图。

具体实施方式

[0018] 图1是说明可被用于感测心电信号和向患者的心脏8提供治疗的可植入医疗设备(IMD) 10的概念图。IMD 10是细长设备,其包括壳体14和从壳体14延伸并且承载至少一个感测电极20的近端感测延伸件16。壳体14封围电子电路,诸如如下所述的脉冲发生器和感测模块。

[0019] IMD 10被示出为被部署在患者心脏8的右心室(RV)中,具有从RV延伸到肺动脉(PA)的感测延伸件16。IMD 10可以通过被推进到右心房(RA)中和RV中的导管被经静脉递送。IMD 10可以包括示出为多个弯曲尖齿的远侧固定构件32,用于当从递送导管释放时将壳体14例如沿着RV尖端固定在RV中的期望位置处。

[0020] 感测延伸件16包括近侧浮动设备18。当从递送导管释放时,近侧浮动设备沿着RV流出道向上游漂移到肺动脉(PA)中。浮动设备18在图1中被示出为囊,但是可以替代地被实施为伞、帆、风筝或被配置为在受到流动的血液时随流动的血液行进的其他构件。当被暴露于RV中的血液流动时,浮动设备18随从RV被注射入PA的血液向上游漂移,从而将感测延伸件16从RV延伸到PA中且使电极20定位在邻近左心房(LA)以感测心房的信号。

[0021] IMD 10被配置成经由远端起搏电极22递送心室起搏脉冲,并且返回由感测延伸件16承载的阳极电极20。IMD 10被配置为使用分别定位在RV中且沿着邻近LA组织的PA的电极22和20感测心电信号(包括R波和P波)。以这种方式,使得IMD 10能够提供双腔室感测,用于在心房同步起搏模式中(例如在VDD起搏模式中)控制心室起搏。

[0022] IMD 10可以被配置用于与外部设备36进行双向无线遥测。外部设备36可以是编程器、家庭监测器或手持式设备。外部设备36可以被用于经由使用蓝牙[®]、Wi-Fi、医疗植入通

信服务 (MICS) 或其他 RF 带宽所建立的无线射频 (RF) 通信链路 38 向 IMD 10 传输数据和从 IMD 10 接收数据。在一些示例中, 外部设备 36 可以包括被放置在邻近 IMD 10 以建立和维持通信链路的编程头, 并且在其他示例中, 外部设备 36 和 IMD 10 可以被配置为使用距离遥测算法和电路进行通信, 这不需要使用编程头并且也不需要用户干预来维持通信链路。

[0023] 外部设备 36 的方面通常可以对应于美国专利 No. 5,507,782 (KievaI 等人) 中公开的外部编程/监测单元, 通过引用其整体被并入于此。外部设备 36 经常被称为“编程器”, 因为其典型地由医生、技术人员、护士、临床医生或用于对 IMD 10 中的操作参数进行编程的其他合格用户来使用。外部设备 36 可以位于诊所、医院或其他医疗设施中。外部装置 36 可替代地被体现为可被用于医疗实施中、患者家中或另一个位置的家庭监测器或手持式设备。诸如感测和治疗递送控制参数之类的操作参数可以使用外部设备 36 被编程到 IMD 10。

[0024] 图 2 是根据另一个实施例的 IMD 10 的概念图。IMD 10 包括具有远端 42 和近端 44 的壳体 14, 以及附接到近侧壳体端 44 并且沿大体近侧方向从其延伸的近侧感测延伸件 16。感测延伸件 16 可经由转换构件 48 不可移除地被附接到壳体 14。远侧阴极电极 22 由壳体 14 承载。感测延伸件 16 承载至少一个电极 20 和近侧浮动构件 18。

[0025] IMD 10 包括用于感测 RV 中的心脏 EGM 信号并且当 IMD 10 被植入在 RV 中时递送心室起搏脉冲的基于壳体的电极 22。电极 22 被显示为在 IMD 10 的壳体远端 42 上的尖端电极。电极 22 可以替代地被体现为沿着壳体 14 的中间部分 (例如邻近壳体远端 42) 的环形电极。远端 42 被称为“远侧”, 因为它通过诸如导管之类的递送工具推进并被放置抵靠目标起搏部位时, 它被预期是前端。

[0026] 电极 20 和 22 可以是但不限于钛、铂、铱或其合金, 并且可以包括低偏振涂层, 诸如氮化钛、氧化铱、氧化钨、铂黑等。电极 20 和 22 形成用于心脏起搏和感测的阳极和阴极对。在替代实施例中, IMD 10 可以包括用于将电刺激递送到心脏 8 的两个或更多个环形电极、两个尖端电极和/或沿着壳体 14 被暴露的其他类型的电极。电极 20 和 22 可以被定位在沿着 IMD 10 的除所示位置以外的位置处。

[0027] IMD 10 可以通过递送工具来部署, 使得近侧感测延伸件 16 在右心室流出道 (RVOT) 中被释放或被吸入右心室流出道。抵靠浮动构件 18 作用的血流将在 PA 的方向上且在一些情况下跨肺动脉瓣携带感测延伸件 16 的近端。当浮动构件 18 将感测延伸件 16 的近端“浮动”到 PA 中时, 电极 20 为靠近或邻近 LA。PA 特别地在巴合曼束 (也被称为心房束) 上直接流入 LA, 心房束被认为是主要的心房间传导通路。可以在远侧电极 22 和近侧基于延伸件的电极 20 之间感测心电信号。该信号被预期为包括比使用远侧电极 22 和第二基于壳体的电极所获得的心室内的 EGM 信号更高幅度的伴随心房去极化的 P 波。通过感测具有更高 P 波信号强度的心电信号, IMD 10 被配置为感测 P 波以用于在以心房同步的心室起搏模式控制心室起搏脉冲中使用。

[0028] 感测延伸件 16 包括具有被耦合到壳体 14 的远端 60 和远离壳体 14 延伸的自由近端 62 的柔性延伸件主体 15。基于延伸件的电极 20 被示出为被位于朝向近端 62、远离浮动构件 18 间隔开, 该浮动构件 18 可在末端的近端 62 处。基于延伸件的电极 20 可以是但不限于远离浮动构件 18 几毫米至几厘米。认识到, 在替代的示例中, 浮动构件 18 可以位于远离电极 20。例如, 电极 20 可以是在感测延伸件 16 的近端 62 处或邻近感测延伸件 16 的近端 62 的尖端或环形电极, 其中浮动构件 18 位于远离电极 20。

[0029] 当被保持在递送工具的管腔或空腔内时,浮动构件18可以具有在被用于在植入位置处部署IMD 10的递送工具内可推进且在保留在递送工具的管腔或空腔内时不压缩浮动构件18的外部尺寸。在其它示例中,浮动构件18可以是自膨胀构件,其被保持在递送工具内的压缩位置,并且当被从递送工具释放时膨胀到正常膨胀的位置。在其他示例中,浮动构件18是在制造时被充气并保持在充气状态的可充气构件。在又其他示例中,浮动构件在从递送工具的部署之前或之后被用户从压缩位置充气到膨胀位置。在一些示例中,浮动构件可以经由自密封阀来充气。

[0030] 浮动构件18可以是在血液中正浮力,或者是在血液中至少中性浮力。如本文所用,术语“在血液中至少中性浮力”是指在血液中的浮动构件18的浮力是中性或正浮力而非在血液中是负浮力。在一些示例中,,浮动构件18的浮力经选择为由于作用在浮动构件18上的血压大于远侧固定构件32的固定力而促使感测延伸件16的近端浮动到不产生浮力或拉力的PA中。例如,包括多个固定齿的远侧固定构件32可以具有大于每个齿0.5牛顿的固定力。当在植入之后经受流动的血液时,浮动构件18可以具有小于0.5牛顿的拉力。例如,当被定位在流动血液中时,浮动构件18的拉力可以近似为0.01N至0.5N。

[0031] 浮动构件18可以是可压缩的或不可压缩的中空构件,诸如填充有空气或另一种轻质材料(诸如聚氨酯、聚乙烯或硅酮基泡沫)的硅树脂或聚氨酯囊。在其他示例中,浮动构件是由具有低于血液的密度的生物相容材料模制的可压缩或不可压缩的实心构件。全血的密度近似为 $1.06\text{g}/\text{cm}^3$ 。在一些示例中,浮动构件18可以由具有小于 $1.0\text{g}/\text{cm}^3$ 的密度的生物相容聚合物(诸如聚乙烯或聚丙烯)模制。浮动构件18可以包括减少细胞与浮动构件18的粘附并促进血细胞沿着浮动构件18的表面滑动的抗血栓形成或其他的涂层。例如,浮动构件18可以具有高光滑、亲水性或中性的表面涂层以减少包封,该涂层可以包括而不限于水凝胶、聚四氟乙烯或GORE-TEX[®]膜材料。

[0032] 在一些示例中,浮动构件18的全部或部分以及本文中示出和描述的浮动构件的其它示例由生物可吸收材料形成,例如,聚乳酸(PLA)、聚乙醇酸(PGA)、PLA/PGA共聚合物或聚己酸内酯(PCL)。浮动构件18可以被提供为在植入之后短期内将感测延伸件保持在流动血液中的延伸的位置,但是在一段时间(例如几周或几个月)之后,电极20或感测延伸件16的任何部分的组织封装可以维持电极20沿着PA的位置的足够的稳定性。浮动构件18可以被完全地或部分地吸收。

[0033] 壳体14由诸如不锈钢或钛合金之类的生物相容材料形成。在一些示例中,壳体14可以包括绝缘涂层。壳体14的整体可以是绝缘的,但是只有电极22是不绝缘的。绝缘涂层的示例包括聚对二甲苯、聚氨酯、PEEK或聚酰亚胺等。在其他示例中,不提供壳体14的绝缘涂层,但是电极22与壳体14的其余部分电隔离。

[0034] 壳体14包括控制电子器件子组件52,其封围用于感测心脏信号电子电路,产生起搏脉冲并控制IMD 10的治疗递送和其它功能。示出为尖端电极的远侧阴极电极22可以经由馈通被耦合到控制电子器件子组件52内的电路,例如被耦合到起搏脉冲发生器和电信号感测模块。电极20用作返回阳极,其可在起搏期间与远侧阴极电极22配对,并用于当如图1所示IMD 10被定位在RV中时感测心室EGM信号。基于感测延伸件的电极20被电耦合到壳体14,并且当与远侧电极22配对时被用于感测包括比使用与另一个基于壳体的电极匹配的远侧阴极电极22(导致电极间的间距较小并且从返回阳极到心房组织的距离更大)感测到的

EGM信号的更高振幅P波的EGM信号。

[0035] 壳体14进一步包括电池子组件54,该电池子组件54向控制电子器件子组件52提供电力。电池子组件54可以包括在共同转让的美国专利No.8,433,409 (Johnson等人) 和美国专利No.8,541,131 (Lund等人) 中公开的电池的特征,这两篇文献的全部内容通过引用整体并入于此。

[0036] IMD 10包括一组远侧固定齿32,以通过例如与心室内膜的主动接合和/或与心室小梁的相互作用将壳体远端42固定到患者组织。固定齿32被配置为锚定IMD 10以将电极22定位成可操作地邻近目标组织以递送治疗性电刺激脉冲。可以采用数种类型的主动和/或被动固定构件用于将IMD 10锚定或稳定在植入位置中。IMD 10可以包括一组固定齿,如共同转让的待授权的公开US 2012/0172892 (Grubac等人) 中所公开的,通过引用将其全部内容并入本文。当在目标起搏部位被适当地部署时,固定齿32具有大于由RVOT中的血流引起的抵抗浮动构件18的反作用力的固定力,其将近侧延伸件端62的位置维持在PA中。

[0037] IMD 10可以任选地包括递送工具接口46。递送工具接口46可以位于IMD 10的近端44处且被配置为连接到在植入过程期间被用于将IMD 10定位在植入位置处(例如在心脏腔室内)的诸如导管之类的递送设备。

[0038] IMD 10的壳体14的减小的尺寸使得能够完全植入在患者的心脏内,使得壳体14固定在一个心脏腔室中,例如RV。当壳体远端42被固定在目标部位时,感测延伸件16的长度使得延伸件近端62能够延伸到PA中。例如而非意在限制,壳体14/具有的壳体远端42与壳体近端44之间的长度可以在近似1cm至5cm的范围内并且包括近似1cm至5cm。当在肺动脉瓣附近(在肺动脉瓣之前或之后)“浮动”时,感测延伸件16的延伸件远端60与延伸件近端62之间的长度可以是近似3cm至15cm,并且更一般地长度上可以是在近似2cm至15cm的数量级上,这取决于壳体14的总长度、RV中的目标起搏部位的距离、心脏大小以及其他考虑因素。

[0039] 从壳体远端42到感测延伸件近端62的IMD 10的整体长度被选择为使得壳体14能够整体地植入在一个心脏腔室(例如RV)中,其中感测延伸件16朝向或邻近另一个心室延伸,例如在邻近LA的PA内。

[0040] 图3A是IMD 10的替代实施例的概念图。在该示例中,IMD 10包括从壳体近端44延伸的感测延伸件116,该壳体近端44终止于被实施为伞状或帐篷状结构的浮动构件118。浮动构件118通过流动血液的对浮动构件118的远端表面区域126施加的压力在如箭头122所示的远离壳体14的近侧方向上被推动。浮动构件118具有导致抵靠远端表面区域126的血压的远端表面区域126,该血压使延伸件近端162移动到PA中并维持感测延伸件116的基本上延伸的位置,使得基于延伸件的电极120由于对远端表面区域126施加的血压而被保持邻近或靠近LA。

[0041] 在图3A中,感测延伸件116被示出为包括多个基于延伸件的电极120、120'和120"。可以提供多个电极以使得能够选择提供最高的P波信号强度和/或最小的信号噪音的基于延伸件的电极120、120'或120"。在图3A中示出了三个电极120、120'和120",但是在各种示例中,可以通过感测延伸件116来携带多于三个或少于三个电极。由感测延伸件116携带的每个电极被耦合到从各自电极延伸通过延伸件主体115到感测延伸件远端160的导体,并且可以被电耦合到壳体14,而不需要穿过壳体14的电馈通。

[0042] 图3B是浮动构件118的端视图。浮动构件118可以是关于与感测延伸件主体115的

中心轴线同轴的中心支撑件134径向对称。多个支柱130从中心支撑件134径向延伸且膜132在支柱130之间延伸以限定连续的远侧表面126,流动的血液作用抵靠所述远侧表面126以朝PA推动浮动构件118。支柱130被示出在图3A中以在稍微近侧的方向上延伸,即以与中心支撑件134和感测延伸件主体115成钝角。在其他示例中,支柱130可以以其他角延伸,包括锐角或直角。当支柱130以相对于感测延伸件主体115成锐角延伸时,帐篷状或伞状的结构取向与如图3A所示的取向相比被反向。

[0043] 在一些示例中,浮动构件118的近表面136(图3A)可以是凹形的。支柱130可以是柔性的,使得当被保持在递送工具内时,浮动构件可以被向内压缩。在其他示例中,支柱130是相对刚性的,使得浮动构件118的形状在递送工具内并且在部署在心脏腔室之后被保持。尽管浮动构件118被描述为帐篷状或伞状结构,使得近侧表面136是在所示取向中的凹表面(或远侧表面126是以反向取向的凹表面),但是设想了将具有基本平坦的近侧表面136(或当相对于所示取向被反向时的远侧表面126)的实心锥形或金字塔形。

[0044] 浮动构件118可以被形成为永久地被耦合到感测延伸件近端162的单个模制件,或者可以在两个或更多个步骤中形成浮动构件118,其中在第二步骤中形成支柱130且添加膜132。尽管六个支柱130被示出具有相等的长度,但是可以使用两个或更多个支柱,并且在一些示例中,支柱130可以具有不同的长度,使得浮动构件118关于中心支撑件134是非对称的。非对称的浮动构件118可以使得感测延伸件以朝向PA的内壁方向而不是朝向中心的方向被推动。当被朝向PA的壁推动时,近侧电极120可以被定位在更靠近心房组织,并且可以当血液流过浮动构件118时被保持在更稳定的位置。

[0045] 图3C是在压缩位置的浮动构件118的图。支柱130和膜132可以是柔性的,使得当IMD 10被定位在植入物递送工具内时,浮动构件118被移动到压缩位置,当从递送工具被释放时,其自膨胀到图3所示的正常的未压缩位置。如下所描述,结合图5至7,感测延伸件116可以在递送工具的管腔内延伸。当感测延伸件116在递送工具管腔内延伸时,浮动构件118可以被保持在图3C所示的压缩位置。支柱130可以被朝向感测延伸件主体115的中心轴线向内按压,并且膜132可以被折叠或在压缩位置中变松弛,使得浮动构件118的外径被减小以沿着递送工具管腔推进。

[0046] 在其他示例中,图3C中所示的浮动构件118的位置可以表示浮动构件118的膨胀位置而不是压缩位置。当浮动构件118处于正常的自膨胀位置时,支柱130和延伸件主体115之间的角度138可以比如图3A所示的角度相对更钝。暴露于沿着RVOT的高速血流的相对较小的表面区域126可以足够将浮动构件118推动到PA中。

[0047] 图4A是根据另一示例的IMD 10的概念图,其中感测延伸件16以帆形或风筝形的浮动构件218终止。图4B是浮动构件218的近端视图。浮动构件218相对于与感测延伸件主体15的中心轴线17同轴的中心支撑件234是非对称的。浮动构件218可以包括从中心支撑件234径向地向外延伸的垂直的支柱230a和230b,统称为230。在支柱230a和230b之间延伸的膜232限定了远侧表面区域226,流动的血液抵靠所述远端表面区域226施加促使浮动构件218远离壳体14的压力,使近侧阳极电极20延伸远离壳体14,例如进入PA。

[0048] 远侧表面区域226是非对称的,包括在从中心支撑件234的一个方向上延伸的较大表面区域226a(图4A)和在从中心支撑件234的反方向上延伸的相对较小表面区域226b。较大的力将通过流动的血液抵靠较大的表面区域226a被施加,导致相对于感测延伸件主体

15的中心轴线17的不均匀的推力。当被释放到流动的血液时,当流动血液的压力作用以在较大的远侧表面区域226上产生较大的总力而朝向心房组织推动近侧电极20时,浮动构件218可以朝向肺动脉内壁漂移。随着电极20与心房组织的接近度增加(随着电极20更接近心房组织),心电信号中的P波信号强度可以改善通过IDM 14提供更可靠的P波感测,用于适当地触发心房同步的心室起搏脉冲

[0049] 如图4B所示,浮动构件218可以包括沿着较小表面区域226a(例如,沿着膜232或支柱230的外边缘)被定位的配重构件238,以创建浮动构件218相对于中心轴线17的不相同的重量。配重构件238可以是相对于浮动构件218的沿着主要或较大表面区域226a的重量增加浮动构件218的沿着次要或较小的表面区域226b的重量的圆柱体、杆、球体、带或其他物体,使得浮动构件218优先地被朝向PA的血管壁驱动。配重构件238可以是生物相容金属,例如不锈钢或钛合金,其可以在形成膜232期间被粘合地接合到膜232或被包覆模制。

[0050] 具有对称几何形状的对称配重的浮动构件在它保持在PA的中心流体路径中时可以有心动周期振荡。血流动力学可以朝向血管壁驱动非对称配重的浮动构件218,例如朝向在左心房顶附近的下PA壁。通过添加配重构件238引起的浮动构件218的非对称的几何形状和/或非对称的配重可以被设计成迫使浮动构件朝向PA内壁。

[0051] 即使添加了配重构件238,浮动构件218在血液中可以至少是中性浮力。在其它示例中,配重构件238可在血液中稍微负浮力,使得当配重的次要表面区域226b在血液流中“向下”浮动时,相对更多浮力的主表面区域226a“向上”浮动,使得浮动构件218朝向PA内壁漂移。尤其当添加配重构件238时,浮动构件218的近侧表面区域228的至少一部分可以通过抵靠非对称的远侧表面区域226流动的血液的作用变得沿着PA内壁受压。在其中近侧电极20沿着感测延伸件16被近侧地与浮动构件218间隔开的实例中,电极20可以抵靠PA内壁被朝向LA顶推动。

[0052] 此外,浮动构件218在支撑构件234处到延伸件本体15的连接是相对于浮动构件的几何形状偏心的,这有助于朝向PA内壁驱动浮动构件218。替代地,浮动构件在几何形状上可以是径向对称,例如图4A的浮动构件118,且配重构件238可沿着径向对称的浮动构件的外边缘被添加,以提供浮动构件的非对称配重。具有非对称配重的对称浮动构件可以与延伸件主体15的中心轴线17同轴或非同轴地被耦合到延伸件主体15。

[0053] 在各种示例中,远侧表面区域226可以由膜232限定,所述膜232的形状通常为圆形或多边形并且由一个或多个支柱支撑,并且在一些情况下被模制为连续的自支撑的结构而不需要支撑支柱230。尽管被示出在相对于感测延伸件主体15的中心轴线17的非对称的位置,在其他示例中,膜232可以具有被配置成相对于中心支撑件234和感测延伸件本体15的中心轴线17对称的几何形状。

[0054] 远侧表面区域226被显示为大致凸形表面,在稍微近侧的方向上成角度,使得抵靠远侧表面区域226流动的血液沿着并经过浮动构件218流动。图4C是根据另一个示例的IMD 10的局部视图,其中感测延伸件主体15被具有近侧反向到远侧的取向使得远侧表面区域226'大致是凹形表面的浮动构件218'终止。流动的血液在由远侧表面区域226'限定的凹面内被接收。浮动构件218'的非对称配置可以促使感测延伸件16朝向PA的内壁弯折或弯曲,从而促使电极20更紧密靠近心房组织。

[0055] 图4D是浮动构件318的另一个示例的近端视图。在该示例中,浮动构件通常是三角

形的,具有向邻近或沿着次要侧340的感测延伸件主体16提供连接点的支撑构件334。具有主要侧面342a和342b以及次要侧面340的膜332可以是自支撑的或由支柱330支撑。膜332限定远侧表面区域326,流动血液作用抵靠所述远侧表面区域326以推动浮动构件318到PA中且朝向PA内壁。浮动构件318相对于到在支撑构件334处的延伸件主体15的连接点的非对称性使得流动的血液能够促使浮动构件318(和近侧感测电极20)朝向PA内壁。配重构件338可以沿次要侧340被包括以进一步增强浮动构件318朝向PA内壁的而不是沿着PA的中央流体路径的优先的浮动。

[0056] 在一些示例中,浮动构件318可以包括在植入时限定远侧表面区域326的一部分的生物可吸收部分346。生物可吸收部分346可以在植入时促进浮动构件318沿着RVOT浮动到PA中,但是可以接着被吸收到血流中,留下具有配重构件338的径向非对称的浮动构件318。如由主要侧面342a和342b以及次要侧面340所限定的,浮动构件318的剩余的非生物可吸收部分既在形状上在径向上非对称,并且在浮动构件318已经被移位到PA中且生物可吸收部分346已经被吸收之后被非对称地配重以促进抵靠PA内壁的浮动。

[0057] 图2至4D的对于浮动构件18、118、218和318的各种示例的感测延伸件主体15的形状(在生物可吸收部分(当被包括时)被吸收之前和之后)、对称性、取向、配重、表面特性和连接点可以基于期望在植入部位处遇到的特定流动力学来选择,以促进将感测延伸件16和近侧电极20到期望位置的浮动,并使可能导致血栓形成的血流模式最小化。

[0058] 图5是递送工具200和IMD 10当其被部署到RV中时的概念图。递送工具200可以包括限定内部导管220延伸通过的外部管腔204的外部导管202。内部导管220限定近侧感测延伸件16在其中延伸的内部管腔222。在部署IMD10之前,壳体14可以被保持在递送工具胶囊206内,递送工具胶囊206限定用于在外部导管202推进到RV中期间保持壳体14的空腔208。内部导管220可完全被撤回到外部管腔204中,使得壳体14被保持在胶囊208内。

[0059] 在壳体14保持在胶囊208内的情况下,递送工具200可以例如经由所示示例中的下腔静脉经静脉地被推进到RA中,并且进一步被推进到RV中。一旦在RV内或靠近目标起搏部位,内部导管220可向远侧地被推进出递送工具200的远侧开口210,和/或外部导管202可相对于内部管腔220被向近侧地撤回。内部导管220可以包括被配置成与壳体14的近端44对接的远侧锥体或杯状物224,以推进壳体远端42出远侧开口210并抵靠目标起搏部位。当壳体14从胶囊206被释放时,固定构件32被部署。在一些示例中,远侧开口210被放置在邻近目标起搏部位。固定构件32可以被保持在胶囊206内的延伸位置。当外部导管202被缩回时,内部导管220被推进,使得包括在固定构件32中的齿的远侧尖端刺入心室的心内膜组织或与心室网接合,接着重新获得如图所示的松弛位置。

[0060] 图6描绘了在内部导管220已经被缩回到外部导管202内之后的IMD 10。内部导管220的远侧杯状物224被缩回到外部导管202的胶囊206中。近侧感测延伸件16的部分在递送工具200内延伸,使得递送工具200可根据需要被推进以将近侧感测延伸件定位在RV内。递送工具200被缩回以从递送工具远侧开口210完全释放IMD 10,使得近侧感测延伸件16从递送工具200被释放,如图7所示。当RV中的血流模式作用在浮动构件18上时,浮动构件18将被释放到RV血液池中并进入RVOT。

[0061] 在RV的血流模式中被捕获的浮动构件18将进入RVOT,并通过作用在浮动构件18上的血液压力被推到PA中,从而使基于延伸件的电极20靠近或邻近LA被定位,例如如图1所

示。通过固定构件32对壳体14的固定抵消作用在浮动构件18上的血压,以将远侧电极22维持在目标起搏部位,同时浮动构件18使基于延伸件的近侧电极20维持在靠近LA的PA中。

[0062] 图8是根据一个示例的IMD 10的框图。IMD 10包括脉冲发生器302、感测模块304、控制模块306、存储器310、遥测模块308和电源314。如本文使用,术语“模块”是指专用集成电路(ASIC)、电子电路、执行一个或多个软件或固件程序的处理器(共享的、专用的或成组的)和存储器、组合逻辑电路或提供所描述功能的其他合适的部件。

[0063] 本文归因于起搏器100的功能可以被体现为一个或多个处理器、控制器、硬件、固件、软件或其任何组合。将不同的特征描绘为特定的电路或模块旨在强调不同的功能方面,并不一定意味着这些功能必须通过单独的硬件或软件部件或通过任何特定的架构来实现。相反,与一个或多个模块、处理器或电路相关联的功能可以由单独的硬件或软件部件来执行,或者被集成在公共硬件或软件部件中。例如,由IMD 10执行的起搏控制操作可以在控制模块306中实现,该控制模块306执行存储在相关联的存储器310中的指令并依靠来自感测模块304的输入。

[0064] 如本文所公开的IMD 10的功能操作不应被解释为反映实施所描述的方法所必需的特定形式的软件或硬件。相信,软件、硬件和/或固件的特定形式将主要由IMD 10中采用的特定系统架构以及由IMD 10采用的特定感测和治疗递送方法来确定。鉴于本文的公开,提供软件、硬件和/或固件用于在任何现代起搏器系统的背景下完成所描述的功能是在本领域技术人员的能力范围内。

[0065] 脉冲发生器302生成经由电极20和22递送到心脏组织的电刺激脉冲。阴极电极22经由穿过壳体14的电绝缘馈通被耦合到脉冲发生器302,并且返回阳极电极20可以被电耦合到壳体14。脉冲发生器302可以包括一个或多个电容器和充电电路以将一个或多个电容器充电到被编程的起搏脉冲电压。在适当的时间,如由包括在控制模块306中的起搏定时和控制模块所控制的,电容器被耦合到阴极电极22以使电容器电压放电并由此递送起搏脉冲。通常在上面结合的美国专利No.5,507,782(KievaI等人)和共同转让的美国专利No.8,532,785(Crutchfield等人)(这两篇专利通过引用整体并入本文)中公开的起搏电路可以在IMD 10中被实现,用于在控制模块306的控制下使起搏电容器充电到预定的起搏脉冲幅度且递送起搏脉冲。

[0066] 控制模块306根据存储在存储器310中的编程的治疗控制参数,控制脉冲发生器302以响应于起搏逸搏间期的期满来递送起搏脉冲。包括在控制模块306中的起搏定时和控制模块包括逸搏间期定时器或计数器,定时器或计数器被设定为用于相对于起搏或感测的事件来控制起搏脉冲的定时的各种起搏逸搏间期。当起搏逸搏间期期满时,递送起搏脉冲。如果通过感测模块304在起搏逸搏间期的期间感测到心脏事件,则可以禁止或触发排定的起搏脉冲,并且可以将起搏逸搏间期重置为新的时间间期。

[0067] 感测模块304被配置为接收跨电极20和22产生的心电信号。当心电信号跨越感测模块304中包括的心脏事件检测器(诸如感测放大器)的感测阈值时,感测模块304可以感测到心脏事件。感测阈值可以是自动调整感测阈值,其可以基于感测事件的幅度被初始设定,并且之后以预定的衰减速率衰减。响应于感测阈值跨越,感测模块304将感测到的事件信号传递到控制模块306。

[0068] 当心电信号跨越P波感测阈值时,感测模块304可以产生被传递到控制模块306的P

波感测事件信号,且当心电信号跨越R波感测阈值时,产生R波感测事件信号。P波感测事件信号可以被控制模块306使用以设定房室(AV)起搏间期。如果AV起搏间期在没有接收到R波感测事件信号的情况下期满,则控制模块306控制脉冲发生器302递送通过AV起搏逸搏间期同步到感测到的P波的心室起搏脉冲。

[0069] 存储器310可以包括当由控制模块306和/或感测模块304执行时使得控制模块306和/或感测模块304执行贯穿本公开的归属于IMD 10的各种功能的计算机可读指令。计算机可读指令可被编码在存储器310内。存储器310可包括任何非临时性计算机可读存储介质,其包括任何易失性、非易失性、磁性、光学或电学介质,诸如随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、非易失性RAM(NVRAM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、闪存或其它数字介质,唯一的例外是暂时传播信号。根据本文公开的技术,存储器310存储由控制模块306使用的定时间期、计数器或其他数据,以通过脉冲发生器302(例如通过设定包括在控制模块306中的起搏逸搏间期定时器)来控制起搏脉冲的递送。

[0070] 电源314根据需要向IMD 10的其他模块和部件中的每一个提供电力。控制模块306可以执行功率控制操作以控制各个部件或模块何时被供电以执行各种起搏器功能。电源314可以包括一个或多个储能设备,诸如一个或多个可再充电或不可再充电的电池。为清楚起见,电源314和其他起搏器模块和部件之间的连接未在图8中示出。

[0071] 遥测模块308包括用于经由射频(RF)通信链路传输和接收数据的收发器和相关联的天线。遥测模块308可以能够与外部设备36双向通信,如结合图1所描述的。

[0072] 图9是用于部署用于感测心电信号并递送与心房P波同步的心室起搏脉冲的IMD 10的方法的流程图400。在框402,IMD 10被装载到递送工具中,该递送工具包括用于接收近侧感测延伸件16的管腔和用于接收和保持IMD壳体14的胶囊。在框404,递送工具被推进到目标起搏部位,该部位是IMD壳体14的植入部位。在框406,IMD壳体14被固定在目标起搏部位处,例如通过将IMD壳体14推进出递送工具的远侧开口以使得远侧固定构件32在目标起搏部位接合组织,如上面结合图5所述。

[0073] 在将IMD壳体14固定在目标起搏部位的情况下,递送工具可以被缩回以从递送工具完全释放IMD壳体14。近侧感测延伸件16可以至少部分地保持在递送工具管腔内,使得递送工具可以被用于将感测延伸件16在流动的血液中定位在期望释放的部分处,例如在RV内或沿着RVOT,如上面结合图6所述。在框412,递送工具可被完全缩回以释放感测延伸件的浮动构件。此时,IMD 10可从递送工具被完全释放。释放到流动的血液中的浮动构件18受到使浮动构件18移动离开壳体14的血压,使得感测延伸件延伸离开壳体14并且将至少一个基于延伸件的感测电极定位在离开壳体14且接近或邻近期望的心电信号的感测部位的期望的心血管位置。

[0074] 在框414,从壳体14“浮动”离开的基于感测延伸件的电极20与基于壳体的电极(例如阴极22)一起使用,用于感测心电信号。在框416,IMD 10的控制模块使用基于壳体的远侧阴极电极22来控制在目标起搏部位处的起搏脉冲递送。起搏脉冲可以与使用基于感测延伸件的电极20感测到的心脏事件同步地被递送。例如,基于壳体的远侧阴极电极22可以在框406通过远侧固定构件32被锚定在RV起搏部位,并且在框416被用于递送与在框414通过使用基于延伸件的电极20来感测心电信号而检测到的心房P波同步的RV起搏脉冲,所述基于延伸件的电极20通过作用在框412的在RVOT中或附近释放的浮动构件18的血流和压力的作

用沿PA被定位。

[0075] 尽管本公开易于受到各种修改和替代形式的影响,但其特定实施例已经通过在附图中的示例被示出并且在本文中被详细地描述。然而,应该理解,本文对特定实施例的描述并不意图将本公开限制为所公开的特定形式,而是相反,意图是覆盖落入如所附权利要求所限定的本公开的精神和范围内的所有修改、等同和替代。

[0076] 例如,以下项是进一步的实施例的说明:

[0077] 项1.一种可植入医疗设备,包括:

[0078] 壳体,具有近端和远端;

[0079] 脉冲发生器,被所述壳体封围;

[0080] 感测模块,被所述壳体封围且用于感测心电信号;

[0081] 基于壳体的阴极电极,被电耦合到所述脉冲发生器和所述感测模块;

[0082] 感测延伸件,从所述壳体近端延伸且包括:

[0083] 阳极电极,被电耦合到用于感测心电信号的所述感测模块且在包括基于壳体的阴极电极的感测向量中;以及

[0084] 浮动构件,当所述可植入医疗设备被部署在患者的心血管系统内时,所述浮动构件使得所述感测延伸件沿着流动的血液的方向远离所述壳体延伸。

[0085] 项2如项1所述的设备,其中所述浮动构件是自膨胀构件。

[0086] 项3如项1至2中任一项所述的设备,其中所述浮动构件在血液中至少是中性浮力的。

[0087] 项4如项1至3中任一项所述的设备,其中:

[0088] 所述感测延伸件包括细长主体,所述细长主体从感测延伸件近端延伸到被耦合到所述壳体近端的感测延伸件远端;

[0089] 所述浮动构件具有被耦合到所述感测延伸件近端的远端表面区域,抵靠所述感测延伸件近端所述流动的血液的压力作用以使所述阳极电极远离所述壳体延伸。

[0090] 项5如项1至4中任一项所述的设备,其中所述浮动构件包括关于所述感测延伸件的中心轴线径向不对称的膜和使得所述浮动构件相对于所述感测延伸件中的至少一个膜被不对称地配重的配重构件中的至少一者。

[0091] 项6如项1至5中任一项所述的设备,进一步包括被耦合到所述壳体远端的固定构件,所述固定构件被配置成将所述壳体锚定在植入部位,其中当所述壳体被锚定在所述植入部位时,所述固定构件具有比由抵靠所述浮动构件流动的血液引起的拉力大的固定力。

[0092] 项7如项1至6中任一项所述的设备,其中所述浮动构件具有流动的血液抵靠作用的远侧表面区域,所述远侧表面区域与所述感测延伸件的中心轴线不对称。

[0093] 项8如项1至7中任一项所述的设备,其中所述浮动构件包括支撑构件和从所述支撑构件延伸的膜,所述膜限定流动的血液抵靠作用的远侧表面区域。

[0094] 项9如项1至8中任一项所述的设备,其中所述感测延伸件包括从感测延伸件近端延伸到被耦合到所述壳体的感测延伸件远端的细长主体;

[0095] 当所述壳体远端被植入到患者的右心室当所述浮动构件沿着右心室流出道远离所述壳体延伸时,所述感测延伸件具有从感测延伸件近端到到达所述患者的肺动脉的所述感测延伸件远端的总长度。

- [0096] 项10如项1至9中任一项所述的设备,其中所述浮动构件包括生物可吸收的材料。
- [0097] 项11一种系统,包括:
- [0098] 可植入医疗设备,包括:
- [0099] 壳体,具有近端和远端;
- [0100] 脉冲发生器,被所述壳体封围;
- [0101] 感测模块,被所述壳体封围;
- [0102] 基于壳体的阴极电极,被电耦合到所述脉冲发生器和所述感测模块;
- [0103] 感测延伸件,从所述壳体近端延伸且包括:
- [0104] 阳极电极,被电耦合到用于感测心电信号的所述感测模块且在包括基于壳体的阴极电极的感测向量中;以及
- [0105] 浮动构件;以及
- [0106] 递送工具,包括用于接收壳体的空腔和用于接收从壳体近端延伸的感测延伸件的管腔,用于使壳体远端推进到患者的心血管系统内的植入部位,以及使浮动构件释放入流动的血液中以使得感测延伸件沿着流动的血液方向远离壳体延伸。
- [0107] 项12如项11所述的系统,其中所述浮动构件是自膨胀构件。
- [0108] 项13如项11至12中任一项所述的系统,其中所述浮动构件在血液中至少是中性浮力的。
- [0109] 项14如项11至13中任一项所述的系统,其中:
- [0110] 所述感测延伸件包括细长主体,所述细长主体从感测延伸件近端延伸到被耦合到所述壳体近端的感测延伸件远端;
- [0111] 该浮动构件具有远端表面区域,由流动的血液施加的压力抵靠所述远端表面区域作用为使阳极电极远离壳体延伸。
- [0112] 项15如项11至14中任一项所述的系统,其中所述浮动构件包括关于所述感测延伸件的中心轴线径向不对称的膜和使得所述浮动构件相对于所述感测延伸件的中心轴线被不对称地配重的配重构件中的至少一者。。
- [0113] 项16如项11至15中任一项所述的系统,进一步包括被耦合到所述壳体远端的固定构件,所述固定构件被配置成将所述壳体锚定在植入部位,其中当所述壳体被锚定在所述植入部位时,所述固定构件具有比由抵靠所述浮动构件流动的血液引起的拉力大的固定力。
- [0114] 项17如项11至16中任一项所述的系统,其中所述浮动构件具有流动的血液抵靠作用的远侧表面区域,所述远侧表面区域与所述感测延伸件的中心轴线不对称。
- [0115] 项18如项11至17中任一项所述的系统,其中所述浮动构件包括支撑构件和从所述支撑构件延伸的膜,所述膜限定流动的血液抵靠作用的远侧表面区域。
- [0116] 项19如项11至18中任一项所述的系统,其中所述感测延伸件包括从感测延伸件近端延伸到被耦合到所述壳体的感测延伸件远端的细长主体;
- [0117] 当所述壳体远端被植入到患者的右心室当所述浮动构件沿着右心室流出道远离所述壳体延伸时,所述感测延伸件具有从感测延伸件近端到到达所述患者的肺动脉的所述感测延伸件远端的总长度。
- [0118] 项20如项11至19中任一项所述的系统,其中所述浮动构件包括生物可吸收的材

料。

[0119] 项21一种可植入医疗设备,包括:

[0120] 壳体,封围用于感测心电信号并且响应于感测到的心电信号生成电刺激脉冲的控制电子器件,所述壳体具有近端和远端;

[0121] 感测延伸件,从所述壳体近端延伸且包括:

[0122] 被电耦合到控制电子器件的至少一个电极;以及

[0123] 浮动构件,耦合到感测延伸件,当所述可植入医疗设备被部署在患者的心血管系统内时,所述浮动构件使得所述感测延伸件沿着流动的血液的方向远离所述壳体延伸。

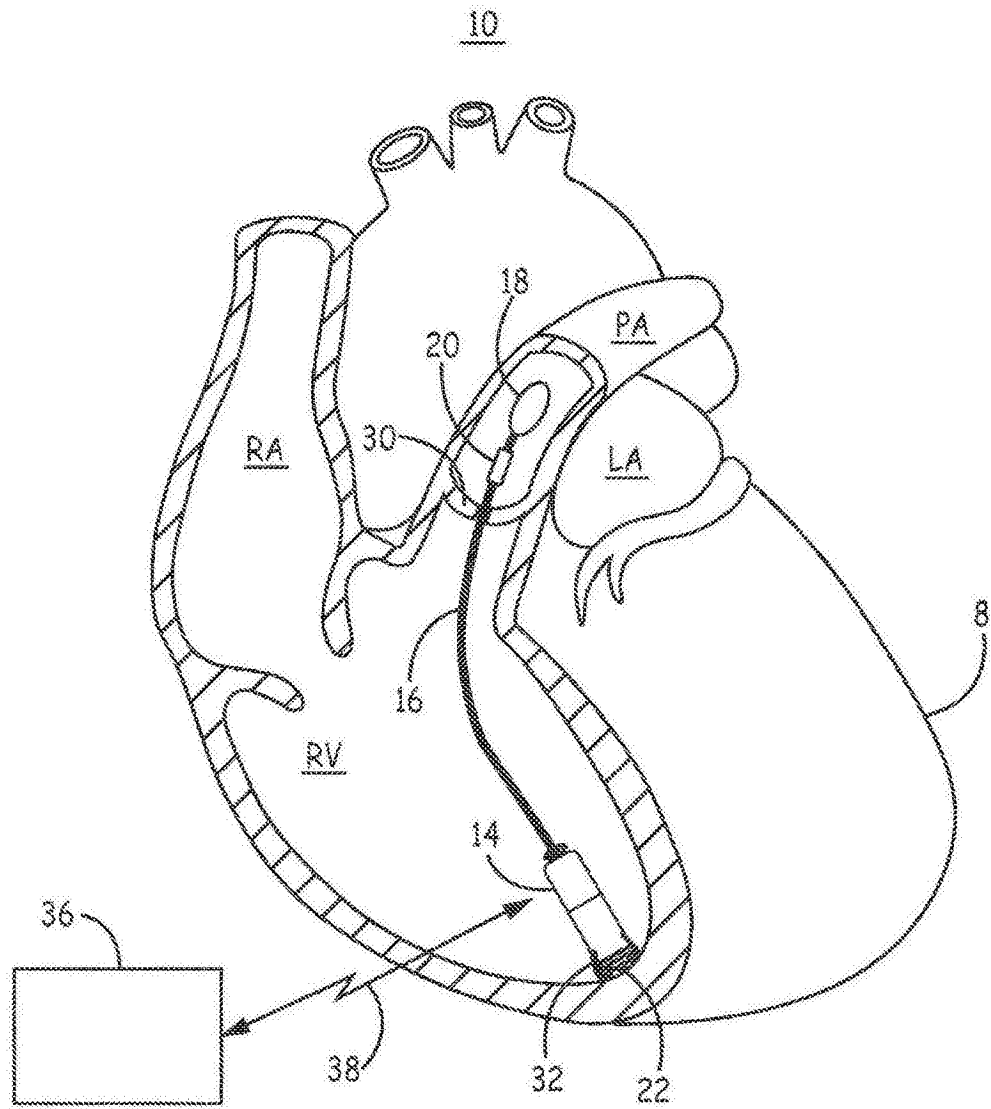


图1

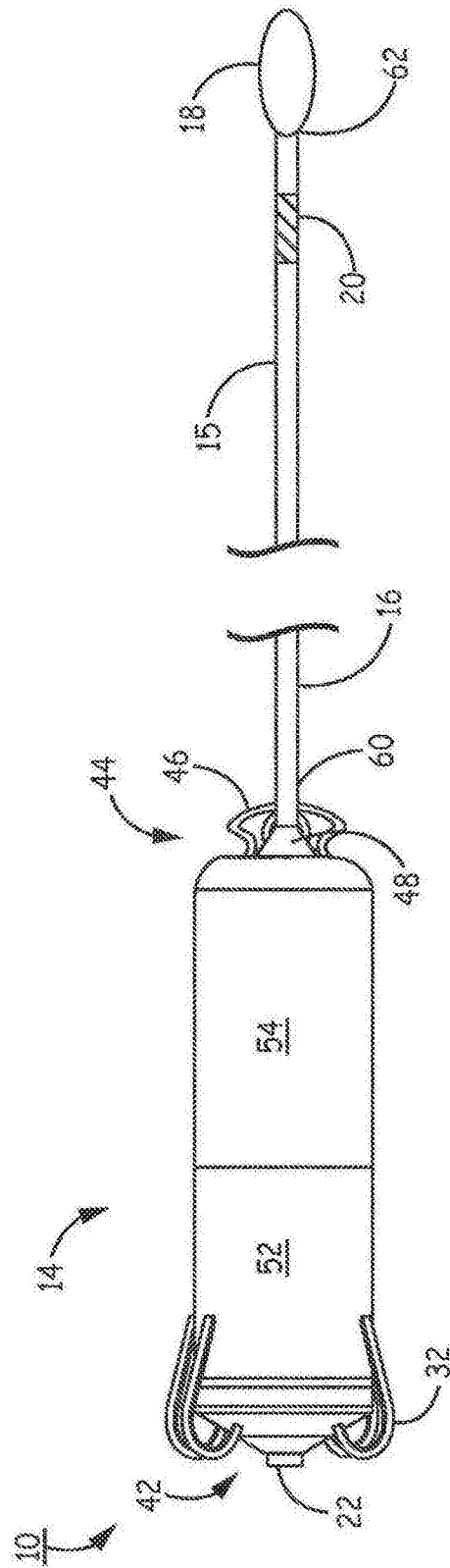


图 2

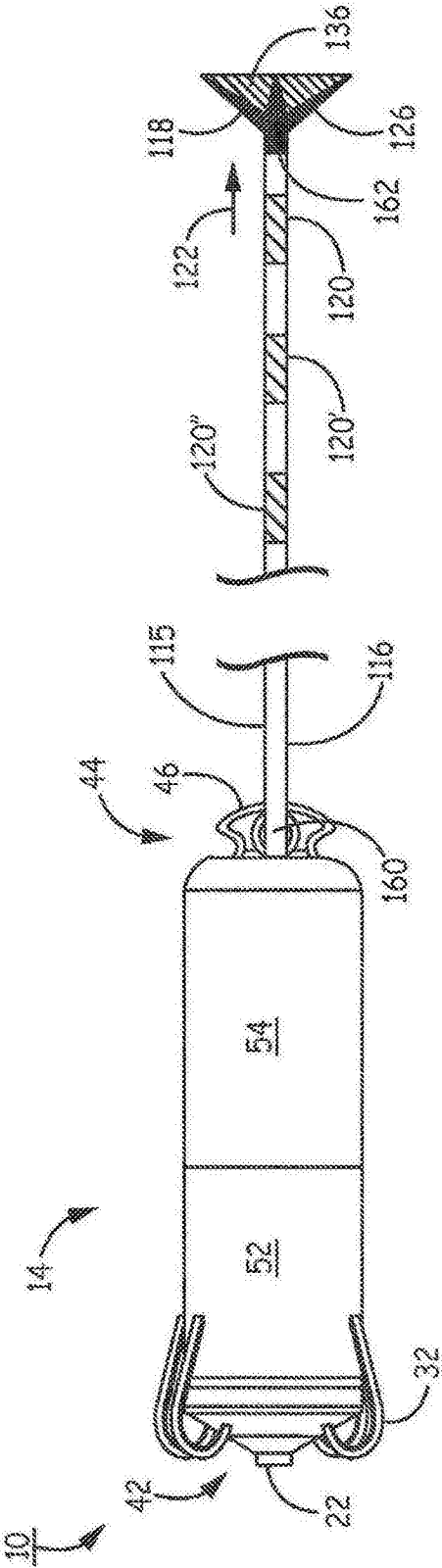


图3A

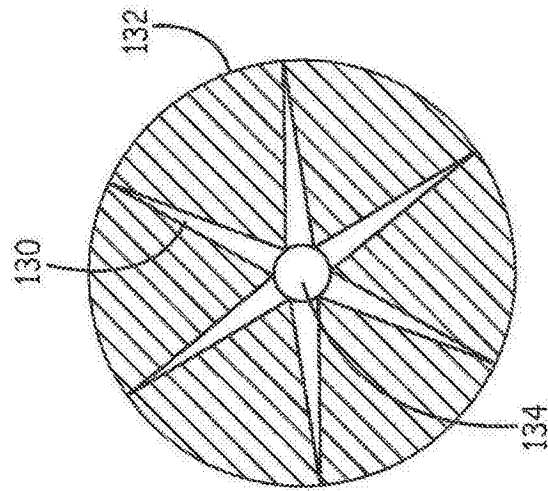


图3B

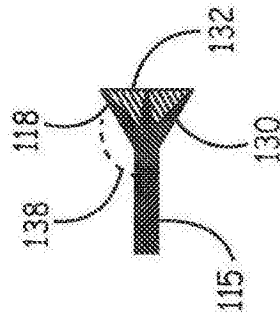


图3C

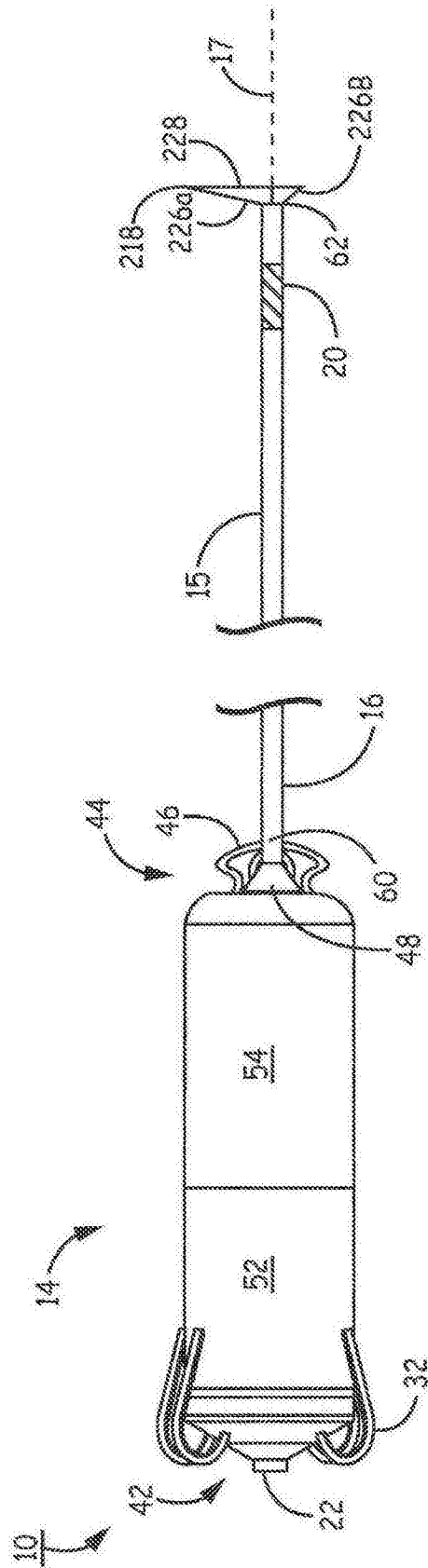


图4A

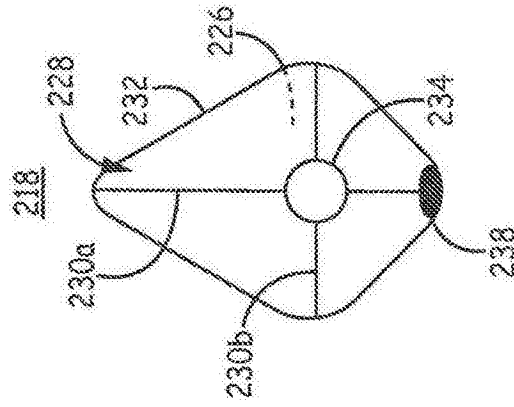


图4B

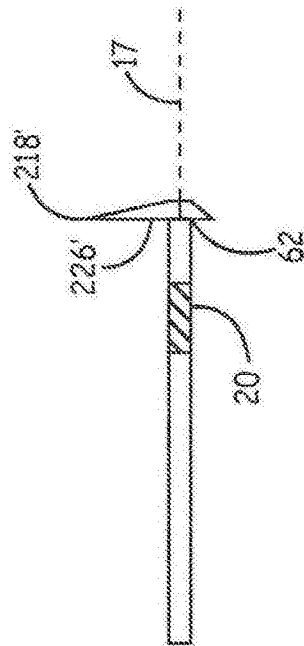


图4C

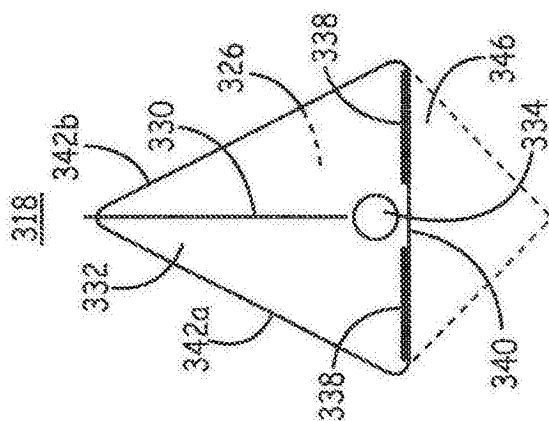


图4D

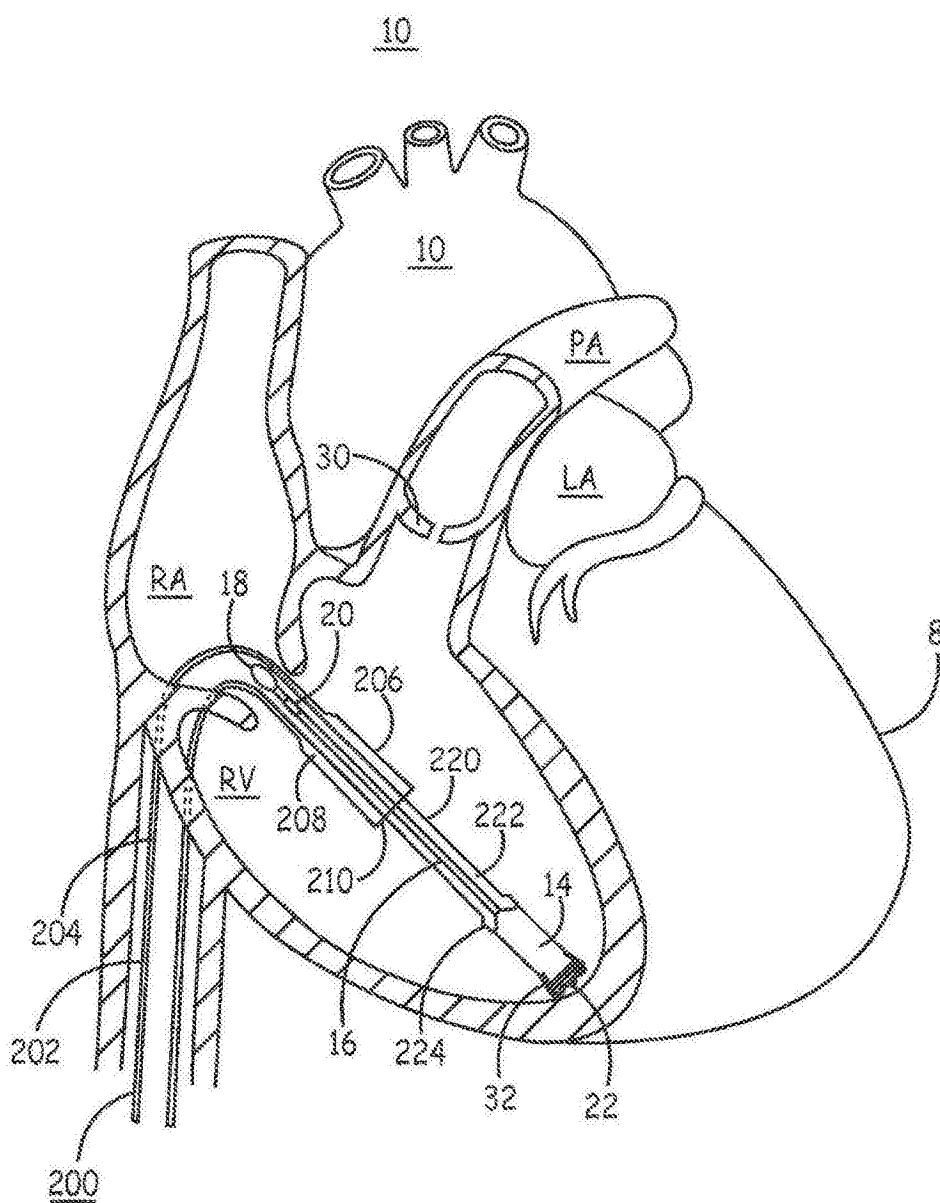


图5

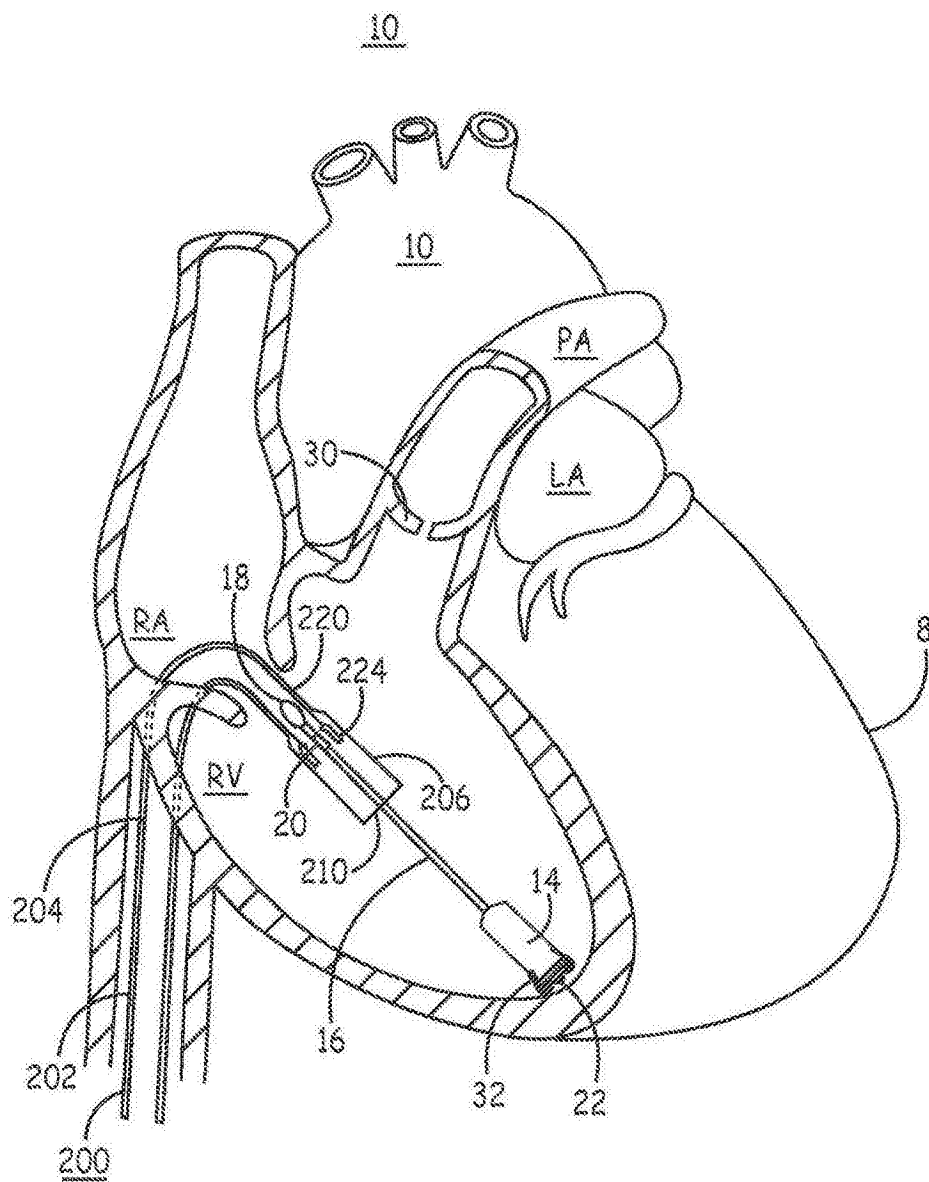


图6

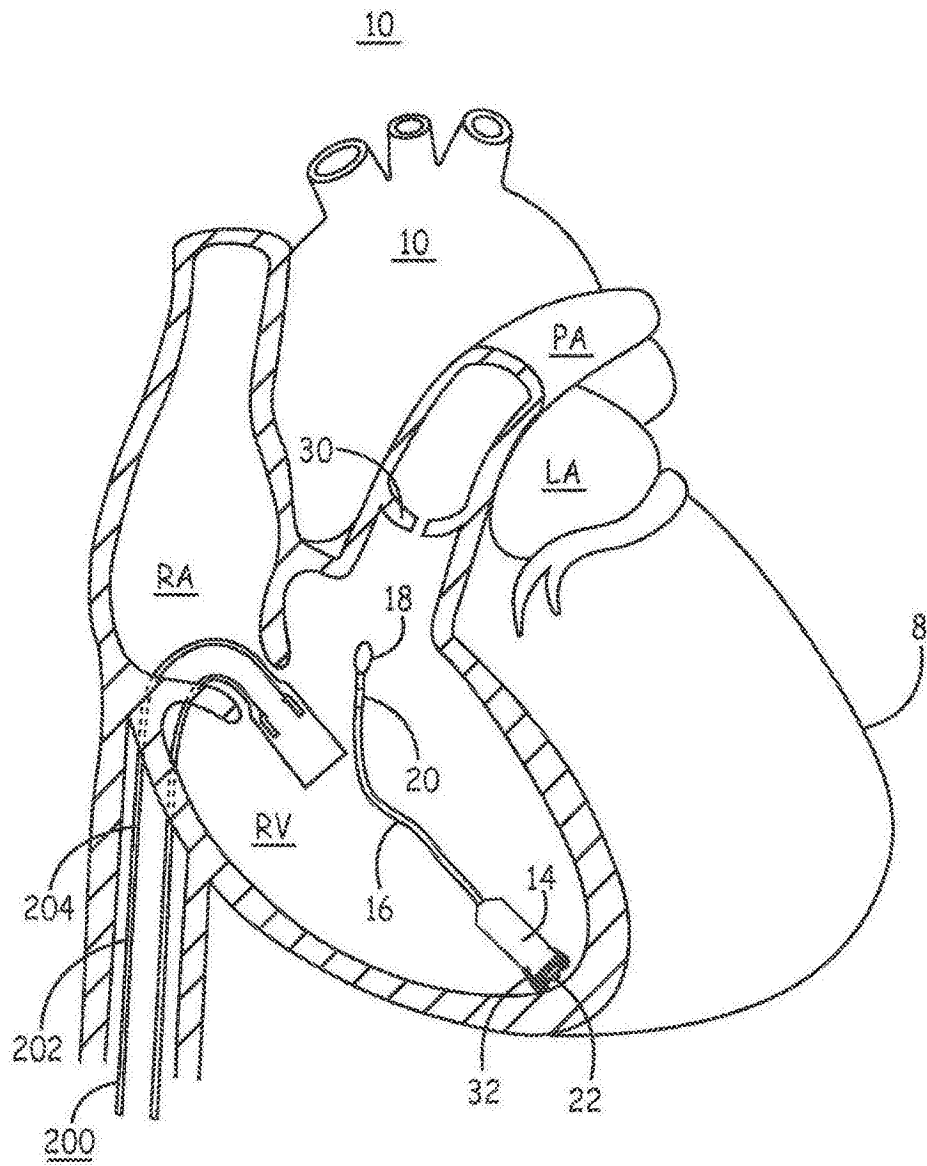


图7

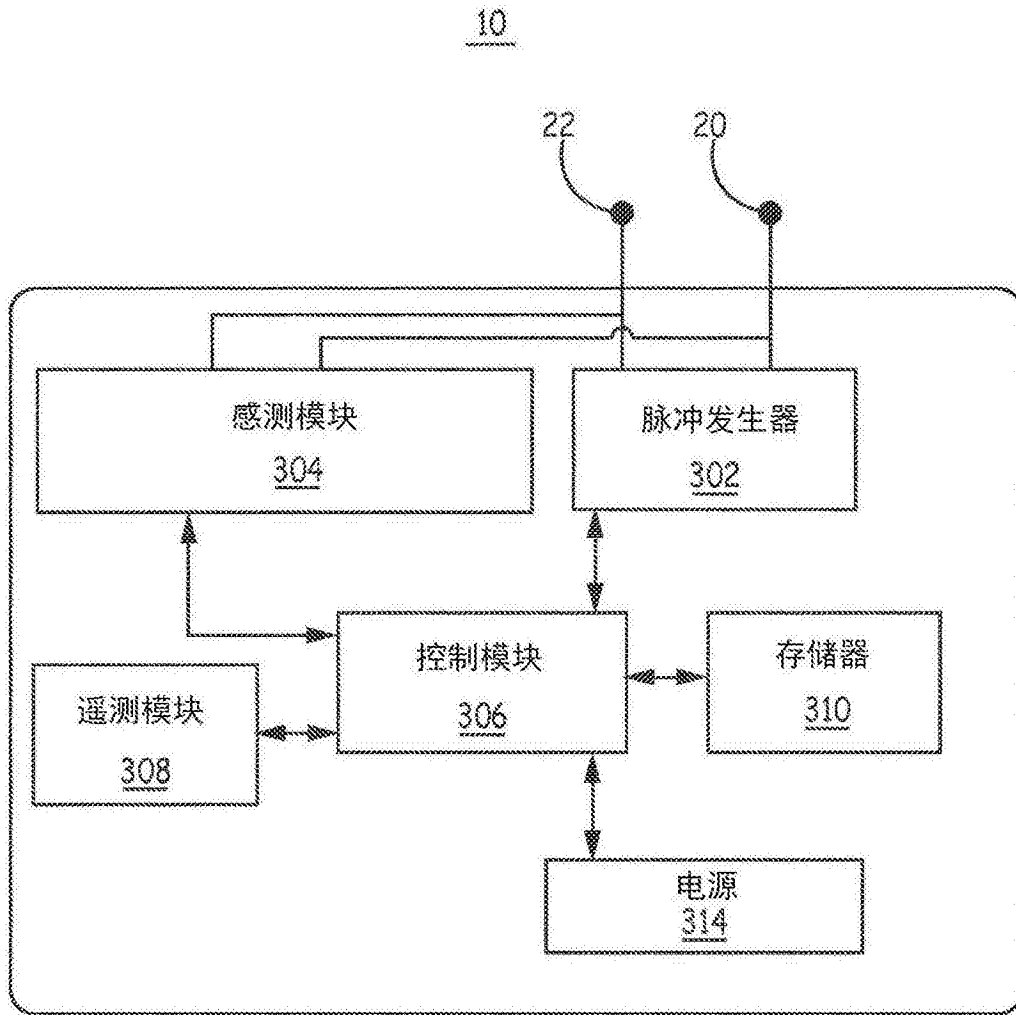


图8

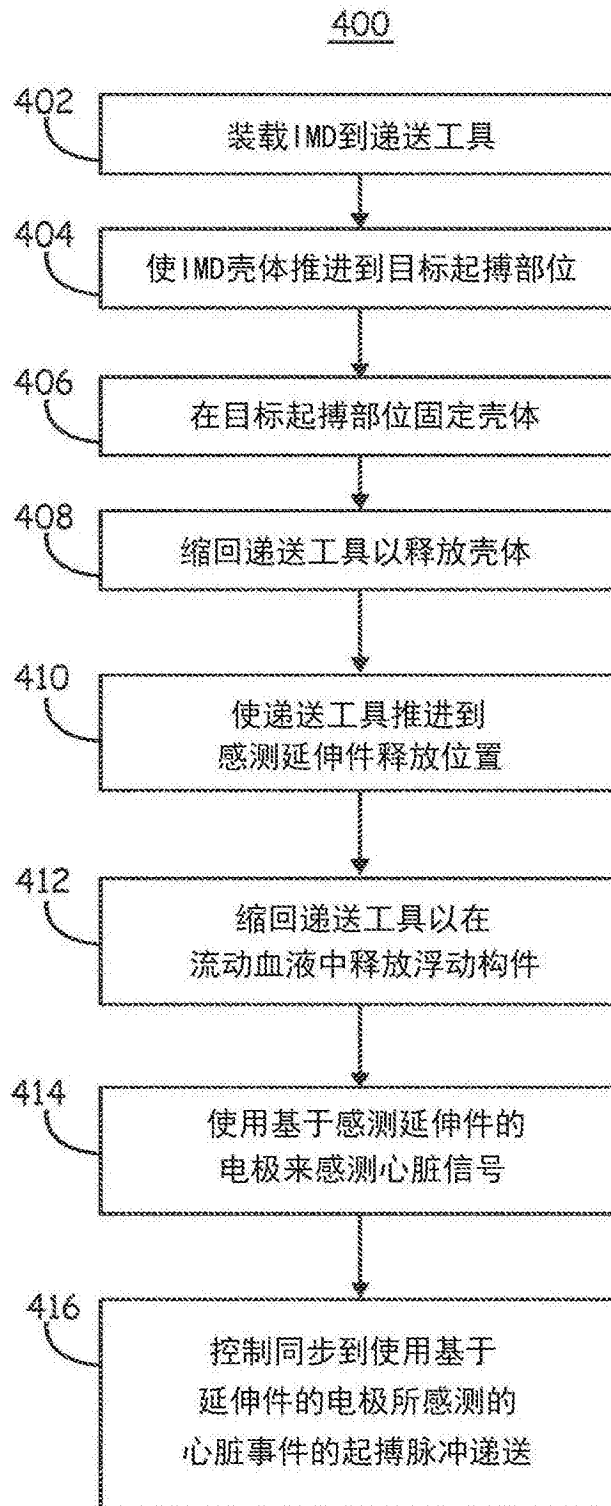


图9

专利名称(译)	具有在肺动脉中的感测延伸件的心脏内起搏器		
公开(公告)号	CN107847751A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201680044403.3	申请日	2016-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
当前申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
[标]发明人	MD邦纳 M K 埃里克森 TJ谢尔登		
发明人	M·D·邦纳 M·K·埃里克森 T·J·谢尔登		
IPC分类号	A61N1/375 A61N1/368 A61N1/372 A61B5/00 A61N1/05		
CPC分类号	A61N1/365 A61B5/0422 A61B5/0456 A61B5/686 A61N1/056 A61N1/057 A61N1/368 A61N1/3702 A61N1/37205 A61N1/3756		
代理人(译)	张欣		
优先权	14/810559 2015-07-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

具有包围脉冲发生器和感测模块的壳体的可植入医疗设备包括被电耦合到脉冲发生器和感测模块的基于壳体的阴极电极。从壳体近端延伸的感测延伸件包括被电耦合到用于感测心电信号的感测模块的阳极电极。感测延伸件包括浮动构件，当可植入医疗设备被部署在患者的心血管系统内时，所述浮动构件导致感测延伸件沿着流动的血液的方向远离壳体延伸。

