



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107405099 A

(43)申请公布日 2017. 11. 28

(21)申请号 201680013436.1

(22)申请日 2016.05.06

(30)优先权数据

62/159891 2015.05.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/031105 2016.05.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/182876 EN 2016.11.17

(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 S·普伦蒂斯 C·里克德

G·奥尔森

(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 李科

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61N 1/05(2006.01)

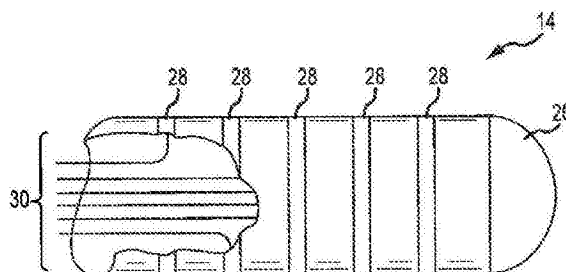
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

高密度标测和消融导管

(57)摘要

一种高密度标测和消融导管包括位于其远端的尖端电极和设置在远侧区域内的尖端电极近侧的多个电极(例如,环形电极、环形分段电极、点电极和/或印刷迹线)。多个导体延伸通过细长导管主体以将尖端电极和其他电极电连接至消融能量源、电生理标测装置和/或可编程电刺激器。可以使用开关电路以例如使得医生选择性地激活某些电极以用于消融、用于电生理标测、用于起搏,或者使某些电极完全失效。



1. 一种高密度标测和消融导管,包括:

具有远侧区域的细长导管主体;

位于所述远侧区域的远端的尖端电极;

设置在所述远侧区域内的所述尖端电极近侧的多个电极;

延伸通过所述细长导管主体的多个导体,所述多个导体中的至少一个导体电连接至所述尖端电极,并且所述多个导体中的至少一个导体分别电连接至所述多个电极中的每个电极;以及

至少一个连接器,被配置用于连接至消融能量源、电生理标测装置和可编程电刺激器,其中,所述多个导体电连接至所述至少一个连接器,以使得:

所述尖端电极能够电耦合至所述消融能量源,由此将消融能量输送至组织,电耦合至所述电生理标测装置,由此测量所述组织中的电生理活动,以及电耦合至所述可编程电刺激器,由此将起搏刺激施加至所述组织,以及

所述多个电极中的每个电极能够电耦合至所述电生理标测装置,由此测量所述组织中的电生理活动,以及电耦合至所述可编程电刺激器,由此将起搏刺激施加至所述组织。

2. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述多个导体电连接至所述至少一个连接器,以使得所述多个电极的子集也能够电耦合至所述消融能量源,由此将消融能量输送至所述组织。

3. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述多个电极包括多个环形电极。

4. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述多个电极包括多个环形分段电极。

5. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述多个电极包括多个点电极。

6. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述多个电极包括多个印刷电极。

7. 根据权利要求6所述的导管,其中,所述多个印刷电极包括多个导电迹线。

8. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述多个电极沿着所述细长导管主体的远侧区域均匀地间隔。

9. 根据权利要求8所述的导管,其中,所述多个电极和所述尖端电极沿着所述细长导管主体的远侧区域均匀地间隔。

10. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述多个电极沿着所述细长导管主体的远侧区域间隔以使得所述多个电极中的至少一对相邻电极足够紧密地间隔以提供所述组织中的电生理活动的有意义的测量。

11. 根据权利要求10所述的导管,其中,所述多个电极沿着所述细长导管主体的远侧区域间隔以使得所述多个电极中的每对相邻电极足够紧密地间隔以提供所述组织中的电生理活动的有意义的测量。

12. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述尖端电极包括多个离散的电极片段。

13. 根据权利要求1所述的导管,其中,所述至少一个连接器包括:

第一连接器,被配置用于连接至所述消融能量源;

第二连接器,被配置用于连接至所述电生理标测装置;以及

第三连接器,被配置用于连接至所述可编程电刺激器。

14. 一种组合电生理标测和消融系统,包括:

消融能量源;

电生理标测装置;以及

导管,包括:

具有远侧区域的细长导管主体;

位于所述远侧区域的远端的尖端电极;

设置在所述远侧区域内的所述尖端电极近侧的多个电极;以及

多个导体,被配置为将所述尖端电极电连接至所述消融能量源和所述电生理标测装置,以使得能够操作所述尖端电极来将消融能量输送至组织以及测量来自所述组织的电生理活动,以及将所述多个电极中的每个电极电连接至所述电生理标测装置,以使得能够操作所述多个电极中的每个电极来测量来自所述组织的电生理活动。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述多个导体被进一步配置为将所述多个电极的子集电连接至所述消融能量源,以使得也能够操作所述多个电极的子集来将消融能量输送至所述组织。

16. 根据权利要求15所述的系统,还包括开关电路,所述开关电路能够被操作来选择性地将所述尖端电极和所述多个电极中的每个电极耦合至所述消融能量源和所述电生理标测装置之一。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述开关电路根据用户指定的程序来操作。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述开关电路根据预先设定的程序来操作。

19. 根据权利要求14所述的系统,还包括可编程电刺激器,以及其中:

所述多个导体被进一步配置为将所述尖端电极电连接至所述可编程电刺激器,以使得所述尖端电极能够进一步被操作来将起搏刺激施加至所述组织;以及

所述多个导体被进一步配置为将所述多个电极中的每个电极电连接至所述可编程电刺激器,以使得所述多个电极中的每个电极能够进一步被操作来将起搏刺激施加至所述组织。

20. 一种高密度标测和消融导管,包括:

具有远侧区域的细长导管主体;以及

设置在所述细长导管主体的远侧区域内的多个电极,所述多个电极包括位于所述细长导管主体的远端的尖端电极,

其中,所述尖端电极被配置为连接至消融能量源,由此将消融能量输送至组织,以及电连接至可编程电刺激器,由此将起搏刺激施加至所述组织;

其中,所述多个电极被配置为连接至电生理标测装置和所述可编程电刺激器;以及

其中,所述多个电极彼此足够紧密地间隔,以使得所述多个电极中的至少一对相邻电极足够紧密地间隔以提供所述组织中的电生理活动的有意义的测量。

21. 根据权利要求20所述的导管,其中,所述多个电极彼此足够紧密地间隔以使得所述多个电极中的至少两对相邻电极足够紧密地间隔以提供所述组织中的电生理活动的有意义的测量。

22. 根据权利要求20所述的导管,其中,所述多个电极中的至少一些电极被配置为连接至所述消融能量源,由此将消融能量输送至所述组织。

23. 根据权利要求20所述的导管,其中,所述多个电极能够被用户编程为连接至所述电生理标测装置。

高密度标测和消融导管

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求在2015年5月11日提交的美国临时申请no.62/159,891的权益,其通过引用包含于此,如同在此全部阐述一样。

技术领域

[0003] 本发明涉及医疗装置。特别地,本发明涉及可用于组织消融和电生理标测的多电极导管。

背景技术

[0004] 导管在各种诊断和治疗程序中使用以例如诊断和/或治疗诸如心房和心室性心律失常的疾病。例如,承载一个或多个电极的导管可以被部署和操作通过患者的脉管系统,并且一旦位于期望部位,就可以经由电极输送射频(“RF”)能量以消融组织。多电极导管还可以用于生成心脏的几何结构/模型表面和/或电生理标测图。

[0005] 各种现有的多电极导管可以具有特定的优点和缺点。例如,消融导管相对于用于电生理标测的导管通常具有改进的可操纵性,使得它们很好地适于接近很难到达的区域。然而,因为它们具有相对较少的宽间距电极(即它们的密度相对较低),所以它们不太适合采集电生理数据。

[0006] 另一方面,电生理标测导管通常具有较高密度的电极(例如,具有各种电极间距的10-20个电极),使得它们很好地适于采集电生理数据,但不太容易操作,并且不太适合治疗(例如,消融)的输送。

[0007] 由于这些权衡,现有的装置一般不用于执行多个功能,可能需要在单个程序期间将多个装置插入患者的身体中并从患者的身体中移除。例如,在电生理程序期间,可以使用高密度多电极导管来生成电生理标测图。一旦创建了标测图,就可以移除高密度标测导管,并在其位置插入RF消融导管。

[0008] 然而,许多医生会发现例如在消融期间和之后进行额外的电生理评估(例如,等时激活标测图、几何结构创建、病变/疤痕质量评估,等等)(例如,以判断消融的功效)是有利的,并且利用用于在第一阶段中输送消融的相同导管这样做将是高效的。还将有利的是,使用更易操作的消融导管来标测难以到达区域的电生理活动,但不影响使用高密度多电极导管时可以生成电生理标测图的速度。

发明内容

[0009] 本文公开了一种高密度标测和消融导管,包括:具有远侧区域的细长导管主体;位于远侧区域的远端的尖端电极;设置在远侧区域内的尖端电极近侧的多个电极;延伸通过细长导管主体的多个导体,多个导体中的至少一个导体电连接至尖端电极,并且多个导体中的至少一个导体分别电连接至多个电极中的每个电极;以及至少一个连接器,被配置用于连接至消融能量源、电生理标测装置和可编程电刺激器,其中,多个导体电连接至至少一

个连接器,以使得:尖端电极能够电耦合至消融能量源,由此将消融能量输送至组织,电耦合至电生理标测装置,由此测量组织中的电生理活动,以及电耦合至可编程电刺激器,由此将起搏刺激施加至组织;以及多个电极中的每个电极能够电耦合至电生理标测装置,由此测量组织中的电生理活动,以及电耦合至可编程电刺激器,由此将起搏刺激施加至组织。根据本发明的多个方面,多个导体还电连接至至少一个连接器,以使得多个电极的子集也能够电耦合至消融能量源,由此将消融能量输送至组织。

[0010] 多个电极可以包括多个环形电极和/或多个环形分段电极。在本文所公开的实施例中,多个电极还可以包括多个点电极。在本文所公开的其他实施例中,多个电极包括多个印刷电极,诸如多个导电迹线。同样,尖端电极可以包括多个离散电极片段。

[0011] 多个电极可以沿着细长导管主体的远侧区域均匀地间隔;根据本发明的多个方面,多个电极和尖端电极可以沿着细长导管主体的远侧区域均匀地间隔。

[0012] 还可以设想,多个电极沿着细长导管主体的远侧区域间隔以使得多个电极中的至少一对相邻电极足够紧密地间隔以提供组织中的电生理活动的有意义的测量。根据本发明的多个方面,多个电极沿着细长导管主体的远侧区域间隔以使得多个电极中的每对相邻电极足够紧密地间隔以提供组织中的电生理活动的有意义的测量。

[0013] 至少一个连接器可以包括:第一连接器,被配置用于连接至消融能量源;第二连接器,被配置用于连接至电生理标测装置;以及第三连接器,被配置用于连接至可编程电刺激器。

[0014] 本文还公开了一种组合电生理标测和消融系统,包括:消融能量源;电生理标测装置;以及导管。导管可以包括:具有远侧区域的细长导管主体;位于远侧区域的远端的尖端电极;设置在远侧区域内的尖端电极近侧的多个电极;以及多个导体,被配置为将尖端电极电连接至消融能量源和电生理标测装置,以使得尖端电极能够被操作来将消融能量输送至组织以及测量来自组织的电生理活动,以及将多个电极中的每个电极电连接至电生理标测装置,以使得多个电极中的每个电极能够被操作来测量来自组织的电生理活动。多个导体还可以被配置为将多个电极的子集电连接至消融能量源,以使得多个电极的子集也能够被操作来将消融能量输送至组织。

[0015] 还公开了一种开关电路,其能够操作来选择性地将尖端电极和多个电极中的每个电极耦合至消融能量源和电生理标测装置之一。开关电路可以根据用户指定的程序或根据预先设定的程序来操作。

[0016] 在实施例中,系统还包括可编程电刺激器。多个导体可以由此被进一步配置为将尖端电极电连接至可编程电刺激器,以使得尖端电极能够进一步被操作来将起搏刺激施加至组织。同样,多个导体可以被进一步配置为将多个电极中的每个电极电连接至可编程电刺激器,以使得多个电极中的每个电极能够进一步被操作来将起搏刺激施加至组织。

[0017] 本发明还提供一种高密度标测和消融导管,包括:具有远侧区域的细长导管主体;以及设置在细长导管主体的远侧区域内的多个电极,多个电极包括位于细长导管主体的远端的尖端电极,其中,尖端电极被配置为连接至消融能量源,由此将消融能量输送至组织,以及电连接至可编程电刺激器,由此将起搏刺激施加至组织;其中,多个电极被配置为连接至电生理标测装置和可编程电刺激器;以及其中,多个电极彼此足够紧密地间隔,以使得多个电极中的至少一对相邻电极足够紧密地间隔以提供组织中的电生理活动的有意义的测

量。例如，多个电极可以彼此足够紧密地间隔以使得多个电极中的至少两对相邻电极足够紧密地间隔以提供组织中的电生理活动的有意义的测量。

[0018] 多个电极中的至少一些电极可以被配置为连接至消融能量源，由此将消融能量输送至组织。

[0019] 多个电极还可以被用户编程为连接至电生理标测装置。

[0020] 通过阅读以下说明书和权利要求并且参阅附图，本发明的前述和其它方面、特征、细节、效用和优点将显而易见。

附图说明

[0021] 图1示出根据本文教导的实施例的代表性高密度多电极标测和消融导管。

[0022] 图2是图1中示出的导管的远侧区域的近视图。导管主体的外部的部分已经被切掉以暴露其内部。

[0023] 图3是图1中示出的导管的远侧区域的另一实施例的近视图。

[0024] 图4示出根据本文公开的另一实施例的尖端电极。

[0025] 图5a和5b示出本文公开的多电极导管的远侧区域的另外的构造。

[0026] 图6示出本文公开的多电极导管的远侧区域的又一实施例。

[0027] 图7示出本文公开的多电极导管的远侧区域的再一实施例。

具体实施方式

[0028] 图1示出了高密度多电极标测和消融导管10。导管10通常包括细长的导管主体12，其具有远侧区域14和近端16。手柄18被示出耦合至近端16。

[0029] 在图1中还示出了连接器20。连接器20被配置为连接至消融能量源（示意性地示出为RF源22，其可以是例如圣犹达医疗公司的Ampere™RF消融发生器）、电生理标测装置（示意性地示出为24，其可以也是例如圣犹达医疗公司的EnSite™Velocity™心脏标测系统）、以及可编程电刺激器（示意性地示出为25，其可以也是例如圣犹达医疗公司的EP-4™心脏刺激器）。尽管图1示出了三个单独的连接器20，但在本发明的范围内具有组合连接器20，其被配置为连接至RF源22、电生理标测装置24和可编程电刺激器25中的两个或更多个。

[0030] 导管10的构造的各个其他方面对于本领域普通技术人员来说是熟悉的。例如，本领域普通技术人员将理解，可以例如通过将致动器合并至手柄18中来使得导管10可操纵，手柄18耦合至一个或多个操纵线，而该一个或多个操纵线延伸通过细长的导管主体12并终止于远侧区域14内的一个或多个拉环。同样，普通技术人员将理解，导管10可以是冲洗导管，以使得其还可以耦合至冲洗流体的合适供给源和/或冲洗泵。作为另一示例，本领域普通技术人员将理解，导管10可以配备有力反馈能力。

[0031] 由于这些特征对于理解本发明不是必要的，它们既不在附图中示出，也不在本文详细说明。然而，仅通过举例的方式，导管10可以合并都来自圣犹达医疗公司的以下导管的各个方面和特征：EnSite™Array™导管；FlexAbility™消融导管；Safire™BLU™消融导管；Therapy™Cool Path™冲洗消融导管；Livewire™TC消融导管；以及TactiCath™Quartz™冲洗消融导管。

[0032] 图2是远侧区域14的近视图，其中导管主体12的外部的一部分被切掉以显示其内

部。远侧区域14包括位于其远端的尖端电极26和尖端电极26近侧的多个附加电极28。在某些实施例中,最近侧的电极28将与远侧区域14的远侧尖端相距不大于约10mm,但可以预见的是,它可以更接近地定位(例如,在一些实施例中,与远侧区域14的远侧尖端相距多达约24mm,或者在其他实施例中,与远侧区域14的远侧尖端相距多达约31mm)。

[0033] 图2示出了五个环形电极28,每个环形电极约1mm宽,电极间距约为1mm。在本发明的其它方面中,环形电极28可以窄至约0.5mm,并且接近至约0.75mm的间距,这将允许在远侧区域14内有大约八个环形电极28。

[0034] 根据本文的公开,本领域普通技术人员将了解和理解,通过改变电极28的大小和间距,可以实现不同的诊断和/或治疗目标和/或结果。例如,普通技术人员认为,随着电极28变得更小并且更接近,由此采集的电描记图将变得更清晰和更局部化,明显更好地示出与电极接触的组织的局部近场去极化。由此,应当理解,远侧区域14可以包括任意数量的这样的电极28,并且电极间距不需要总是1mm。在一些实施例中,实际上,电极间距可以沿远侧区域14的长度变化。为此,下文描述远侧区域14的几个附加的代表性实施例。

[0035] 图2还示出了延伸通过细长的导管主体12的多个导体30。至少一个导体30电连接至尖端电极26,并且至少一个导体30分别电连接至每个电极28。也就是说,根据本发明的某些方面,导体30和电极26、28之间至少存在一对一的对应关系。当然,在其他实施例中,在导体30和电极26、28之间可以存在一对多(即,单个导体30电连接至多于一个电极26、28)或多对一(即,多个导体30连接至任一单独的电极26、28)的对应关系。

[0036] 导体30的相对的端部(即,其不与电极26、28电连接的端部)电连接至连接器20。因此,当连接器20连接至RF源22、电生理标测装置24、和可编程电刺激器25时,尖端电极26电耦合至RF源22、电生理标测装置24、以及在本发明的多个方面中的可编程电刺激器25。因此,可操作尖端电极26以将消融能量输送至组织,测量组织中的电生理活动,和/或将起搏刺激施加至组织。

[0037] 类似地,电极28电耦合至电生理标测装置24,并且在本发明的多个方面中,还另外地耦合至可编程电刺激器25,以使得可操作电极28来测量组织中的电生理活动并将起搏刺激施加至组织。还设想,至少一些电极28也可以经由导体30和连接器20耦合到RF源22,以使得至少有一些电极28也可被操作来将消融能量输送至组织。

[0038] 换句话说,可以以多种模式操作尖端电极26(例如,消融、标测和起搏),而电极28可至少以标测模式被操作,并且在一些实施例中,也可以起搏模式和/或消融模式被操作。事实上,在某些实施例中,电极26、28的功能可以是可编程的,例如经由开关电路32(图1中示意性示出的)。开关电路32可根据预先设定的程序和/或根据用户定义的程序来操作,后者允许医生指定电极26、28中的哪一个以消融模式操作,哪一个以标测模式操作,哪一个以起搏模式操作,以及哪一个是不起作用的。这为医生提供了远侧区域14内的标测、消融、起搏和非活动电极的模式的高度定制,以实现各种诊断和/或治疗目标和结果。

[0039] 除了对电极26、28的功能提供可编程控制之外,为了本质上改变它们的构造,还设想电极26、28的各种物理构造。例如,如上所述,图2示出了单个实心尖端电极26和五个均匀间隔的环形电极28。这样的布置具有某些优势。例如,其允许在EGM定时评估期间的更好的波传播评估。这也有利于在电压标测期间的更致密的成像显示分辨率。另外一个优点是,均匀间隔的电极在损伤评估期间不太可能错过损伤的“边缘”。

[0040] 图3-7示出电极26、28的可替代物理构造。例如,在图3中,环形电极28具有交错的间距(即,它们不是在远侧区域14上均匀分布的)。然而,总的来说,图3中的至少一些相邻电极28的对保持彼此足够接近,以用来测量组织中的电生理活动。通过与现有的消融导管相比,如果电极间距(例如,所谓的2-5-2或者1-4-1间距)导致距离太大以不能进行有意义的双极电生理测量,本文公开的导管均分物理位置的时序“窗口”,以更好地使医生分析心脏激活波前的传播。

[0041] 作为另一示例,图4示出导管10的实施例,其中,尖端电极26包括多个离散电极片段26a、26b、26c和26d。这有效地使在远侧区域14的远端处的电极的数量增加为四倍,而不需要在导管13上的另外的物理“形貌”(landscape)。

[0042] 如图5a和5b所示,电极28也可以被分段以增加在远侧区域14内的电极的数量,而不需要增加物理“形貌”。图5a示出环形电极28仅被分段的实施例;图5b示出进一步的变形,其中环形电极28都被分段并且轴向交错。其他图案和布置也设想为在本发明的范围内。

[0043] 本文设想的电极26、28的各种物理图案(包括分段电极26、28)可以以多种方式实现。例如,期望形状的电极可通过使用本领域普通技术人员已知的技术结合到细长的导管主体12。环形片段也可以通过结合完整的环形电极然后用绝缘材料覆盖其部分来创建。

[0044] 图6示出了远侧区域14的又一个实施例。图6使用点电极28' 而不是环形电极28。在一些实施例中,点电极28' 可以例如使用导电墨水印刷在细长的导管主体12上。类似的印刷工艺也可以用于形成导电迹线电极(例如图7所示)。此外,印刷迹线可用于将电极26、28与导体30电连接;在一些实施例中,印刷迹线可以代替部分或全部导体30。事实上,印刷电极的使用不仅增加了远侧区域14内电极28的数量,而且还允许电极28的高度错综复杂的物理图案。

[0045] 为了测量电生理活动的目的,电极26、28可以单极或双极模式操作;这种选择可留给医生。再参考图2所示的实施例,例如,可以使用六个单极电极或五对双极电极测量电生理活动。

[0046] 如上所述,电生理活动的测量点数量的增加是有利的,因为它大大减少使用消融导管生成电生理标测图所需的时间量。例如,在大约十分钟,用于采集电生理数据的现有的消融导管(具有尖端电极和三个较近侧的环形电极,因此总共有四个单极电极)可能采样几百个电生理数据点;只有很少一部分电生理数据点可能可用于电生理标测图。另一方面,图2所示的高密度导管(具有一个尖端电极和间隔更紧密的五个更近的环形电极)可在同一时间段内采样超过1000个数据点。即使只有那些点的一部分适用于电生理标测图,情况仍然是:消融导管上电极(或双极电极对)的数量的相对小的增加可以使在给定时间中采集的数据点的数量变为三倍/使执行电生理标测所需的时间减少2/3。

[0047] 虽然上面在某些程度上具体描述了本发明的许多实施例,但本领域技术人员可以在不偏离本发明的精神或范围的情况下对所公开的实施例做出多种改变。

[0048] 所有的方向的引用(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶、底、之上、之下、垂直、水平、顺时针、和逆时针)都仅用于标识目的,以帮助读者理解本发明,而并不产生限制,特别是对于本发明的位置、方向或用途。连接的引用(例如,附接、耦合、连接、等等)应当被广义地解释并且可包括元件连接之间的中间构件以及元件之间的相对运动。正是如此,连接的引用不是必然地解释为两个元件直接连接并且彼此固定。

[0049] 目的在于,上面说明书中所包含或附图中所示的所有事物都应解释为仅仅是示意性的而非限制性的。可以在不背离由所附的权利要求书所限定的本发明的精神的情况下做出细节或结构的改变。

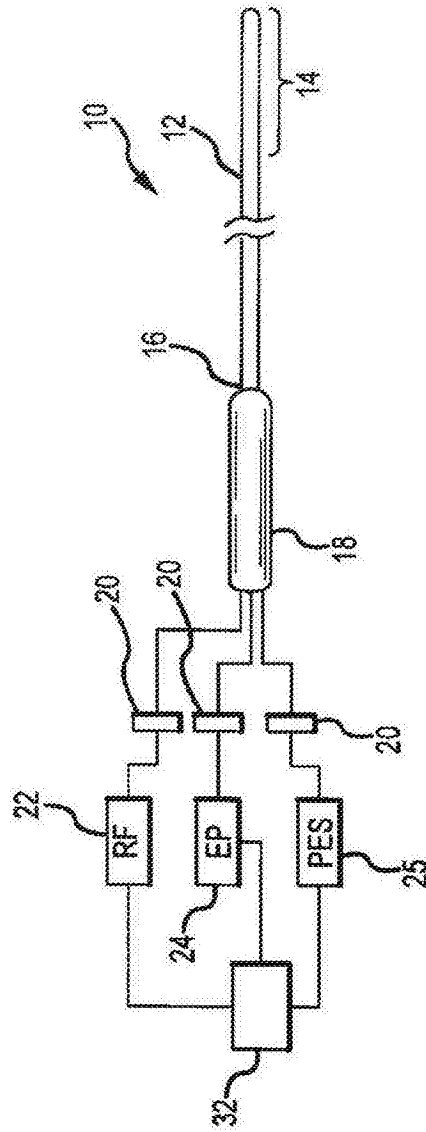


图1

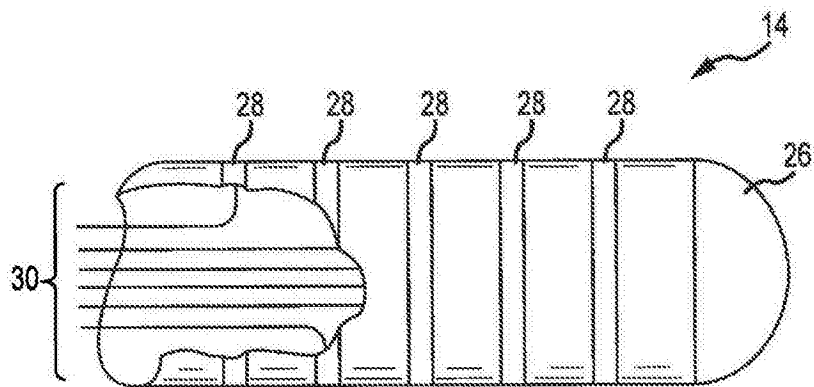


图2

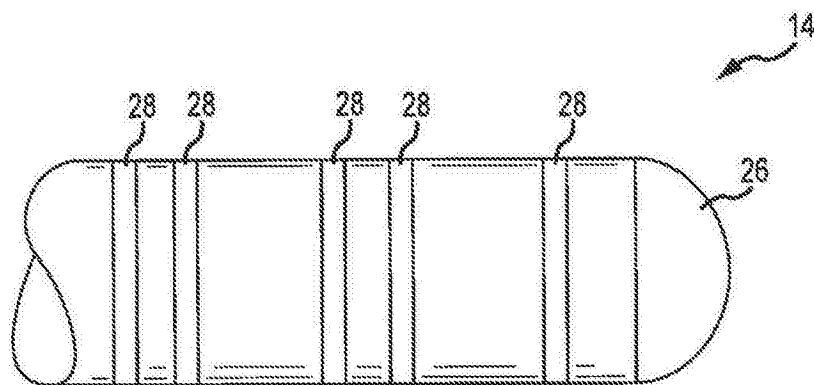


图3

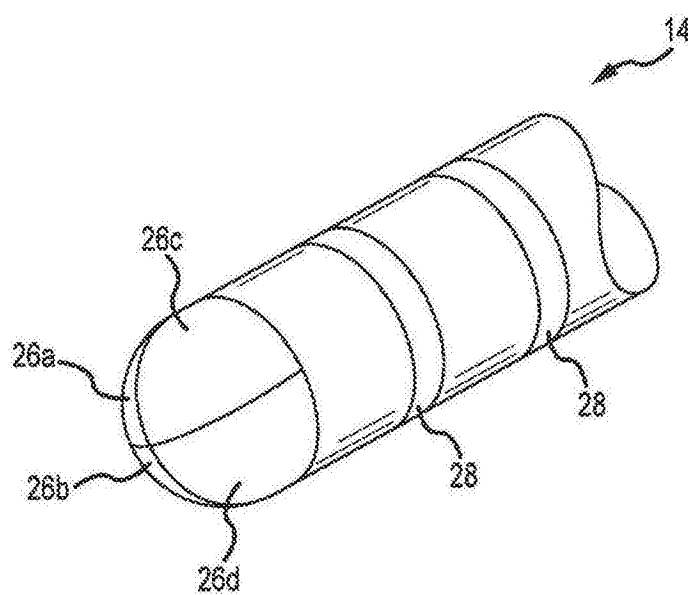


图4

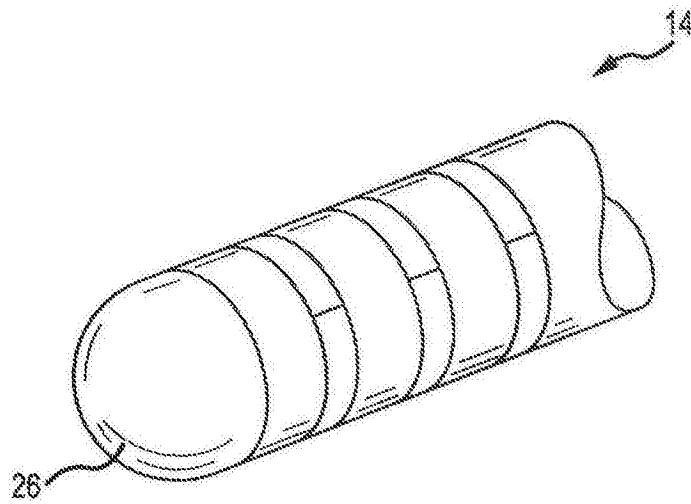


图5a

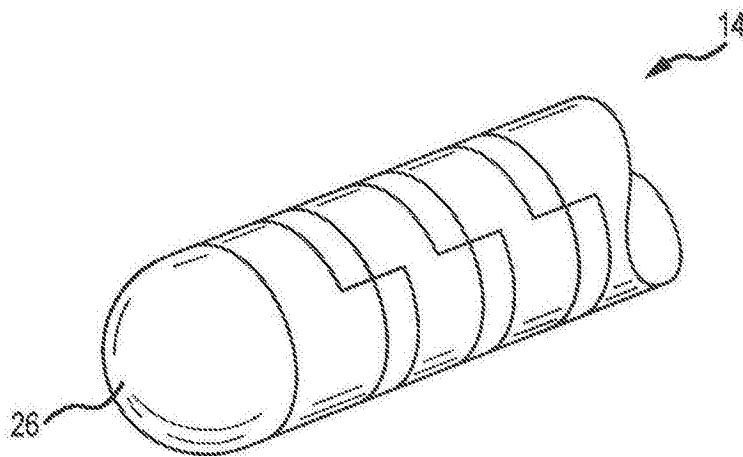


图5b

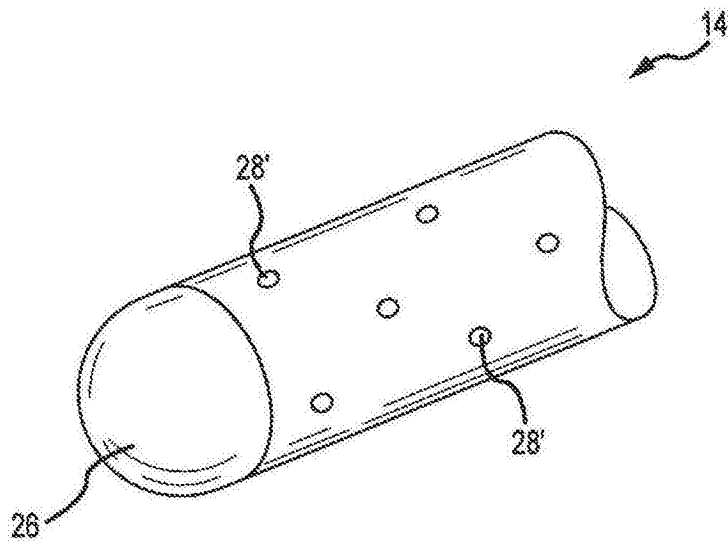


图6

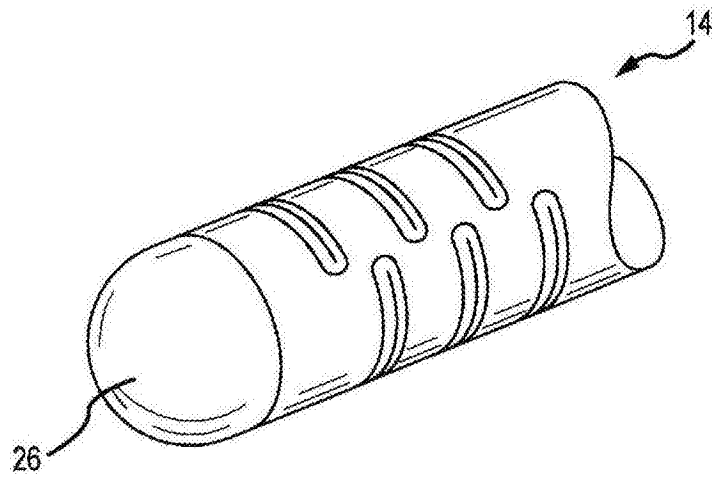


图7

专利名称(译)	高密度标测和消融导管		
公开(公告)号	CN107405099A	公开(公告)日	2017-11-28
申请号	CN201680013436.1	申请日	2016-05-06
[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	S 普伦蒂斯 C 里克德 G奥尔森		
发明人	S·普伦蒂斯 C·里克德 G·奥尔森		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/00 A61B18/14 A61N1/05		
CPC分类号	A61B5/0408 A61B5/0422 A61B5/6852 A61B18/14 A61N1/056 A61B18/1492 A61B2018/00351 A61B2018/00577 A61B2018/00702 A61B2018/00839 A61B2018/1467 A61B2018/0016 A61B2018/ /1497 A61B2562/0209 A61B2562/043 A61N1/05 A61N1/362		
代理人(译)	王勇 李科		
优先权	62/159891 2015-05-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种高密度标测和消融导管包括位于其远端的尖端电极和设置在远侧区域内的尖端电极近侧的多个电极(例如, 环形电极、环形分段电极、点电极和/或印刷迹线)。多个导体延伸通过细长导管主体以将尖端电极和其他电极电连接至消融能量源、电生理标测装置和/或可编程电刺激器。可以使用开关电路以例如使得医生选择性地激活某些电极以用于消融、用于电生理标测、用于起搏, 或者使某些电极完全失效。

