



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104394759 B

(45)授权公告日 2017.04.05

(21)申请号 201380032072.8

希巴吉·肖梅

(22)申请日 2013.06.20

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

(65)同一申请的已公布的文献号

11332

申请公布号 CN 104394759 A

代理人 杨生平 钟锦舜

(43)申请公布日 2015.03.04

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 5/00(2006.01)

61/662,252 2012.06.20 US

A61B 5/042(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/0452(2006.01)

2014.12.17

A61B 5/046(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

(56)对比文件

PCT/US2013/046843 2013.06.20

YU ZHOU ETAL.A New United Analysis Method for Epicardial Mapping Signals.《BIOINFORMATICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING》.2008,636-639.

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/058485 EN 2014.04.17

POTTER M ET AL.COMPETING ICA TECHNIQUES IN BIOMEDICAL SIGNAL ANALYSIS.《ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING》.2001,0987-0992.

(73)专利权人 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

审查员 张玲玲

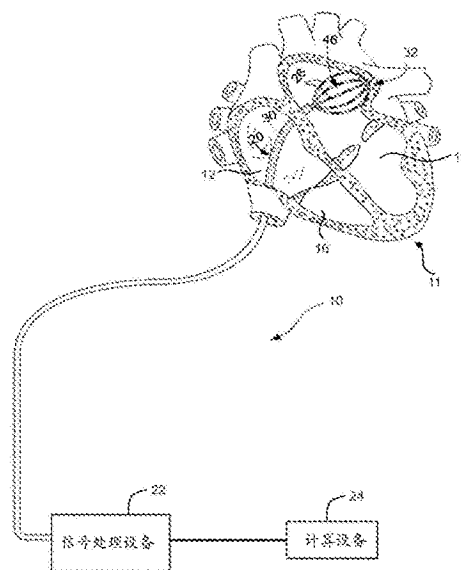
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(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的变化的矢量的信号。



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,  
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。
2. 根据权利要求1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。
3. 根据权利要求1至2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。
4. 根据权利要求1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。
5. 根据权利要求1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。
6. 根据权利要求1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。
7. 根据权利要求1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。
8. 根据权利要求7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。
9. 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,  
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。
10. 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。
11. 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,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。

12. 根据权利要求11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。

13. 根据权利要求11至12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。

14. 根据权利要求11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。

15. 根据权利要求11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。

16. 根据权利要求11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。

17. 根据权利要求11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。

18. 根据权利要求11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。

[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

[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紊乱连接的患者心脏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,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紊乱的一个或多个点。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:

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

[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]  $V(t) = [S_0(t) - S_1(t + \omega_1), S_0(t) - S_2(t + \omega_2), \dots, S_0(t) - S_N(t + \omega_N)]^T$  (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]  $U_{CM} = [\frac{1}{\sqrt{N}}, \frac{1}{\sqrt{N}}, \dots, \frac{1}{\sqrt{N}}]^T$  (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]  $V(t) = [\frac{S_1(t)}{\|S_1\|}, \frac{S_2(t)}{\|S_2\|}, \dots, \frac{S_N(t)}{\|S_N\|}]^T$  (方程 3)

[0058] 偏移在所有通道 $S_1-S_N$ 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]  $\frac{abs(\frac{dV(t)}{dt})^T \cdot U_{CM}}{\|dV(t)/dt\|} > TH$

[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中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 $S_1$ 和 $S_2$ )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换方法为将 $V(t)$ 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]  $\frac{abs(\frac{dV(t)}{dt} \cdot E_{s_i})}{\|dV(t)/dt\|} > TH1 \ \& \ \frac{abs(\frac{dV(t)}{dt} \cdot E_{s_j})}{\|dV(t)/dt\|} < TH2 \ \forall j \neq i$

[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。

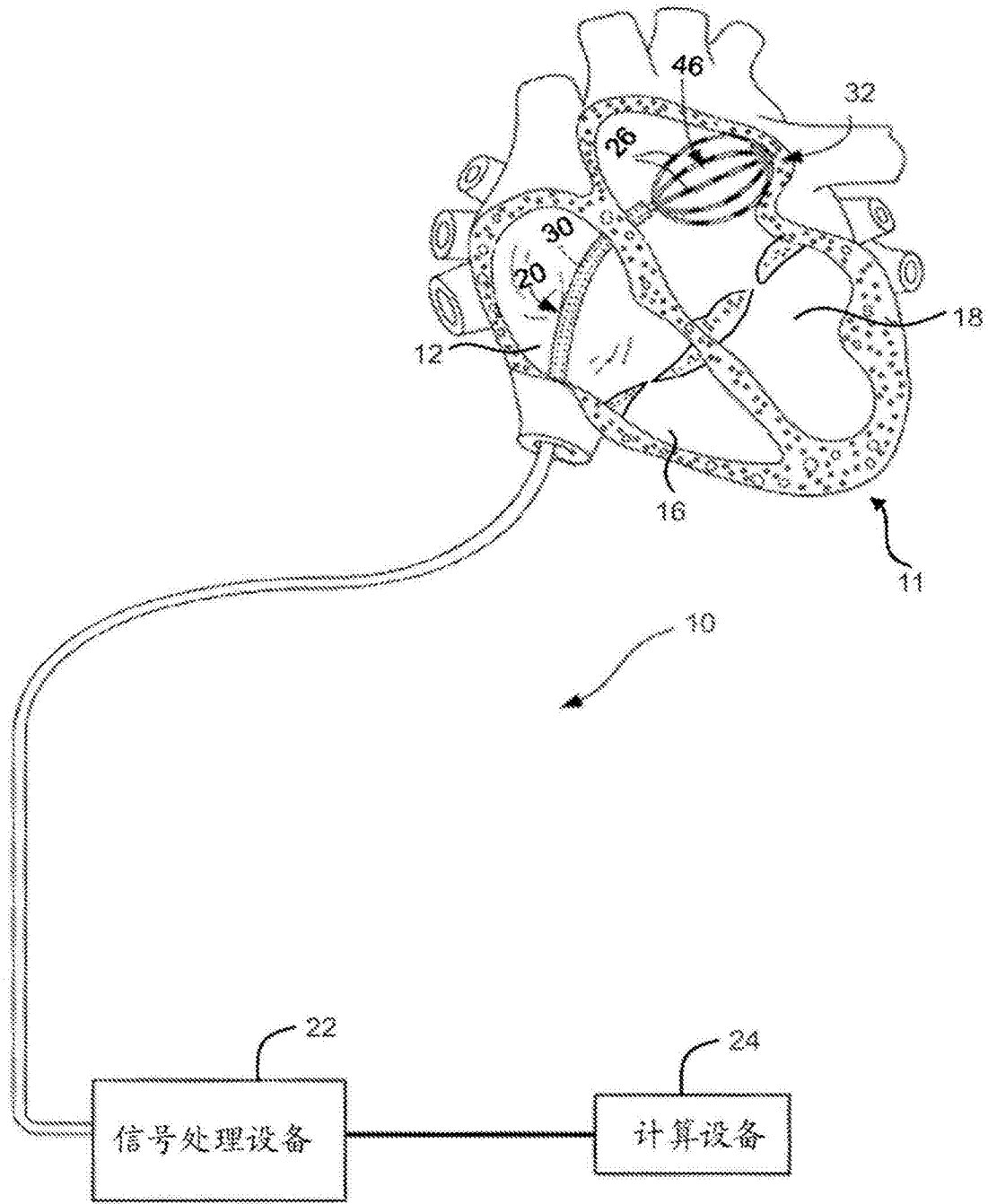


图1

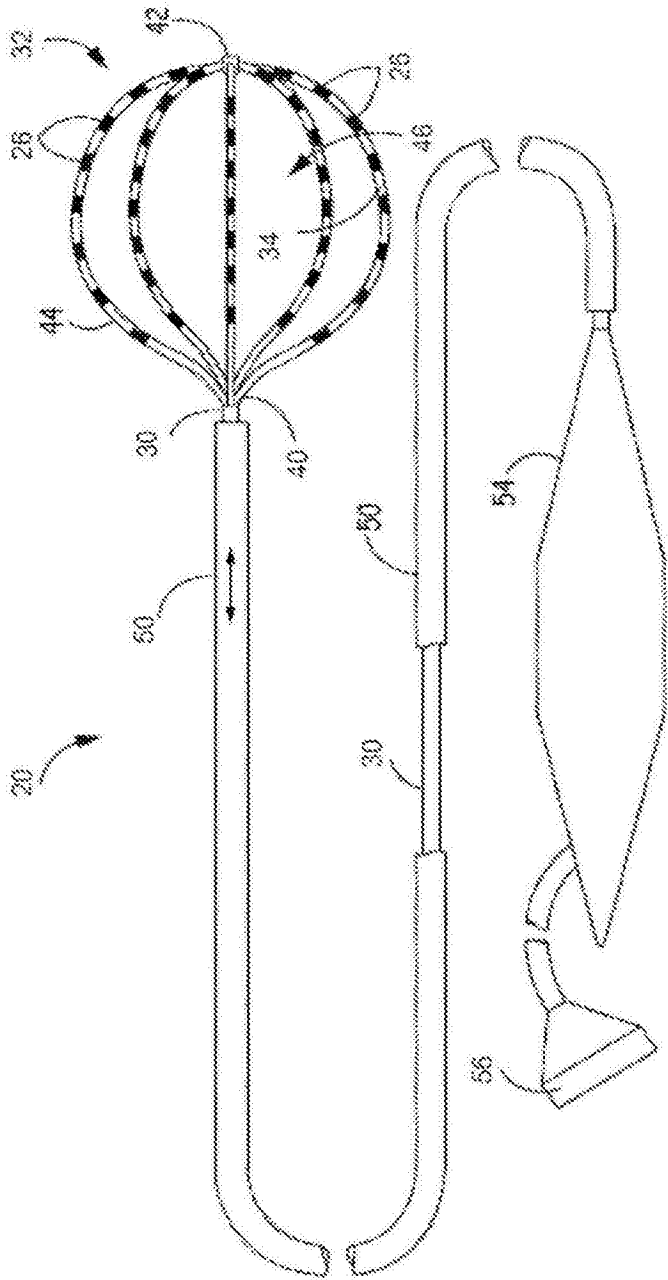


图2

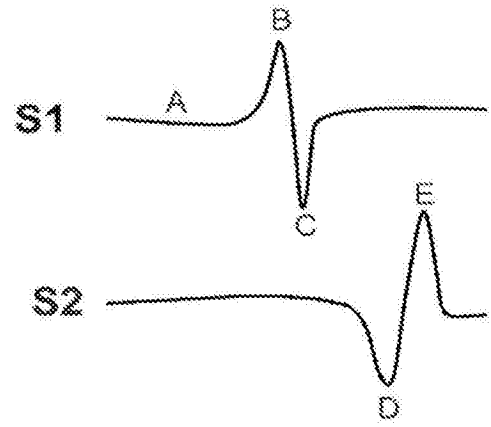


图3A

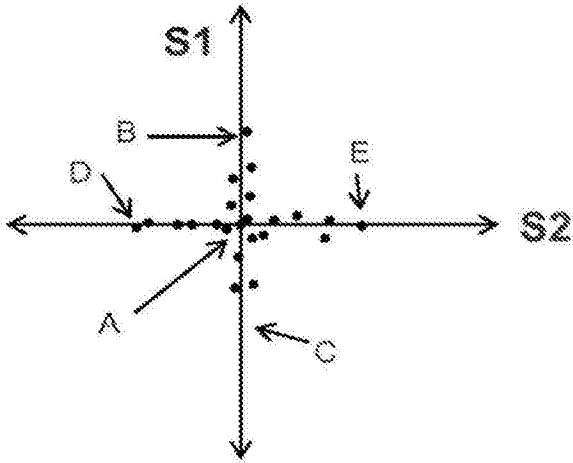


图3B

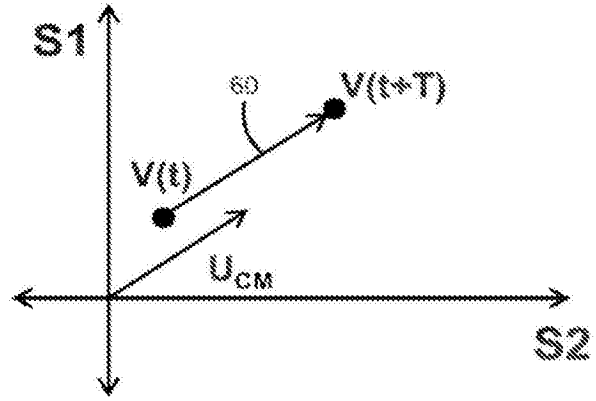


图4

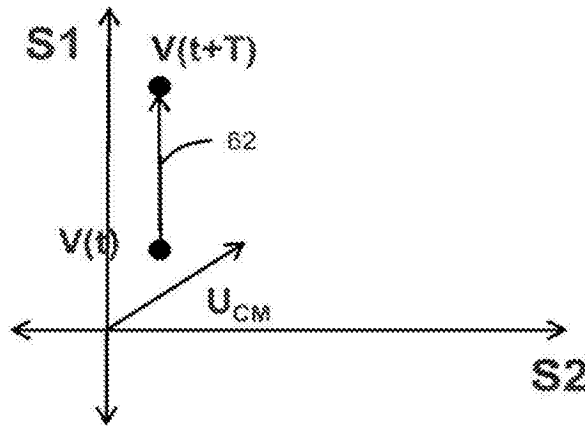


图5

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	<a href="#">CN104394759B</a>	公开(公告)日	2017-04-05
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	A61B5/0422 A61B5/0044 A61B5/04007 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/042 A61B5/6859 A61B18/1492		
代理人(译)	杨生平		
审查员(译)	张玲玲		
优先权	61/662252 2012-06-20 US		
其他公开文献	CN104394759A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

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。

