



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104717918 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 17

(21) 申请号 201380032038. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 20

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/042(2006. 01)

61/662, 257 2012. 06. 20 US

A61B 5/0452(2006. 01)

A61B 5/046(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 12. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/046841 2013. 06. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/058484 EN 2014. 04. 17

(71) 申请人 波士顿科学医学有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔

巴伦·马斯卡巴 艾伦·C·舒罗斯

苏尼帕·萨哈 希巴吉·肖梅

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 杨生平 钟锦舜

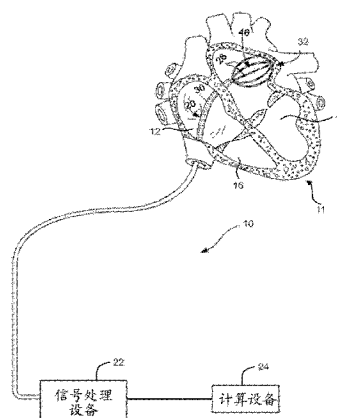
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

在电生理标测期间增强的信号矢量分析以抑制全局激活

(57) 摘要

重构沿着心脏腔室内的电极阵列的电活动传播。从包括来自感兴趣通道的信号的电极阵列采样信号。然后使用来自涉及感兴趣通道的N个邻近通道的信号构建N维信号矢量。N维信号矢量中随着时间的改变被确定并且与预定阈值比较以确定在感兴趣通道上是否发生局部激活。



1. 一种重构沿着心脏腔室内的电极阵列的电活动传播的方法,所述方法包括:
对包括来自感兴趣通道的信号的电极阵列的信号进行采样;
使用来自涉及所述感兴趣通道的 N 个邻近通道的信号构建 N 维信号矢量;
确定所述 N 维信号矢量中随着时间的改变;并且
将所述改变与预定阈值比较以确定在所述感兴趣通道上是否发生局部激活。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,构建 N 维信号矢量包括:
找出在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在采样时间上在每个其他通道上的信号之间的差。
3. 根据权利要求 1 或权利要求 2 所述的方法,其中,基于所采样的远场信号的延时来调整所述差。
4. 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的方法,其中,构建所述 N 维信号矢量还包括:
对在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在每个其他通道上的信号之间的差进行加权以解决比例差。
5. 根据权利要求 1 至 4 中的任一项所述的方法,其中,对信号进行采样包括设计或偏置为拾取在所述多维空间中的全局活动以加强其它通道上的区别的通道子集。
6. 根据权利要求 1 至 5 中的任一项所述的方法,其中,对信号进行采样包括:使用带有电极阵列的扩展双极配置。
7. 根据权利要求 1 至 6 中的任一项所述的方法,其中,使用扩展双极配置包括对来自位于电极阵列上的最相反电极的信号进行采样。
8. 一种标测系统,包括耦合至处理系统的标测电极阵列,所述处理系统配置为根据权利要求 1 至 7 中的任一项所述的方法重构心脏腔室内的电活动传播。
9. 一种用于重构心脏腔室内的电活动传播的标测系统,包括:
标测电极阵列,配置为对来自感兴趣通道的信号进行采样;
与多个标测电极关联的处理设备,所述处理设备配置为记录采样信号并且将多个标测电极中的一个与每个所记录信号关联;标测处理器还配置为:使用来自涉及所述感兴趣通道的 N 个邻近通道的信号构建 N 维信号矢量;确定所述 N 维信号矢量中随着时间的改变;并且将所述改变与预定阈值比较以确定在所述感兴趣通道上是否发生局部激活。
10. 根据权利要求 9 所述的标测系统,其中,为构建 N 维信号矢量,所述处理设备还配置为找出在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在采样时间上在每个其他通道上的信号之间的差。
11. 根据权利要求 9 或 10 所述的标测系统,其中,基于所采样的远场信号的延时来调整所述差。
12. 根据权利要求 9 至 11 中的任一项所述的标测系统,其中,为构建所述 N 维信号矢量,所述处理设备还配置为对在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在每个其他通道上的信号之间的差进行加权以解决比例差。
13. 根据权利要求 9 至 12 中的任一项所述的标测系统,其中,为对信号进行采样,所述处理设备还配置为朝着拾取在所述多维空间中的全局活动偏置通道的子集,以加强其它通道上的区别。
14. 根据权利要求 9 至 13 中的任一项所述的标测系统,其中,为对信号进行采样,所述

处理设备还配置为在标测电极阵列上使用扩展双极配置。

15. 根据权利要求9至14中的任一项所述的标测系统,其中,所述处理设备还配置为在位于电极阵列上的最相反电极处使用扩展双极配置。

在电生理标测期间增强的信号矢量分析以抑制全局激活

技术领域

[0001] 本公开涉及心脏标测系统。更具体的,本公开涉及配置为通过保留局部活动并且抑制远场活动来重构沿着感兴趣的心腔中的电极阵列的电活动传播的心脏标测系统。

背景技术

[0002] 诊断和治疗心律失常涉及具有多个传感器/探针的导管通过患者的血管引入心脏。传感器检测在心脏中传感器位置处的心脏的电活动。一般,电活动被处理成表示在传感器位置处的心脏的活动的电图信号。

[0003] 在简单的心律紊乱中,在每个传感器位置处的信号通常从一跳到另一跳定时中并且经常在形状上与以及在偏转的数量上保持一致,使得在每个传感器位置处的激活起始的识别成为可能。但是,在复杂的心律紊乱中,从一跳到另一跳,在每个传感器位置处的信号可以在各种形状中的一个、几个或多个偏转中转变。例如,当AF中传感器位置的信号包括5个、7个、11个或更多个偏转时,及时不是不可能也难以识别信号中的哪些偏转是在心脏的传感器位置处或附近(即,局部激活)而不是仍然由心脏中的传感器感测的进一步远离的位置(即,远场激活),或仅仅是来自心脏的另一个部分、其他组织结构、与心脏或外部电子系统相关的传感器的移动或动作的噪声。

发明内容

[0004] 本文中公开的是用于在心脏标测系统中的局部激活信号和远场活动之间进行区别的方法的各种实施方式,以及采用这种方法的心脏标测系统。

[0005] 在实例1中,一种重构沿着心脏腔室内的电极阵列的电活动传播的方法,所述方法包括:对包括来自感兴趣通道的信号的电极阵列的信号进行采样;并且使用来自涉及及所述感兴趣通道的N个邻近通道的信号构建N维信号矢量。该方法还包括:确定所述N维信号矢量中随着时间的改变;并且将所述改变与预定阈值比较以确定在所述感兴趣通道上是否发生局部激活。

[0006] 在实例2中,根据实例1的方法,其中,构建N维信号矢量包括:找出在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在采样时间上在每个其他通道上的信号之间的差。

[0007] 在实例3中,根据实例1或实例2的方法,其中,基于所采样的远场信号的延时来调整差。

[0008] 在实例4中,根据实例1至3中的任一项的方法,其中,构建N维信号矢量还包括:对在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在每个其他通道上的信号之间的差进行加权以解决比例差。

[0009] 在实例5中,根据实例1至4中的任一项的方法,其中,对信号进行采样包括设计或偏置为拾取在多维空间中的全局活动以加强其它通道上的区别的通道子集。

[0010] 在实例6中,根据实例1至5中的任一项的方法,其中,对信号进行采样包括:使用带有电极阵列的扩展双极配置。

[0011] 在实例 7 中,根据实例 1 至 6 中的任一项的方法,其中,使用扩展双极配置包括对来自位于电极阵列上的最相反电极的信号进行采样。

[0012] 在实例 8 中,一种标测系统,包括耦合至处理系统的标测电极阵列,处理系统配置为根据实例 1 至 7 中的任一项的方法重构心脏腔室内的电活动传播。

[0013] 在实例 9 中,一种用于重构心脏腔室内的电活动传播的标测系统,包括:标测电极阵列,配置为对来自感兴趣通道的信号进行采样;与多个标测电极关联的处理设备,处理设备配置为记录采样信号并且将多个标测电极中的一个与每个所记录信号关联;标测处理器还配置为:使用来自涉及感兴趣通道的 N 个邻近通道的信号构建 N 维信号矢量;确定 N 维信号矢量中随着时间的改变;并且将改变与预定阈值比较以确定在感兴趣通道上是否发生局部激活。

[0014] 在实例 10 中,根据实例 9 的标测系统,其中,为构建 N 维信号矢量,处理设备还配置为找出在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在采样时间上在每个其他通道上的信号之间的差。

[0015] 在实例 11 中,根据实例 9 或 10 的标测系统,其中,基于采样的远场信号的延时来调整差。

[0016] 在实例 12 中,根据实例 9-11 中的任一项的标测系统,其中,为构建 N 维信号矢量,处理设备还配置为对在采样时间上在感兴趣通道上的信号和在每个其他通道上的信号之间的差进行加权以解决比例差。

[0017] 在实例 13 中,根据实例 9 至 12 中的任一项的标测系统,其中,为对信号进行采样,处理设备还配置为朝着拾取在多维空间中的全局活动偏置通道的子集,以加强其它通道上的区别。

[0018] 在实例 14 中,根据实例 9 至 13 中的任一项的标测系统,其中,为对信号进行采样,处理设备还配置为在标测电极阵列上使用扩展双极配置。

[0019] 在实例 15 中,根据实例 9 至 14 中的任一项的标测系统,其中,处理设备还配置为在位于电极阵列上的最相反电极处使用扩展双极配置。

[0020] 虽然公开多个实施方式,但是从显示和描述本发明的示意性实施方式的以下详细描述中,本发明的其他实施方式对于本领域技术人员来说仍然是明显的。因此,附图和详细说明都被认为本质上是示意性的而非限制性的。

附图说明

[0021] 图 1 示出根据本公开的心脏激活重构系统的一个实施方式。

[0022] 图 2 示出具有篮状功能元件承载结构的标测导管的一个实施方式。

[0023] 图 3A 示出来自篮状功能元件的标测元件的两个通道根据时间的描绘的一个实例。

[0024] 图 3B 示出在二维空间中使用标测元件的阵列中的两个通道的信号的描绘的一个实例。

[0025] 虽然本发明可以修改为各种变型和可替换形式,但是特别的实施方式已通过附图中的实例的方法进行显示并且在下文中描述。但是,本发明并不限于将本发明限制为所描述的具体实施方式。相反,本发明想要覆盖落入如所附权利要求限定的本发明的范围内

的所有变型、等同和可替换方案。

具体实施方式

[0026] 图 1 示出心脏激活重构系统 10 的一个实施方式。系统 10 配置为检测和重构从与心律失常连接的患者心脏 11 收集 / 检测的心脏激活信息。心脏包括右心房 12、左心房 14、右心室 16 和左心室 18。

[0027] 系统 10 包括导管 20、信号处理设备 22 和计算设备 24。导管 20 配置为检测心脏中的心脏激活信息并且经由无线或有线连接将检测的心脏激活信息发送至信号处理设备 22。导管 20 的远端包括多个传感器 26，传感器可以通过患者的血管插入心脏中。

[0028] 在一些实施方式中，一个或多个传感器不插入患者心脏中。例如，一些传感器可以经由患者表面（例如，心电图）或远程地检测心脏激活而没有接触患者（例如，磁性心动图）来检测心脏激活。做为另一个实例，一些传感器还可以从非电气感测设备的心脏活动（例如，超声波心动图）得到心脏激活信息。在各种实施方式或方案中，这些传感器可以独立地或以不同的组合来使用，而且这些独立或不同的组合还可以结合插入患者心脏的传感器使用。

[0029] 定位在关注的心脏中的传感器位置处（例如，在示出的实施方式中的左心房）的传感器 26 可以检测在传感器位置处的心脏激活信息。在一些实施方式中，整体消融电极或独立消融导管可以用于传送能量以在传感器位置处或附近消融心脏。

[0030] 信号处理设备 22 配置为将由在传感器位置处的传感器 26 检测的心脏激活信息处理（净化和放大）成心电图信号并且将处理的心脏信号提供至计算设备 24 以用于根据各种方法如本文公开的这些方法进行分析或处理。

[0031] 图 2 示出标测导管 20 的实施方式，其在远端处包括适合在图 1 显示的系统 10 中使用的传感器。具有柔性导管本体 30 的标测导管 20 的远端承载三维结构 32，三维结构 32 配置为承载多个标测元件或传感器 26。在一些实施方式中，近距元件 34 优选地位于每个标测元件 26 附近。可替换地，标测元件 26 可以用作近距元件 34。如下文中将进一步详细描述，标测元件 26 感测心脏组织中的电活动，其感测的活动然后由信号处理设备 22 和计算设备 24 来处理以帮助医生识别具有心律失常的一个或多个点。这个过程通常称为标测（mapping）。这个信息之后可以用于确定应用合适治疗（例如，消融）到识别的点的合适位置。

[0032] 示出的三维结构 32 包括基座部件 40 和端帽 42，在其之间柔性样条 44 一般以圆周间隔的关系延伸。如所示出的，三维结构 32 采用限定开口内部空间 46 的篮状的形式。在一些实施方式中，样条 44 由弹性惰性材料，诸如，例如镍钛金属或硅胶制成，并且在弹性预拉紧条件下连接在端帽 42 和基座部件 40 之间以弯曲并且符合它们接触的组织表面。在示出的实施方式中，八个样条 44 形成三维结构 32。在其他实施方式中可以用附加的或更少的样条 44。如所示出的，每个样条 44 承载八个标测元件 26。在三维结构 32 的其他实施方式中，附加的或更少的标测元件 26 可以设置在每个样条 44 上。在示出的实施方式中，三维结构 32 是相对小的（例如，直径 40mm 或更小）。在可替换的实施方式中，三维结构 32 更大（例如，直径 40mm 或更大）。

[0033] 可滑动护套 50 沿着导管主体 30 的主轴可移动。向前（即，朝着远端）移动护套

50 引起护套 50 在三维结构 32 上移动,从而使结构 32 塌陷成适合于引入内部空间诸如例如心脏 12 中的紧密的、低轮廓条件。相反,护套 19 向后(即,朝着近端)的移动释放三维结构 32,允许结构 32 弹开并且采取在图 2 中示出的预拉紧位置。三维结构 20 的实施方式的进一步细节公开在名称为“多电极支撑结构(Multiple Electrode Support Structures)”的美国专利 No. 5,647,870 中,其公开内容以参考方式清楚地并且完全地并入。

[0034] 信号电线(未示出)电耦合至每个标测元件 26。电线通过标测导管 20 的主体 30 延伸至手柄 54 中,在手柄中,线耦合至外部连接器 56,外部连接器可以为多销钉连接器。连接器 56 将标测元件 26 电耦合至信号处理设备 22 和计算设备 24。在名称为“用于引导多电极结构内可移动电极元件的系统和方法(Systems and Methods for Guiding Movable Electrode Elements within Multiple-Electrode Structure)”的美国专利号 6,070,094,名称为“心脏标测和消融系统(Cardiac Mapping and Ablation Systems)”的美国专利号 6,233,491 和名称为“用于对主体腔的注册图进行改善的系统 and 过程(System and Processes for Refining a Registered Map of a Body Cavity)”的美国专利号 6,735,465 中讨论用于对标测导管生成的信号进行处理的方法和标测系统上的进一步细节,这些美国专利的公开通过参考方式清楚地并且完全地并入本文中。类似地,信号电线将每个近距元件 34 电耦合至信号处理设备 22 和计算设备 24。

[0035] 要注意,可以在远端上配置其他三维结构。还要注意,多个标测元件 26 可以设置在多于一个的结构上而不是例如图 2 中示出的单个标测短管 20。例如,如果利用多个标测结构在左心房 14 进行标测,那么可以使用这样一种设置,该设置包括承载多个标测元件的冠状静脉窦导管和承载位于左心房 14 中的多个标测元件的篮状导管。作为另一个实例,如果利用多个标测结构在右心房 12 内进行标测,那么可以使用这样一种设置,该设置包括承载用于在冠状静脉窦中定位的多个标测元件的十极性导管和承载用于在三尖瓣环形物周围定位的多个标测元件的环形导管。

[0036] 另外,尽管已经描述由标测专用探针例如标测导管 20 来承载标测元件 26,但是标测元件可以承载在非标测专用探针上。例如,消融导管可以配置为包括一个或多个设置在导管主体的远端上的标测元件,并且耦合至信号处理设备 22 和计算设备 24。作为另一个实例,消融导管的远端处的消融电极可以耦合至信号处理设备 22 和计算设备 24,还可以操作作为标测电极。

[0037] 在各种实施方式中,由标测元件 26 感测的信号可以被描绘以生成来自多个元件或通道的信号的多维表示。图 3A 示出来自标测元件 26 的两个通道(S1,S2)依据时间的描绘的实例。例如,在图 2 中示出的实施方式中,通道 S1 和 S2 可以为来自六十四个标测元件 26 中的所选两个标测元件 26 的信号。图 3B 示出在二维空间中使用来自标测元件 26 的阵列中的两个通道的信号的描绘的实例,其中,沿着竖直轴描绘对于通道 S1 在各时间点处的信号样本,沿着水平轴描绘对于通道 S2 在各时间点处的信号样本。在图 3A 中显示的时间点 A、B 和 C 处来自通道 S1 的信号在图 3B 中被显示为沿着竖直轴描绘,在图 3A 中显示的时间点 D 和 E 处来自通道 S2 的信号在图 3B 中被显示为沿着水平轴描绘。虽然显示了两条通道,但是可以描绘任意数量的通道以生成来自对应数量通道的信号的多维(或,N 维)表示。

[0038] 根据本公开,信号的 N 维表示可以由信号处理设备 22 和 / 或计算设备 24 来处理,以抑制由于全局激活(即,远场活动)造成的信号,以加强与局部激活关联的信号。在一些

实施方式中,在三维结构 32 的一些或所有通道(即,标测电极 26)上对信号进行采样。然后,信号处理设备 22 和/或计算设备 24 使用来自涉及感兴趣通道的 N 个邻近通道的信号,构建 N 维信号矢量 $V(t)$ 。例如,在单极 EGM 的情况下,使用涉及中央信号的邻近信号构建双极阵列。如果 S_0 为感兴趣通道,那么 N 维信号矢量 $V(t)$ 可以表达为:

$$[0039] \quad V(t) = [S_1(t) - S_0(t), S_2(t) - S_0(t), \dots, S_N(t) - S_0(t)]^T \quad (\text{方程 1})$$

[0040] 其中, $S_0(t), \dots, S_N(t)$ 为通道 $S_0 - S_N$ 中的每个在时间 t 处的信号值。可替代地, N 维信号矢量 $V(t)$ 可以表达为:

$$[0041] \quad V(t) = [S_0(t) - S_1(t), S_0(t) - S_2(t), \dots, S_0(t) - S_N(t)]^T \quad (\text{方程 2})$$

[0042] 为确定在通道 S_0 上是否发生局部激活, $V(t)$ 中随着时间(即, $V(t)$ 的时间导数)的改变被确定并且与阈值比较。

$$[0043] \quad \left\| \frac{dV(t)}{dt} \right\| > TH$$

[0044] 如果上述不等式为真,则这指示局部激活已发生在通道 S_0 上。在这个方法中,局部激活被保留,但是由于带有邻近 N 个通道的共模而造成全局激活被大幅度缩减。全局激活被大幅度缩减 $\sqrt{N}$ 倍,所以更大数量邻近通道导致全局激活信号的更大幅度缩减。在一些实施方式中,用于确定 $V(t)$ 的信号之间的差操作可以被加权以解决邻近通道之间的比例差,以用于全局激活信号的更全面的大幅度缩减。

[0045] 在一些实例中,远场信号可能不立即出现在所有通道上,而是可能展示通过组织传播的远场组件的体积传播特征关联的特征延迟或与延时。在识别和/或期望延时的情况中,方程 1 和方程 2 两者都可以被修改以说明与各种电极关联的延时。例如,如果远场信号在 N 个相邻电极上关于远场参考信号例如表面 ECG 以 $\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_N$ 的延时出现,那么方程 2 可以表达为:

$$[0046] \quad V(t) = [S_0(t) - S_1(t + \omega_1), S_0(t) - S_2(t + \omega_2), \dots, S_0(t) - S_N(t + \omega_N)]^T \quad (\text{方程 3})$$

[0047] 可以通过关于表面 ECG 感测的对应 R 波的尖峰或其它特有特征而追踪每条通道上的远场信号的尖峰或其它特有特征来估计延时。估计的延时可以基于多个局部心脏跳动来求平均。

[0048] 在一些实施方式中,采样通道子集(例如,通道 S1 和 S2)可以被选择为朝着拾取 N 维空间中的全局活动偏置,以加强与其它通道的区别。例如,组织远端的标测元件 26 可以是指生成远场干扰以帮助在远场和局部激活之间进行区别的其它元件。在一些实施方式中,所选择的通道可以为位于三维结构 32 上最相反的电极,以评估全局心房活动(即,扩展双极配置)。

[0049] 如描述的方法和系统提供柔性数学架构,该柔性数学架构可以与标测导管上的任意数量的通道(例如相邻的 8 个、相邻的 16 个,一下两组局部的和远场的)一起工作。与用于区别远场和局部活动的常规成对通道比较相比,处理来自任意数量通道的信息的能力提供感兴趣心室中的电活动传播的更可靠的重构。

[0050] 对于讨论的示例性实施方式可以得出各种变型和添加而没有超出本发明的范围。例如,虽然上文描述的实施方式涉及具体特征,但是本发明的范围还包括具有不同特征结合的实施方式,并且实施方式不包括所有描述的特征。因此,本发明的范围想要包括落入权利要求范围内的所有这种可替选项、变形和改变及其所有等同。

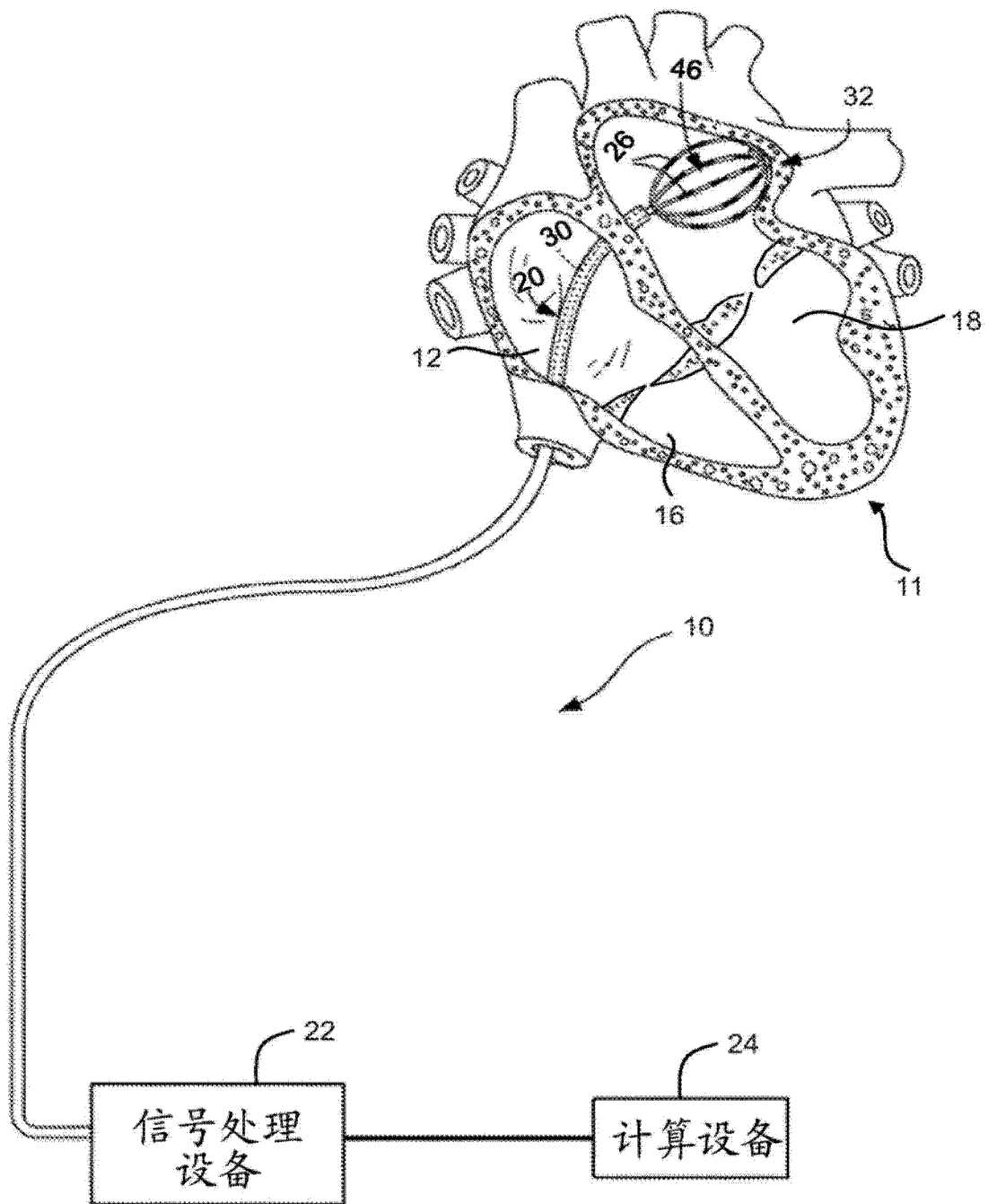


图 1

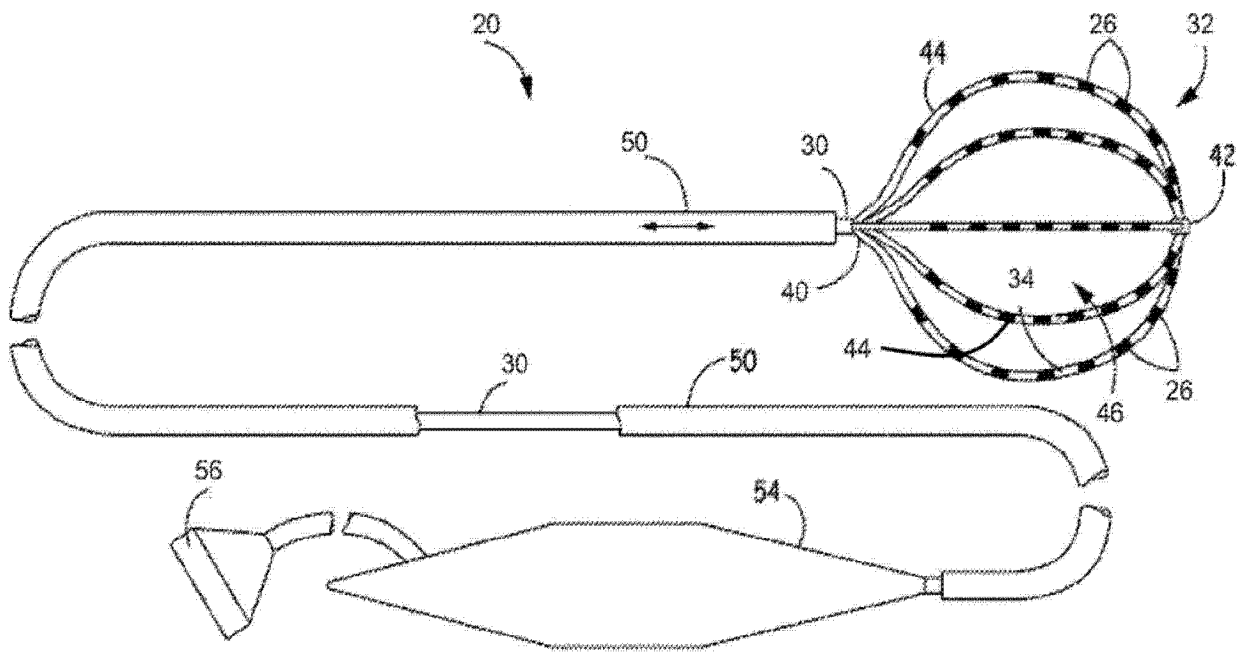


图 2

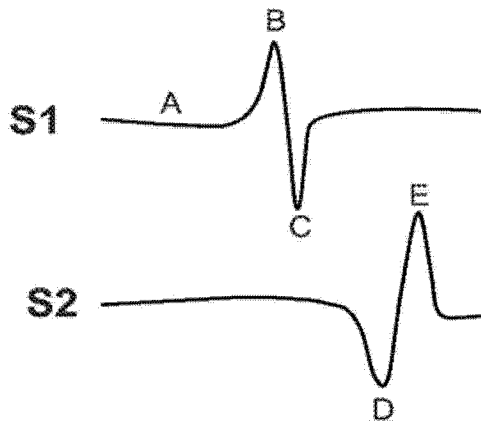


图 3A

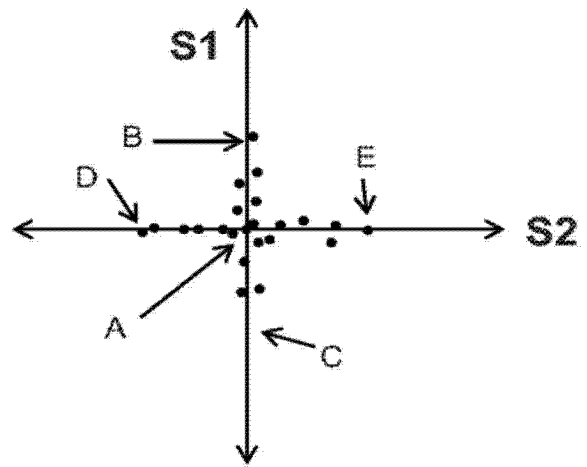


图 3B

专利名称(译)	在电生理标测期间增强的信号矢量分析以抑制全局激活		
公开(公告)号	CN104717918A	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	CN201380032038.0	申请日	2013-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
[标]发明人	普拉莫德辛格希拉辛格塔库尔 巴伦马斯卡巴 艾伦C舒罗斯 苏尼帕萨哈 希巴吉肖梅		
发明人	普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔 巴伦·马斯卡巴 艾伦·C·舒罗斯 苏尼帕·萨哈 希巴吉·肖梅		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/042 A61B5/0452 A61B5/046		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/046 A61B5/6859 A61B18/1492		
代理人(译)	杨生平		
优先权	61/662257 2012-06-20 US		
其他公开文献	CN104717918B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

重构沿着心脏腔室内的电极阵列的电活动传播。从包括来自感兴趣通道的信号的电极阵列采样信号。然后使用来自涉及感兴趣通道的N个邻近通道的信号构建N维信号矢量。N维信号矢量中随着时间的改变被确定并且与预定阈值比较以确定在感兴趣通道上是否发生局部激活。

