



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104936509 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 23

(21) 申请号 201380068990. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 12. 20

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/0402(2006. 01)

61/746, 160 2012. 12. 27 US

A61B 5/0452(2006. 01)

A61B 5/0456(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61N 1/37(2006. 01)

2015. 06. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/076958 2013. 12. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/105704 EN 2014. 07. 03

(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·H·塔库尔

尚塔·阿科特-克里什纳穆尔第

巴伦·马斯卡巴 苏尼帕·萨哈

艾伦·C·舒罗斯 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 巩克栋 杨生平

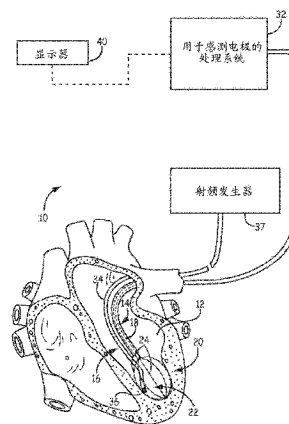
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

伪影消除以在电生理学映射期间抑制远场激活

(57) 摘要

一种用于映射心腔的方法包括用设置在心腔中或者附近的多个电极感测内在的生理活动的激活信号,所述激活信号包括近场激活信号分量和远场激活信号分量,分离所述激活信号中的R-波事件;基于R-波事件产生代表所述远场激活信号分量的远场激活模板,以及从所述激活信号过滤所述远场激活模板以识别所述激活信号中的所述近场激活信号分量。



1. 一种用于映射心腔的方法,所述方法包括:
感测内在的心脏生理活动的激活信号,所述激活信号包括近场激活信号分量和远场激活信号分量;
分离所述激活信号中的远场事件;
基于所分离的远场事件产生代表所述远场激活信号分量的远场激活模板;以及
从所述激活信号过滤所述远场激活模板,以识别所述激活信号中的所述近场激活信号分量。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,分离所述激活信号中的远场事件的步骤包括:
获得用于远场事件的基准时间;和
根据所获得的基准时间分割由远场事件周围的每个电极感测到的所述激活信号。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,所述远场事件对应于心室激活信号并且所述基准时间对应于电描记图中的 Q 波和 R 波事件中的至少一种。
4. 根据权利要求 2 或 3 所述的方法,其中,产生远场激活模板的步骤包括:
平均来自每个电极的经分割的激活信号中的远场事件。
5. 根据权利要求 1-4 中的任一项所述的方法,其中,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤包括:
从所分离的远场事件处或者附近的所述激活信号减去所述远场激活模板。
6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中,在减去所述远场激活模板之前,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤还包括:
拟合远场模板的振幅以对应于每个所分离的远场事件的振幅。
7. 根据权利要求 1-6 中的任一项所述的方法,其中,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤包括:
识别所述远场激活信号分量存在的时间段;以及
只在所述时间段内过滤所述远场激活模板。
8. 根据权利要求 1-7 中的任一项所述的方法,还包括:
在预定数量的后续远场事件期间,平均所述远场激活模板与远场激活信号分量以更新所述远场激活模板。
9. 根据权利要求 1-8 中的任一项所述的方法,其中,过滤步骤包括:
基于所产生的远场模板的振幅和所感测的远场信号的振幅的比较消隐阵列中的电极。
10. 一种用于沿着心腔内的电极阵列重构电活动传播的方法,所述方法包括:
用设置在所述心腔中或者附近的多个电极感测内在生理活动的激活信号,所述激活信号包括近场激活信号分量和远场激活信号分量;
分离所述激活信号中的远场事件;
基于所分离的远场事件产生代表所述远场激活信号分量的远场激活模板;
从所述激活信号过滤所述远场激活模板,以识别所述激活信号中的所述近场激活信号分量;以及
映射所识别的近场激活信号分量。
11. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,分离所述激活信号中的所述远场事件的步骤包括:

获得用于远场事件的基准时间 ;和

根据所述激活信号中的获得的基准时间分割由远场事件周围的每个电极感测到的所述激活信号。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的方法,其中,所述远场事件对应于心室激活信号并且所述基准时间对应于电描记图中的 Q 波和 R 波事件的至少一种。

13. 根据权利要求 11 或者 12 所述的方法,其中,产生远场激活模板的步骤包括 :
平均来自每个电极的经分割的激活信号中的所述远场事件。

14. 根据权利要求 10-13 中的任一项所述的方法,其中,从所述激活信号过滤所述远场信号模板的步骤包括 :

从所分离的远场事件处或者附近的所述激活信号减去所述远场激活模板。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中,在减去所述远场激活模板之前,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤还包括 :

拟合所述远场模板的振幅以对应于每个所分离的远场事件的振幅。

16. 根据权利要求 10-15 中的任一项所述的方法,其中,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤包括 :

识别所述远场激活信号分量存在的时间段 ;以及

只在所述时间段内过滤所述远场激活模板。

17. 根据权利要求 10-16 中的任一项所述的方法,还包括 :

在预定数量的后续 R- 波事件期间,平均所述远场激活模板与远场激活信号分量以更新所述远场激活模板。

18. 根据权利要求 10-17 中的任一项所述的方法,其中,过滤步骤包括 :

基于所产生的远场模板的振幅和所感测的远场信号的振幅的比较消隐阵列中的电极。

19. 一种导管系统,包括 :

设置在心腔中或者附近的、经配置以感测内在生理活动的激活信号的多个映射电极,所述激活信号包括近场激活信号分量和远场激活信号分量 ;以及

与所述多个映射电极相关联的处理系统,信号处理系统经配置以分离激活中的远场事件以及基于所述远场事件产生代表所述远场激活信号分量的远场激活模板,所述处理系统还经配置以从所述激活信号过滤所述远场激活模板以识别所述激活信号中的所述近场激活信号分量以及映射所识别的近场激活信号分量。

20. 根据权利要求 19 所述的导管系统,其中,所述处理系统进一步被配置以获得用于远场事件的基准时间,根据获得的基准时间分割由围绕远场事件的每个电极感测到的激活信号以分离所述激活信号中的 R- 波事件,平均来自每个电极的经分割的激活信号中的所分离的远场事件以产生所述远场激活模板,以及从所分离的远场事件处或者附近减去所述远场激活模板以从所述激活信号过滤所述远场激活模板。

伪影消除以在电生理学映射期间抑制远场激活

[0001] 交叉参考相关申请

[0002] 本申请根据 35U. S. C. 119(e) 章要求于 2012 年 12 月 27 日提交的名称为“伪影消除 (artifact cancellation) 以在电生理学映射期间抑制远场激活”的美国临时申请 61/746160 的权益, 其在此通过引用以其全部并入。

技术领域

[0003] 本公开涉及心脏映射系统。更具体地, 本公开涉及经配置以用信号伪影消除在映射期间抑制远场激活的心脏映射系统。

[0004] 背景

[0005] 诊断和治疗心律失常经常涉及通过周围的脉管将具有多个传感器 / 探针的导管引入心腔。传感器检测心脏中的传感器位置处的心脏的电活动。电活动通常加工成表示穿过传感器位置处的心脏组织的信号传播的电描记图信号。

[0006] 心腔中的传感器可以检测远场电活动, 即, 远离传感器的外界电活动, 其可以不利地影响传感器位置处或者附近的局部电活动, 信号的检测。例如, 心室激活本身可以在位于心房中的多个传感器上基本上同时地呈现为远场信号。由于心室激活的大小, 这种现象可以掩盖高度局部化的心房活动的重要方面, 因此描绘医生赖以对患者施用治疗 (例如消融治疗) 的不精确的激活图和 / 或降低分辨率的激活图。

发明内容

[0007] 在实施例 1 中, 一种用于映射心腔的方法包括感测内在的心脏生理活动的激活信号, 所述激活信号包括近场激活信号分量和远场激活信号分量, 分离所述激活信号中的远场事件, 基于所分离的远场事件产生代表所述远场激活信号分量的远场激活模板, 以及从所述激活信号过滤所述远场激活模板以识别所述激活信号中的所述近场激活信号分量。

[0008] 在实施例 2 中, 根据实施例 1 的方法, 其中, 分离所述激活信号中的 R 波事件的步骤包括获得用于远场事件的基准时间 (a reference timing); 和根据所获得的基准时间分割由远场事件周围的每个电极感测到的所述激活信号。

[0009] 在实施例 3 中, 根据实施例 1 或 2 的方法, 其中, 所述远场事件对应于心室激活信号并且所述基准时间对应于电描记图中的 Q 波和 R 波事件中的至少一种。

[0010] 在实施例 4 中, 根据实施例 1-3 中任一个的方法, 其中, 产生远场激活模板的步骤包括平均来自每个电极的经分割的激活信号中的远场事件。

[0011] 在实施例 5 中, 根据实施例 1-4 中的任一个的方法, 其中, 从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤包括从所分离的远场事件处或者附近的所述激活信号减去所述远场激活模板。

[0012] 在实施例 6 中, 根据实施例 1-5 中的任一个的方法, 其中, 在减去所述远场激活模板之前, 从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤还包括拟合远场模板的振幅以对应于每个所分离的远场事件的振幅。

[0013] 在实施例 7 中,根据实施例 1-6 中的任一个的方法,其中,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤包括识别所述远场激活信号分量存在的段;以及只在所述时间段内过滤所述远场激活模板。

[0014] 在实施例 8 中,根据实施例 1-7 中的任一个的方法,还包括在预定数量的后续远场事件期间,平均所述远场激活模板与远场激活信号分量以更新所述远场激活模板。

[0015] 在实施例 9 中,根据实施例 1-8 中的任一个的方法,其中,过滤步骤包括基于所产生的远场模板的振幅和所感测的远场信号的振幅的比较消隐(blank)阵列中的电极。

[0016] 在实施例 10 中,一种用于沿着心腔内的电极阵列重构电活动传播的方法,所述方法包括用设置在所述心腔中或者附近的多个电极感测内在生理活动的激活信号,所述激活信号包括近场激活信号分量和远场激活信号分量;分离所述激活信号中的远场事件;基于所分离的远场事件产生代表所述远场激活信号分量的远场激活模板;从所述激活信号过滤所述远场激活模板以识别所述激活信号中的所述近场激活信号分量;以及映射所识别的近场激活信号分量。

[0017] 在实施例 11 中,根据实施例 9 或 10 的方法,其中,分离所述激活信号中的所述远场事件的步骤包括获得用于远场事件的基准时间;和根据所述激活信号中的获得的基准时间分割由远场事件周围的每个电极感测的所述激活信号。

[0018] 在实施例 12 中,根据实施例 9-11 中的任一个的方法,其中,所述远场事件对应于心室激活信号并且所述基准时间对应于电描记图中的 Q 波和 R 波事件的至少一种。

[0019] 在实施例 13 中,根据实施例 9-12 中的任一个的方法,其中,产生远场激活模板的步骤包括平均来自每个电极的经分割的激活信号中的所述远场事件。

[0020] 在实施例 14 中,根据实施例 9-13 中的任一个的方法,其中,从所述激活信号过滤所述远场信号模板的步骤包括从所分离的远场事件处或者附近的所述激活信号减去所述远场激活模板。

[0021] 在实施例 15 中,根据实施例 9-14 中的任一个的方法,其中,在减去所述远场激活模板之前,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤还包括拟合所述远场模板的振幅以对应于每个所分离的远场事件的振幅。

[0022] 在实施例 16 中,根据实施例 9-15 中的任一个的方法,其中,从所述激活信号过滤所述远场激活模板的步骤包括识别所述远场激活信号分量存在的段;以及只在所述时间段内过滤所述远场激活模板。

[0023] 在实施例 17 中,根据实施例 9-16 中的任一个的方法,还包括在预定数量的后续 R-波事件期间,平均所述远场激活模板与远场激活信号分量以更新所述远场激活模板。

[0024] 在实施例 18 中,根据实施例 9-17 中的任一个的方法,其中,过滤步骤包括基于所产生的远场模板的振幅和所感测的远场信号的振幅的比较消隐阵列中的电极。

[0025] 在实施例 19 中,根据实施例 18 的一种导管系统,包括设置在心腔中或者附近的经配置以感测内在生理活动的激活信号的多个映射电极,所述激活信号包括近场激活信号分量和远场激活信号分量;以及与所述多个映射电极相关联的处理系统,信号处理系统经配置以分离激活中的远场事件以及基于所述远场事件产生代表所述远场激活信号分量的远场激活模板,所述处理系统还经配置以从所述激活信号过滤所述远场激活模板以识别所述激活信号中的所述近场激活信号分量以及映射所识别的近场激活信号分量。

[0026] 在实施例 20 中,根据实施例 19 的导管系统,其中,所述处理系统进一步经配置以获得用于远场事件的基准时间,根据获得的基准时间分割由围绕远场事件的每个电极感测到的激活信号以分离所述激活信号中的 R-波事件,平均来自每个电极的经分割的激活信号中的所分离的远场事件以产生所述远场激活模板,以及从所分离的远场事件处或者附近减去所述远场激活模板以从所述激活信号过滤所述远场激活模板。

[0027] 虽然公开了多个实施方案,然而由于示出和描述本发明的示例性实施方案的下面的详细描述,本发明的其他方案对于本领域的技术人员仍然是明显的。因此,附图和详细描述应被认为是说明性的而不是限制性的。

[0028] 附图的简要说明

[0029] 图 1 是用于接近身体中的目标组织区以便诊断和治疗的导管系统的实施方案的示意图。

[0030] 图 2 是具有与图 1 的系统联合使用的筐功能元件承载结构的映射导管的实施方案的示意图。

[0031] 图 3 是包括多个映射电极的筐功能元件的实施方案的示意侧视图。

[0032] 图 4 示出作为时间函数的来自筐功能元件的映射元件的两个通道的 R 波事件绘图的实例。

[0033] 图 5 示出从多个样本平均的远场激活信号的实例。

[0034] 图 6 示出从获取的激活信号分割的多个 R 波事件的振幅绘图的实例。

[0035] 图 7 示出原始激活信号和相应的过滤的激活信号的实例。

[0036] 虽然本发明可修改为各种修改和替代形式,但具体实施方案已在附图中通过实施例示出并在下面详细描述。然而,意图不是将本发明限制于所描述的特定实施例。与此相反,本发明意在覆盖落入由所附的权利要求所限定的本发明的范围内的所有修改,等同物和替代。

[0037] 详细说明

[0038] 图 1 是用于接近身体中的目标组织区以便诊断和治疗的系统 10 的示意图。图 1 大致显示了部署在心脏的左心室中的系统 10。作为选择,系统 10 可以部署在心脏的其他区域中,如左心房、右心房或右心室。尽管所示的实施方案示出了系统 10 用于消融心肌组织,然而系统 10(以及本文所描述的方法)可以可选地被配置为用于其他组织消融应用,如用于消融前列腺、脑、胆囊、子宫和身体的其他区域中(包括在不一定基于导管的系统中)的组织的手术(procedure)。

[0039] 系统 10 包括映射探针 14 和消融探针 16。在图 1 中,每个单独地经由合适的经皮穿刺通路通过静脉或动脉(例如股静脉或动脉)被引入选定的心脏区域 12。可选地,映射探针 14 和消融探针 16 可组装在整体结构中用于同时引入和部署在心脏区域 12 中。

[0040] 映射探针 14 具有柔性导管主体 18。导管主体 18 的远端带有三维的多电极结构 20。在示出的实施方案中,结构 20 采取限定开放的内部空间 22 的筐形式(参见图 2),但是可以使用其他的多电极结构,其中电极结构的几何学和电极位置是已知的。多电极结构 20 承载多个电极 24,其中每个电极配置为感测将要在其上实施消融过程的解剖区域中的内在生理活动。在一些实施方案中,电极被配置成检测解剖结构内的内在生理活动的激活信号,例如心脏活动的激活时间。

[0041] 电极 24 电连接到处理系统 32。信号线（未示出）电连接到筐结构 20 上的每个电极 24。该线延伸穿过探针 14 的主体 18 并且将每个电极 24 电连接到处理系统 32 的映射处理器 33 的输入端，这将在后面更详细地描述。电极 24 感测解剖区域中的内在电活动，所述解剖区域例如，具有近场激活信号分量和远场激活分量两者的心肌组织。通过信号处理系统 32 处理所感测的活动以协助医生识别近场激活分量信号。可以进一步分析近场激活信号分量以找到病理的存在并确定适合用于治疗病理（例如消融治疗）的消融的位置。

[0042] 在一些实施方案中，处理系统 32 可以被配置成测量与电极 24 相邻的心肌组织中的内在电活动。例如，在一些实施方案中，处理系统 32 被配置成检测与被映射的解剖特征中的病理学主导转子相关的内在电活动。有研究表明，主导转子具有发起和维持房颤的作用，而且转子路径和 / 或转子芯的消融可能在终止房颤方面有效。

[0043] 消融探针 16 包括带有一个或多个消融电极 36 的柔性导管主体 34。所述一个或多个消融电极 36 电连接到射频发生器 (RF) 37，其被配置为将消融能量传递到一个或多个消融电极 36。消融探针 16 可相对于待处理的解剖特征以及结构 20 移动。消融探针 16 可定位在结构 20 的电极 24 之间或者可定位成与结构 20 的电极 24 相邻，因为一个或者多个消融电极 36 相对于待处理的组织定位。一旦定位，医生指示 RF 发生器 37 供应所述消融电极 36 以预定量的消融能量。作为响应，所述消融电极 36 发射消融能量以烧灼接触组织并且中断异常电通路，即主导转子。

[0044] 在示出的实施方案中，处理系统 32 包括输出显示装置 40（例如，CRT、LED 显示器或打印机）。该装置 40 呈现内在生理活动的图形表示给医生，其可以用于远程引导筐结构 20 内的消融电极 36。

[0045] 图 2 示出适合用在图 1 所示的系统 10 中的在远端具有电极 24 的映射导管 14 的实施方案。映射导管 14 具有柔性导管主体 18，其远端带有被配置为承载映射电极或传感器 24 的三维结构 20。映射电极 24 感测心肌组织中的内在电活动，然后通过处理系统 32 处理所感测的活动以协助医生识别具有心律失常或其它心肌病理的位点或者多个位点。该过程通常被称为映射。然后该信息可以用于确定用于施加合适的治疗（例如消融）到所识别的位点的合适位置，以及用于操纵一个或者多个消融电极 36 到所识别的位点。

[0046] 所示出的三维结构 20 包括基座部件 (a base member) 41 和端盖 (an end cap) 42，在这两者之间柔性花键 44 通常以圆周间隔的关系延伸。如上所述，三维结构 20 采用限定开放的内部空间 22 的筐的形式。在一些实施方案中，花键 44 由弹性惰性材料制成，例如镍钛诺金属或硅橡胶，并且以弹性的、预加张力 (pretensed) 的状态在基座部件 41 和端盖 42 之间连接，从而弯向和符合它们接触的组织表面。在示出的实施方案中，八个花键 44 形成三维结构 20。附加的或更少的花键 44 可以在其他实施方案中使用。如图所示，每个花键 44 承载八个映射电极 24。在三维结构 20 的其他实施方案中，额外的或者更少的映射电极 24 可以设置在每个花键 44 上。在示出的实施方案中，三维结构 20 相对较小（例如，直径为 40mm 或者更小）。在可选的实施方案中，三维结构 20 较大（例如，直径为 40mm 或者更大）。

[0047] 在一些实施方案中，可滑动的护套 50 可沿着导管主体 30 的主轴移动。向前移动护套 50（即，朝着远端）导致护套 50 在三维结构 20 上移动，从而将结构 20 折叠成适于引入内部空间（诸如，例如心脏）内的紧凑的、低剖面 (low profile) 的状态。与此相反，向后移动护套 50（即，朝着近端）暴露三维结构 20，使结构 20 弹性地扩展，并呈现图 2 中示出

的预加张力的姿态。三维结构 20 的实施方案的进一步的细节公开在美国专利第 5647870 号中,名称为“多电极支撑结构”,其在此通过引用以其整体并入本文。

[0048] 信号线(未示出)电连接到每个映射电极 26。该线延伸穿过映射导管 20 的主体 30 进入手柄 54,在手柄中它们连接到外部连接器 56,所述外部连接器可以是多插头连接器。连接器 56 将映射电极 24 电连接到处理系统 32。用于处理由映射导管产生的处理信号的映射系统和方法的进一步的细节在名称为“用于引导多电极结构内的可移动电极元件的系统和方法”的美国专利第 6070094 号,名称为“心脏映射和消融系统”的美国专利第 6233491 号和名称为“用于改善体腔的已注册的映射的系统 and 工艺”的美国专利第 6735465 号中进行了讨论,其公开内容通过引用并入本文。

[0049] 应当注意,其他多电极结构可以部署在远端。应当进一步注意到,多映射电极 24 可以设置在多于一个的结构上,而不是例如,图 2 中示出的单个映射导管 14 上。例如,如果利用多个映射结构在左心房内映射,那么可以使用包括带有多个映射电极的冠状窦导管和位于左心房中的带有多个映射电极的筐导管的布置。作为另一个实施例,如果利用多个映射结构在右心房内映射,那么可以使用这样一种布置,该布置包括用于在冠状窦中定位的带有多个映射电极的十极电极(decapolar)导管,和用于围绕三尖瓣环定位的带有多个映射电极的环状导管。

[0050] 虽然映射电极 24 已被描述为由专用映射探针承载,诸如映射导管 14,但是映射电极可以在非映射专用探针或者多功能探针上承载。例如,消融导管,诸如消融导管 16,可以被配置为包括设置在导管主体的远端上并且连接到信号处理系统 32 的一个或者多个映射电极 24。作为另一个实施例,处于消融导管的远端的消融电极可以连接到信号处理系统 32 从而也作为映射电极操作。

[0051] 为了示出系统 10 的操作,图 4 是包括多个映射电极 24 的筐结构 20 的实施方案的示意侧视图。在示出的实施方案中,筐结构包括 64 个映射电极 24。映射电极 24 以八个电极的组(标示为 1,2,3,4,5,6,7 和 8)设置在八个花键(标示为 A,B,C,D,E,F,G 和 H)中的每一个上。虽然显示 64 个映射电极 24 的布置被设置在筐结构 20 上,然而映射电极 24 可以可选地以不同的数量布置,布置在不同的结构上,和/或布置在不同的位置中。另外,多个筐结构可以部署在相同或不同的解剖结构中以同时从不同的解剖结构获得信号。

[0052] 在各种实施方案中,可以绘制由映射电极 24 感测的信号以从多个元件或者通道产生信号的多维表示。图 4 示出作为时间的函数的来自映射电极 24 的两个通道(S1,S2)的 R-波事件的绘图的实例。例如,在图 2 和 3 示出的映射导管的实施方案中,通道 S1 和 S2 可以是来自 64 个映射元件 26 中的选定的两个的激活信号。

[0053] 在将筐结构 20 定位于邻近待处理的解剖结构(例如,心脏的左心房,左心室,右心房,或右心室)之后,处理系统 32 接收与解剖结构的内在生理活动相关的、来自电极 24 的激活信号,即,电极 24 测量内在于解剖结构的生理学的电激活信号。所获取的激活信号可以通过处理系统 32 处理以抑制远场激活信号分量,即,由于总体激活导致的激活信号,以增强近场激活信号分量,即,与局部激活相关的信号。远场活动可以通过掩蔽和/或增强局部活动而干扰局部活动,其可能转而导致医生的不适当诊断。心房手术过程中的远场活动的实例(其是起源于心房组织的感兴趣的激活信号)包括但不限于起源于心室组织的激活信号。反之也成立,当进行心室手术时,起源于心房的激活信号可以干扰局部心室激活

信号。

[0054] 为了抑制或者过滤远场激活信号,处理系统 32 产生远场模板并且基于远场模板从所获取的激活信号过滤远场激活信号分量。远场模板代表所获取的激活信号的远场激活信号分量,例如,心房研究期间的心室活动。通过分离对于每个通道所获取的激活信号中的远场事件产生模板。可以根据所获得的基准时间通过围绕每个事件分割或者开窗而分离远场事件。基准时间对应于电描记图中检测到的 Q-波事件或者 R-波事件中的至少一个,例如,基于心内电描记图或者表面电极电描记图。然后对来自每个通道的样本进行所分离的远场事件的平均以产生远场模板。例如,图 5 示出由对多个样本平均的所分离的远场事件产生的远场模板实例。该平均降低可能是病理学的结果的随机不确定远场事件。例如,在房颤期间,局部激活信号在每搏心跳之间 (from beat to beat) 是不规律的而远场心室激活信号保持规律。所分离的远场事件的平均降低随机的心房激活信号而保持有规律的心室激活信号。图 6 示出作为样本 (在垂直轴上绘制) 的函数的每个激活信号 (在水平轴上绘制) 的振幅图的实例,其中有规律的远场心室激活信号 60 显示为明确的高强度带而不规律的近场心房激活信号 62 表现为噪声。图 7 示出远场激活抑制之前和之后的心电图,其中局部近场激活 70 最初由远场激活 72 掩蔽。

[0055] 处理系统 32 通过从所分离的远场事件处或者附近的每个映射电极 24 通道获取的激活信号中减去远场激活模板而过滤远场激活信号以识别近场激活信号分量,即,局部激活信号。为了解释局部激活信号振幅相对于远场激活模板的变化,处理系统 32 可以对所获取的激活信号数据执行振幅拟合函数,诸如最小二乘拟合,以调整远场模板的振幅以匹配基本上在每个所分离的远场事件处或者附近的激活信号的振幅。

[0056] 在一些实施方案中,处理系统 32 可以在获取激活信号时更新远场模板,以解释在过滤之前随着时间的逐渐漂移或者改变。例如,远场激活模板可以根据在最近的 N 个心脏激活期间获取的激活信号产生,即,最后 N 个心脏激活信号或心跳被用于模板生成。

[0057] 在一些实施方案中,处理系统 32 可以基于从映射电极 24 通道的所选择的子集获取的激活信号产生远场激活模板。例如,远场心室激活信号在近端心房传感器中 (即更接近基座构件 41),而不是远端心房传感器 (即更接近端盖 42) 中是显著的。因此,处理系统 32 可以基于由近端心房传感器而不是远端心房传感器感测的激活信号产生远场激活模板。

[0058] 在一些实施方案中,处理系统 32 可以禁用 (disable) 或者消隐易受到不规则的远场激活的影响的映射电极 24 的一个或者多个通道。处理系统 32 可以可靠地过滤或者抑制带有在连续的活化信号之间 (即,每搏心跳之间) 具有一致的振幅的所检测的远场激活的通道。然而,带有在连续的活化信号之间具有不一致的振幅的所检测的远场激活的通道不被处理系统 32 可靠地过滤。因此,处理系统 32 可以禁用或者消隐相应的通道,因为激活信号数据可能导致错误的诊断。为了确定哪个通道应该禁用,处理系统 32 在分割相应的远场事件之后比较来自连续的远场激活的振幅。

[0059] 可以对所讨论的示例性实施方案进行各种改变和添加而不偏离本发明的范围。例如,虽然以上描述的实施方案是指特定的特征,但是本发明的范围还包括具有特征的不同组合的实施方案和不包括所有的描述的特征的实施方案。因此,本发明的范围旨在涵盖所有这样的替代,修改和变化落入权利要求的范围之内,以及它们的所有的等同物。

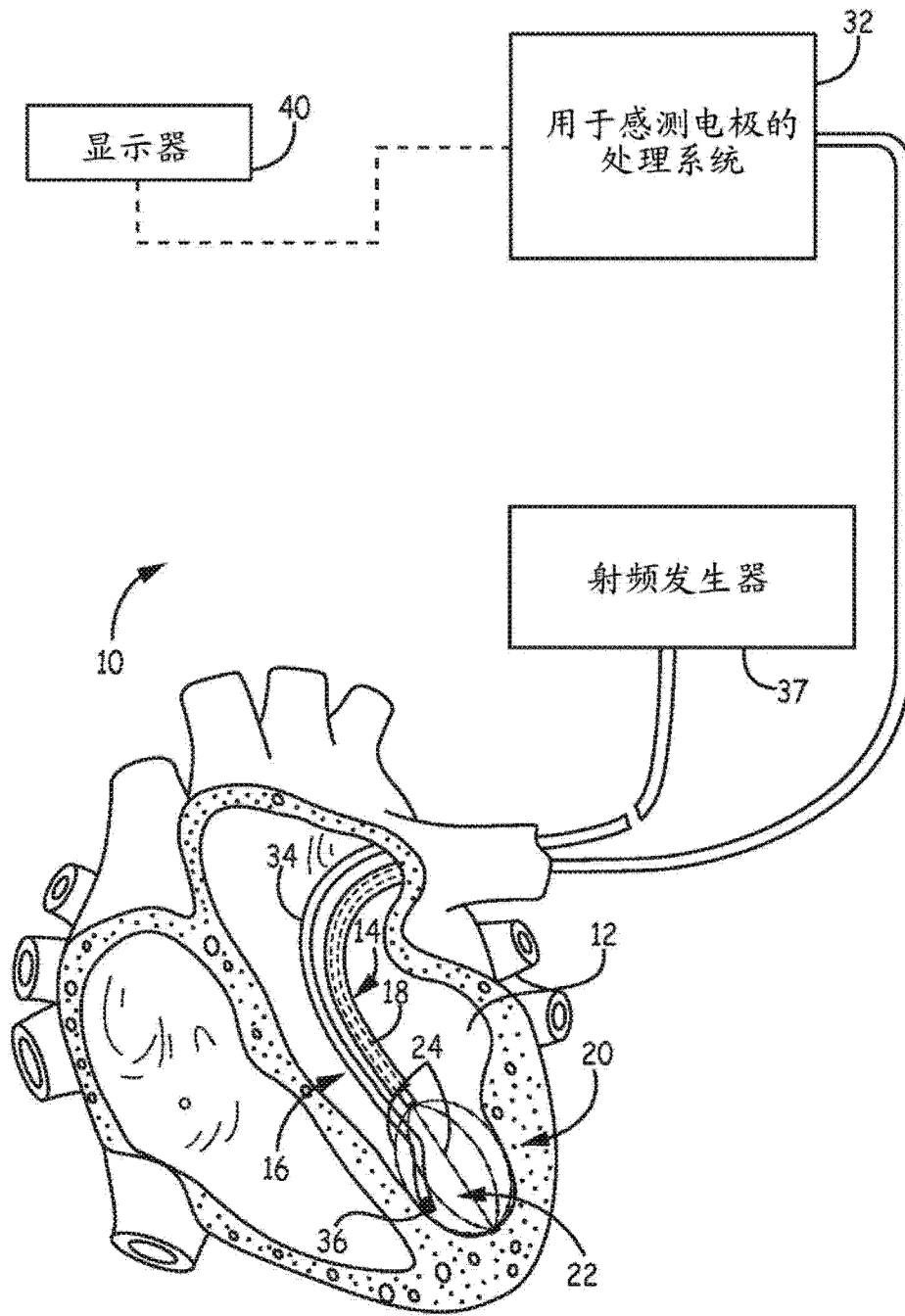


图 1

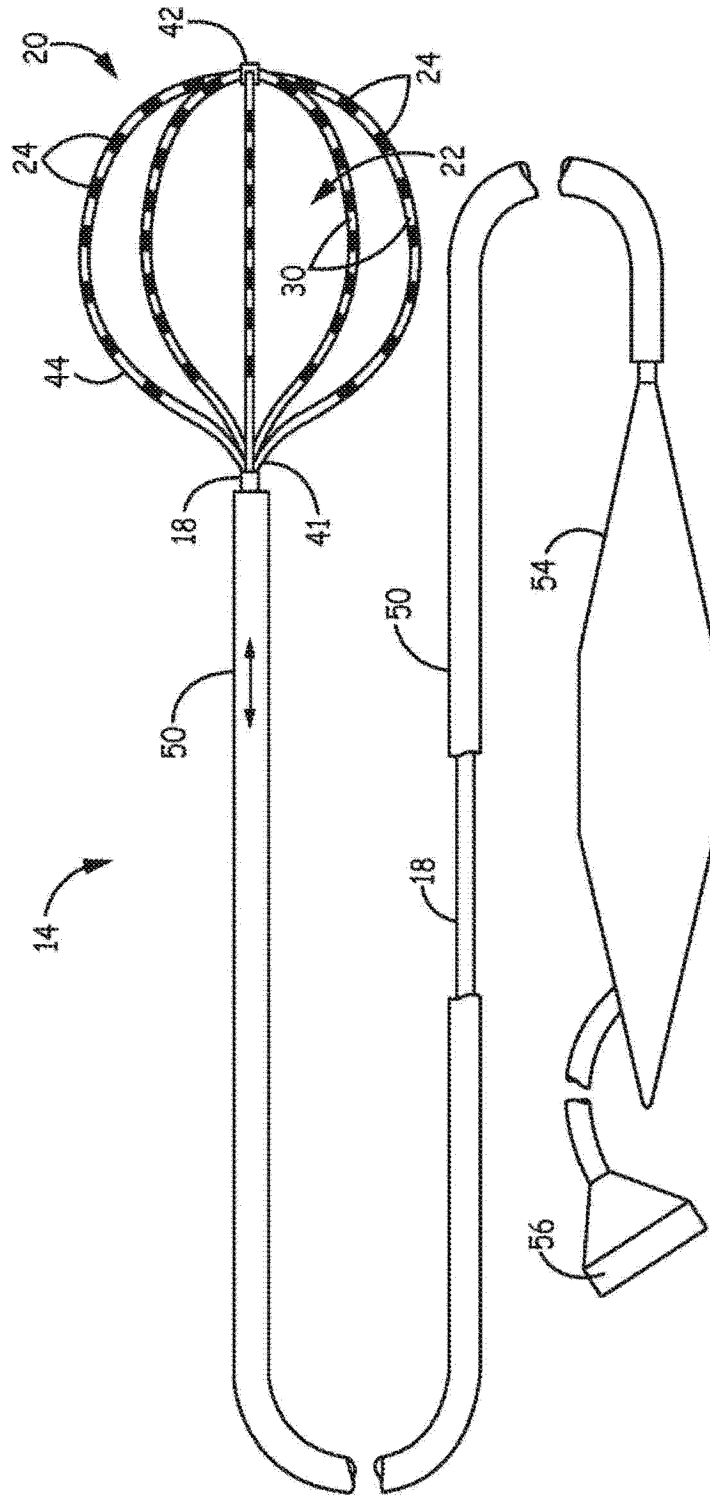


图 2

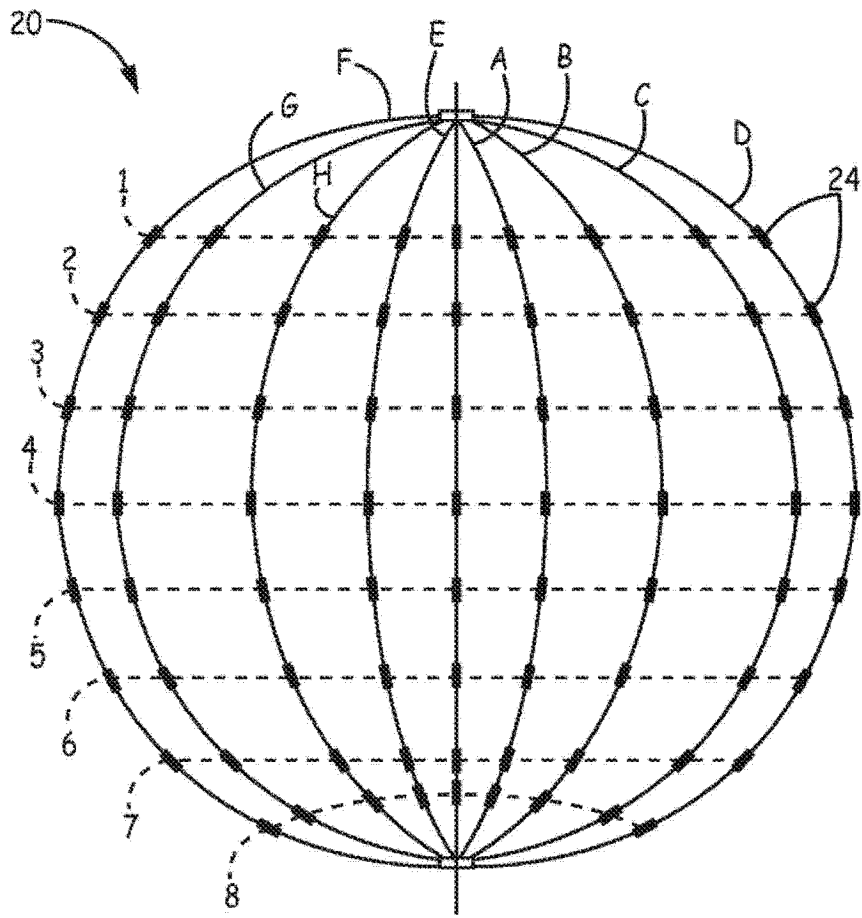


图 3

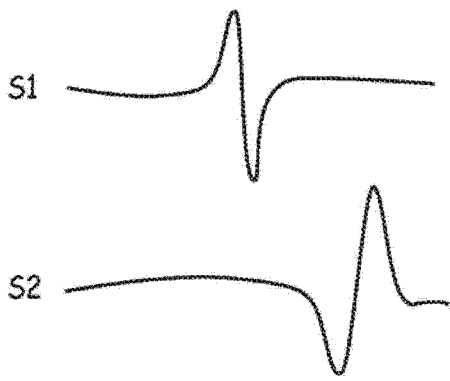


图 4

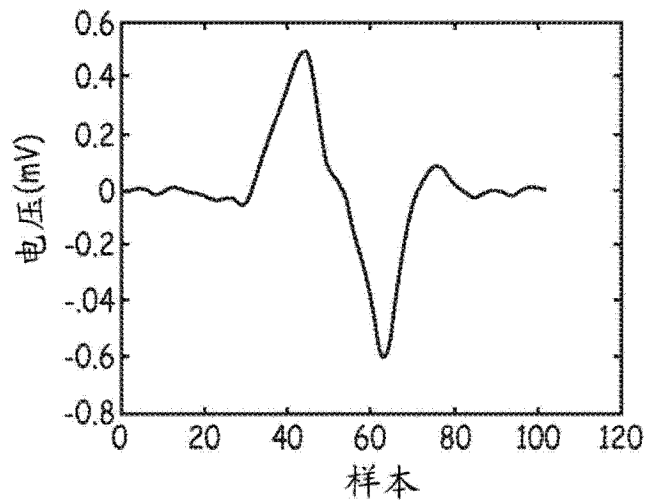


图 5

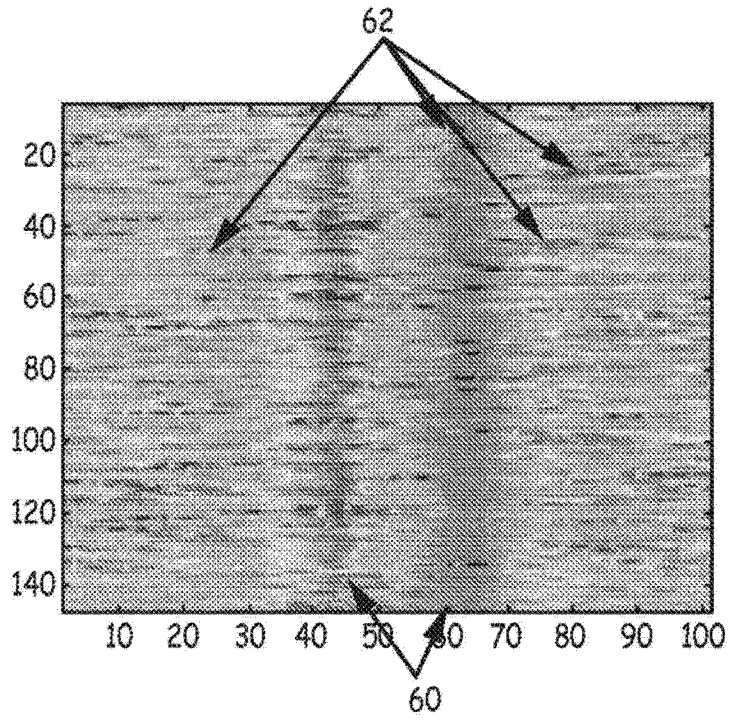


图 6

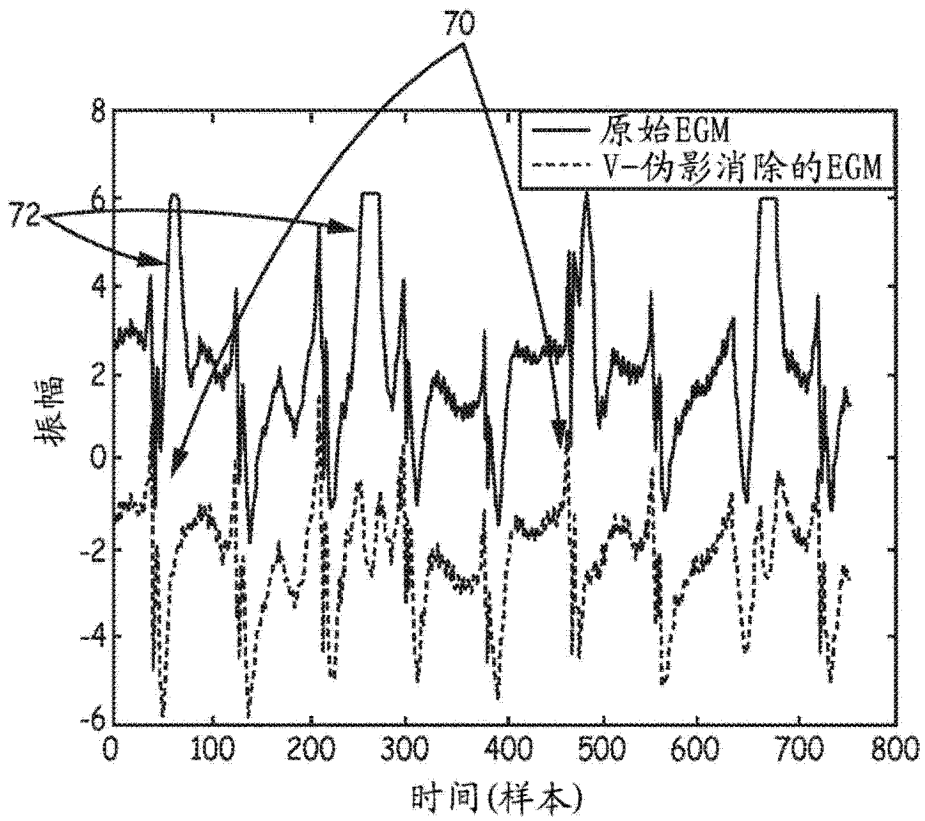


图 7