



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475316 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780037875.0

(22)申请日 2017.04.25

(30)优先权数据

62/353252 2016.06.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/029428 2017.04.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/222634 EN 2017.12.28

(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 C·马科维茨 F·曲 李文雯
L·麦克斯帕登

(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 5/042(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

用于电生理程序的系统和方法

(57)摘要

一种执行心脏电生理程序的方法包括使用磁性可定位导管生成心脏模型,且然后从患者心脏移除导管。一种电生理导管,例如多电极、多电极标测导管,然后被插进心脏。电生理导管也是磁性可定位的,且因此能够在模型中被定位。电生理导管被用于执行电生理程序,例如电生理标测或消融。有利地,由于电生理导管是磁性可定位,它可以在电生理程序中有意或无意地移动,而不会使任何先前收集的数据无效或需要重建心脏模型。

1. 一种执行心脏电生理程序的方法,包括:
将包括至少一个磁定位传感器的导管插入到患者心脏中;
使用所述导管生成心脏模型,其中所述心脏模型包括使用所述至少一个磁定位传感器测量的磁定位数据;
从患者心脏移除导管;以及,在从患者心脏移除所述导管后:
将包括至少一个磁定位传感器的电生理导管插入到患者心脏内;
将电生理导管置于心脏内的初始位置;
使用所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理导管定位在与心脏模型共同的坐标系中;以及
使用所述电生理导管执行电生理程序。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述电生理程序包括电生理标测程序。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述电生理设备包括多电极电生理标测导管。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述电生理设备包括非接触电生理标测导管。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述电生理程序包括消融程序。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
监测所述电生理导管从所述初始位置到随后位置的运动;以及
使用所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理导管重新定位在与所述心脏模型共同的坐标系中。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中使用所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理导管定位在与所述心脏模型共同的坐标系中还包括确定所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的旋转角。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述电生理导管包括至少一个不透射线标记,以及其中确定所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的所述旋转角包括使用所述至少一个不透射线标记来确定所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的旋转角。
9. 根据权利要求7所述的方法,其中所述电生理设备包括多电极电生理标测导管,以及其中确定所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的旋转角包括使用电生理标测导管的多电极来确定所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的旋转角。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器定位在所述电生理导管的轴杆上。
11. 一种执行电生理程序的方法,其包括:
使用探针生成解剖区域的模型,其中所述探针包括至少一个磁定位传感器,以及其中所述模型包括使用至少一个磁定位传感器测量的磁定位数据;
将电生理设备置于所述解剖区域中,其中所述电生理设备包括至少一个磁定位传感器;
使用所述电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将电生理设备定位在与所述模型共同的坐标系中;以及
使用所述电生理设备执行电生理程序。
12. 根据权利要求11所述的方法,还包括在电生理程序期间使用所述电生理导管的所述至少一个磁定位传感器补偿所述电生理设备的运动。

13. 根据权利要求12所述的方法, 其中在电生理程序期间补偿所述电生理设备的运动包括在所述电生理设备运动时重复定位步骤。

14. 根据权利要求11所述的方法, 其中所述电生理程序包括诊断程序。

15. 根据权利要求11所述的方法, 其中所述电生理程序包括治疗程序。

16. 根据权利要求11所述的方法, 其中所述电生理设备包括多个电极, 以及其中使用所述电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理设备定位在与所述模型共同的坐标系中还包括使用多个电极来确定所述电生理设备的旋转角。

17. 根据权利要求11所述的方法, 其中所述电生理设备包括一个不透射线标记, 以及其中使用所述电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理设备定位在与所述模型共同的坐标系中还包括使用所述不透射线标记来确定所述电生理设备的旋转角。

18. 一种执行电生理程序的方法, 其包括:

将携带至少一个磁定位传感器的探针插入到解剖区域中;

通过测量所述至少一个磁定位传感器随其运动穿过所述解剖区域的多个位置来生成所述解剖区域的模型;

从所述解剖区域移除探针; 以及, 在从所述解剖区域移除所述探针后:

将包括至少一个磁定位传感器的电生理设备定位到所述解剖区域内的初始位置;

使用所述电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理设备的所述初始位置定位在与所述解剖区域的所述模型共同的坐标系中; 以及

使用所述电生理设备执行电生理程序。

19. 根据权利要求18所述的方法, 还包括:

监测所述电生理设备从所述初始位置到随后位置的运动; 以及

使用所述电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理设备的所述随后位置定位在与所述解剖区域的所述模型共同的坐标系中。

20. 根据权利要求18所述的方法, 其中使用所述电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将所述电生理设备的所述初始位置定位在与所述解剖区域的所述模型共同的坐标系中还包括确定所述电生理设备的旋转角。

用于电生理程序的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年6月22日提交的美国临时申请号62/353,252的权益,其通过引用包含于本文,如同在本文中完全阐述一样。

技术领域

[0003] 本公开涉及电生理程序,诸如心脏诊断(例如,标测)和治疗(例如,消融)程序。特别地,本公开涉及用于创建解剖模型和用于进行电生理研究的系统、装置和方法。

背景技术

[0004] 期望的是创建与各种医疗程序有关的解剖模型。例如,通常创建与心脏电生理研究有关的心脏模型。本领域普通技术人员将熟悉多种方式来获取并显示用于心脏电生理研究的心脏模型(例如,使用游动导管来收集拟合一个表面的大量几何点)。

[0005] 一旦创建了心脏模型,该模型例如能够用于显示一个或多个电生理标测图。通常,从多个电生理数据点创建电生理标测图,它们中的每个包括所测量电生理数据和定位数据,使得所测量电生理信息能够与该空间中特定位置相关联(也就是,使得所测量的电生理信息能够解释为指示患者心脏上一点的电活动),并因此被显示在心脏模型上的合适位置处。

[0006] 在非接触电生理标测的某些现有方法中,一个非接触、多电极标测导管首先被引入到心脏中。一旦放置了标测导管,引入游动导管以创建心脏模型。然而标测导管的存在会复杂化心脏模型的创建,例如通过阻碍游动导管进入心脏部位。此外,如果在心脏模型创建期间标测导管运动的话,则心脏模型会是无效的。

发明内容

[0007] 本文中公开了一种执行心脏电生理程序的方法,包括如下步骤:将包括至少一个磁定位传感器的导管插入到患者心脏中;使用所述导管生成心脏模型,其中所述心脏模型包括使用所述至少一个磁定位传感器测量的磁定位数据;从患者心脏移除导管;以及,在从患者心脏移除所述导管后:将包括至少一个磁定位传感器的电生理导管插入到患者心脏内;将电生理导管置于患者心脏内的初始位置;使用电生理导管的所述至少一个磁定位传感器将电生理导管定位在与心脏模型共同的坐标系中;以及使用所述电生理导管执行电生理程序。所述电生理导管的至少一个磁定位传感器能够定位在电生理导管的轴杆上。

[0008] 电生理程序能够是诊断程序,如电生理标测程序;治疗程序,如消融程序;或二者的组合。

[0009] 电生理设备能够是多电极电生理标测导管,诸如非接触式电生理标测导管。

[0010] 在各实施方式中,该方法还能够包括:监测电生理导管从初始位置到随后位置的运动;以及使用电生理导管的所述至少一个磁定位传感器将电生理导管重新定位在与心脏模型共同的坐标系中。

[0011] 还能够预想到的是,使用电生理导管的所述至少一个磁定位传感器将电生理导管定位在与心脏模型共同的坐标系中能够包括确定电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的旋转角。例如,电生理导管能够包括至少一个不透射线标记,其用于确定电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的旋转角。作为另一示例,电生理导管的所述至少一个磁定位传感器的旋转角能够通过使用电生理标测导管上的多个电极来确定。

[0012] 根据本公开的另一实施方式,一种执行电生理程序的方法包括:使用探针生成解剖区域的模型,其中所述探针包括至少一个磁定位传感器,以及其中所述模型包括使用至少一个磁定位传感器测量的磁定位数据;将电生理设备置于解剖区域中,其中所述电生理设备包括至少一个磁定位传感器;使用电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将电生理设备定位在与所述模型共同的坐标系中;以及使用所述电生理设备执行电生理程序。

[0013] 该方法能够包括在电生理程序期间使用电生理设备的所述至少一个磁定位传感器补偿电生理设备的运动。例如,如果并且当电生理设备运动时,定位步骤能够重复。

[0014] 电生理程序能够包括诊断程序和/或治疗程序。

[0015] 电生理设备能够包括多个电极,以及使用电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将电生理设备定位在与所述模型共同的坐标系中能够包括使用多个电极来确定电生理设备的旋转角。

[0016] 可替代地,所述电生理设备能够包括一个不透射线标记,以及使用电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将电生理设备定位在与所述模型共同的坐标系中能够包括使用所述不透射线标记来确定所述电生理设备的旋转角。

[0017] 在本公开的又一其他实施方式中,一种执行电生理程序的方法包括:将携带至少一个磁定位传感器的探针插入到解剖区域中;通过测量所述至少一个磁位置传感器随其运动穿过解剖区域的多个位置来生成解剖区域的模型;从解剖区域移除探针;以及,在从解剖区域移除探针后:将包括至少一个磁定位传感器的电生理设备定位到解剖区域内的初始位置;使用电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将电生理设备的初始位置定位在与解剖区域的模型共同的坐标系中;以及使用所述电生理设备执行电生理程序。

[0018] 该方法能够包括:监测电生理设备从初始位置到随后位置的运动;以及使用电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将电生理设备的随后位置重新定位在与解剖区域的模型共同的坐标系中。

[0019] 还能够预想到的是,使用电生理设备的所述至少一个磁定位传感器将电生理设备的初始位置定位在与解剖区域的模型共同的坐标系中能够包括确定电生理设备的旋转角。

[0020] 通过阅读下面的说明书和权利要求书并审阅附图,本发明的前述以及其他方面、特征、细节、用途及优点将变得明显。

附图说明

[0021] 图1是诸如可用于电生理程序的定位系统的示意图。

[0022] 图2描绘了诸如可用于创建如本文中所述的心脏几何结构的例证性导管。

[0023] 图3描绘了诸如可用于执行如本文中所公开的电生理程序的例证性电生理导管。

[0024] 图4是在如本文中所公开的电生理程序执行中能够执行的代表性步骤的流程图。

具体实施方式

[0025] 本公开提供了结合电生理研究用于创建解剖模型的方法、设备和系统。出于说明的目的, 本文将在心脏电生理标测程序的情境中详细描述几个示例性实施方式。然而, 能够预期的是本文描述的系统、方法和设备可以在其它情境中使用, 包括但不限于心脏消融。

[0026] 图1示出了系统8的示意图, 其用于通过如下进行心脏电生理研究: 导航和定位一个或多个医疗设备 (例如, 一个或多个导管13)、创建一个或多个心脏模型、测量患者11 (示意性描绘为椭圆) 的心脏10内发生的电活动、和/或标测和显示所测量的电活动和/或与心脏模型上所测量电活动相关或代表的信息。系统8还能够用于递送治疗 (例如, 消融) 至心脏10。

[0027] 因此, 系统8能够确定通常在三维空间中物体的位置和在一些方面中的方向, 并且将这些位置表达为相对于至少一个参照 (例如, 腹部贴片21和/或固定参照31) 所确定的位置信息。该数据转而能够用于创建患者心脏10的模型, 其使用一个或多个游动定位元件, 这对于本领域普通技术人员来说是显而易见的。

[0028] 系统8还能够用于测量沿心脏表面多个点处的电生理数据并存储与测量电生理数据处的每个测量点的位置信息相关联的测量数据。这些电生理数据点能够根据已知技术用于创建患者心脏10的一个或多个电生理标测图。

[0029] 如图1中描绘和本文中所描述, 系统8是结合基于阻抗定位能力和基于磁定位能力两者的混合系统。在一些实施方式中, 系统8包括St. Jude医疗公司的EnSite™ Velocity™ 心脏标测和可视化系统, 其产生电场, 或者是依赖于电定位场的另一个定位系统。其他定位系统可以结合本发明的教导使用, 包括但不限于Biosense Webster公司的CARTO导航和定位系统、Northern Digital公司的AURORA®系统、Stereotaxis' NIOBE®磁导航系统以及MediGuide™技术和EnSite Precision™系统, 这两者均来自St. Jude医疗公司。在本领域普通技术人员将理解这些定位系统的基本操作的情况下, 它们在本文中仅描述为理解本公开所需要的程度。

[0030] 计算机20可包括传统的通用计算机、专用计算机、分布式计算机或任何其它类型的计算机。计算机20可以包括一个或多个处理器28, 诸如单个中央处理单元 (CPU), 或通常称为并行处理环境的多个处理单元, 其可以执行指令以实行本文公开的多个方面。

[0031] 出于简单示意, 患者11被示意性地描绘为一椭圆。在图1所示的实施方式中, 三组表面电极 (例如, 贴片电极12、14、16、18、19和22) 被示出为耦合到电流源25。

[0032] 图1还描绘了磁源30, 其耦合至磁场发生器。为了清楚, 在图1中仅描绘了两个磁场发生器32和33, 但应该理解的是, 能够在不偏离本教导的范围的情况下使用额外的磁场发生器 (例如, 总共六个磁场发生器, 限定三个通常垂直轴, 类似于贴片电极12、14、16、18、19和22所限定的那些)。

[0033] 如上所提及, 系统8能够例如使用具有至少一个定位传感器的代表性导管13用于创建心脏模型。应该理解的是导管13 (或多个这种导管) 通常经由一个或多个导引器并使用熟知程序被引入到患者的心脏中和/或血管中。为了本公开的目的, 图2中示出了例证性导管13的一部分。在图2中, 导管13穿过经中隔护套35延伸进入患者心脏10的左心室50内。使用经中隔方法到左心室是公知的并且无需在本文中进一步描述。导管13也能够以任意合适方式引入到心脏10中。

[0034] 图2还描绘了由导管13携带的多个元件17、52、54、56。根据本公开的各方面,元件17、52、54和56中的至少一个是磁传感器,其允许在磁定位场中定位导管13,诸如可由结合磁场发生器32、33操作的磁源30来生成磁定位场。类似地,元件17、52、54和56中的至少一个是电极,其允许在基于阻抗的定位场中定位导管13,诸如可由结合贴片电极12、14、16、18、19、22操作的电流源25来生成。

[0035] 在任意事件中,本领域普通技术人员将熟知使用该导管从随着导管13穿过心室运动收集的多个几何点来创建心脏模型。如下文详细描述,在本公开的各实施方式中,导管13的磁定位用于生成多个几何点和所产生的心脏模型。

[0036] 系统8还能够用于创建一个或多个电生理标测图。通常,电生理标测图从多个电生理数据点创建,其中每个包括所测量的电生理数据和位置数据两者,使得所测量的电生理信息与该空间中特定位置相关联(也就是,使得所测量的电生理信息能够解释为指示患者心脏10上一点的电活动)。

[0037] 图3描绘了代表性电生理导管60,诸如St. Jude医疗公司的EnSite™Array™非接触标测导管,其置于左心室50中来执行根据本文中教导的电生理程序(例如,电生理标测程序)。电生理导管60包括电极阵列62和能够被展开的可充气球囊63,诸如通过使用管心针64或通过阵列62内部的球囊63的充气,来将电极阵列62置于稳定和可再现的几何形状。

[0038] 电极阵列62包括绝缘线66的编织。在预定位置处能够从线66移除绝缘来形成多个电极68。代表性电生理导管60的另外细节在美国专利号6,240,307中描述,其通过引用包含于本文,如同在本文中完全阐述一样。

[0039] 根据本公开的各方面,电生理导管60还包括磁定位传感器70,其允许电生理导管60通过结合磁场发生器32、33操作的磁源30来磁性定位。在各实施方式中,磁定位传感器70定位在电生理导管60的轴杆72上靠近电极阵列62。在图3所示的实施方式中,磁定位传感器70嵌入在轴杆72中靠近电极阵列62的位置处。在其他实施方式中,磁定位传感器70能够定位在沿轴杆72长度的其他位置处。例如,磁定位传感器70能够嵌入在与球囊63共轴的轴杆72的一部分中,以使得传感器70相对于阵列62中心定位。

[0040] 现在将参照图4进行描述本公开的各方面,图4是描绘执行根据本公开的各方面的电生理程序的例证性方法400的代表性步骤的流程图。在一些实施方式中,例如,图4可表示能够由图1的计算机20执行的多个例证性步骤(例如,通过一个或多个处理器28执行如下文进一步描述的一个或多个特定模块)。

[0041] 应该理解的是,本文中的教导能够是软件和/或硬件实施的,并且它们可以在单个CPU上执行,其可以具有一个或多个线程,或分布于多个CPU上,它们中的每个可具有并行处理环境中的一个或多个线程。

[0042] 在图4的方块402中,磁性可定位导管(也就是,包括至少一个磁定位传感器的导管)被插入到患者心脏内。例如,如上所述,导管13,其载有如图2中所示的一个或多个磁定位传感器(例如,17、52、54、56中的一个或多个),能够通过经中隔导引器35被导航到患者心室50内。

[0043] 在方框404中,磁性可定位导管被用于生成心脏模型。例如,如上所述,导管13能够穿过心室运动以通过周期性地检测磁定位传感器在由磁源30连同磁场发生器32、33生成的磁定位场内的位置来收集大量几何点。已知各种方法用于从大量几何点来生成心脏几何结

构的三维模型。所产生的模型包括使用导管13上的磁传感器测量的磁定位数据。

[0044] 在方块406中,磁性可定位导管被从患者心脏移除。例如,导管13能够通过经中隔导引器35退出。换言之,导引器35能够留在原位用于如下所述的电生理程序的进一步步骤。

[0045] 在方块408中,电生理导管60被插入到患者心脏内,例如图3中所示。如上所述,电生理导管60包括至少一个磁定位传感器70使得它是磁性可定位的。这使得电生理导管60能够被定位在方块404中生成的心脏模型内,如下文进一步详细描述。

[0046] 在方块410,电生理导管60被置于初始位置并准备收集电生理数据点。方块410所包括的精确事件顺序可随电生理导管的不同而不同。例如,在EnSite™Array™导管的情形中,一旦电生理导管60被定位,则可以扩展电极阵列62,其定位电极68以记录心脏表面上的电活动。

[0047] 在方块412中,电生理导管60至少使用电生理导管60上的至少一个磁定位传感器70的定位和心脏模型中的磁定位数据来定位在方块404中产生的心脏模型内。例如,能够确定一个或多个基准点(例如,左心室顶点),并且使用电生理导管60的至少一个磁传感器70和心脏模型中的定位数据两者进行的定位能够用于确认电生理导管60在心脏模型内的初始位置。

[0048] 在方块412中电生理导管60的初始定位还能够包括确定电生理导管60的旋转角。更加特别地,方块412能够包括确定由电生理导管60承载的至少一个磁定位传感器70的旋转角。在本公开的各实施方式中,电生理导管60包括不透射线标记74,以及使用荧光成像确定的不透射线标记74的位置用于确定电生理导管60的旋转角。

[0049] 在本公开的其他实施方式中,诸如利用多电极电生理导管60的各实施方式中,由电极产生的电场能够用于确定电生理导管60的旋转角。

[0050] 在又一些其他实施方式中,磁传感器70能够是六自由度磁传感器,其能够用于独立地确定电生理导管60的旋转角。

[0051] 在其他实施方式中,两个磁传感器70能够结合使用来确定电生理导管60的旋转角。

[0052] 一旦电生理导管60已经定位在心脏模型中,包括电生理导管60的旋转角的任意确定,能够在方块414中执行电生理程序。例如,电生理导管60能够用于执行诊断程序,如电生理标测(例如,从通过电生理导管60感测的原始信号来计算电信号,以及在各实施方式中,在心脏模型上显示所计算的电信号),和/或执行治疗程序,如消融程序。

[0053] 与通过心脏内多个导管来执行的许多现有电生理程序相反,上文所述的电生理程序仅通过心脏腔室内单个导管来执行(即,电生理导管60)。这最小化了电生理程序期间电生理导管60将从其初始位置运动的风险。

[0054] 然而,应该理解的是,在电生理程序期间,电生理导管60会有意地或无意地运动。根据本公开的各方面,因此,方块416监测电生理导管60例如从初始位置(方块410)至随后位置的运动。

[0055] 在检测到运动时,方块418能够调节(例如补偿)电生理导管60的新定位,进而最小化或消除先前采集的数据的无效性并确保电生理程序能够基本不间断地持续。

[0056] 尽管本发明的各实施方式已经在上文中以一定程度的特定性进行了描述,本领域技术人员能够在不偏离本公开的精神或范围的情况下对所公开的各实施方式做出许多变

化。

[0057] 例如,在上述各实施方式中,第一磁性可定位导管(例如,导管13)用于生成几何结构,以及第二磁性可定位导管(例如,导管60)用于执行电生理程序。然而,在其他各实施方式中,单个磁性可定位导管(例如,导管60)能够既用于生成几何结构又用于执行电生理程序。

[0058] 所有方向参考(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶部、底部、上方、下方、垂直、水平、顺时针和逆时针)仅用于识别目的以辅助读者对本发明的理解,并且不会产生限制,特别是对本发明的位置、方向或用途。结合参考(例如,附接、耦合、连接等)将被广义地解释,并且可以包括元件连接之间的中间构件和元件之间的相对移动。因此,结合参考不一定推断出两个元件直接连接并且彼此处于固定关系。

[0059] 意图将以上描述中包含的或在附图中示出的所有内容应被解释为仅是说明性的而非限制性的。在不脱离所附权利要求限定的本发明的精神的情况下,可以进行细节或结构的改变。

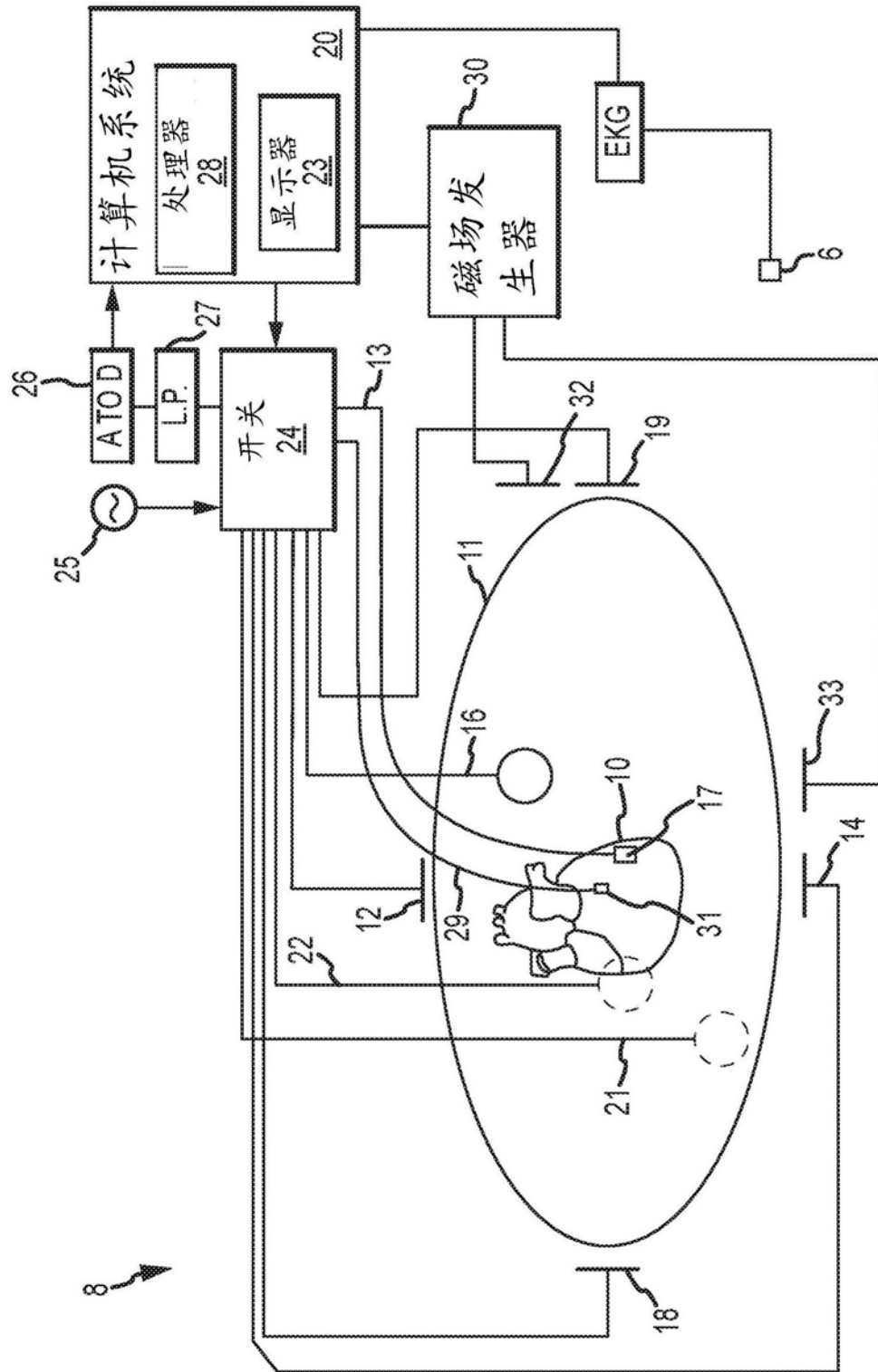


图1

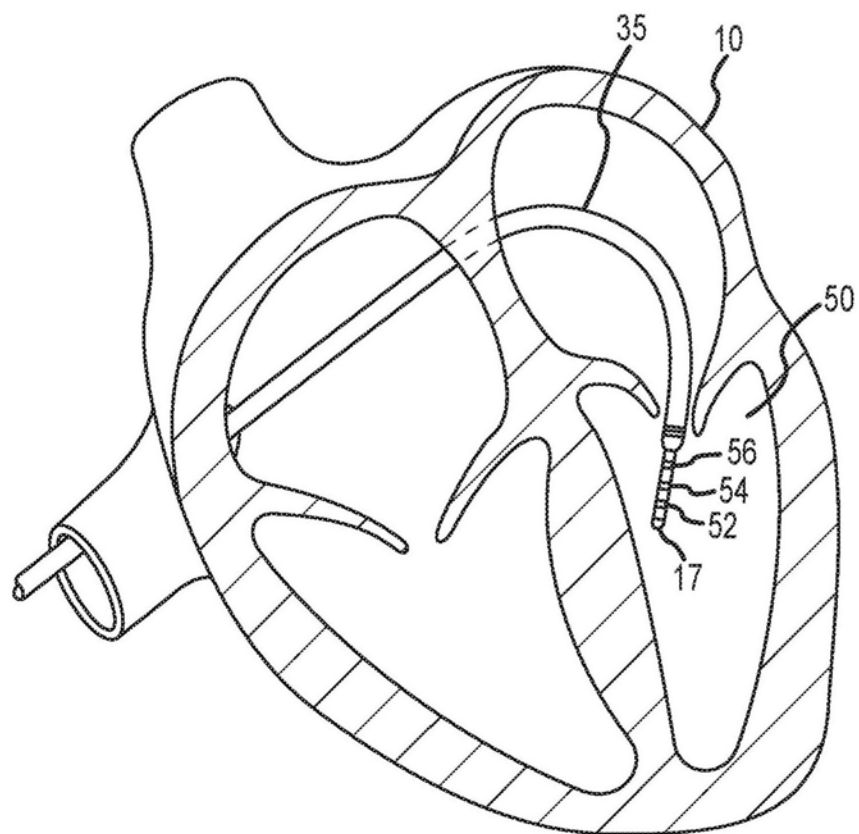


图2

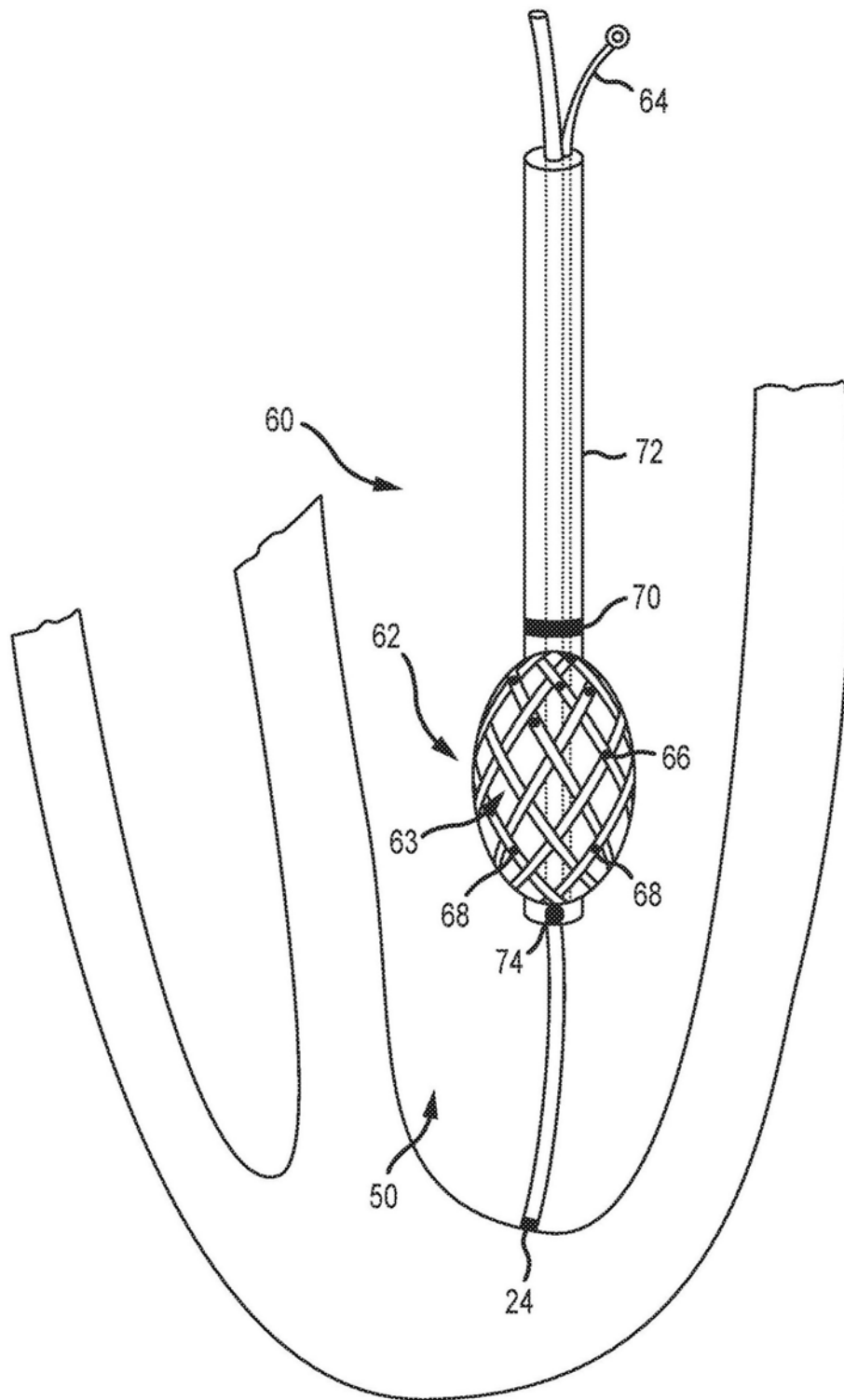


图3

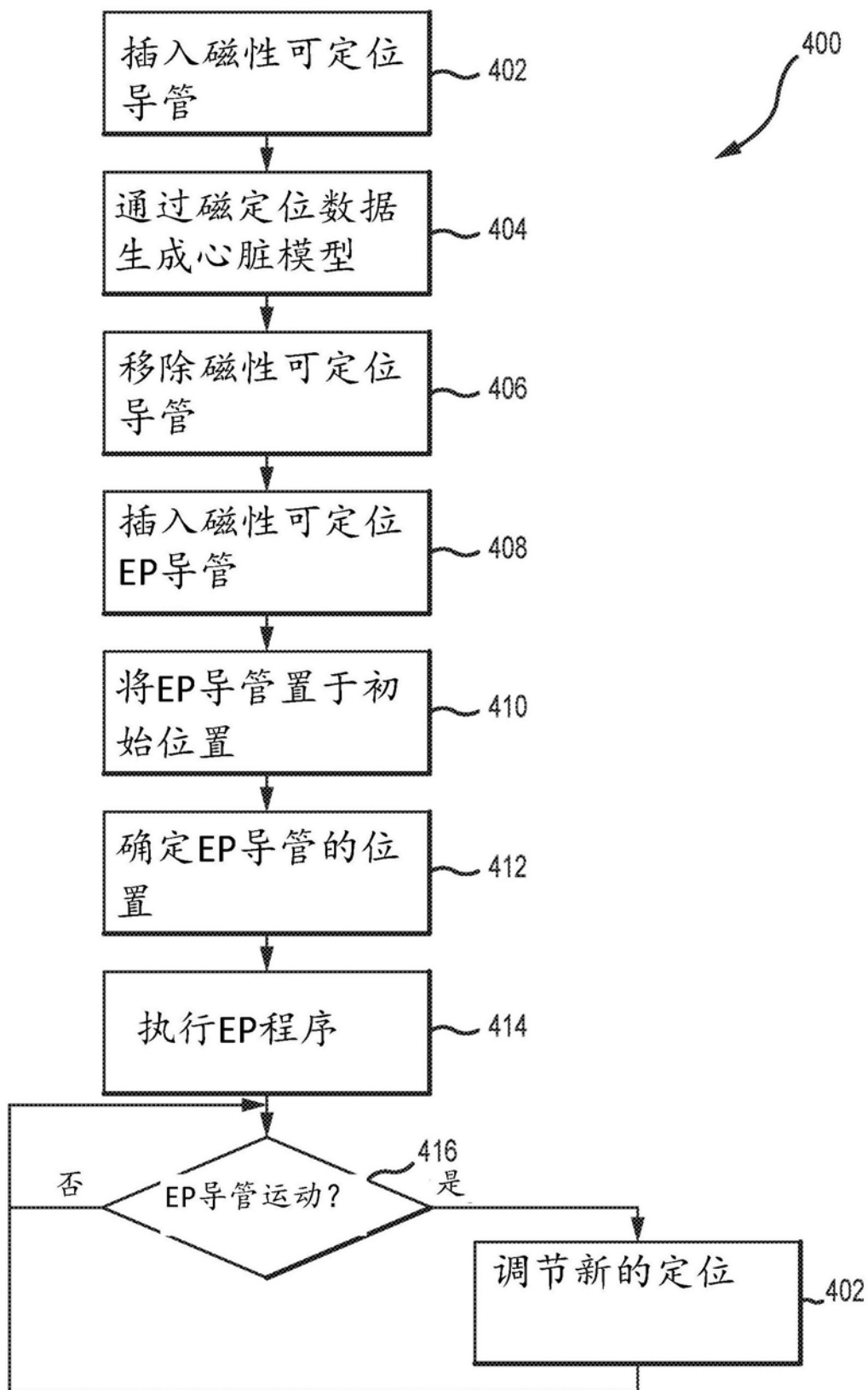


图4

专利名称(译)	用于电生理程序的系统和方法		
公开(公告)号	CN109475316A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780037875.0	申请日	2017-04-25
[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	F·曲 李文雯		
发明人	C·马科维茨 F·曲 李文雯 L·麦克斯帕登		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/00 A61B5/06		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/062 A61B5/6858 A61B5/05 A61B5/0538 A61B5/1076 A61B5/6852 A61B18/1492 A61B34/10		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	62/353252 2016-06-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种执行心脏电生理程序的方法包括使用磁性可定位导管生成心脏模型，且然后从患者心脏移除导管。一种电生理导管，例如多电极、多电极标测导管，然后被插进心脏。电生理导管也是磁性可定位的，且因此能够在模型中被定位。电生理导管被用于执行电生理程序，例如电生理标测或消融。有利地，由于电生理导管是磁性可定位，它可以在电生理程序中有意或无意地移动，而不会使任何先前收集的数据无效或需要重建心脏模型。

