



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104394759 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201380032072. 8

(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, 252 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/US2013/046843 2013. 06. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/058485 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

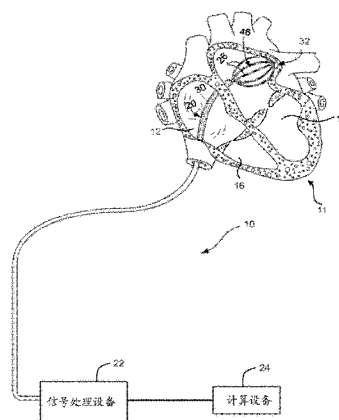
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

多电极 EGM 上使用多维信号空间矢量分析的
远场对局部激活区别

(57) 摘要

重构沿着心腔内的电极阵列的电活动传播。从电极阵列对信号进行采样并且在多维空间中对信号进行描绘，其中每个轴与电极阵列中的通道对应。估计多维空间中的全局激活的偏移方向，并且确定采样信号的矢量随着时间的变化。抑制具有随有在偏移方向上随着时间变化的矢量的信号。



1. 一种用于重构沿着心腔内的电极阵列的电活动传播的方法,所述方法包括:
对来自电极阵列的信号进行采样;
在多维空间中描绘信号,其中,每个轴与所述电极阵列中的通道对应;
估计所述多维空间中全局激活的偏移方向;
确定采样信号的矢量中随着时间的改变;并且
抑制具有在偏移方向上随着时间改变的矢量的信号。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,描绘信号进一步包括:
基于参考信号,将每个采样信号移位从所述电极阵列采样的对应远场信号的期望延时。
3. 根据权利要求1或权利要求2所述的方法,其中,估计偏移方向进一步包括:
对采样信号进行标准化以匹配比例尺。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,确定矢量中的改变进一步包括:
确定所述矢量的绝对时间导数。
5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的方法,其中,估计偏移方向进一步包括:
确定所描绘的信号的分解的最大特征值。
6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的方法,进一步包括:
消隐沿着每个轴的显著偏移周围的信号(局部激活)。
7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的方法,其中,对信号进行采样进一步包括:
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。
8. 根据权利要求1至7中的任一项所述的方法,其中,对信号进行采样包括采用具有所述电极阵列的扩展双极配置。
9. 根据权利要求1至8中的任一项所述的方法,其中,采用扩展双极配置包括对来自位于所述电极阵列上最相反电极的信号进行采样。
10. 一种重构沿着心腔内电极阵列的电活动传播的方法,所述方法包括:
对来自电极阵列的信号进行采样;
在多维空间中描绘信号,其中每个轴与电极阵列中的通道对应;
确定采样信号的矢量随着时间的改变;
将所述采样信号的所述矢量中的时间改变与沿着所述多维空间中的每个轴的单位矢量进行比较;以及
抑制具有不与其中一个轴的单位矢量对应的矢量的信号。
11. 一种包括电极阵列的心脏标测系统,所述电极阵列配置为根据权利要求1至10中的任一项所述的方法对心腔内的电活动传播进行重构。
12. 一种用于对心腔内的电活动传播进行重构的标测系统,包括:
配置为对来自兴趣通道的信号进行采样的标测电极阵列;和
与多个标测电极相关的处理设备,所述处理设备配置为对采样信号进行记录并且将多个标测电极中的一个与每个所记录信号关联,所述处理设备进一步配置为采样来自所述标测电极阵列的信号,在多维空间中描绘信号,其中每个轴与标测电极阵列中的通道对应,估计所述多维空间中的全局激活的偏移方向,确定采样信号的矢量随着时间的改变,并且抑制具有在偏移方向上随着时间改变的矢量的信号。

13. 根据权利要求 12 所述的标测系统,其中,描绘信号进一步包括基于参考信号将每个采样信号移位从所述电极阵列采样的对应远场信号的期望延时。

14. 根据权利要求 12 或权利要求 13 所述的标测系统,其中,为估计偏移方向,处理设备进一步配置为对所述采样信号进行标准化以匹配比例尺。

15. 根据权利要求 12 至 14 中的任一项所述的标测系统,其中,为确定所述矢量的改变,处理设备进一步配置为确定所述矢量的绝对时间导数。

16. 根据权利要求 12 至 15 中的任一项所述的标测系统,其中,为估计偏移方向,所述处理设备进一步配置为确定所描绘的信号的分解的最大特征值。

17. 根据权利要求 12 至 16 中的任一项所述的标测系统,其中,为估计偏移方向,所述处理设备还配置为消隐沿着每个轴的显著偏移周围的信号(局部激活)。

18. 根据权利要求 12 至 17 中的任一项所述的标测系统,其中,为对信号进行采样,处理系统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。

19. 根据权利要求 12 至 18 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采用扩展双极配置。

20. 根据权利要求 12 至 19 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所述标测电极阵列上的最相反的电极处采用扩展双极配置。

多电极 EGM 上使用多维信号空间矢量分析的远场对局部激活区别

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、其它组织结构、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,重构用于沿着心腔内的电极阵列的电活动传播的方法包括对来自电极阵列的信号进行采样并且在多维空间中描绘信号,其中每个轴与电极阵列中的通道对应。该方法还包括估计所述多维空间中全局激活的偏移方向和确定采样信号的矢量中随着时间的改变。该方法还包括抑制具有在偏移方向上随着时间改变的矢量的信号。

[0006] 在实例 2 中,根据实例 1 中的方法,其中描绘信号进一步包括:基于参考信号,将每个采样信号移位从所述电极阵列采样的对应远场信号的期望延时。

[0007] 在实例 3 中,根据实例 1 或实例 2 的方法,其中,估计步骤包括对采样信号进行标准化以匹配比例尺。

[0008] 在实例 4 中,根据实例 1 至 3 中的任一个的方法,其中,确定步骤包括确定矢量的绝对时间导数。

[0009] 在实例 5 中,根据实例 1 至 4 中的任一个的方法,其中,估计步骤包括确定所描绘的信号的分解的最大特征值。

[0010] 在实例 6 中,根据实例 1 至 5 中的任一个的方法,其中,确定步骤还包括消隐沿着每个轴的显著偏移周围的信号(局部激活)。

[0011] 在实例 7 中,根据实例 1 至 6 中的任一个的方法,其中对信号进行采样包括朝着拾

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。

[0012] 在实例 8 中,根据实例 1 至 7 中的任一个的方法,其中,对信号进行采样包括采用具有电极阵列的扩展双极配置。

[0013] 在实例 9 中,根据实例 1 至 8 中的任一个的方法,其中,采用扩展双极配置包括对来自位于所述电极阵列上的最相反电极的信号进行采样。

[0014] 在实例 10 中,用于重构沿着心腔内的电极阵列的电活动传播的方法包括对来自电极阵列的信号进行采样和在多维空间中描绘信号,其中每个轴与电极阵列中的通道对应。该方法还包括确定采样信号的矢量随着时间的改变以及将所述采样信号的矢量中的时间改变与沿着所述多维空间中的每个轴的单位矢量进行比较;该方法还包括抑制具有不与轴中的一个的单位矢量对应的矢量的信号。

[0015] 在实例 11 中,包括电极阵列的标测系统配置为根据实例 1 至 9 中的任一项所述的方法对心腔内的电活动传播进行重构。

[0016] 在实例 12 中,用于对心腔内的电活动传播进行重构的标测系统包括配置为对来自兴趣通道的信号进行采样的标测电极阵列,和与多个标测电极相关的处理设备,所述处理设备配置为对采样信号进行记录并且将多个标测电极中的一个与每个记录的信号关联,所述标测处理器还配置为对来自标测电极的信号进行采样,利用与标测电极阵列中的通道对应的每个轴在多维空间中描绘信号,估计所述多维空间中的全局激活的偏移方向,确定随着时间推移的采样信号的矢量的改变,并且抑制具有在偏移方向上随着时间改变的矢量的信号。

[0017] 在实例 13 中,根据实例 12 的标测系统,其中,为描绘信号包括基于参考信号,将每个采样信号移位从所述电极阵列采样的对应远场信号的期望延时。

[0018] 在实例 14 中,根据实例 12 或实例 13 的标测系统,其中,为估计偏移方向,处理设备还配置为对所述采样信号进行标准化以匹配比例尺。

[0019] 在实例 15 中,根据实例 12 至 14 中的任一个的标测系统,其中,为确定矢量中的改变,处理设备还配置为确定矢量的绝对时间导数。

[0020] 在实例 16 中,根据实例 12 至 15 中的任一个的标测系统,其中,为估计偏移方向,所述处理设备确定所描绘的信号的分解的最大特征值。

[0021] 在实例 17 中,根据实例 12 至 16 中的任一个的标测系统,所述处理设备还配置为消隐沿着每个轴的显著偏移周围的信号(局部激活)。

[0022] 在实例 18 中,根据实例 12 至 17 中的任一个的标测系统,其中,为对信号进行采样,处理系统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。

[0023] 在实例 19 中,根据实例 12 至 18 中的任一个的标测系统,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采用扩展双极配置。

[0024] 在实例 20 中,根据实例 12 至 19 中的任一个的标测系统,其中,处理设备还配置为位于在所述标测电极阵列上的最相反的电极处采用扩展双极配置。

[0025] 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,本发明的其它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

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 图 3 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。

[0029] 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。

[0030] 图 4 示出在时刻 t 和 $t+T$ 处的通道的信号的描绘,其中,结果矢量在平行于全局激活的方向上延伸,该描绘指示通道的远场激活。

[0031] 图 5 示出在时刻 t 和 $t+T$ 处的通道的信号的描绘,其中,结果矢量在不平行于全局激活的方向上延伸,该描绘指示通道的具备激活。

[0032] 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

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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 的。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

细描述的,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。

[0039] 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。在其它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 的其它实施方式中,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)。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 要注意,可以在远端上配置其它三维结构。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。

[0043] 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。

[0044] 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,沿着垂直轴描绘对于通道 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 中被显示为沿着垂直轴描绘,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。

[0045] 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 N 维表示中,全局激活可以特征在于沿着 N 维空间中的特定方向上的偏移。为了助于这些信号的抑制,可以估计在全局激活偏移方向上的单位矢量 U_{CM} 的方向。然后,在时间 t 处在三维结构 32 的通道 S 上的信号的矢量表示可以限定为:

$$[0046] \quad V(t) = [S1(t), S2(t), S3(t), \dots, SN(t)]^T \quad (\text{方程 1})$$

[0047] 全局激活将会引起沿着(平行于) U_{CM} 的信号偏移,使得 $V(t)$ 会在 N 维空间中沿着 U_{CM} 改变。因此,信号处理设备 22 和 / 或计算设备 24 可以取 $V(t)$ 的时间导数以对信号的时间变量进行特征化。这个结果可以投射在 U_{CM} 上并且与预定阈值进行比较:

$$[0048] \quad \frac{\frac{dV(t)^T}{dt} * U_{CM}}{\left\| \frac{dV(t)}{dt} \right\|} > TH$$

[0049] 换句话说,如果 $V(t)$ 的导数大致上与斜率 / 方向 U_{CM} 相似,那么信号中的改变可能由于全局激活造成,并且上文的不等式是真的。上文提到的方程表示一种将多维空间中的信号矢量改变的偏移的方向与全局激活的方向 (U_{CM}) 比较的方法。其它比较方法可以包括使用信号矢量改变 ($\Delta V(t)$),而不是对 N 维空间中的两个矢量之间的角度进行求导或计算。图 4 示出连接在时刻 t 和时刻 t+T 处在两条通道 S1 和 S2 之间的信号改变的矢量 60,其中矢量 60 大致上与单位矢量 U_{CM} 平行。因此,时刻 t 和时刻 t+T 之间的信号改变可以归因于全局激活。在处理期间,信号处理设备 22 和 / 或计算设备 24 可以配置为抑制这些信号。

[0050] 如果 $V(t)$ 的导数不等于斜率 / 方向 U_{CM} ,那么信号中的改变很有可能由于局部激活造成,并且上文的不等式不是真的。图 5 示出连接在时刻 t 和时刻 t+T 处在两条通道 S1 和 S2 之间的信号改变的矢量 62,其中矢量 62 不与单位矢量 U_{CM} 平行。矢量 62 而是大致上与轴 S1 平行,指示由于在通道 S1 处或附近的局部激活造成的改变。

[0051] 在一些实例中,远场信号可能不立即出现在所有通道上,而是可能展示与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:

$$[0052] \quad V(t) = [S_0(t) - S_1(t + \omega_1), S_0(t) - S_2(t + \omega_2), \dots, S_0(t) - S_N(t + \omega_N)]^T \quad (\text{方程 3})$$

[0053] 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。

[0054] 可以采用各种用于估计单位矢量 U_{CM} 并且随后抑制全局激活的方法。例如,假设全局激活的单位矢量 U_{CM} 可以表示为 N 为空间中的单位斜线:

$$[0055] \quad U_{CM} = \left[\frac{1}{\sqrt{N}}, \frac{1}{\sqrt{N}}, \dots, \frac{1}{\sqrt{N}} \right]^T \quad (\text{方程 2})$$

[0056] 方程 2 假设全局激活在来自标测元件 26 的所有通道上具有相似比例尺。之后每个通道的比例可以关于彼此被标准化:

$$[0057] \quad V(t) = \left[\frac{S1(t)}{\|S1\|}, \frac{S2(t)}{\|S2\|}, \dots, \frac{SN(t)}{\|SN\|} \right]^T \quad (\text{方程 3})$$

[0058] 偏移在所有通道 S1-SN 上是同相的。在一些实施方式中,可以考虑 $V(t)$ 的绝对导数以代替上文的不等式:

$$[0059] \quad \frac{\text{abs}\left(\frac{dV(t)}{dt}\right)^T \cdot U_{CM}}{\left\| \frac{dV(t)}{dt} \right\|} > TH$$

[0060] 作为另一个实例, U_{CM} 可以通过首先消隐沿着每个轴的显著偏移(即,局部激活)周围的信号来估计。然后信号处理设备和/或计算设备 24 可以处理与剩余数据集关联的数据以抑制相关的数据。在一些实施方式中,信号处理设备 22 和/或计算设备 24 执行剩余数据集的协方差矩阵的特征矢量/特征值分解,其对二维空间中的数据的变化/展开进行特征化。与最大特征值对应的特征矢量指向剩余数据集的最大延长线的方向,该方向本质上为 U_{CM} 。

[0061] 在一些实施方式中,采样通道(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)。

[0062] 抑制由于全局激活造成的偏移的可替代方法为将 $V(t)$ 的导数与沿着 N 维空间中的每个轴的单位矢量进行比较。因为局部激活预期将引起沿着与局部激活的通道对应的轴的信号偏移,所以平行于这些矢量中的一个而延伸的信号矢量指示局部激活。因此,如果 E_{s_i} 是沿着通道 S_i 的单位矢量并且 E_{s_j} 是沿着通道 S_j 的单位矢量,那么可以使用以下公式来确定信号矢量是否由局部或全局激活造成:

[0063]

$$\frac{\frac{dV(t)^T \cdot E_{S_i}}{dt}}{\| \frac{dV(t)}{dt} \|} > TH1 \ \& \ \frac{\frac{dV(t)^T \cdot E_{S_j}}{dt}}{\| \frac{dV(t)}{dt} \|} < TH2 \ \forall j \neq i$$

[0064] 在这个数学表述中,单位矢量 E_{S_i} 和 E_{S_j} 关于 $V(t)$ 的时间导数而被标准化并且与阈值 TH1 和 TH2 进行比较。如果满足该数学表述,那么这指示沿着与通道 S_i 有关的轴的偏移,其为通道 S_i 上的局部激活的指示。可以生成推论数学表述以指示沿着与通道 S_j 关联的轴的偏移和由于全局激活造成的偏移。

[0065] 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。

[0066] 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。

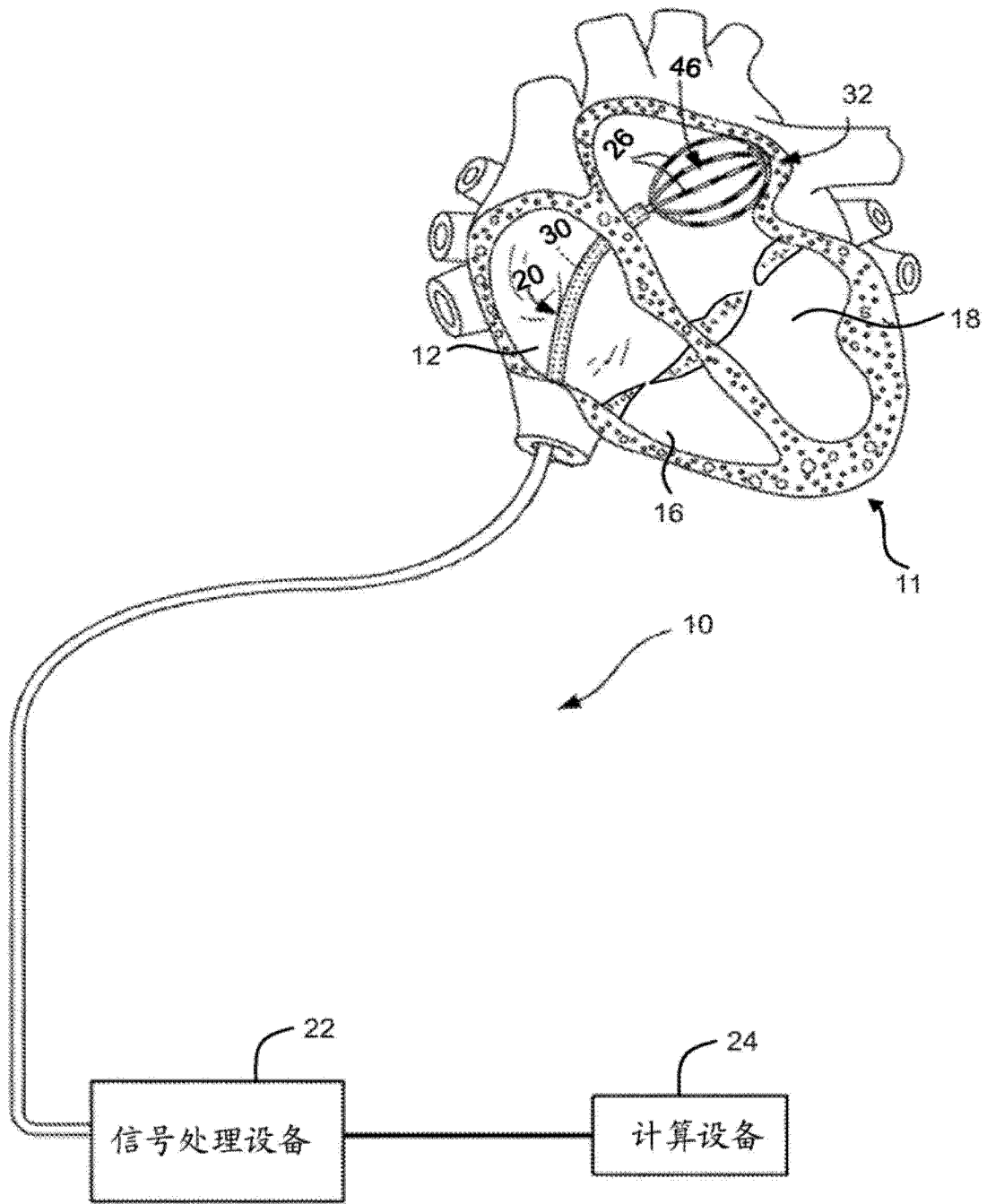


图 1

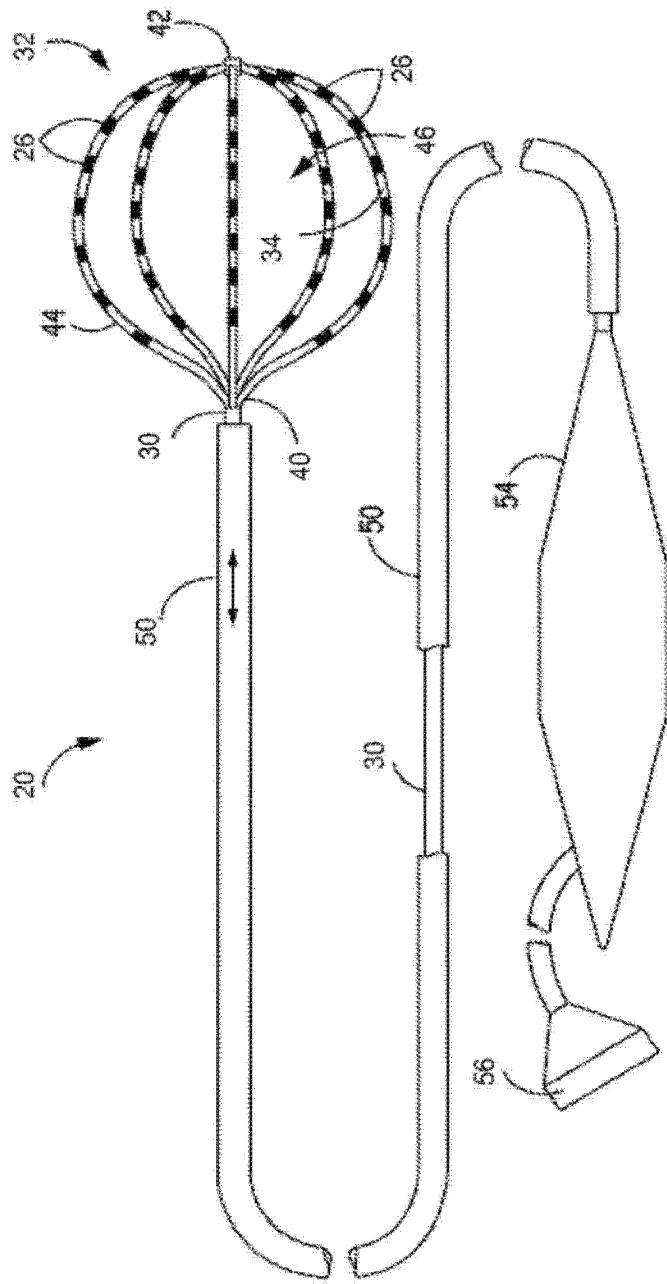


图 2

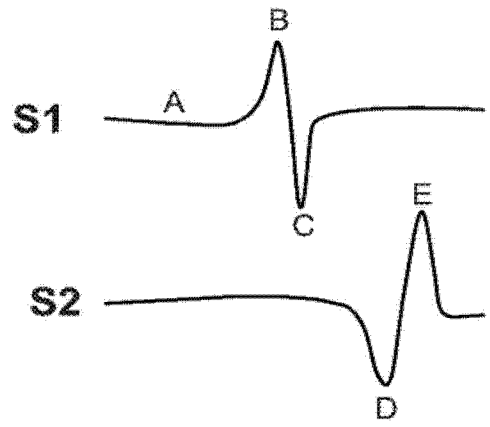


图 3A

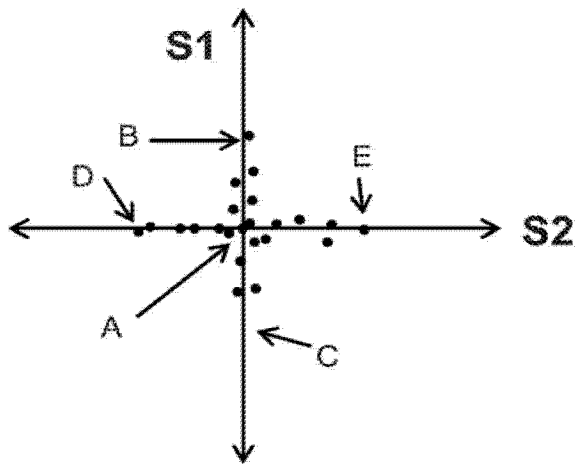


图 3B

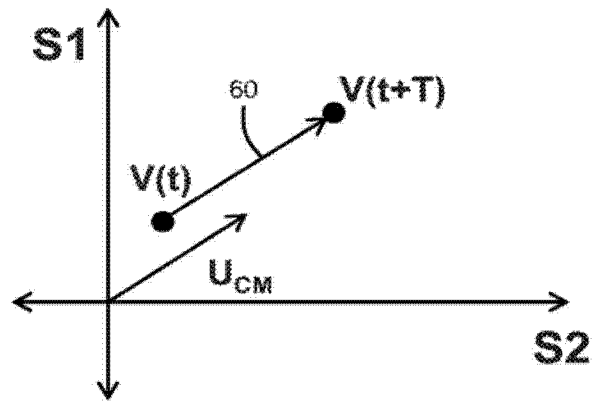


图 4

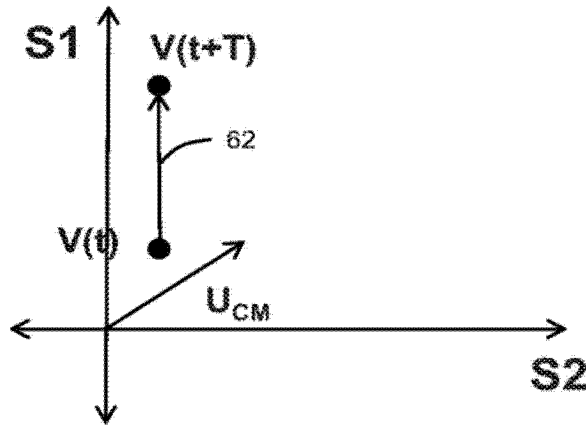


图 5

专利名称(译)	多电极EGM上使用多维信号空间矢量分析的远场对局部激活区别		
公开(公告)号	CN104394759A	公开(公告)日	2015-03-04
申请号	CN201380032072.8	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	A61B5/6859 A61B18/1492 A61B5/04012 A61B5/0044 A61B5/04007 A61B5/0402 A61B5/042 A61B5/0422		
代理人(译)	杨生平		
优先权	61/662252 2012-06-20 US		
其他公开文献	CN104394759B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

重构沿着心腔内的电极阵列的电活动传播。从电极阵列对信号进行采样并且在多维空间中对信号进行描绘，其中每个轴与电极阵列中的通道对应。估计多维空间中的全局激活的偏移方向，并且确定采样信号的矢量随着时间的变化。抑制具有随有在偏移方向上随着时间的变化的矢量的信号。

