



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106455991 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580024628.8

斯科特·A·迈耶

(22)申请日 2015.05.06

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司  
11332

(30)优先权数据

61/991,235 2014.05.09 US

代理人 杨生平 王天鹏

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.11.08

(51)Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/029441 2015.05.06

A61B 5/044(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/171742 EN 2015.11.12

(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 雅各布·I·拉夫纳

希巴吉·肖梅

普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔

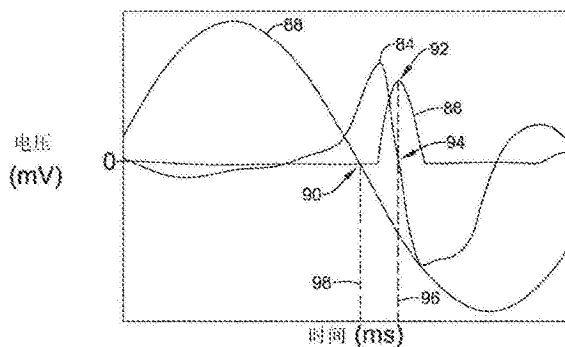
权利要求书2页 说明书14页 附图11页

(54)发明名称

用于映射心脏组织的医疗装置

(57)摘要

公开了医疗装置及用于制造和使用医疗装置的方法。示例性方法可包括一种映射心脏的电活动的方法。该方法可包括：用位于心脏内的多个电极来感测多个信号，确定所述多个信号的主导频率，并且针对对应于主导频率的所述多个信号中的每一个生成替换信号。每个替换信号可以具有对应于所述多个信号中的一个的相移。该方法还可以包括随时间推移而显示替换信号的特性。



1. 一种用于映射心脏的电活动的系统,该系统包括:
  - 导管轴;
  - 多个电极,其耦接至所述导管轴;以及
  - 处理器,其耦接至所述导管轴,其中,所述处理器被构造为:
    - 收集由所述多个电极感测的多个信号;
    - 确定所述多个信号的主导频率;
    - 针对对应于主导频率的所述多个信号中的每个信号生成替换信号,其中,每个替换信号具有对应于所述多个信号中的一个信号的相移;
    - 随时间推移而显示替换信号的特性。
2. 权利要求1的系统,其中,确定主导频率包括:
  - 使用傅立叶变换来处理所述多个信号中的每个信号;
  - 基于已处理的多个信号来生成复合信号;
  - 识别复合信号中的具有最大功率的频率。
3. 权利要求1—2中的任一项的系统,
  - 还包括对已处理的多个信号中的每个信号进行带通滤波。
4. 权利要求3的系统,
  - 其中,所述带通滤波包括针对所述已处理的多个信号中的每个信号使在3至7Hz频带中的数据通过。
5. 权利要求2—4中的任一项的系统,其中,基于已处理的多个信号来生成复合信号包括:
  - 生成在每个频率下具有以下值的复合信号,所述值为每个频率下的已处理的多个信号的中值、平均值或模值中的一个。
6. 权利要求1—5中的任一项的系统,
  - 其中,所述替换信号的相移是基于所述复合信号的。
7. 权利要求1—6中的任一项的系统,
  - 其中,每个替换信号是正弦波。
8. 权利要求1—6中的任一项的系统,
  - 其中,每个替换信号是正弦波的解析表示。
9. 权利要求8的系统,
  - 其中,所述解析表示是通过希尔伯特变换生成的。
10. 权利要求9的系统,
  - 其中,所述解析表示是锯齿。
11. 权利要求1—7中的任一项的系统,
  - 还包括确定每个替换信号上的基准点,并且其中,
  - 每个替换信号上的基准点是以下各项中的一个:具有最大负导数的点、过零点以及相位 $\pi/2$ 处的点。
12. 权利要求11的系统,还包括
  - 基于已识别的基准点来确定用于所述多个信号中的每个信号的激活时间,
  - 基于确定出的用于所述多个信号中的每个信号的激活时间而生成激活映射图,以及

显示激活映射图。

13. 权利要求1—10中的任一项的系统，

其中，随时间推移而显示替换信号的特性还包括显示动态映射图。

14. 权利要求13的系统，

其中，随时间推移而显示替换信号的特性还包括显示一个或多个替换信号的一个或多个相位值。

15. 权利要求1—10中的任一项的系统，

其中，随时间推移而显示替换信号的特性还包括在动态映射图上显示希尔伯特变换的结果。

## 用于映射心脏组织的医疗装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2014年5月9日提交的美国临时专利申请序号61/991,235的根据35U.S.C.§119的优先权,该申请的全部内容被整体地通过引用结合到本文中。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及医疗装置以及用于制造医疗装置的方法。更具体而言,本公开涉及用于映射和/或消融心脏组织的医疗装置和方法。

### 背景技术

[0004] 已经开发了多种体内医疗装置以供医学使用,例如血管内使用。这些装置中的某些包括导线、导管等。这些装置由多种不同的制造方法中的任何一个制造,并且可根据多种方法中的任何一个被使用。在已知的医疗装置和方法之中,每个具有特定优点和缺点。一直需要提供替换的医疗装置以及用于制造和使用医疗装置的替换的方法。

### 发明内容

[0005] 本公开提供了用于医疗装置的设计、材料、制造方法以及使用替换方案。

[0006] 在第一示例中,公开了一种用于映射心脏的电活动的系统。该系统包括导管轴,耦接至导管轴的多个电极和耦接至导管轴的处理器。该处理器被构造成收集由所述多个电极感测的多个信号,确定所述多个信号的主导频率,并且针对对应于主导频率的所述多个信号中的每一个生成替换信号。此外,每个替换信号具有对应于所述多个信号中的一个的相移。处理器还可随时间推移而显示替换信号的特性。

[0007] 除上述之外或作为其替换,并且在另一示例中,确定主导频率包括使用傅立叶变换来处理所述多个信号中的每一个,基于已处理的多个信号来生成复合信号,以及识别复合信号中的具有最大功率的频率。

[0008] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,该系统包括对已处理的多个信号中的每一个进行带通滤波。

[0009] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,带通滤波包括针对已处理的所述多个信号中的每一个使在3至7Hz频带中的数据通过。

[0010] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,基于已处理的多个信号来生成复合信号包括:生成在每个频率下具有以下值的复合信号,该值为每个频率下的已处理的多个信号的中值、平均值或模值中的一个。

[0011] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,替换信号的相移是基于该复合信号的。

[0012] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,每个替换信号是正弦波。

[0013] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,每个

替换信号是正弦波的解析表示。

[0014] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,该解析表示是通过希尔伯特变换生成的。

[0015] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,该解析表示是锯齿。

[0016] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,系统包括确定每个替换信号上的基准点。此外,每个替换信号上的基准点是以下各项中的一个:具有最大负导数的点、过零点以及相位 $\pi/2$ 处的点。

[0017] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,该系统包括:基于已识别的基准点来确定用于所述多个信号中的每一个的激活时间,基于确定出的用于所述多个信号中的每一个的激活时间而生成激活映射图,并且显示激活映射图。

[0018] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,随时间推移而显示替换信号的特性包括显示动态映射图。

[0019] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,随时间推移而显示替换信号的特性包括显示一个或多个替换信号的一个或多个相位值。

[0020] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,随时间推移而显示替换信号的特性包括在动态映射图上显示希尔伯特变换的结果。

[0021] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,公开了一种用于映射心脏的电活动的方法。该方法包括用位于心脏内的多个电极来感测多个信号,确定所述多个信号的主导频率,并且针对对应于主导频率的所述多个信号中的每一个生成替换信号。每个替换信号可以具有对应于所述多个信号中的一个的相移。方法还可以包括随时间推移而显示替换信号的特性。

[0022] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,确定主导频率包括使用傅立叶变换来处理所述多个信号中的每一个,基于已处理的多个信号来生成复合信号、以及识别复合信号中的具有最大功率的频率。

[0023] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,映射心脏的电活动的方法包括对已处理的多个信号中的每一个进行带通滤波。

[0024] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,带通滤波包括针对已处理的所述多个信号中的每一个使在3至7Hz频带中的数据通过。

[0025] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,基于已处理的多个信号来生成复合信号包括生成在每个频率下具有以下值的复合信号,所述值为每个频率下的已处理的多个信号的中值、平均值或模值中的一个。

[0026] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,替换信号的相移是基于该复合信号的。

[0027] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,每个替换信号是正弦波。

[0028] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,每个替换信号是正弦波的解析表示。

[0029] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,该解

析表示是通过希尔伯特变换生成的。

[0030] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,该解析表示是锯齿。

[0031] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,每个替换信号上的基准点是以下各项中的一个:具有最大负导数的点、过零点以及相位 $\pi/2$ 处的点。

[0032] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,方法包括:基于已识别基准点来确定用于所述多个信号中的每一个的激活时间,基于确定出的用于所述多个信号中的每一个的激活时间而生成激活映射图,并且显示激活映射图。

[0033] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,公开了一种用于确定心脏电信号中的激活时间的方法。方法包括用位于心脏内的多个电极来感测多个心脏电信号并处理所述多个信号。处理所述多个信号可以包括将所述多个信号变换到频域中。该方法还可以包括根据已处理的多个信号来生成复合信号,并且从复合信号中识别最大频率分量,确定已识别频率下的用于所述多个信号中的每一个的相位值,并且针对所述多个信号中的每一个生成近似信号。生成的近似信号可以具有相移。方法还可以包括随时间推移而显示近似信号的特性。

[0034] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,处理所述多个信号包括去除所述多个信号中的每一个中的在3至7Hz频带外面的数据。

[0035] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,从已处理的多个信号生成复合信号包括确定每个频率下的全部的所述多个信号的中值,确定每个频率下的全部的所述多个信号的平均值,或者确定每个频率下的全部的所述多个信号的模值。

[0036] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述方法包括确定每个近似信号上的基准点,基于已识别的基准点来确定用于所述多个信号中的每一个的激活时间,基于确定出的用于所述多个信号中的每一个的激活时间而生成激活映射图,并且显示激活映射图。

[0037] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,公开了一种用于映射心脏的电活动的系统。该系统包括导管轴、耦接至导管的多个电极和耦接至导管轴的处理器。该处理器可以构造为:收集由所述多个电极感测的多个信号,确定所述多个信号的主导频率,并且针对对应于主导频率的所述多个信号中的每一个生成替换信号。替换信号可以具有对应于所述多个信号中的一个的相移。系统还可以包括随时间推移而显示替换信号的特性。

[0038] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在确定所述多个信号的主导频率的另一示例中,处理器进一步被构造为将所述多个信号中的每一个变换到频域中,从已变换的多个信号中的每一个生成复合信号,并且确定复合信号中的具有最大功率的频率。

[0039] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,其中,每个替换信号是正弦波或锯齿。

[0040] 除上述示例中的任何一个或多个之外或者作为其替换,并且在另一示例中,每个

替换信号是正弦波的解析表示。

[0041] 某些实施例的上述概要并不意图描述本公开的每个公开实施例或每个实施方式。随后的附图说明以及具体实施方式更特别地举例说明这些实施例。

### 附图说明

[0042] 结合附图来考虑以下详细描述可更全面地理解本公开,在所述附图中:

[0043] 图1是用于出于诊断和治疗的目的访问身体内的目标组织区域的示例性导管系统的示意图;

[0044] 图2是具有篮状功能元件承载结构以便与图1的系统相关联地使用的示例性映射导管的示意图;

[0045] 图3是包括多个映射导管的示例性功能元件的示意图;

[0046] 图4是时域中的示例性电记录图信号和频域中的相应频率表示的图示;

[0047] 图5A—5C是示例性频谱和相应复合频谱的图示;

[0048] 图6是示例性复合频谱及其最大功率值的图示;

[0049] 图7是被正弦信号覆盖的示例性电记录图的图示;

[0050] 图8是示例性相移替换信号正弦波和相应动态显示的图示;

[0051] 图9是被原始信号覆盖的示例性替换正弦信号的图示;

[0052] 图10是显示激活时间的示例性激活映射图的图示。

[0053] 图11A—11C是被概率分布覆盖的示例性激活信号的图示。

[0054] 虽然本公开可修改为多种改型和替代形式,但是已经在附图中以示例的方式示出其特定细节,并将进行详细描述。然而,应理解的是并不意图使本发明的各方面局限于所描述的特定实施例。相反地,意图涵盖落在本公开的精神和范围内的所有修改、等价物以及替换方案。

### 具体实施方式

[0055] 针对以下定义术语,应当应用这些定义,除非在权利要求中或者在本说明书中的别处给出了不同的定义。

[0056] 所有数值在本文中被假设为被术语“大约”修饰,无论是否明确地指明。术语“大约”一般地指的是本领域的技术人员将认为等价于叙述值(例如,具有相同的功能或结果)的数的范围。在许多情况下,术语“大约”可包括被四舍五入到最近有效数字的数。

[0057] 用端点进行的数值范围的叙述包括该范围内的所有数(例如,1至5包括1、1.5、2、2.75、3、3.80、4以及5)。

[0058] 如在本说明书和所附权利要求中使用的单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数指示物,除内容另外清楚地指明。如在本说明书和所附权利要求中所使用的术语“或”一般地在包括“和/或”的意义上采用,除非内容清楚地另外规定。

[0059] 应注意的是在本说明书中对“示例”、“某些示例”、“其它示例”等的提及指示所述示例可包括一个或多个特定特征、结构和/或特性。然而,此类叙述不一定意味着所有示例都包括该特定特征、结构和/或特性。另外,当结合一个示例来描述特定特征、结构和/或特性时,应理解的是此类特征、结构和/或特性也可结合其它示例来使用,无论是否明确地描

述,除非清楚地相反说明。并且,当结合一个示例来描述特定特征、结构和/或特性时,隐含的是其它示例可以所有组合方式包括少于全部的公开特征、结构和/或特性。

[0060] 应参考其中将不同图中的类似元件相同地编号的各图来阅读以下描述。本描述和不一定按比例附图描绘说明性实施例,并且并不意图限制本发明的范围。

[0061] 映射心律失常的电生理现象常常涉及到向心室中引入篮状导管(例如 Constellation)或具有多个传感器的其它映射/传感装置。例如电极之类的传感器检测传感器位置处的生理信号,诸如心脏电活动。可能期望使检测到的心脏电活动被处理成相对于传感器位置准确地表示通过心脏组织的细胞激励的电记录图信号。处理系统然后可分析并向显示装置输出信号。此外,处理系统可将信号作为已处理输出而输出,诸如静态或动态激活映射图。诸如医生之类的用户可使用已处理输出来执行诊断程序。

[0062] 图1是用于出于诊断和/或治疗目的来访问身体内的目标组织区域的系统10的示意图。图1一般地示出了部署在心脏的左心房中的系统10。替换地,可以将系统10部署在心脏的其它区域中,诸如左心室、右心房或右心室。虽然所示实施例示出了系统10被用于消融心肌组织,但系统10(和本文所述的方法)可替换地被构造为供在其它组织消融应用中使用,诸如用于消融身体的前列腺、大脑、胆囊、子宫、神经、血管及其它区域中的组织的程序,包括在不一定基于导管的系统中。

[0063] 系统10包括映射导管或探针14和消融导管或探针16。每个探针14/16可被使用适当的经皮访问技术通过静脉或动脉(例如,股静脉或动脉)而单独地引入到选定心脏区域12中。替换地,可以将映射探针14和消融探针16组装在集成式结构中以实现现在心脏区域12中的同时引入和部署。

[0064] 映射探针14可包括柔性导管本体18。导管本体18的远端承载三维多电极结构20。在所示实施例中,结构20采取限定开口内部空间22的篮状的形式(参见图2),尽管可以使用其它多电极结构。结构20承载多个映射电极24(在图1上未明确地示出,但在图2上示出),每个在结构20和传导构件上具有电极位置。每个电极24可被构造为感测或检测邻近于每个电极24的解剖区域中的固有生理活动,例如被表示为电信号。

[0065] 另外,电极24可被构造为检测解剖结构内的固有生理活动的激活信号。例如,固有心脏电活动可包括在激活事件开始时具有活动的相对大的尖峰的电活动的重复或半重复波。电极24可感测此类激活事件和此类激活事件发生的时间。一般地,电极24可随着电活动波传播通过心脏而在不同的时间感测激活事件。例如,电波可在第一组电极24附近开始,该第一组电极24可相对同时地或者在相对小的时间窗内感测激活事件。随着电波传播通过心脏,第二组电极24可在比第一组电极24晚的时间感测电波的激活事件。

[0066] 电极24被电耦接到处理系统32。信号线(未示出)可被电耦接到结构20上的每个电极24。该信号线可延伸通过探针14的本体18,并且将每个电极24电耦接到处理系统32的输入端。电极24感测邻近于其在心脏内的位置的解剖区域(例如,心肌组织)中的心脏电活动。感测的心脏电活动(例如,由心脏产生的电信号,其可包括激活信号)可被处理系统32处理以通过生成已处理输出-例如解剖映射图(例如,矢量场映射图、激活时间映射图)或希尔伯特变换图-以识别心脏内的适合于诊断和/或治疗程序(诸如消融程序)的一个或多个地点(site)来帮助用户(例如医生)。例如,处理系统32可识别近场信号分量(例如,源自于邻近于映射电极24的细胞组织的激活信号)或相消远场信号分量(例如,源自于非相邻组织的激

活信号)。在其中结构20被设置在心脏的心房中的此类示例中,如在图1中,近场信号分量可包括源自于心房心肌组织的激活信号,而远场信号分量可包括源自于心室心肌组织的激活信号。近场激活信号分量可被进一步分析以找到病状的存在并确定适合于针对该病状的治疗(例如,消融疗法)的消融的位置。

[0067] 处理系统32可包括用于接收和/或处理获取的生理活动的专用电路(例如,分立逻辑元件和一个或多个微控制器;专用集成电路(ASIC);或者特殊配置可编程装置,诸如可编程逻辑器件(PLD)或现场可编程门阵列(FPGA))。在某些示例中,处理系统32包括执行用以接收、分析和显示与接收到的生理活动相关联的信息的指令的通用微处理器和/或专用微处理器(例如,数字信号处理器或DSP,其可被优化以便处理激活信号)。在此类示例中,处理系统32可以包括程序指令,其在被执行时执行信号处理的一部分。程序指令可以包括例如被微处理器或微控制器执行的固件、微代码或应用程序。上述实施方式仅仅是示例性的,并且读者将认识到处理系统32可以采取用于接收电信号和处理接收到的电信号的任何适当形式。

[0068] 另外,处理系统32可被构造为测量邻近于电极24的心肌组织中的所感测的心脏电活动。例如,处理系统23可被构造为检测与被映射的解剖特征中的支配转子或发散的激活模式相关联的心脏电活动。支配转子和/或发散的激活模式在心房纤维性颤动的开始以及保持中起到了作用,并且转子路径、转子芯和/或发散的焦点的消融在终止心房纤维性颤动中可以是有效的。处理系统32处理所感测的心脏电活动以生成相关特性的显示。此类已处理输出可包括等时线图、激活时间映射图、作用电位持续时间(APD)映射图、希尔伯特变换图、矢量场映射图、等值线图、可靠性映射图、电记录图、心脏作用电位等。相关特性可帮助用户识别适合于消融治疗的地点。

[0069] 消融探针16包括承载一个或多个消融电极36的柔性导管本体34。一个或多个消融电极36被电连接到射频(RF)发生器37,其被构造为向一个或多个消融电极36输送消融能量。消融探针16可以是相对于要处理的解剖特征以及结构20而言是可移动的。消融探针16可以随着一个或多个消融电极36相对于要治疗的组织被定位而可位于结构20的电极24之间或邻近于电极24。

[0070] 处理系统32可向适当的装置输出数据,例如显示设备40,其可为用户显示相关信息。在某些示例中,装置40是CRT、LED或其它类型的显示器或打印机。装置40以对用户有用的格式呈现相关特性。另外,处理系统32可生成位置识别输出以便在装置40上显示,其帮助用户将消融电极36引导至与被识别用于消融的地点处的组织接触。

[0071] 图2图示出映射导管14,并且示出了适合于在图1中所示的系统中使用的远端处的电极24。映射导管14可包括柔性导管本体18,其远端可承载具有映射电极或传感器24的三维多电极结构20。映射电极24可感测心肌组织中的心脏电活动,包括激活信号。感测的心脏电活动可被处理系统32处理以帮助用户经由生成的并显示的相关特性来识别具有心律失常或其它心肌病状的一个或多个地点。此信息然后可以用来确定用于向已识别地点施加适当治疗(诸如消融)的适当位置,并将一个或多个消融电极36导航至已识别地点。

[0072] 所示的三维多电极结构20包括基部构件41和端帽42,在其之间,柔性样条44大体上以周向间隔开的关系延伸。如在本文中讨论的,结构20可采取限定开口内部空间22的篮状的形式。在某些示例中,样条44由弹性惰性材料制成,诸如Nitinol、其它金属、硅橡胶、适

当的聚合物等,并且以弹性、预张条件连接在基部构件41与端帽42之间,以弯曲并符合于其接触的组织表面。在图2中所示的示例中,八个样条44形成三维多电极结构20。在其它示例中可以使用附加或更少的样条44。如所示,每个样条44承载八个映射电极24。在三维多电极结构20的其它示例中,可以在每个样条44上设置附加或更少的映射电极24。在图2中所示的示例中,结构20是相对小的(例如,在直径上为40mm或更小)。在替换示例中,结构20甚至更小或更大(例如,在直径上为小于或大于40mm)。

[0073] 可滑动护套50可以可沿着导管本体18的主轴移动。相对于导管本体18向远侧移动护套50可促使护套50在结构20上移动,从而将结构20折叠成适合于引入到解剖结构(诸如心脏)的内部空间中和/或从其去除的紧凑式低姿态状态。相反地,相对于导管本体向近侧移动护套50可使结构20暴露,以允许结构20弹性地扩展并采取图2中所示的预张位置。

[0074] 信号线(未示出)可被电耦接到每个映射电极24。信号线可通过映射导管20的本体18(或者另外通过和/或沿着本体18)延伸到手柄54中,在那里其被耦接到外部连接件56,该外部连接件56可以是多引脚连接件。连接件56将映射电极24电耦接到处理系统32。应理解的是这些描述仅仅是示例。在美国专利号6,070,094、6,233,491以及6,735,465中可以找到关于用于处理由映射导管生成的处理信号的这些及其它示例性映射系统和方法的某些附加细节,该专利的公开被通过引用明确地结合到本文中。

[0075] 为了举例说明图10的操作,图3是包括多个映射电极24的篮状结构20的示例的示意性侧视图。在所示示例中,篮状结构包括64个映射电极24。映射电极24以八个电极的群组(标记为1、2、3、4、5、6、7以及8)被布置在八个样条(标记为A、B、C、D、E、F、G以及H)中的每一个上。虽然六十四个映射电极24的布置被示为设置在篮状结构20上,但映射电极24可替换地以不同的数目(更多或更少的样条和/或电极)、在不同的结构上和/或在不同的位置上布置。另外,可以将相同或不同的解剖结构中部署多个篮状结构以同时地从不同的解剖结构获得信号。

[0076] 在篮状结构20邻近于要治疗的解剖结构(例如心脏的左心房、左心室、右心房或右心室)定位之后,处理系统32被构造为从每个电极24通道记录心脏电活动,并且该心脏电活动与相邻解剖结构的生理活动有关。例如,心脏电活动可包括激活信号,其可指示生理活动的开始,诸如心脏的收缩。电极24感测包括激活信号的此类心脏电活动。可响应于固有生理活动(例如固有地生成的电信号)或者基于所述多个电极24中的至少一个命令的预定起搏协议(例如由起搏装置输送的输送电信号)来感测生理活动的心脏电活动。

[0077] 电极沿着篮状导管或其它映射/传感装置的布置、尺寸、间距和位置与目标解剖结构的特定几何结构组合可促进电极24能够(或不能)感测、测量、收集并发送细胞组织的电活动。如所述,由于映射导管、篮状导管或其它类似传感装置的样条44是可弯曲的,所以其可以以多种形状和/或构造符合于特定的解剖区域。此外,在解剖区域中的任何给定位置处,结构20可被操纵,使得一个或多个样条44可不接触相邻细胞组织。例如,样条44可相互扭绞、弯曲或堆叠,从而将样条44与附近的细胞组织分离。另外,由于电极24被设置在样条44中的一个或多个上,所以其可不保持与相邻细胞组织的接触。未保持与细胞组织的接触的电极24可能不能感测、检测、测量、收集和/或发送电活动信息。此外,由于电极24可能不能感测、检测、测量、收集和/或发送电活动信息,所以处理系统32可能不能准确地显示诊断信息和/或已处理的输出。例如,某些所需信息可能遗漏和/或被不准确地显示。

[0078] 除上文所述的之外,电极24可能由于其它原因而未与相邻细胞组织接触。例如,映射导管14的操纵可导致电极24的移动,从而产生不良的电极与组织接触。此外,电极24可邻近于纤维、坏死或功能麻木组织而定位。邻近于纤维性、坏死或功能上麻木组织而定位的电极24可能不能感测电位的变化,这是因为纤维性、坏死或功能上麻木组织可能不能对电位的变化进行去极和/或响应。最后,远程心室事件和电线噪声可使组织活动的测量结果失真。

[0079] 然而,接触健康的有响应性的细胞组织的电极24可感测到传播的细胞激活波前的电压电位的变化。细胞组织的电压电位的变化可被感测、收集并显示为电记录图。电记录图可以是随时间推移的细胞组织的电压电位的变化视觉表示。另外,可能期望的是将电记录图的特定特性定义为电信号的“基准”点。出于本公开的目的,可将基准点理解为可以被用作细胞激活的识别特性的电记录图的特性。基准点可对应于电信号的峰值振幅、斜率变化和/或偏转。可设想的是基准点可包括用来生成诊断和/或已处理输出的电记录图或其它信号的其它特性。此外,基准点可由临床医生手动地和/或由处理系统32自动地识别。

[0080] 可将表示随时间推移的电压电位变化的电记录图定义为在“时域”中视觉地显示电信号。然而,一般地理解的是任何电信号都在“频域”中具有推论(corollary)表示。可利用变换(例如,傅立叶、快速傅立叶、小波、Wigner-Ville)来根据期望在时(空)域与频域之间变换信号。电信号还在可以通过变换(例如希尔伯特变换)获得的分析域中具有推论表示。

[0081] 此外,在正常机能的的心脏中,心肌细胞的放电可以以系统化的线性方式发生。因此,细胞激励波前的非线性传播的检测可以以异常方式指示细胞启动。例如,旋转模式中的细胞启动可指示出支配转子和/或发散的激活模式的存在。此外,由于异常细胞启动的存在可在局部化的目标组织区域上发生,所以可能的是电活动当在有病或异常细胞组织周围、内部、之间或附近传播时可改变形式、强度或方向。有病或异常组织的这些局部化区域的识别可为用户提供将对其执行治疗和/或诊断程序的位置。例如,包括折返或转子电流的区域的识别可指示出有病或异常细胞组织的区域。可将该有病或异常细胞组织确定为用于消融程序的目标。可使用各种已处理输出(诸如上文所述的那些)来识别圆形、粘着、转子或其它异常细胞激励波前传播的区域。

[0082] 在至少某些实施例中,生成已处理输出的过程可通过从结构20上的六十四电极24中的一个或多个收集信号开始。如上所述,可收集并在时域中显示感测信号。然而,在至少一个实施例中,在时域中显示的信号可被变换到频域以进一步生成已处理输出。如上所述,可利用产生用于信号的频率和功率信息的变换(诸如傅立叶变换、快速傅立叶变换或任何其它变换)来在时域与频域之间变换信号。图4图示出时域60中的示例性电记录图信号以及其在频域62中的相应频率表示。

[0083] 在将信号变换到频域中之后,处理系统32可构造、确定或计算为从结构20上的六十四电极24收集的信号中的一个或多个信号所共有的复合信号或特性(例如频率)。该复合信号可通过执行涉及到从结构20上的六十四电极24收集的信号中的一个或多个信号的一个或多个数学、统计或计算操作来构造、确定或计算。例如,可通过针对从结构24上的六十四电极24收集的信号中的一个或多个计算每个频率下的中值振幅和/或功率值来确定该复合信号。图5c图示出从分别地在图5a和5b中示出的贡献信号68和70导出的复合信号

66.图5c可图示出通过跨信号68和70针对每个频率计算中值功率值而产生的复合信号。应理解的是处理系统32可将来自从结构20上的六十四电极24中的一个或多个收集的信号中的一个或多个信号的感测数据值结合。此外,跨一个或多个信号针对所有频率计算统计中值是处理系统32可用来构造、确定或计算复合信号的许多可能方法中的一个。例如,处理系统32可利用平均、中值、模或任何其它数学、统计或计算操作来构造、确定或计算复合信号。

[0084] 另外,处理系统32可根据生成的复合信号来确定“特性频率”。例如,在跨收集的信号针对每个频率计算中值功率值之后,处理系统32可确定最大功率值发生时的频率。最大功率值发生时的频率可表示对复合信号有所贡献的一个或多个收集信号的“中值主导频率”。可将此中值主导频率视为收集信号的“特性频率”。图6例如图示出示例性复合信号72和对应于其最大功率值74的频率。

[0085] 如上所述,处理系统32可利用平均、中值、模或任何其它数学、统计或计算操作来构造、确定或计算复合信号。另外,该特性频率可表示从多种计算操作导出的中值主导、平均主导频率、模主导频率或任何其它主导或特性频率。此外,应理解的是处理系统32可不必计算复合信号以便生成、确定、选择或导出特性频率。相反地,可能的是使处理系统32通过独立于确定复合信号而分析从已从结构20上的六十四电极24收集的信号中的一个或多个信号收集的数据来确定唯一复合特性。

[0086] 另外,处理系统32可从已从结构20上的六十四电极24收集的信号中的一个或多个信号中选择针对其利用数据的一定频率范围。例如,3—7Hz的频率范围已被证明(根据经验)是其中发送异常心脏电活动的频率范围。例如,心房纤维性颤动可主要在3—7Hz的频率范围内发生。可设想其它异常心房事件也可在此频率范围内发生。

[0087] 为此,可能期望的是对收集的信号数据进行滤波并排除在3—7Hz频率范围外面的电信号数据。这可通过利用具有在3—7Hz之间的通带的带通滤波器来实现。在其它实施例中,处理系统32可通过确定针对每个收集的信号的3—7Hz之间的频率的中值、平均、模或其它信号特性来确定复合信号或特性频率,从而消除对滤波步骤的需要。另外,应理解的是所选的和/或过滤的频率范围可大于或小于3—7Hz(例如每个限制可以被修改 $\pm 2$ —10Hz)。选择或忽视在特定频率范围内的数据可改善本文公开的实施例的技术和/或已处理输出。

[0088] 另外,处理系统32可确定与所收集的电信号的特性相关联的相位值。例如,处理系统23可针对从结构20上的电极24收集的信号中的一个或多个确定与所确定的特性频率相关的相位值。此外,可针对从结构20上的电极24收集的信号中的一个或多个而在中值主导频率下确定相位值。另外,可使用傅立叶变换来确定给定频率下的用于特定的收集的信号的相位值。因此,可使用傅立叶变换来确定在特性频率(例如中值主导频率)下的用于从结构20上的电极24收集的信号中的一个或多个信号的相位值。

[0089] 另外,处理系统32可生成与从结构20上的电极24收集的每个信号关联和/或相关的替换信号。对应于每个收集的信号的替换信号可包括所收集的信号的相关和重要特征。

[0090] 在随后的示例中,可将替换信号描述为正弦波。然而,可设想的是将替换信号描述为正弦波的任何示例和/或实施例也可用其解析表示来描述。例如,可将信号的解析表示理解为没有负频率分量的信号的复杂表示。通过在每个时间点将其实分量与此虚分量相比较,可以容易地从此解析表示获得每个时间点处的信号的相位。分析信号可采取“锯齿”波

型的形状。可通过希尔伯特变换来获得分析信号表示。此外,可设想的是替换信号可以是除正弦波和/或其解析表示之外的信号。

[0091] 另外,应理解的是与从电极24收集的信号有关的替换信号可包含与所收集信号中的一个或多个信号的复合信号、复合特性和/或主导频率有关的特性。例如,替换信号可具有与复合信号的主导频率、复合特性和/或从电极24收集的信号中的一个或多个的主导频率相等的主导频率。在其中替换信号是正弦波的实施例中,正弦波可具有与复合信号的主导频率、复合特性和/或从电极24收集的信号中的一个或多个的主导频率相等的频率。此外,替换信号可包含反应由电极24收集的一个或多个信号的电压值的附加信息,诸如振幅。另外,替换信号可显示与所收集信号(可能随时间推移而未显示出均匀或一致的模式)对准的一致或重复模式。例如,可使替换正弦信号(在一定时间段内显示出均匀振荡)与原始(例如单极)信号相关,该原始信号的振幅和频率在同一时间段内明显改变。应理解的是在上述示例中描述的时间段可包括和/或跨越心律不齐心脏事件(例如心房纤维性颤动)的N次搏动。

[0092] 另外,为了更好地利用从替换信号导出的信息,可能期望的是使一个或多个替换信号与一个或多个相应的原始收集信号对准。可利用从所收集信号的频谱导出的相位值来将替换信号调整、移位和/或相关至其原始(例如单极)信号。例如,可为作为正弦波的替换信号分配从其相应收集(例如单极)信号导出的相位值。该相位值可被用来修改替换信号或更好地使其与所收集信号对准。使用相位值进行的替换信号的调整和/或修改可提供与所收集信号相关联的重要诊断信息更准确估计。例如,图7a图示出被其未移位的替换正弦信号76覆盖的原始信号78。在图7a中,原始信号78的最大负导数82并未与正弦波76的下冲80对准。然而,如图7b中所示,使正弦波76移位一定的相位值可更好地使正弦波76的下冲80与所收集信号78的最大负导数对准。

[0093] 另外,在一个或多个替换信号已经被相移而与所收集信号更好地对准之后,可能期望的是随时间推移而比较替换(例如,正弦波、希尔伯特表示等)信号中的一个或多个的振幅。例如,如上所述,取决于其相应原始信号的特性,给定替换信号的振幅值与从第二原始信号导出的第二替换信号相比可不同。此外,振幅值(在给定时间)对于从已从电极24收集的信号中的一个或多个导出的替换信号中的一个或多个而言可以不同。例如,图8b示出了相移的替换正弦信号71、73、75和77的示例性“振幅对比时间”图。图8b图示出在时间点79处,相移的替换正弦信号71、73、75和77可分别地具有不同的振幅值81、83、85和87。此外,应理解的是信号71、73、75和77中的任何一个的振幅值将在给定时间段内改变。

[0094] 为此,可能期望在给定时间段内比较一个或多个替换信号的振幅值。此外,可能期望以动态显示来显示振幅的数值。例如,可能期望生成比较电极24所感测的振幅的“电影”或“动态显示”。图8示出了在空间89、91、93和95中显示振幅值(例如,对应于信号71、73、75和77的振幅值81、83、85和87)的示例性动态显示67。可以认识到的是可用色谱来表示不同数值振幅值。例如,给定颜色(例如红色)可表示0—1的振幅值,而不同的颜色(例如橙色)可表示例如.11—0.2的振幅值。图8a示出了对应于信号71、73、75和77的振幅值81、83、85和87的空间89、91、93和95。此外,空间89、91、93和95显示被相互比较的不同网格图案(cross-hatch pattern)。不同的网格图案可表示不同的颜色,因为其涉及信号71、73、75和77的特性振幅值81、83、85和87。

[0095] 应理解的是在给定时间段内,空间89、91、93和95的颜色将随着信号71、73、75和77的振幅值81、83、85和87改变而改变。此外,应理解的是替换信号81、83、85和87可对应于结构20上的六十四电极24中的四个。还应理解的是图8a和8b仅仅是说明性的,并且因此可表示结构20上的六十四电极24之中的任何数目。随时间推移,可作为表示结构20上的六十四电极24的动态显示或电影来显示或者“播放”颜色的连续变化。此电影或动态显示可提供以下媒介,其允许心律不齐心脏事件(例如心房纤维性颤动)的N次心搏内的细胞波前传播和/或细胞活动的焦点脉冲的更好可视化。

[0096] 利用从替换正弦信号(或解析表示)导出的振幅值与利用直接地从原始的收集的信号导出的振幅值相比可向动态显示提供“平滑化效果”。此外,对替换正弦信号应用希尔伯特变换可导致比由其它替换信号生成的显示更清楚的动态显示。

[0097] 除生成动态显示之外,可能期望从已从替换信号导出的基准点(例如激活时间)生成静态显示。可将基准点理解为可以用来识别细胞激活(例如细胞去极化)的电记录图的特性。例如,可设想的是基准点可包括正弦信号在其相位长度期间的任何特性。例如,可使激活时间与峰值振幅、相位、最大负导数或过零点相关。这些仅仅是示例。

[0098] 此外,可能期望显示与从替换正弦信号导出的基准点有关的替换映射图。激活映射图可表示用于多周期心脏事件中的一个周期的电极24的相对激活时间。与动态显示相反,激活映射图可能需要针对多周期心脏事件中的每个周期被“刷新”。

[0099] 出于本公开的目的,相对于参考时间而言基准点发生所处的时间(该参考时间可以是参考电极感测到细胞激活的时间,并且为了方便起见而设置成0)对应于用于给定电极的激活时间。可对被确定为用于每个替换信号的激活时间的各种时间进行比较、分类和/或显示。可如图10中所示地在激活映射图99中显示激活时间。

[0100] 替换地,可能期望确定原始收集信号的“真实”激活时间。然而,从原始信号特性中选择激活时间可证明是有挑战性的。例如,原始(例如单极)信号上的自动化激活时间选择可导致基准点的错误标记,从而导致多电极阵列数据的有缺陷内插。此外,可要求增加的处理能力以实现与自动化选择相关联的方法和算法。因此,可能期望利用更高效地和/或准确地确定原始感测信号的“真实”激活时间的方法。

[0101] 在某些实施例中,可通过使替换信号上的“估计”基准点与原始信号的“真实”激活时间的基准点对准来实现感测“真实”激活时间。例如,可能期望通过对原始和替换信号的信号特性进行比较和/或相关来确定真实激活时间。例如,处理系统32可确定替换信号上的过零点发生的时间。已确定了替换信号上的过零点发生的时间,处理系统32可将该时间与原始信号上的最大负导数发生的时间相比较。如果原始信号特性发生的时间充分接近于替换信号特性发生的时间,则处理系统32可将原始信号特性(例如最大负导数)发生的时间指派为原始信号的激活时间。换言之,为了提供给定信号特性(例如最大负导数)准确地表示细胞组织的真实激活时间的增加的置信度,处理系统可围绕着替换信号特性发生的时间而创建时间“窗口”或“公差窗口”,并确定原始信号上的给定信号特性是否落在该时间“窗口”内。

[0102] 图9图示出上述“窗口化”方法的示例性示意图。图9显示被其负导数86和替换正弦信号88的图覆盖的电记录图84。如图9中所示,电记录图84在时间点96处具有与电记录图84的最大负斜率94相关的最大负导数值92。虽然在图9中未示出,但处理系统32可检测电记录

图84显示向下斜率和相应负导数所处的其它时间值。在某些实施例中,处理系统可选择电记录图的最大负导数的时间点作为感测的电记录图信号的激活时间。

[0103] 另外,与替换信号的过零点相比,只有当电记录图的最大负导数的时间点落在预定时间“窗口”内时,处理系统32才可选择该时间点作为电记录图信号84的激活时间。例如,图9图示出在示例性时间点98处发生的替换正弦信号88的过零点90。处理系统32可将时间点96(对应于最大负导数值92)与时间点98(对应于替换信号88的过零点)相比较。如果时间点96在预定时间“窗口”内,则处理系统32可选择时间点96作为电记录图信号84的激活时间。可设想的是,时间“窗口”值可以是用户确定的和/或预先编程到处理系统32的选择算法中,诸如“周期长度的%”或“周期长度的乘数”。

[0104] 另外,可设想的是处理系统32可随时间推移而通过将原始(例如电记录图)信号上的选定激活时间与替换信号上的相应过零点(或其它基准点)相比较来调整替换信号的频率和相位。例如,处理系统可在近期历史数据(例如心动周期的最后N次心搏)内比较原始信号和替换信号时间点。此外,最后N次心搏内的替换信号上的选定激活时间与相应过零点之间的恒定偏移或差指示出替换信号的相位关闭,并且可被调整以缓解该恒定偏移。另外,例如在最后N次心搏内系统地增加(或减小)的偏移或差可指示出替换信号的频率高于(或低于)最佳,并且可被调整以缓解最后N次心搏内的差的斜率。可作为心搏次数的函数对最后N次心搏内的替换信号上的选定激活时间与相应过零点之间的差执行回归。此外,可以使用结果得到的斜率和截距来更新/调整替换信号的频率和相位。可周期性地重复此过程。

[0105] 另外,处理系统32可利用“阈值”,对于其而言信号特性必须满足以便使处理系统32将其包括在已处理输出(例如激活时间)的算法、过程或计算中。例如,处理系统32可使用“最大导数量值”作为用于最大负导数计算的阈值。另外,如果处理系统32未能识别到满足预定阈值的信号特性,则处理系统32可使用基准时间点作为已处理输出(例如激活时间)的默认分配。例如,如果原始信号上的信号特性(例如最大负导数)并未落在如上所述的所选“时间窗”内或者并未达到最大导数阈值,则可选择替换信号上的信号特性(例如过零点)作为已处理输出(例如激活时间)。

[0106] 虽然上述示例将原始和替换信号特性分别地识别为最大负导数和过零点,但应理解的是信号特性可以是除上文识别的那些之外或另外的任何特性。

[0107] 虽然上述“窗口化”方法可在选择和/或确定真实激活时间时有用,但可设想其它方法。例如,处理系统32可结合基于统计的方法和/或算法来根据原始感测信号预测、细化并选择真实激活时间。在一个示例性方法中,处理系统32可将已知或感测数据(例如,激活时间和/或电记录图)结合以生成未来激活时间的发生概率。随着数据被收集,处理系统32可基于先前收集的数据来调整统计算法。未来激活波前的真实激活点的选择然后可基于由过去激活事件计算的概率分布。此外,基于统计的算法可尝试在统计模型内引入和/或建模不确定性的源。在某些实施例中,利用统计算法可要求处理系统32首先针对来自结构20上的电极24中的一个或多个电极的每个原始信号生成“激活”信号,并且其次使用该激活信号来估计心律不齐心脏事件的总周期长度。

[0108] 针对传感装置上的每个电极位置生成激活信号可包括感测原始信号并将其转换成已修改信号。用于每个电极位置的激活信号可包含将在一段时间内由单独电极位置感测的数据。例如,激活信号可包括在心律不齐心脏事件(例如心房纤维性颤动)的N次心搏内感

测的数据。例如,修改原始信号可包括选择重要的信号信息,同时消除和/或过滤不那么期望的信息。例如,原始的感测信号可包括三个主要分量:远场激活、局部激活和电源线噪声。相反地,激活信号可消除这三个主要分量中的一部分或全部。

[0109] 为此,可通过利用自适应滤波器来减少和/或消除电源线噪声。另外,可利用空间滤波器来去除远场信号。远场信号可存在于并未与心脏组织接触的电极24中。因此,空间滤波器可基于传感装置(例如篮状导管)的近似形状而使用一阶多项式模型。替换地,使用自适应滤波器来去除电源线噪声并使用空间滤波器来去除远场信号的许多相同益处可通过对测量信号的平均值(或加权平均值)做减法来实现。

[0110] 生成激活信号时的接下来的步骤可包括:计算每个测量结果的第一差,将正值设置成零(从而丢弃正偏转),应用低通滤波器来消除多重偏转,并对激活信号求逆,使得其是正值的。

[0111] 如上所述,在生成用于每个电极位置的激活信号之后,基于统计的方法中的下一步是利用激活信号来估计心律不齐心脏事件的总周期长度。例如,步骤可包括计算每个激活信号的功率谱(例如通过利用Welch方法),添加本底噪声,取对数功率谱的FFT以获得对数谱,对电极的对数谱求平均,并且选择性地选择峰值值来导出周期长度。

[0112] 在确定激活信号并估计周期长度两者之后,利用基于统计的方法来选择用于每个电极的激活时间中的下一步可包括利用“迭代”统计算法。例如,本方法可包括使用贝叶斯法来基于过去激活时间的概率分布而迭代地细化未来激活时间。

[0113] 图11a—11c图示出使用激活信号和周期长度(上文所述)以及贝叶斯法来确定示例性心脏波前的真实激活时间的示例性统计算法。图11a、11b和11c表示由统计算法跨越心动周期的三次心搏执行的步骤。统计算法中的第一步可包括利用预选的初始化概率函数作为细胞激活时间的概率的第一预测。在图11a中,在标题为“心搏1”的列下面图示出初始化概率函数49。统计算法中的下一步可包括用低通滤波器对初始化概率函数49进行平滑化。此步骤可导致高斯形状的平滑化概率函数51,其在图11b的标题为“心搏1”的列下面图示出。应理解的是此“平滑化”步骤可能并不是第一初始化步骤所需要的。然而,“平滑化”步骤对预测后续激活时间中的不确定性进行建模。在某些实施例中,可将平滑化概率函数51称为先验概率函数。此外,虽然本文中的示例将初始化概率函数49和平滑化概率函数51分别地公开为箱形和高斯形状,但可设想的是在本文公开的任何步骤中可利用多种概率分布曲线形状。

[0114] 在生成平滑化概率函数51之后,处理系统32可将激活信号53乘以初始化概率函数49以生成后验概率分布55。在图11c的“心搏1”列下面图示出后验概率分布55。在生成后验概率分布55之后,选择后验概率分布55的最大峰值43作为用于心动周期的心搏1的真实激活时间。

[0115] 在选择峰值43之后,处理系统32可执行规则化步骤。该规则化步骤可包括将固定窗口45乘以后验概率分布55。在某些实施例中,规则化步骤可减少相邻心搏的效果,其否则可在统计算法的后续步骤内累积。

[0116] 最后,将后验概率55时移一个心动周期(上文已公开了生成步骤),并用作心动周期中的后续心搏的初始化概率分布55。在图11a—11c中在“心搏2”列下面图示出后续心搏。在这里,统计算法从对初始化概率分布55进行平滑化开始重复其本身。随着该过程本身重

复,其选择用于每个心搏的真实激活时间。然而,如上所述,针对给定心搏选择的激活时间受到从先前心搏导出的在先数据和概率分布的影响。在图11c中,例如,激活时间47已受到对应于心搏1的在先数据的影响。同样地,激活时间59已受到对应于心搏1和心搏2两者的在先数据的影响(因为心搏2已受到心搏1的影响)。在两个情况下,激活时间47和59已被分别地选作用于心搏2&3的后验分布上的最大峰值。

[0117] 在已识别激活时间(和/或相应基准点)之后,可能期望显示一个或多个已处理输出。例如,在某些实施例中,可能期望对所收集信号的导出激活时间进行比较和分类。如上所述,可能期望在激活映射图中显示相对激活时间。在图10中示出了示例性激活映射图99。图10显示对应于结构20上的六十四电极24的激活时间。然而,虽然数值值可能是有用的,但实际上数据可利用颜色方案、图案等来传达信息。

[0118] 应理解的是处理系统32可在执行本文公开的技术和/或实施例之前选择性地消除某些收集信号。例如,可能是有益的是,消除由并未与心脏的可激励细胞组织进行电接触或者电接触不良的电极收集的信号。此类信号可能不会提供有用信息,并且可以曲解上述技术的结果。此外,处理系统32可消除并未通过阈值功率水平的收集信号和/或可消除显示出阈值噪声量的收集信号。

[0119] 替换地,作为消除并未提供有用信息的收集信号的替代,处理系统32可替代地对并未另外提供期望信息的任何信号的值进行内插。处理系统32可利用内插数据(例如信号数据)来更好地计算、确定或生成有用已处理数据和/或以更加期望的方式对已处理数据进行平滑化、细化或呈现。

[0120] 在上述实施例中的至少某些中,公开方法采取在单次心搏和/或心脏脉冲期间发生的所感测、收集、测量和发送的电细胞数据的分析。然而,可设想的是可跨多个心搏或心脏起搏时间间隔实现任何的公开方法。此外,可使用统计方法来分析在多个心搏内收集的数据并应用于公开方法。例如,可在一系列的心搏和/或脉冲内收集激活时间。可对所收集激活时间的统计分布进行计算、分析并结合到公开方法中。

[0121] 应理解的是本公开在许多方面仅仅是说明性的。在不超过本发明的范围的情况下,可在细节方面进行改变,特别是在各步骤的形状、尺寸以及布置方面。这可在适当的程度上包括在其它实施例中使用一个示例性实施例的任何特征的使用。当然,在其中表达所附权利要求的语言中定义了本发明的范围。

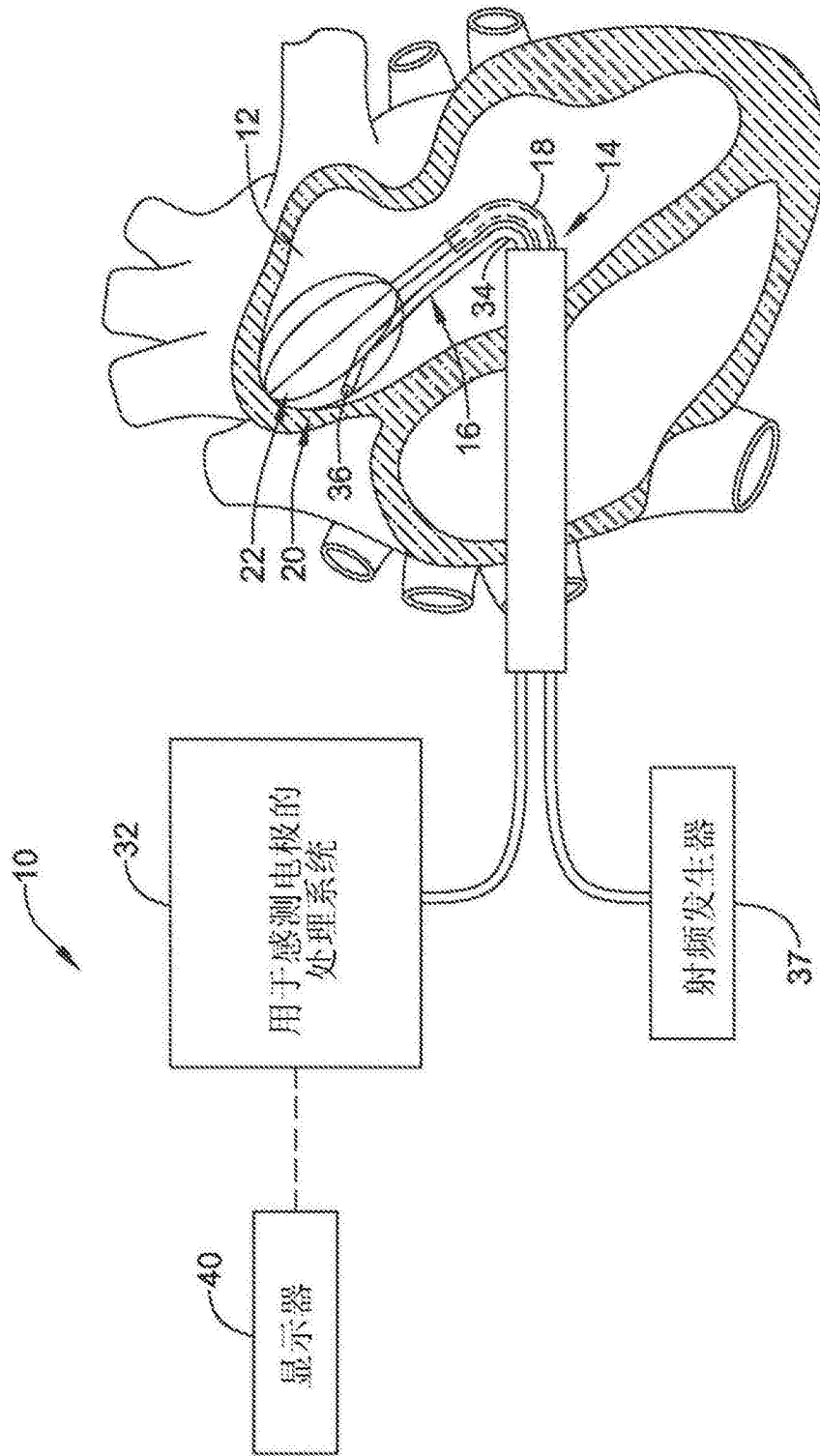


图1

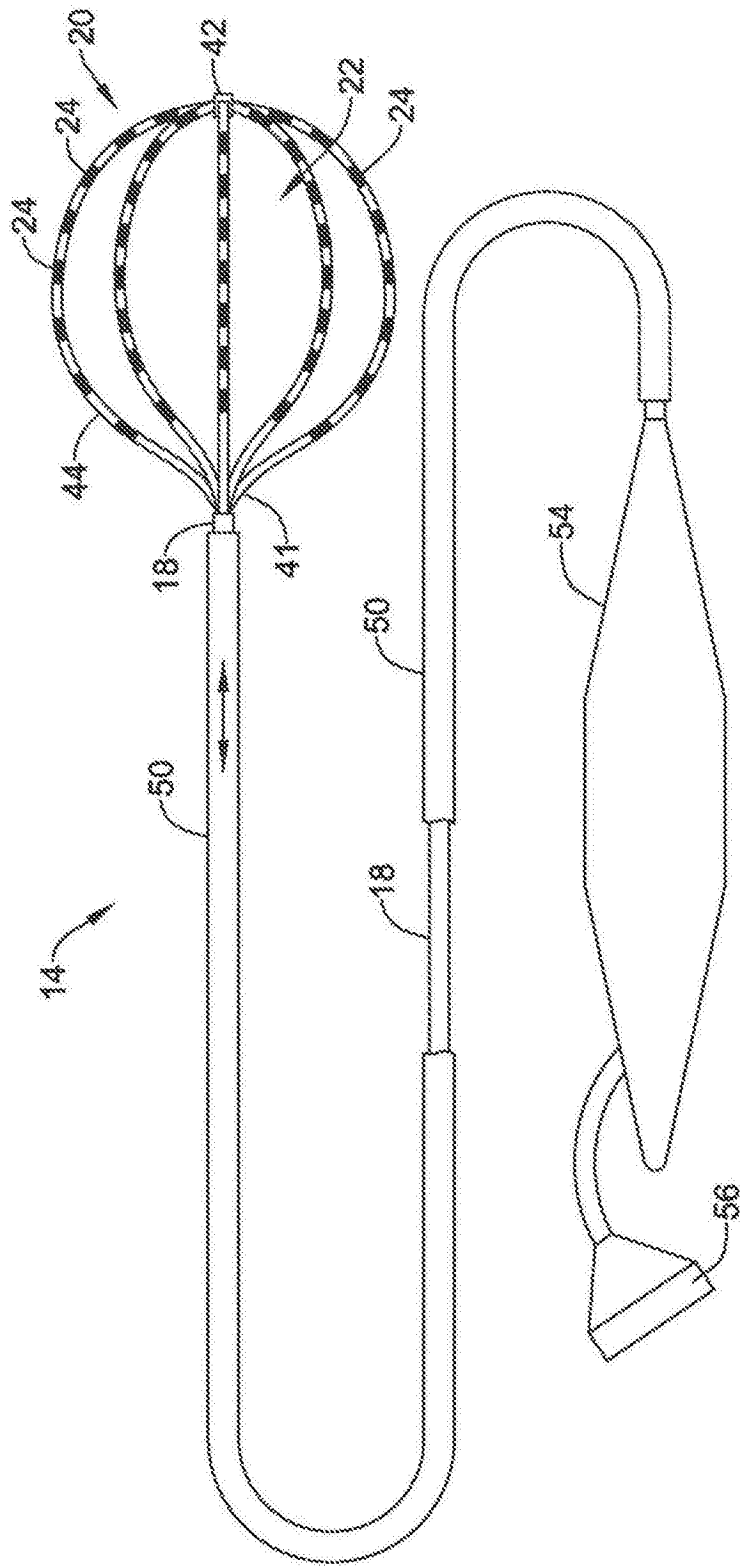


图2

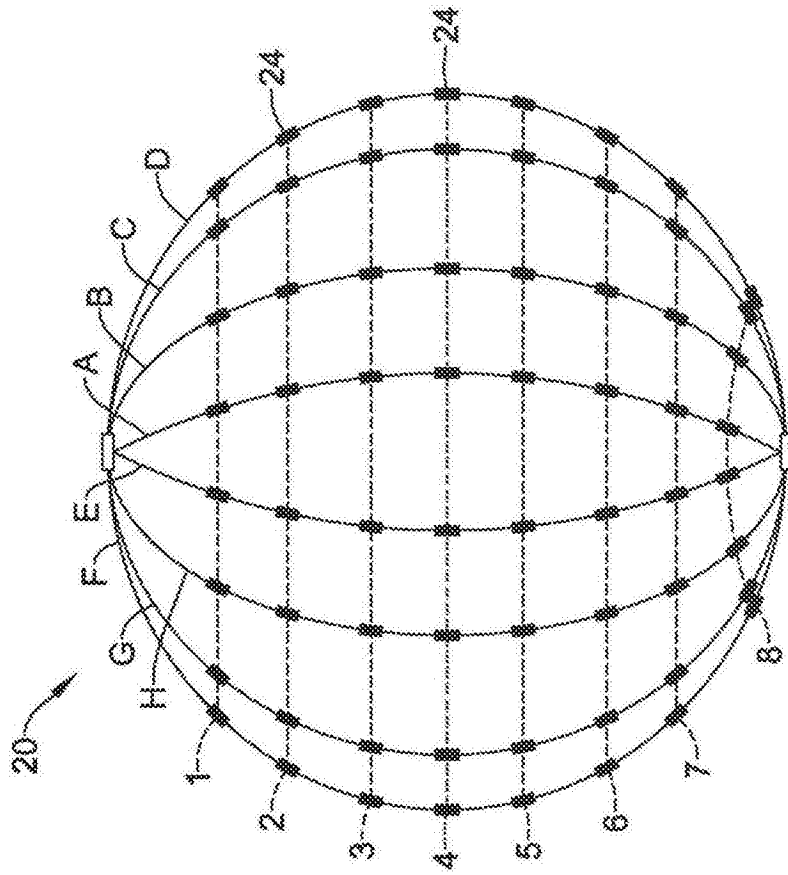


图3

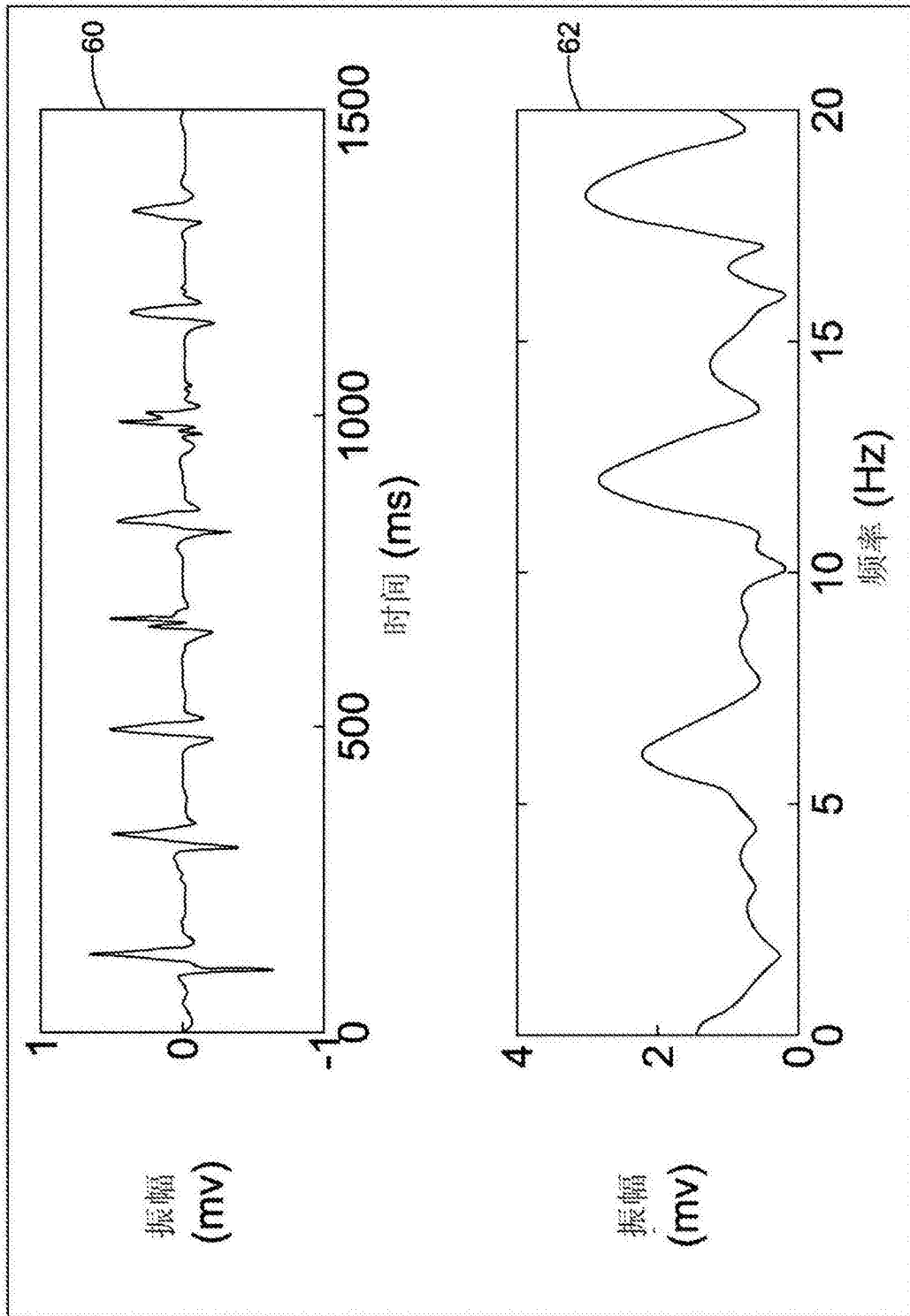


图4

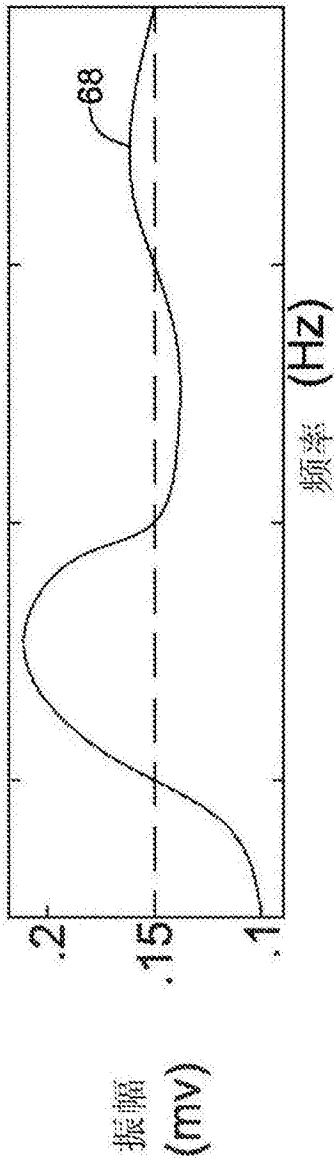


图5A

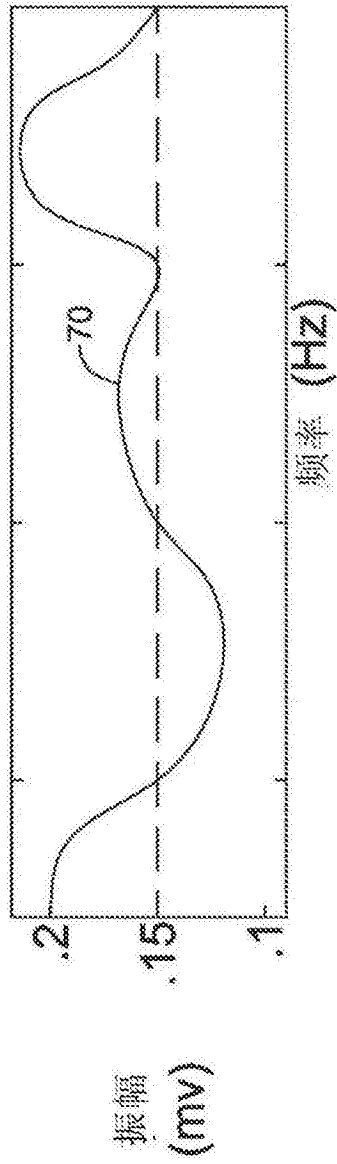


图5B

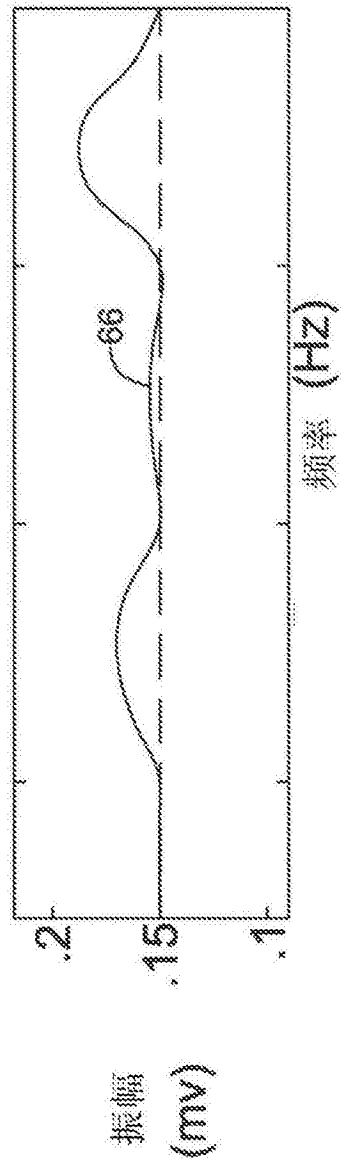


图5C

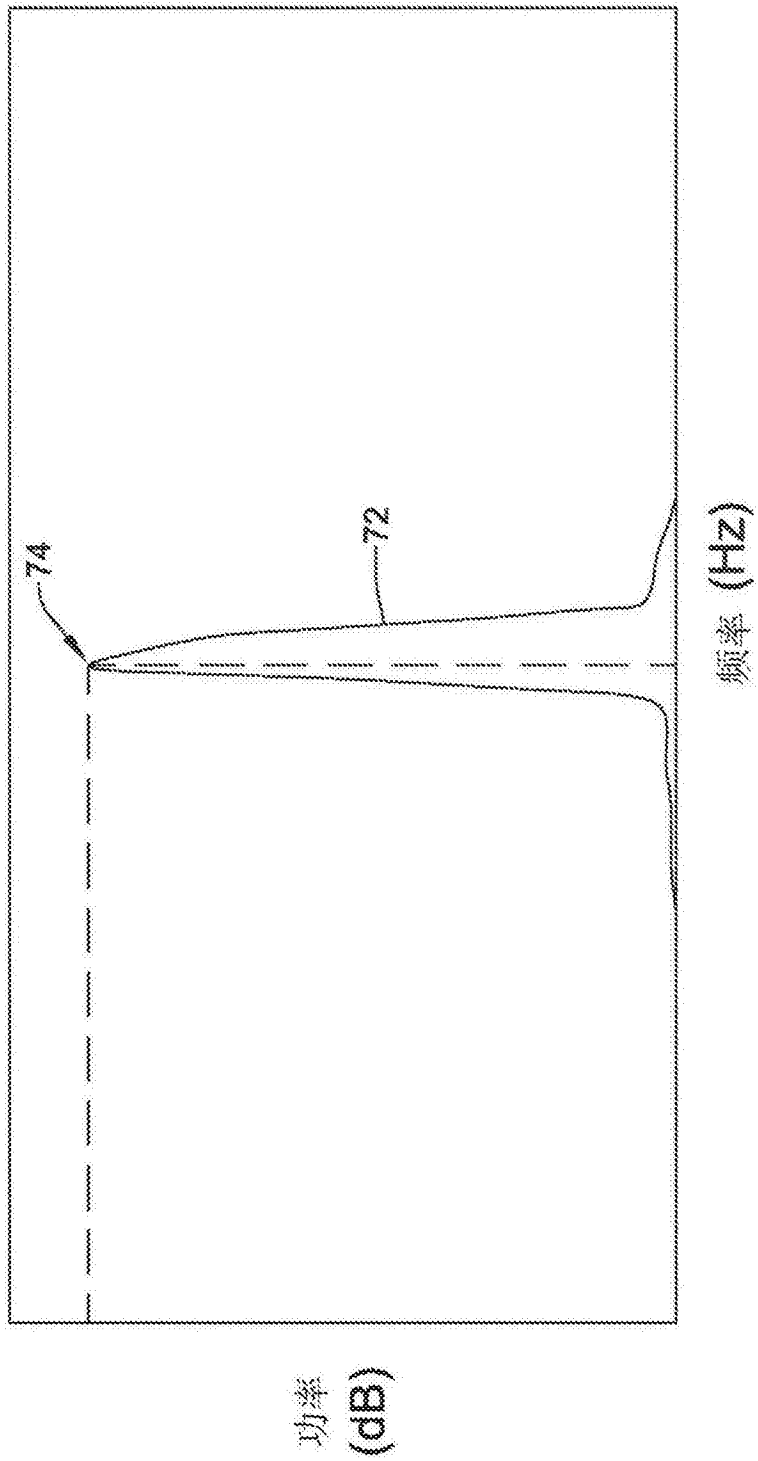


图6

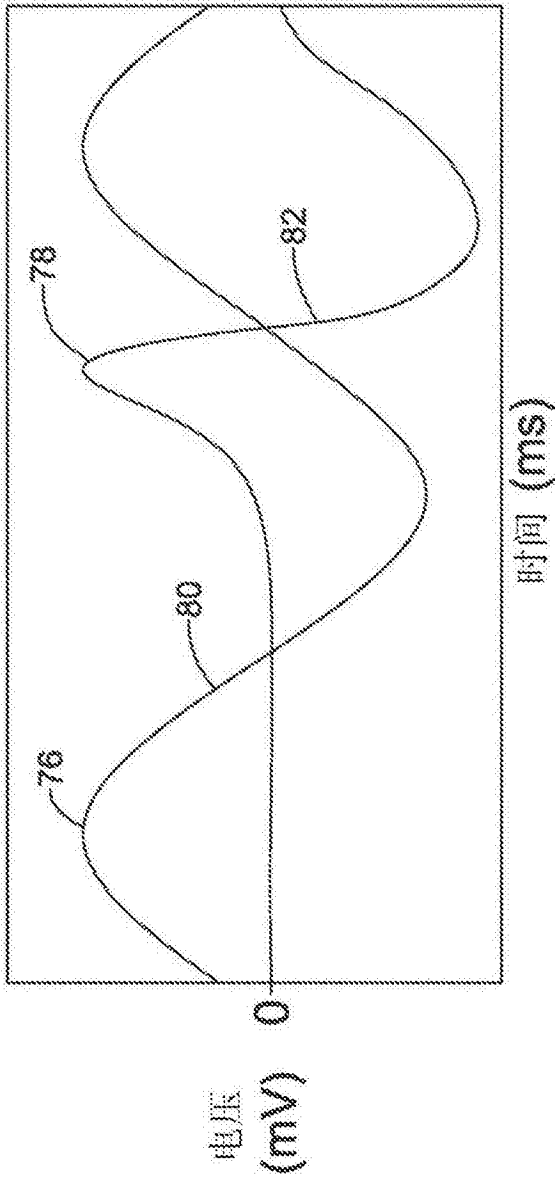


图7A

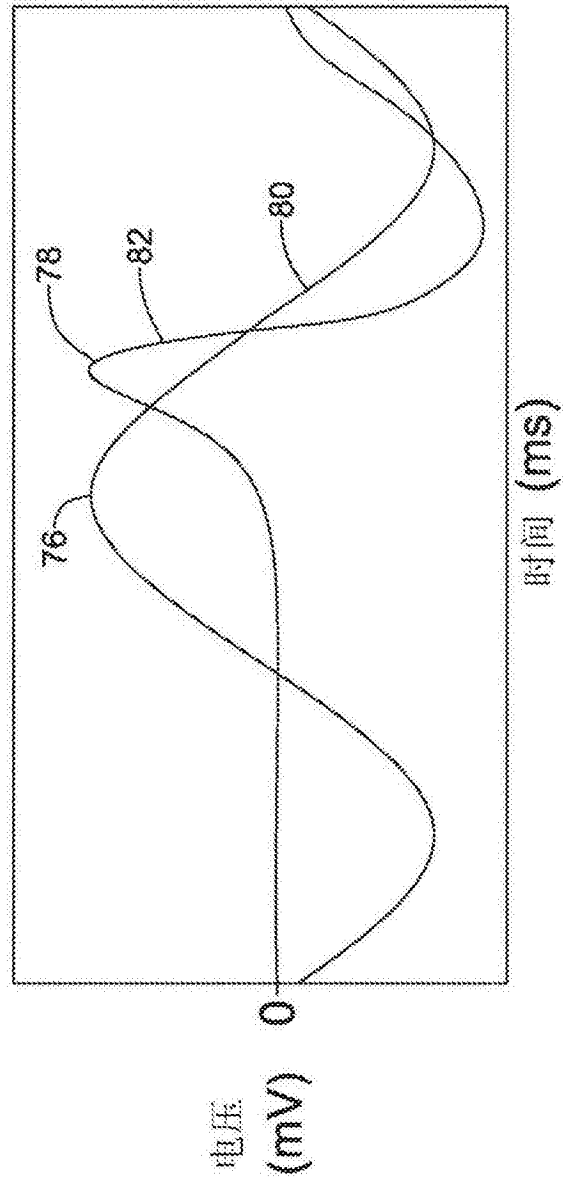


图7B

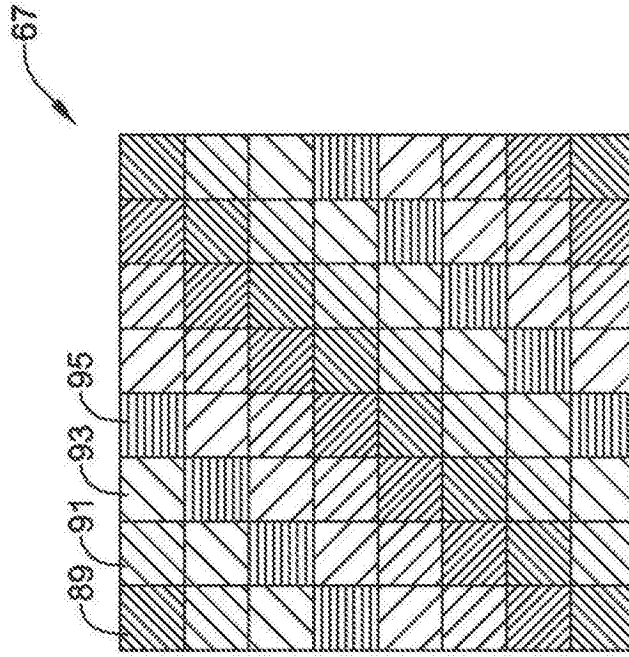


图8A

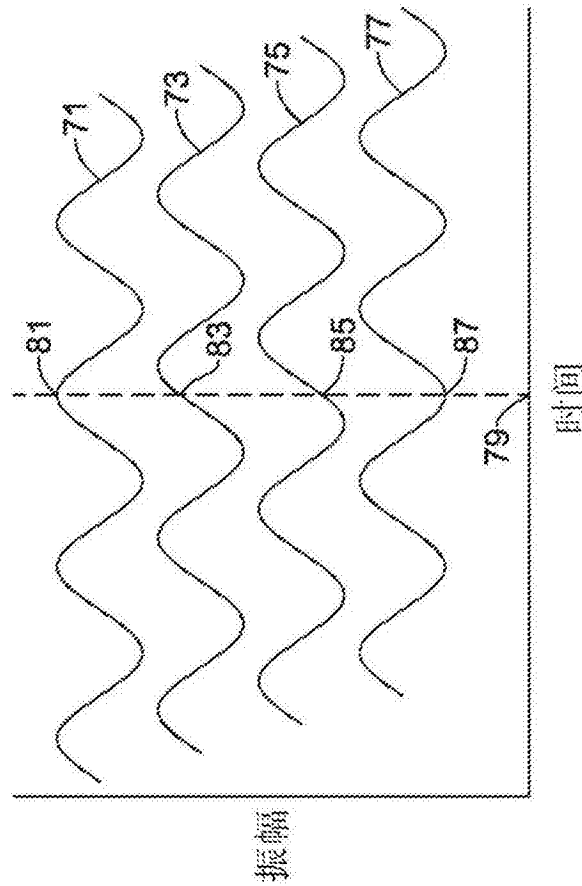


图8B

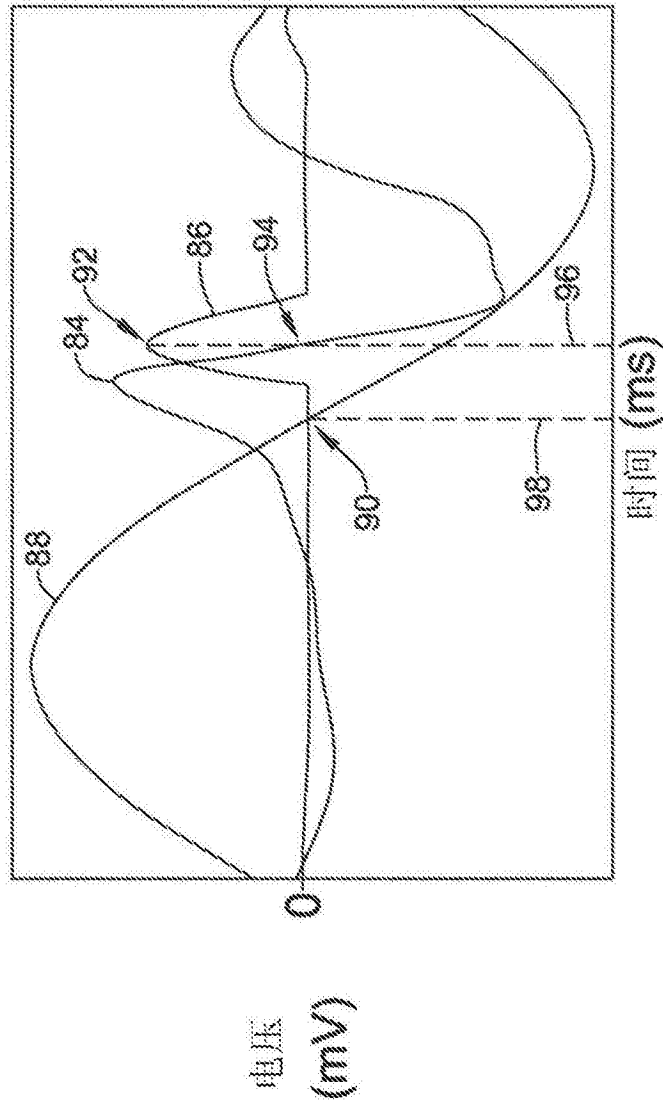


图9

电极

	1	2	3	4	5	6	7	8	
0.101	0.105	0.113	0.126	0.135	0.143	0.154	0.159		
0.084	0.070	0.050	0.038	0.042	0.046	0.046	0.044		
0.070	0.050	0.038	0.042	0.046	0.046	0.044	0.000		
0.084	0.072	0.050	0.038	0.042	0.046	0.046	0.044		
0.073	0.069	0.069	0.066	0.061	0.056	0.056	0.060		
0.092	0.086	0.073	0.069	0.069	0.066	0.061	0.056		
0.112	0.092	0.086	0.073	0.069	0.066	0.066	0.061		
0.109	0.112	0.163	0.162	0.162	0.181	0.181	0.179		
	A	B	C	D	E	F	G	H	

样条

99

图10

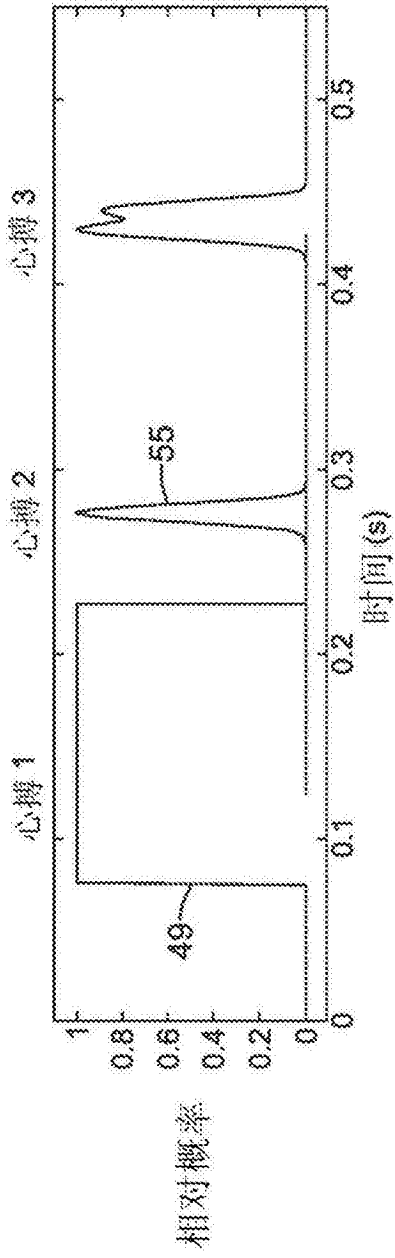


图11A

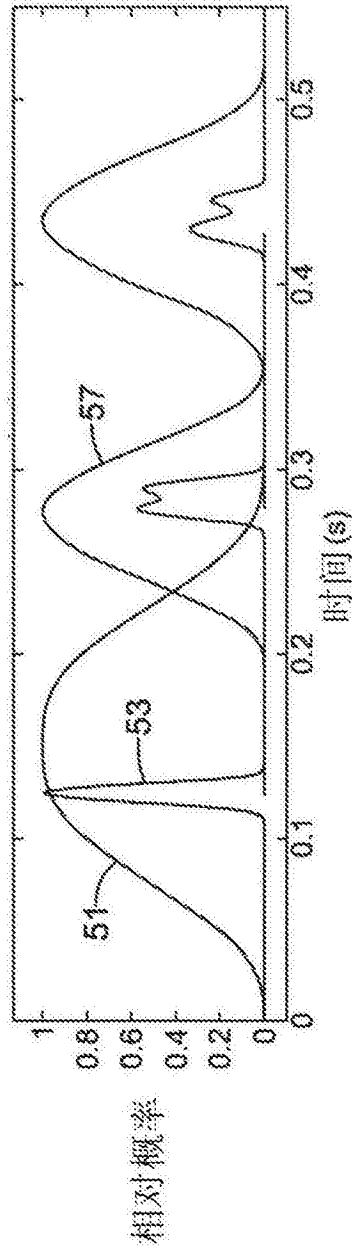


图11B

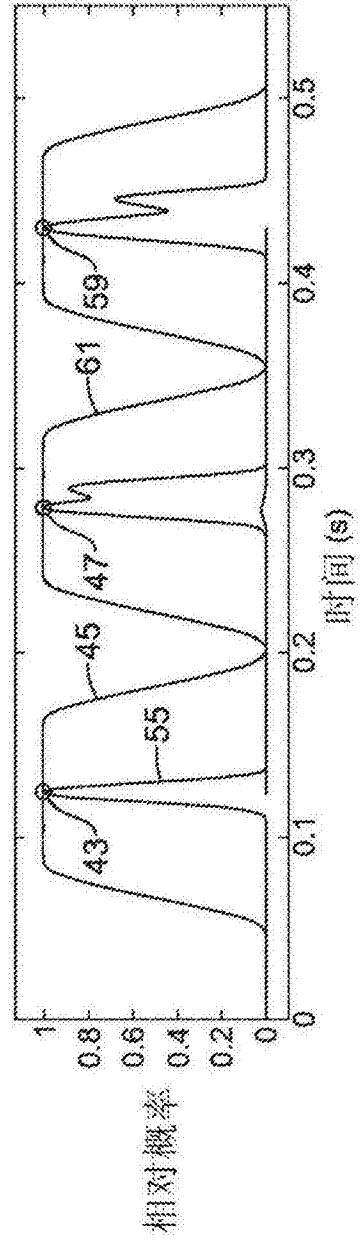


图11C

专利名称(译)	用于映射心脏组织的医疗装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN106455991A</a>	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580024628.8	申请日	2015-05-06
[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	雅各布·I·拉夫纳 希巴吉·肖梅 普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔 斯科特·A·迈耶		
发明人	雅各布·I·拉夫纳 希巴吉·肖梅 普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔 斯科特·A·迈耶		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/042 A61B5/044 A61B18/14		
代理人(译)	杨生平 王天鹏		
优先权	61/991235 2014-05-09 US		
其他公开文献	CN106455991B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了医疗装置及用于制造和使用医疗装置的方法。示例性方法可包括一种映射心脏的电活动的方法。该方法可包括：用位于心脏内的多个电极来感测多个信号，确定所述多个信号的主导频率，并且针对对应于主导频率的所述多个信号中的每一个生成替换信号。每个替换信号可以具有对应于所述多个信号中的一个的相移。该方法还可以包括随时间推移而显示替换信号的特性。

