



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456036 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580030433.4

希巴吉·肖梅

(22)申请日 2015.05.20

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

(30)优先权数据

11332

62/007,310 2014.06.03 US

代理人 杨生平 王天鹏

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2016.12.02

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/031787 2015.05.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/187371 EN 2015.12.10

(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 弗拉基米尔·V·科夫通

卡洛斯·阿尔贝托·里奇

普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔

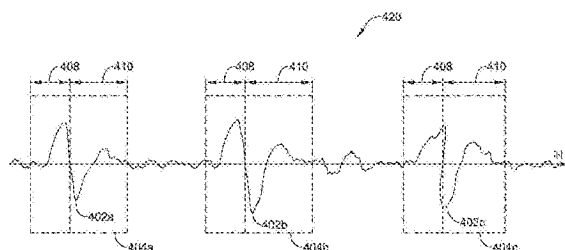
权利要求书2页 说明书15页 附图12页

(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。一种用于去除存在于生物源信号中的生物参考信号的伪像的方法可包括用一个或多个电极来感测生物参考信号并感测生物源信号，其中，所述生物源信号包括生物参考信号的伪像。该方法还可包括基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像并从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像。



1. 一种用于映射心脏的腔室的导管系统,该系统包括:
  - 第一多个电极,其被构造为感测生物参考信号;
  - 第二多个电极,其被构造为感测生物源信号,其中,所述生物源信号包括生物参考信号的伪像;处理器,其被连接到所述第二多个电极,其中,所述处理器被构造为:
  - 基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像;以及
  - 从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像。
2. 权利要求1的系统,
  - 其中,为了基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像,所述处理器被构造为补偿生物参考信号与所述生物参考信号的伪像之间的差。
3. 权利要求2中的任一项的医疗系统,
  - 其中,为了补偿生物参考信号与所述生物参考信号的伪像之间的差,所述处理器被构造为生成生物参考信号的一个或多个移位拷贝。
4. 权利要求2—3中的任一项的医疗系统,
  - 其中,为了补偿生物参考信号与所述生物参考信号的伪像之间的差,所述处理器进一步被构造为:
    - 至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像。
5. 权利要求4的系统,
  - 其中,为了从所感测的生物源信号减去所述生物参考信号的伪像,所述处理器被构造为从所感测的生物源信号减去所述生物参考信号的估计伪像。
6. 权利要求4—5中的任一项的医疗系统,
  - 其中,为了至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像,所述处理器被构造为:
    - 形成投影矩阵,其包括生物参考信号和生物参考信号的一个或多个移位拷贝;
    - 使用投影技术来确定一组线性组合系数;以及
    - 从投影矩阵和该组线性组合系数而形成生物参考信号的估计伪像。
7. 权利要求6的系统,
  - 其中,所述投影技术包括以下各项中的一个或多个:
    - 最小二乘回归法;
    - 约束最小二乘法;
    - 最大似然估计;
    - 非线性编程;以及
    - 线性编程。
8. 权利要求4—5中的任一项的医疗系统,
  - 其中,为了至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像,所述处理器被构造为:
    - 生成卷积矩阵H,其包括生物参考信号和生物参考信号的一个或多个移位拷贝;以及
    - 确定最佳乘法矢量x,使得卷积矩阵H与最佳乘法矢量x的乘积产生解矢量b',其中,解

矢量 $b'$ 是与生物源信号最紧密相关的解。

9. 权利要求1—8中的任一项的医疗系统，

其中，所述处理器进一步被构造为减少生物参考信号中的冗余。

10. 权利要求9的系统，

其中，为了减少生物参考信号中的冗余，所述处理器被构造为对生物参考信号执行主成分分析。

11. 权利要求1—10中的任一项的医疗系统，

其中，所述处理器进一步被构造为识别生物参考信号中的心搏定时。

12. 权利要求11的系统，

其中，所述处理器进一步被构造为：

识别生物参考信号和生物源信号中的已识别心搏定时周围的心搏窗口；以及将该心搏窗口级联以产生级联生物参考信号和级联生物源信号。

13. 权利要求1—12中的任一项的医疗系统，

其中，所述生物参考信号是远场信号，并且所述生物源信号是近场信号。

14. 权利要求1—13中的任一项的医疗系统，

其中，所述生物参考信号是室性心脏信号，并且生物源信号是房性心脏信号。

15. 权利要求1—14中的任一项的医疗系统，

其中，所述第一多个电极包括表面电极。

## 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6月3日提交的美国临时专利申请序号62/007,310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和系统。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] 本公开描述了用于映射和/或消融心脏组织的医疗装置、系统和方法。在第一示例中,一种用于映射心脏的腔室的导管系统,该系统包括:第一多个电极,其被构造为感测生物参考信号;第二多个电极,其被构造为感测生物源信号,其中,所述生物源信号包括生物参考信号的伪像;处理器,其被连接到所述第二多个电极,其中,所述处理器被构造为:基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像;以及从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像。

[0006] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像,所述处理器被构造为补偿生物参考信号与生物参考信号之间的伪像之间的差。

[0007] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了补偿生物参考信号与生物参考信号的伪像之间的差,所述处理器被构造为生成生物参考信号的一个或多个移位拷贝。

[0008] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了补偿生物参考信号与生物参考信号的伪像之间的差,所述处理器进一步被构造为:至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像。

[0009] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像,所述处理器被构造为从所感测的生物源信号减去生物参考信号的估计伪像。

[0010] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像,所述处理器被构造为:形成投影矩阵,其包括生物参考信号和生物参考信号的一个或多个移位拷贝;使用投

影技术来确定一组线性组合系数;以及从投影矩阵和该组线性组合系数形成生物参考信号的估计伪像。

[0011] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述投影技术包括以下各项中的一个或多个:最小二乘回归法;约束最小二乘法;最大似然估计;非线性编程;以及线性编程。

[0012] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像,所述处理器被构造为:生成卷积矩阵 $H$ ,其包括生物参考信号和生物参考信号的一个或多个移位拷贝;以及确定最佳乘法矢量 $x$ ,使得卷积矩阵 $H$ 与最佳乘法矢量 $x$ 的乘积产生解矢量 $b'$ ,其中,解矢量 $b'$ 是与生物源信号最紧密相关的解。

[0013] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述处理器进一步被构造为减少生物参考信号中的冗余。

[0014] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述处理器进一步被构造为识别生物参考信号中的心搏定时。

[0015] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述处理器进一步被构造为:识别生物参考信号和生物源信号中的已识别心搏定时周围的心搏窗口;以及将该心搏窗口级联以产生级联生物参考信号和级联生物源信号。

[0016] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述生物参考信号是远场信号,并且所述生物源信号是近场信号。

[0017] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述生物参考信号是室性心脏信号,并且生物源信号是房性心脏信号。

[0018] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述第一多个电极包括表面电极。

[0019] 在另一示例中,一种用于去除存在于生物源信号中的生物参考信号的伪像的方法包括:用一个或多个电极来感测生物参考信号;感测生物源信号,其中,所述生物源信号包括生物参考信号的伪像;基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像;以及从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像。

[0020] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像包括补偿生物参考信号与生物参考信号的伪像之间的差。

[0021] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,补偿生物参考信号与生物参考信号的伪像之间的差包括生成生物参考信号的一个或多个移位拷贝。

[0022] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,补偿生物参考信号与生物参考信号之间的伪像之间的差包括:至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像。

[0023] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像包括从所感测的生物源信号减去生物参考信号的估计伪像。

[0024] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像包括:形成投影矩阵,其包括生物参考信号和生物参考信号的一个或多个移位拷贝;使用投影技术来确定一组线

性组合系数;以及从投影矩阵和该组线性组合系数形成生物参考信号的估计伪像。

[0025] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述投影技术包括以下各项中的一个或多个:最小二乘回归法;约束最小二乘法;最大似然估计;非线性编程;以及线性编程。

[0026] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,至少部分地基于生成的生物参考信号的一个或多个移位拷贝而生成生物参考信号的估计伪像包括:生成卷积矩阵 $H$ ,其包括生物参考信号和生物参考信号的一个或多个移位拷贝;以及确定最佳乘法矢量 $x$ ,使得卷积矩阵 $H$ 与最佳乘法矢量 $x$ 的乘积产生解矢量 $b'$ ,其中,解矢量 $b'$ 是与生物源信号最紧密相关的解。

[0027] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述方法还包括减少生物参考信号中的冗余。

[0028] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,减少生物参考信号中的冗余包括对生物参考信号执行主成分分析。

[0029] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述方法还包括识别生物参考信号中的心搏定时。

[0030] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,所述方法还包括:识别生物参考信号和生物源信号中的已识别心搏定时周围的心搏窗口;以及将该心搏窗口级联以产生级联生物参考信号和级联生物源信号。

[0031] 在另一示例中,一种用于映射心脏的腔室的导管系统包括:多个电极,其被构造为感测心脏的腔室中的第一组的一个或多个激活信号,其中,第一组的每个激活信号包括近场信号分量和远程信号分量;一个或多个电极,其被构造为感测第二组的一个或多个激活信号,其中,第二组激活信号表示第一组激活信号的近场信号分量;处理器,其被构造为接收所感测的第一组的一个或多个激活信号和所感测的第二组的一个或多个第二激活信号,其中,所述处理器被构造为:处理第二组激活信号;至少部分地基于已处理的第二组激活信号来生成用于第一组激活信号中的每个激活信号的估计远场信号分量;以及从相应第一激活信号减去所述估计远场信号分量。

[0032] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了至少部分地基于已处理的第二组激活信号来生成用于第一组激活信号中的每个激活信号的估计远场信号分量,所述处理器被构造为:生成已处理的第二组激活信号的一个或多个移位拷贝;将一个或多个移位拷贝投影到第一组激活信号中的每个激活信号上。

[0033] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,将一个或多个移位拷贝投影到第一组激活信号中的每个激活信号上产生用于第一组激活信号中的每个激活信号的估计远场信号分量,其中,所述估计远场信号分量是与第一组激活信号中的激活信号的远场信号分量最紧密相关的估计远场信号分量。

[0034] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,投影包括由以下各项构成的一个或多个技术:最小二乘回归法;约束最小二乘法;最大似然估计;非线性编程;以及线性编程。

[0035] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,为了处理第二组激活信号,所述处理器被构造为:从一个或多个第二激活信号产生一个或多个级联心搏窗口信号。

[0036] 在另一示例中,一种用于减少所感测心房信号中的心室信号伪像的方法包括:用多个电极来感测一个或多个心室信号;使用多个电极来感测心房信号,其中,心房信号包括心房信号分量和表示一个或多个心室信号的伪像信号分量;以及至少部分地基于所感测的一个或多个心室信号对心房信号进行滤波以减少伪像信号分量,其中,所述滤波虑及一个或多个心室信号与伪像信号分量之间的差。

[0037] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,至少部分地基于所感测的一个或多个心室信号对心房信号进行滤波以减少伪像信号分量包括:产生一个或多个心室信号的一个或多个移位拷贝;至少部分地基于生成的一个或多个心室信号的一个或多个移位拷贝而生成估计伪像信号;以及从心房信号减去估计伪像信号。

[0038] 除上述示例之外或者作为其替换,并且在另一示例中,至少部分地基于生成的一个或多个心室信号的一个或多个移位拷贝而生成估计伪像信号包括将生成的一个或多个心室信号的一个或多个移位拷贝投影到心房信号上。

[0039] 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

[0040] 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:

[0041] 图1是根据本公开的各方面的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;

[0042] 图2是根据本公开的各方面的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;

[0043] 图3是根据本公开的各方面的包括多个映射导管的示例性功能元件的示意图;

[0044] 图4是根据本公开的各方面的所感测心脏电信号的图示;

[0045] 图5是根据本公开的各方面的已修改的所感测心脏电信号的图示;

[0046] 图6A是根据本公开的各方面的多个心脏电信号的另一图示;

[0047] 图6B是根据本公开的各方面的多个心脏电信号的另一图示;

[0048] 图7是根据本公开的各方面的卷积矩阵的图示;

[0049] 图8是根据本公开的各方面的示例性列矢量的图示;

[0050] 图9是根据本公开的各方面的示例性列矢量的另一图示;

[0051] 图10是根据本公开的各方面的示例性心搏窗口的图示;

[0052] 图11是根据本公开的可由诸如图1中描绘的导管系统执行的说明性技术;以及

[0053] 图12是根据本公开的可由诸如图1中描绘的导管系统执行的另一说明性技术。

[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] 映射心律紊乱的电生理现象常常涉及到向心室中引入篮状导管或具有多个电极和/或传感器(例如, 可从Boston Scientific购得的**CONSTELLATION®**)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心脏电活动。可能期望使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激活或矢量场映射图而输出。诸如医生之类的用户可使用该激活或矢量场映射图来执行诊断程序。

[0062] 某些示例性导管可包括每个检测心脏电活动的六十四个或更多电极。此类电极可感测在电极附近发起的心脏电活动(例如近场信号)和远离电极发起的心脏电活动(例如远场信号)。在某些情况下, 电极可感测在类似的时间来自两个位置的活动, 使得所感测信号是来自每个源的信号的组合。本公开描述了用于修改所感测电信号的各种医疗设备和技术。

[0063] 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(和本文所述的技术)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。

[0064] 系统10包括映射探针14和消融探针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。

[0065] 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。

[0066] 在某些示例,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。

[0067] 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身体位置的解剖区域(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处理以通过生成解剖映射图(例如,矢量场映射图、激活时间映射图)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。在某些情况下,用户可能仅对近场信号分量感兴趣,并且系统10可被构造为处理所感测信号以去除所感测的远场信号分量。近场激活信号分量然后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。

[0068] 处理系统32可包括用于接收和/或处理获取的心脏电活动的专用电路(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心脏电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、微代码或应用代码。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。

[0069] 在某些示例中,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,诸如等时线图、激活时间映射图、作用电位持续时间(APD)映射图、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。

[0070] 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。

[0071] 处理系统32可向适当的装置输出数据,例如显示装置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。

[0072] 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。

[0073] 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NitinoI、其它金属、硅橡胶、适当的聚合物等,并且以弹性、预张状态连接在基部构件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)。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。例如,某些所需信息可能遗漏和/或被不准确地显示。

[0079] 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。

[0080] 然而,接触健康的有响应性的细胞组织的电极24可感测到诸如传播细胞激活波前的电位之类的心脏电活动。此外,在正常机能的心脏中,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。可使用激活时间映射图来识别圆形、粘着、转子或其它异常细胞激励波前传播的区域。

[0081] 如上文所讨论的,在某些情况下,可能期望诸如通过从由电极24感测的信号去除远场信号来对所感测的心脏电活动进行过滤。一般地,系统10可被构造为收集源信号和参考信号。例如由电极24感测的源信号包括近场信号分量和远场信号分量两者。远场信号分量可以是远场信号伪像(artifact)。例如,远场信号可随着远场信号从其源向电极24传播

而变得失真。由电极24感测到的此失真远场信号是存在于源信号中的远场信号伪像。系统10另外可感测参考信号,其可以是远场信号分量的表示。系统10还可处理参考信号以确定远程信号伪像的估计并从源信号减去估计出的远场信号伪像,从而仅留下源信号的近场信号分量。

[0082] 在某些示例中,在本文中提及的近场信号分量可以由设置在心脏的心房中的电极24感测到的心房信号。在此类示例中,连同近场信号分量一起,近场伪像可以通过患者的组织传导且被电极24接收到的心室信号。在这种情况下,可能期望从由电极24感测到的信号去除所感测的心室信号以获得心房信号的更清楚画面。然而,本文所述的技术比相对于心房信号和心室信号而言更加宽泛地适用。因此,本公开可使用术语近场信号分量来描述邻近于电极产生的由电极感测到的信号,并使用远场信号伪像来描述仍被电极感测到的远离电极产生的信号。

[0083] 为了收集参考信号,处理系统32还可包括外部电极15,如图1中所示。外部电极15可以在映射探针14外部的电极。在某些示例中,可以标准的12引线表面EKG构造来构造外部电极15。在心房扑动或心房纤维性颤动的时间期间,由心房产生的心房信号可能是不稳定的且非同步的。因此,到达患者的表皮上的外部电极15处的心房信号相对于心室信号而言可趋向于变得最小化,这是因为不稳定且不同步的心房信号可至少在一定程度上相互抵消。在某些示例中,可以其它构造来构造外部电极15,诸如以Frank构造,其具有在完全正交的方向上构造的三个电极。

[0084] 在其它示例中,外部电极15可以在患者身体内部的电极。例如,外部电极15可以是设置在心脏内的心室或其它腔室内的电极。在其它示例中,系统10可不包括外部电极15。在此类示例中,电极24可感测参考信号。处理系统32可另外通过对多个感测信号求平均以便使近场心房信号最小化来处理由设置在心脏的其它腔室内的电极24或外部电极25感测到的参考信号。

[0085] 用于收集参考信号的上述技术仅仅是某些可能示例。一般地,可使用任何信号作为参考信号来执行本文公开的技术。然而,使用具有几个特定性质的参考信号可帮助增加所述技术的准确度。首先,参考信号可包括来自三个维度的至少某些数据。此外,来自每个维度的数据越完整,一般地所述技术的准确度可趋向于越高。例如,可通过使用标准12引线构造或Frank引线构造来获得此类三维数据,如前所述。另外,参考信号相对于固有的心房电活动而言应是非相关的。这并不是说参考信号需要相对于固有的心房电活动而言应是完全非相关的。而是,参考信号与固有心房电活动之间的相关越低,一般地所述技术的准确度越高。例如,如上所述,在心房扑动或纤维性颤动期间由表面电极感测到的信号可以是低相关信号的充分来源。然而,在其它示例中,处理系统32可处理其它感测信号以减少心房电活动以便生成参考信号。

[0086] 在收集参考信号之后,通过感测具有适当特性的信号或者通过处理信号以生成具有适当特性的信号,系统10然后可生成围绕检测到的心搏的一个或多个窗口,如图4中所示。例如,系统10可使用峰值检测器和/或QRS检测器来确定存在于参考信号420中的R波和/或QRS复合波,例如QRS复合波402a、402b以及402c。系统10然后可围绕每个检测到的R波和/或QRS复合波生成心搏窗口。心搏窗口可从参考点延伸长度408至参考点之前的点。心搏窗口另外可从参考点延伸长度410至在参考点之后的点。在某些示例中,参考点可以是R波的

峰值。在其它示例中,参考点可以是QRS复合波的最大负斜率的点。在其它示例中,参考点可以是检测到的R波和/或QRS复合波内或附近的任何其它可识别点。

[0087] 在某些示例中,心搏窗口可具有预定尺寸。例如,长度408可以是一百毫秒,并且长度410可以是三百毫秒。然而,在其它示例中,长度408可以是五十、两百或三百毫秒或任何其它适当的时间长度。同样地,在其它示例中,长度410可以是五十、一百或两百毫秒或任何其它适当的时间长度。在某些示例中,长度408和410可由用户定义,从而允许心搏窗口尺寸是可调整的。例如,用户可向显示器40中输入指定用于长度408和长度410的值的输入。

[0088] 在围绕着已识别R波和/或QRS复合波生成心搏窗口之后,系统10可将心搏窗口级联,如图5中所示。例如,系统10可消除并未落在心搏窗口内的任何数据,从而创建仅由落在心搏窗口内的信号数据构成的新信号。该新信号可称为级联参考信号,并且用图5中的级联参考信号430来表示。

[0089] 系统10可另外收集一个或多个源信号。例如,系统10可用每个电极24来感测信号。这些感测信号中的每一个可以是源信号。在某些示例中,系统10可与收集参考信号同时地收集由电极24感测的一个或多个源信号。因此,一个或多个源信号和参考信号所表示的数据可表示关于相同一个心动周期或多个心动周期的信息。在确定参考信号中的一个或多个心搏窗口之后,系统10可确定在与参考信号中形成的心搏窗口的那些时间范围相对应的时间范围内的一个或多个源信号中的每一个中的心搏窗口。如参考信号的情况一样,系统10可将一个或多个源信号中的每一个中的所确定的心搏窗口级联,因此形成一个或多个级联源信号。这确保一个或多个源信号中的数据与参考信号中的数据时间对准。

[0090] 系统10可继续对级联参考信号执行一个或多个处理技术。例如,系统10可对级联参考信号采用许多线性或非线性维数缩减技术中的一个。系统10可采用的一个线性维数缩减技术是主成分分析法(PCA)。然而,在其它示例中,系统10可采用其它已知线性或非线性维数缩减技术来减少级联参考信号的维数。

[0091] 如前所述,参考信号可以是源信号的远场信号分量的表示。参考信号的形态在被电极24感测为远程伪像之前可能随着其从产生参考的组织开始传播通过身体而变得失真。因此,存在于源信号中的远场信号伪像可在形态上不同于感测的参考信号。例如,可将身体组织建模为R-C网络,心脏信号在被电极24感测到之前传播通过该R-C网络。随着参考信号传播通过身体组织而对参考信号赋予时间和/或空间弥散的是通过此类R-C网络的传播。因此,系统10可应用反向系统以便补偿感测参考信号与存在于源信号中的远程信号伪像之间的此类形态差异,以基于感测的参考信号而产生存在于源信号中的远场信号伪像的估计。系统10然后可从源信号减去估计出的远场信号伪像。

[0092] 在某些示例中,系统10可通过生成参考信号的一个或多个移位拷贝来补偿参考信号的任何弥散。例如,如图6A中所描绘的,系统10可生成在时间方面向右移位(如箭头425所证明的)的参考信号420的拷贝,可将其称为移位参考信号421。系统10可进一步在在参考信号420中相同的(未移位)时间范围处在参考信号421中形成心搏窗口。图6A图示出此概念,因为心搏窗口404a—c是与在图4和5中描绘的相同心搏窗口,其围绕着QRS波402a—c而形成,与基于移位参考信号421的特征形成的相反。系统10可进一步将针对移位参考信号421形成的的心搏窗口级联。这可导致移位级联参考信号432,如在图6B中所显示的。在其它示例中,系统10可生成级联参考信号430的拷贝,并且然后使级联参考信号430在时间上向右

移位以生成移位级联参考信号而不是生成参考信号420的移位拷贝,并且然后将移位参考信号级联。

[0093] 系统10可通过简单地使相应信号的单独样本移位一定量的样本(可将其称为移位值)来使参考信号420或级联参考信号430移位。某些示例性移位值包括五个、八个、十个、十一个、十五个以及二十个样本;然而,在其它示例中可使用任何数目的样本。在某些示例中,可确定移位值。在其它示例中,移位值可以是用户定义值。例如,用户可向显示器40中输入移位值。处理系统32可接收此类移位值并将输入移位值用于生成级联参考信号430的移位拷贝。

[0094] 在某些示例中,系统10可通过使参考信号420移位且然后将移位信号级联或者通过使级联参考信号430移位来生成多个移位级联参考信号432,如上所述。为了生成所述多个移位级联参考信号,系统10可使参考信号420移位作为第一移位值的倍数的一定数目的样本。例如,如果系统10生成级联参考信号430的三个移位拷贝,则第一拷贝可移位十一个样本的移位值。第二拷贝可移位两倍的该移位值,其为二十二个样本。第三拷贝可移位三倍的该移位值,其为三十三个样本。在某些示例中,系统10可生成在与移位级联参考信号432相反的方向上移位的拷贝。例如,系统10可将移位值的负倍数用于生成在时间上更早移位的此类拷贝。

[0095] 在某些示例中,系统10可生成预定数目的移位级联参考信号432。例如,系统10可生成级联参考信号430的五个、十个、十五个或二十个移位拷贝,其中任何数目的移位拷贝被移位的比级联参考信号更早或更晚。在其它示例中,用户可指定系统10生成多少移位级联参考信号432。例如,用户可向显示器40中输入要使系统10生成的移位拷贝的数目。此外,用户可输入相对于级联参考信号430移位至更早(如图6中所描绘的,在级联参考信号430的左侧)和相对于级联参考信号430移位至更晚的移位拷贝的数目。在此类示例中,系统10可通过递增移位值的倍数来生成连续移位级联参考信号430。例如,如果用户输入五个移位拷贝,其中两个拷贝移位至比级联参考430更早且三个拷贝移位至比其更晚,则系统10可使用负二的移位值的倍数来生成第一移位级联参考信号432。系统10然后可将移位值的倍数增加一,并且使用负一的移位值的倍数生成另一移位级联参考信号432。系统10可继续此过程直至系统10已生成与由用户输入的数目相等的量的移位级联参考信号432为止。当生成此类移位拷贝时,如果移位值的倍数是零,则系统10可跳过生成移位级联参考信号432。

[0096] 一旦系统10已经生成一个或多个移位级联参考信号432,则系统10然后可向后投影级联参考信号,并且在某些实施例中,使用误差最小化技术将级联参考信号的每个移位拷贝投影到一个或多个源信号中的每一个上。这可导致确定导致了源信号中的参考信号伪像的最小化的信号。系统10针对此过程可采用的一个技术是形成包括级联参考信号和级联参考信号的一个或多个移位拷贝的投影矩阵。

[0097] 在至少某些示例中,投影矩阵可采取卷积矩阵的形式。图7描绘了示例性卷积矩阵700。卷积矩阵700可包括许多列,每个列表示信号或信号分量。例如,列706a可表示级联参考信号的第一分量。每个列的每个符号720可表示信号或信号分量的单独样本。因此,列706a的“ $b_{A1}$ ”符号可表示级联参考信号的第一样本,列706a的“ $b_{A2}$ ”符号可表示级联参考信号的第二样本等。列706b可表示级联参考信号的第二分量。因此,在图7的示例中,级联参考信号包括两个分量。然而,在其它示例中,级联参考信号可包括更多或更少的分量。

[0098] 列708a、708b至710a、710b全部可表示级联参考信号的移位拷贝的分量。例如，列708a可表示级联参考信号的第一移位拷贝的第一分量。列708b可表示级联参考信号的第一移位拷贝的第二分量。列710a和710b可表示级联参考信号的第二移位拷贝的第一分量和第二分量。虽然在图7中仅明确地描绘为包括级联参考信号的两个移位拷贝，但应理解的是卷积矩阵700可包括级联参考信号的任意量的移位拷贝。

[0099] 还可将级联源信号形成为矩阵。例如，可对级联源信号进行采样并布置成矩阵，诸如图8中所示的矩阵800。矩阵800的每个元素820是级联源信号的单独样本，并且该样本可与矩阵700的元素720对准，例如第一样本定位在矩阵800的顶部处且最后一个样本位于矩阵800的底部处。在其中级联源信号仅包括单个分量的示例中，矩阵800可以是单个列矩阵，称为列矢量(如在图8中)。

[0100] 系统10可另外生成列矢量，诸如图9的列矢量900，其包括元素920所表示的线性组合系数，如下面将描述的。随着卷积矩阵700具有分量(列)，矢量900可被布置成具有相同数目的元素。为了便于下面的提及，可将矩阵700称为矩阵 $H_b$ ，可将矩阵800称为矢量 $b$ ，并且可将矢量900称为矢量 $x$ 。当矩阵 $H_b$ 和矢量 $x$ 被一起相乘时，其可产生如在以下等式(1)中的称为矢量 $b'$ 的矢量矩阵积。

$$[0101] \quad H_b x = b' \quad (1)$$

[0102] 矢量 $b'$ 可具有与矢量 $b$ (即矩阵800)相同的尺寸。一般而言，矢量 $b'$ 可以是矢量 $b$ 的估计或投影，并且有时可称为级联源信号的远场信号伪像的估计。

[0103] 系统10可被构造为确定导致最佳矢量 $b'$ 的用于矢量 $x$ 的一组线性组合系数(例如矢量 $x$ 的元素)。过程系统10可用来发现一般地可称为“投影”的此类线性组合系数。在此类过程中使用的本领域中已知的众所周知的技术包括最小二乘回归法、约束最小二乘法、最大似然估计以及线性编程的方法。根据所使用的特定技术，“最佳”矢量 $b'$ 可以是不同的—例如，针对不同目的的原因被认为最佳的。在至少最小二乘法投影的情况下，导致最佳矢量 $b'$ 的用于 $x$ 的解导致与矢量 $b$ 最紧密相关的矢量 $b'$ 。

[0104] 使上文所讨论的矩阵和矢量返回与源和参考信号相关，如上所述，矢量 $b$ 是级联源信号的表示。如先前提到的，级联源信号由近场信号分量和远场信号伪像的混合体构成。矩阵 $H_b$ 包括一个或多个级联参考信号和移位级联参考信号，其可包括表示存在于级联源信号中的远场信号伪像的分量。根据矩阵 $H_b$ 来确定矢量 $b'$ 然后导致具有与级联源信号的远场伪像紧密相关的分量的信号(矢量 $b'$ )。

[0105] 一旦系统10已发现产生最佳矢量 $b'$ 的线性组合系数(例如矢量 $x$ 的分量)的集合，系统10然后可确定作为连续采样源信号的远场信号伪像的估计的连续采样信号。例如，系统10用心搏窗口化信号来执行上述投影—矩阵 $H_b$ 和矢量 $b'$ 两者包含级联心搏窗口化信号的表示。在确定用于矢量 $x$ 的线性组合系数之后，系统10可生成附加矩阵 $H_c$ ，其中，矩阵 $H_c$ 的列表示连续采样(例如非级联)参考信号(或信号分量)和连续采样移位参考信号(或信号分量)。换言之，矩阵 $H_b$ 和矩阵 $H_c$ 可以是类似的，只是矩阵 $H_b$ 包含级联心搏窗口化参考和移位参考信号的表示，而矩阵 $H_c$ 表示连续采样参考和移位参考信号的表示。系统10然后可将包含所确定的线性组合系数的矢量 $x$ 与矩阵 $H_c$ 相乘，产生如等式(2)中所示的连续采样信号(矢量 $c'$ )。

$$[0106] \quad H_c x = c' \quad (2)$$

[0107] 矢量 $c'$ 可类似于矢量 $b'$ ，只是矢量 $c'$ 表示连续采样信号。在等式(2)中，系统10使用先前发现的矢量 $x$ 来优化矢量 $b'$ 与生物源信号之间的相关。因此，矢量 $c'$ 表示与生物源信号最紧密相关的矩阵 $H_c$ 的分量。如矩阵 $H_b$ 的情况一样，矩阵 $H_c$ 可包括表示存在于原始源信号(例如连续采样源信号)中的远场信号伪像的分量。因此，矢量 $c'$ 由与原始源信号的远场信号伪像紧密相关的分量构成。矢量 $c'$ 也可称为源信号中的远场信号伪像的估计。

[0108] 系统10最后可用原始源信号减去矢量 $c'$ 以获得表示原始源信号的近场信号分量的信号。也就是说，由于矢量 $c'$ 是原始源信号中的远场信号伪像的估计，所以从原始源信号减去矢量 $c'$ 可仅留下原始源信号的近场信号分量。矢量 $c'$ 与原始源信号之间的此差可称为残余信号。

[0109] 已产生用于单个源信号的残余信号，系统10可针对每个源信号执行类似过程。例如，如上所述，系统10可包括收集六十四源信号的六十四电极。另外，如上所述，系统10可进一步在其它应用中采用这些信号，诸如以便确定要消融的心脏的区域。

[0110] 如前所述，在某些程序中，此近场信号分量是在确定要消融的心脏区域时感兴趣的信号。例如，系统10可另外确定用于由电极24感测的每个信号的一个或多个激活时间，以便生成描绘关于心脏的信息的一个或多个视觉映射图。例如，系统10可根据在2014年3月11日提交的“MEDICAL DEVICES FOR MAPPING CARDIAC TISSUE”(具有61/951266的临时申请号且被共同所有)中描述的技术进行操作。去除所感测源信号的远场信号分量可允许系统更准确地确定激活定时和/或生成一个或多个映射图。

[0111] 然而，在某些情况下，参考信号还可包括表示源信号的近场信号分量的分量。在这种情况下，矩阵 $H_b$ 和 $H_c$ 因此还将包含表示源信号的近场信号分量的分量。任何结果得到的矢量 $c'$ 和残余信号然后可能并未在源信号的近场信号伪像与近场信号分量之间被清楚地分离。先前所讨论的处理技术描述了不强调近场信号分量和/或强调存在于参考信号中的远场信号伪像的表示以便生成矩阵 $H_b$ 和 $H_c$ 的某些方法。例如，对参考信号执行PCA是强调存在于参考信号中的远场信号伪像的表示和/或不强调近场信号分量(相对于源信号)的一个方式。因此，执行PCA可用于增强参考信号与存在于源信号中的远场伪像之间的相关。然而，系统10可采用其它技术以服务于类似结果—除此类处理技术之外或最为其替代。

[0112] 例如，系统10可确定用于给定源信号的多个矢量 $b'$ 。如上所述，矩阵 $H_b$ 可包括一个或多个移位级联参考信号，其中，每个移位级联参考信号被移位了等于移位值的倍数的样本数目。在某些示例中，系统10可进一步通过使生成的心搏窗口移位来生成多个矩阵 $H_b$ 。例如，如上所述，当生成移位参考信号时，系统10保持以原始参考信号中的所检测QRS波或峰值为中心的心搏窗口。为了生成附加矩阵 $H_b$ ，系统10可使用生成的移位参考信号，除使心搏窗口在如图10中所示的移位参考信号内移动之外。图10示出了具有心搏窗口404a-c的移位参考信号421。系统10可使心搏窗口404a-c向右移位，导致心搏窗口406a-c。通过以这种方式使心搏窗口移位，系统10正在捕捉供在附加矩阵 $H_b$ 中使用的移位参考信号的略有不同的部分。在生成第一附加矩阵 $H_b$ 时，系统10可使心搏窗口404a-c移位单个样本。在生成第二附加矩阵 $H_b$ 时，系统10可使心搏窗口404a-c移位两个样本。在某些示例中，系统10可以这种方式生成等于比移位值小一个的附加矩阵。

[0113] 系统10然后可执行与上文所述的类似的过程以便生成用于每个所生成附加矩阵 $H_b$ 的最佳矢量 $b'$ ，从而产生用于每个源信号的许多矢量 $b'$ 。在此类示例中，系统10可进一步

确定相应误差矢量 $e$ ,如等式(3)中所示。

$$[0114] \quad b = b' + e \quad (3).$$

[0115] 如前所述,矢量 $b$ 表示级联源信号,并且矢量 $b'$ 表示等式(1)的输出。误差矢量 $e$ 然后可表示矢量 $b$ 与矢量 $b'$ 之间的差,并且就矢量 $b'$ 包括与存在于级联源信号中的远场信号伪像紧密相关的分量而言,误差矢量 $e$ 可表示存在于级联源信号中的近场信号分量。虽然如前所述在某些情况下矢量 $b'$ 和矢量 $e$ 两者可包含近场信号分量的混合体和远场信号分量的表示。

[0116] 在针对每个级联源信号生成许多矢量 $b'$ 之后,系统10可进一步通过对用于给定矢量 $e$ 的每个心搏窗口中的信号求平均而创建用于每个矢量 $e$ 的平均心搏窗口。例如,由于矩阵 $H_b$ 包括由级联心搏窗口构成的信号,所以生成的矢量 $b'$ 和因此的矢量 $e$ 由级联心搏窗口构成。因此,系统10然后可创建用于每个矢量 $e$ 的平均心搏窗口。对用于每个矢量 $e$ 的心搏窗口求平均可趋向于使矢量 $e$ 中的任何近场信号分量最小化,并且强调任何存在的近场信号伪像。系统10然后可执行许多众所周知的误差最小化技术中的任何一个,诸如RMS、平均绝对误差等,以确定矢量 $e$ 中的哪一个与其相应矩阵 $H_b$ 最不相关—从而是与存在于源信号中的远场伪像具有最小相关的矢量 $e$ 和与源信号的近场信号分量具有最大相关的矢量 $e$ 。

[0117] 图11是可由诸如图1中所示的导管系统实现的说明性技术的流程图。虽然将相对于图1的导管系统来描述图11的方法,但图11的说明性方法可由任何适当的导管或医疗装置系统执行。

[0118] 在某些示例中,导管装置(例如导管系统10)可包括设置在心脏内的电极24。系统100可被构造为用电极24来感测生物参考信号,如在1102处所示。系统10可另外被构造为感测生物源信号,其中,该生物源信号包括生物参考信号的伪像,如在1104处所示。系统10可进一步被构造为基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像,如1106处所示。例如,系统10可生成生物参考信号的一个或多个移位拷贝并将生物参考信号和生物参考信号的一个或多个移位拷贝向后投影到生物源信号上。在其它示例中,系统10可以其它方式来确定生物参考信号的伪像。最后,系统10可从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像,如在1108处所示。

[0119] 图12是可由诸如图1中所示的导管系统实现的说明性方法的流程图。虽然将相对于图1的导管系统来描述图12的方法,但图12的说明性方法可由任何适当的导管系统执行。

[0120] 在某些示例中,导管装置(例如导管系统10)可包括设置在心脏内的电极24。系统100可被构造为用多个电极来感测一个或多个心室信号,如在1202处所示。系统10可进一步被构造为使用多个电极来感测心房信号,其中,心房信号包括心房信号分量和表示一个或多个心室信号的伪像信号分量,如在1204处所示。最后,系统10可被构造为至少部分地基于所感测的一个或多个心室信号、心房信号进行滤波以减少伪像信号分量,其中,所述滤波涉及一个或多个心室信号与伪像信号分量之间的差,如在1206处所示。

[0121] 上述技术仅表示本公开所设想的几个示例性技术。在其它示例中,系统10可在较小的程度上处理源和参考信号。例如,可在没有确定心搏窗口和产生级联信号的情况下使用本文所述的技术。替代地,在此类示例中,系统可对未修改参考信号执行PCA分析,并且用完整的源信号和完整的参考信号来执行向后投影。另外,在其它示例中,系统10在向后投影之前可不采用PCA或任何其它维数缩减技术。在某些情况下,此类示例可以充分的准确度产

生结果,此类附加步骤不是必需的。

[0122] 然而,在其它示例中,系统10可执行源和/或参考信号的附加处理。例如,系统10可进行带通滤波或另外地执行本领域中众所周知的技术以便减少存在于源和/或参考信号中的任何噪声干扰。

[0123] 另外,虽然已相对于心脏电信号描述了上述技术,但过程在适用性方面不仅限于心脏电信号。本文所述的技术可适用于从包括感兴趣近场信号分量和不期望远场伪像两者的源信号去除在形态上不同于远场信号的任何远场信号伪像。例如,本文所述的技术可适用于感测由患者的大脑产生的电信号并确定源信号的哪些分量是由大脑的局部化区域产生的和源信号的哪些分量是由于传导到该局部化区域的远场信号而引起的。

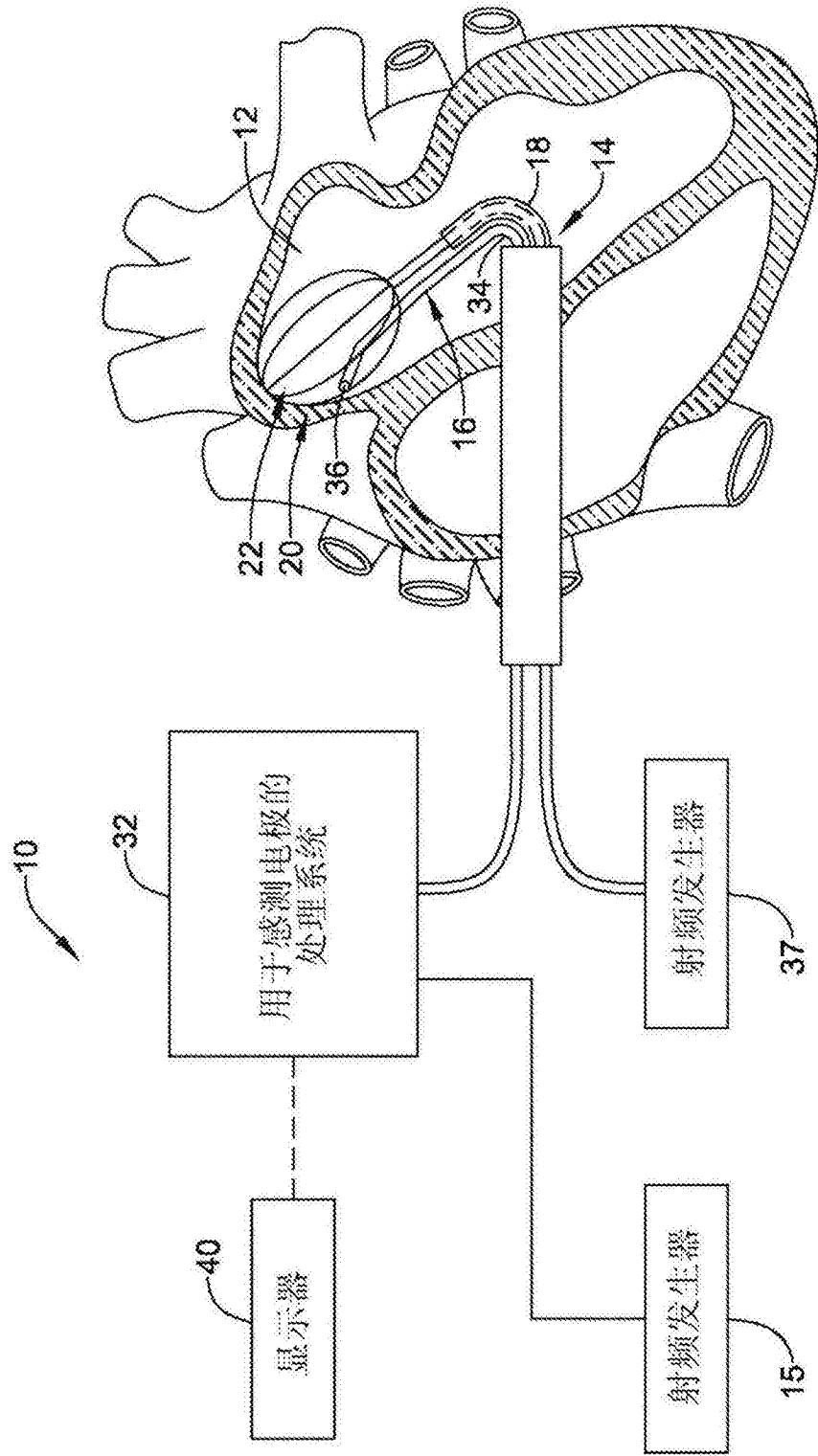


图1

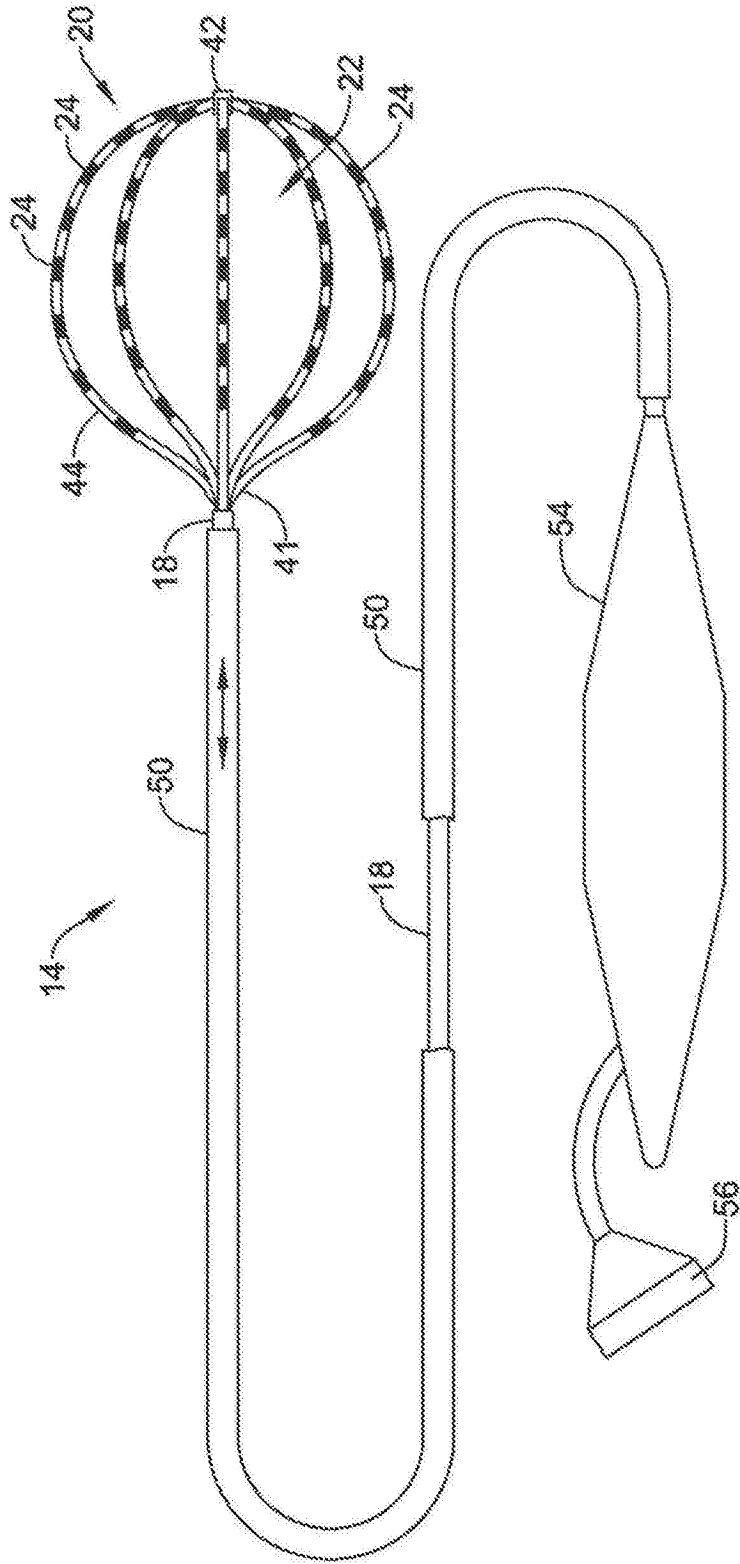


图2

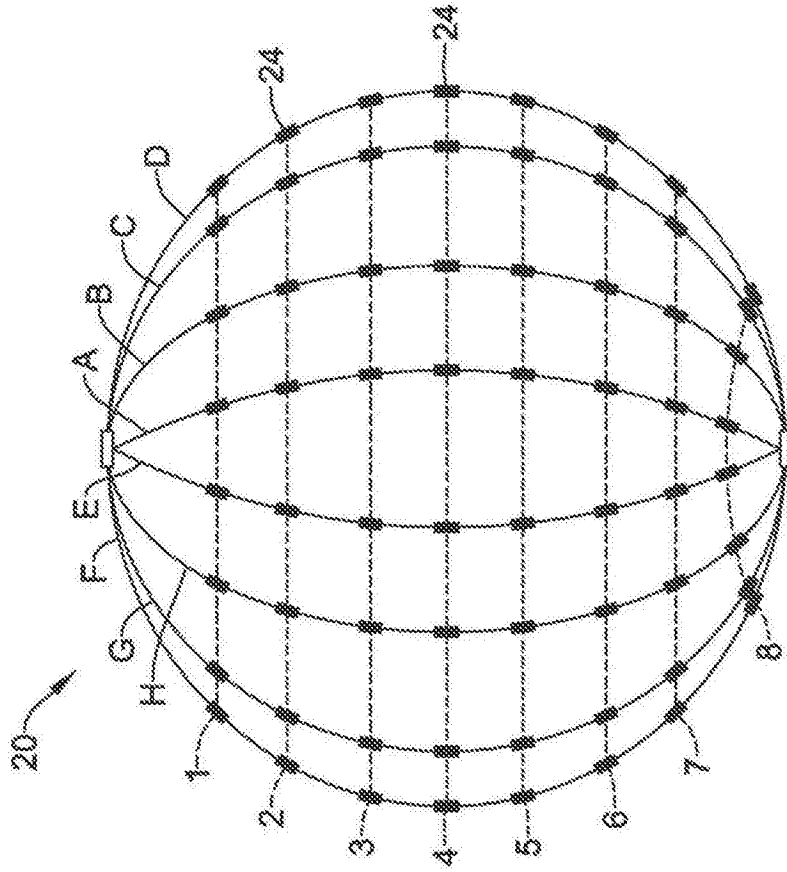


图3

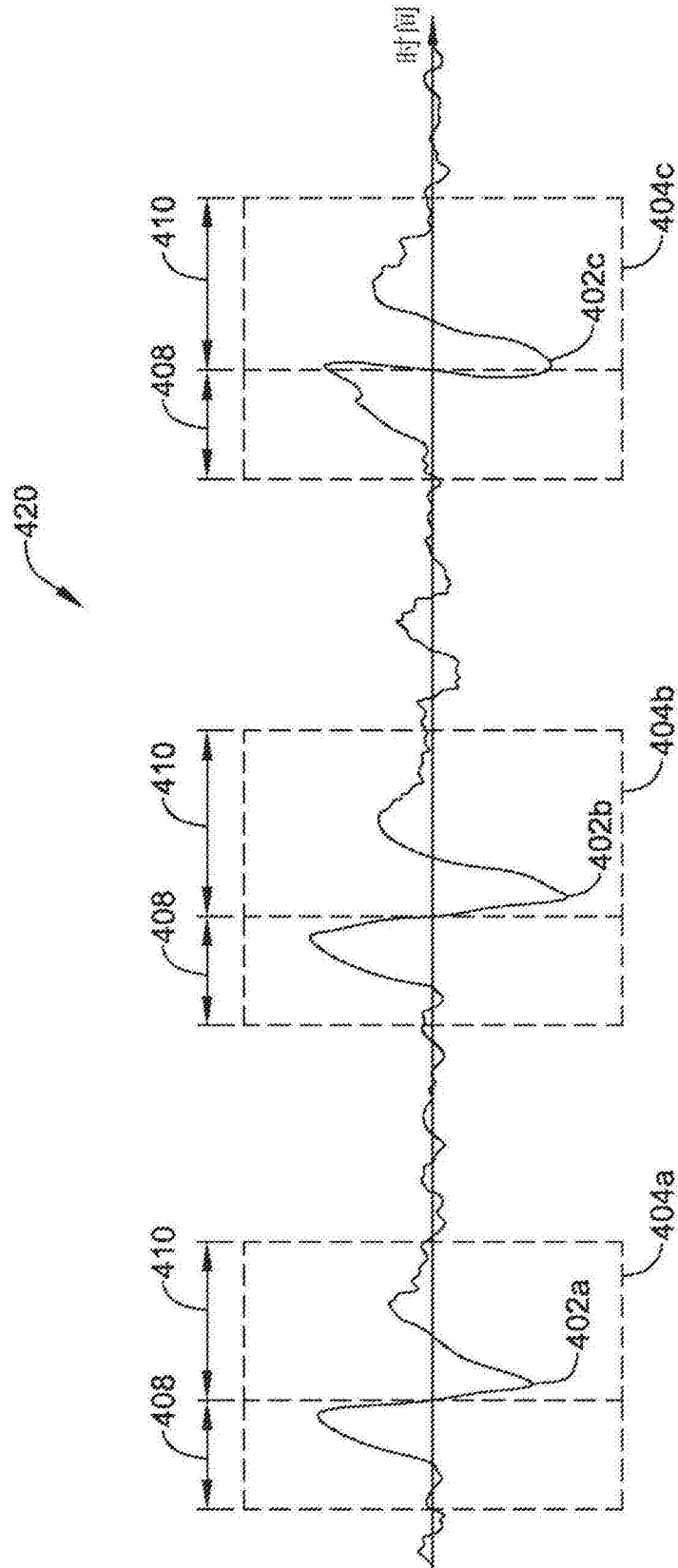


图4

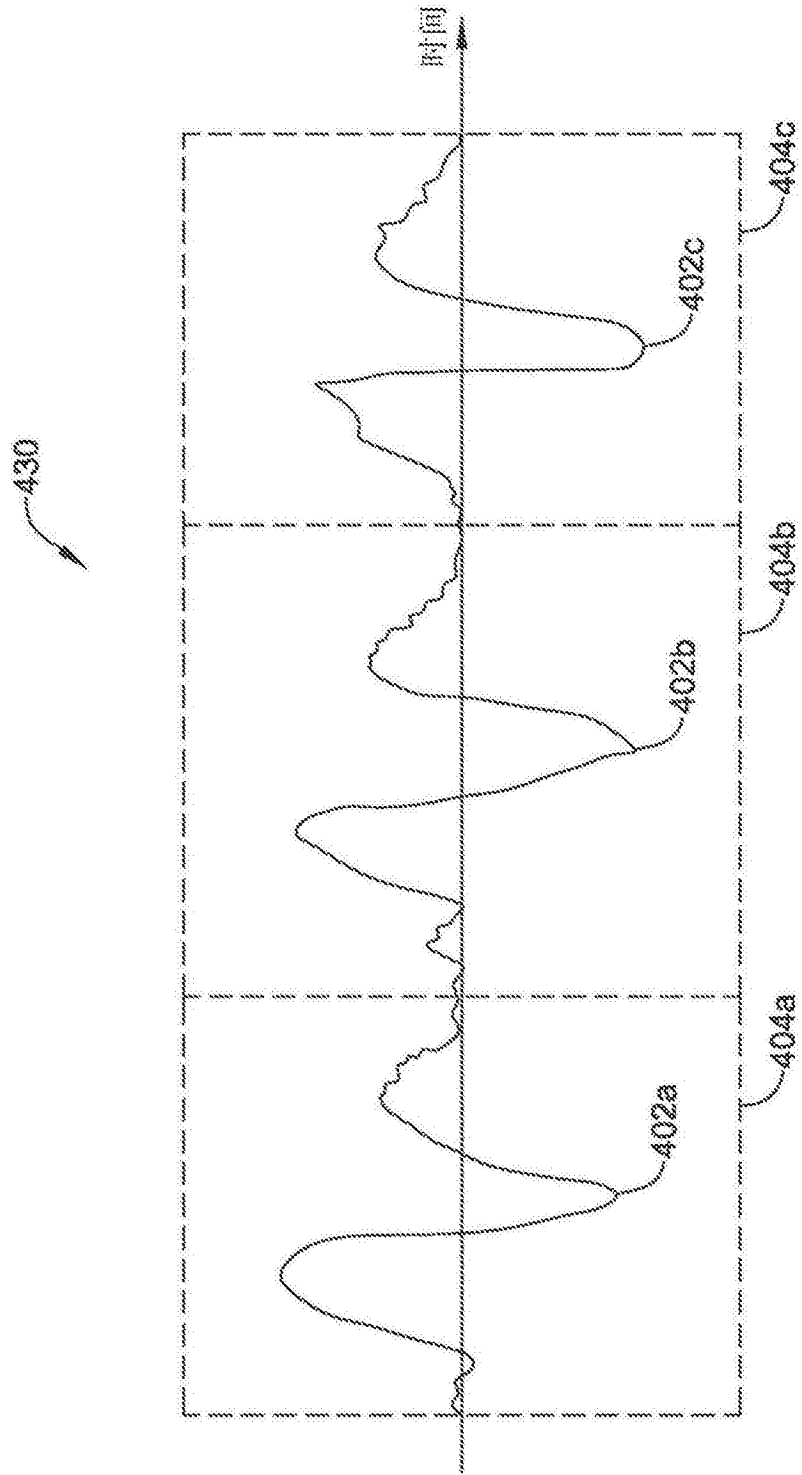


图5

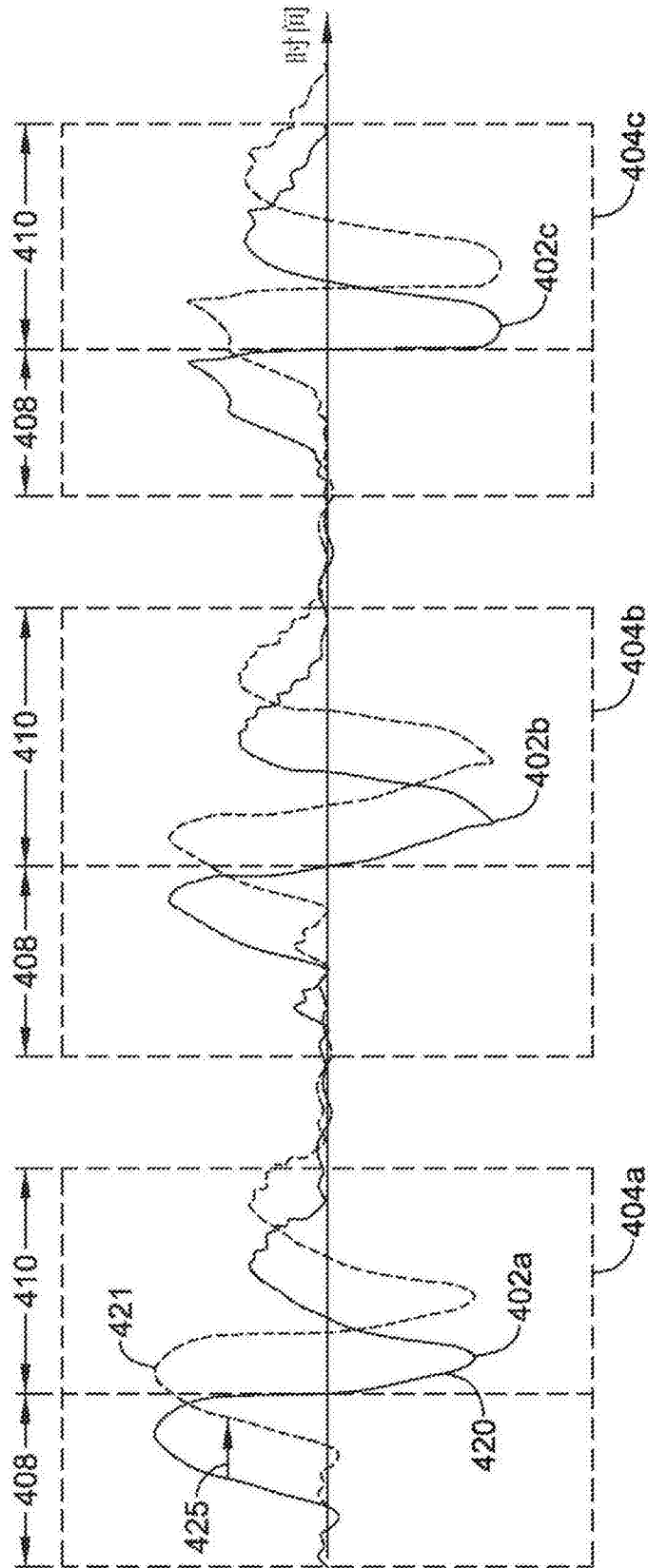


图6A

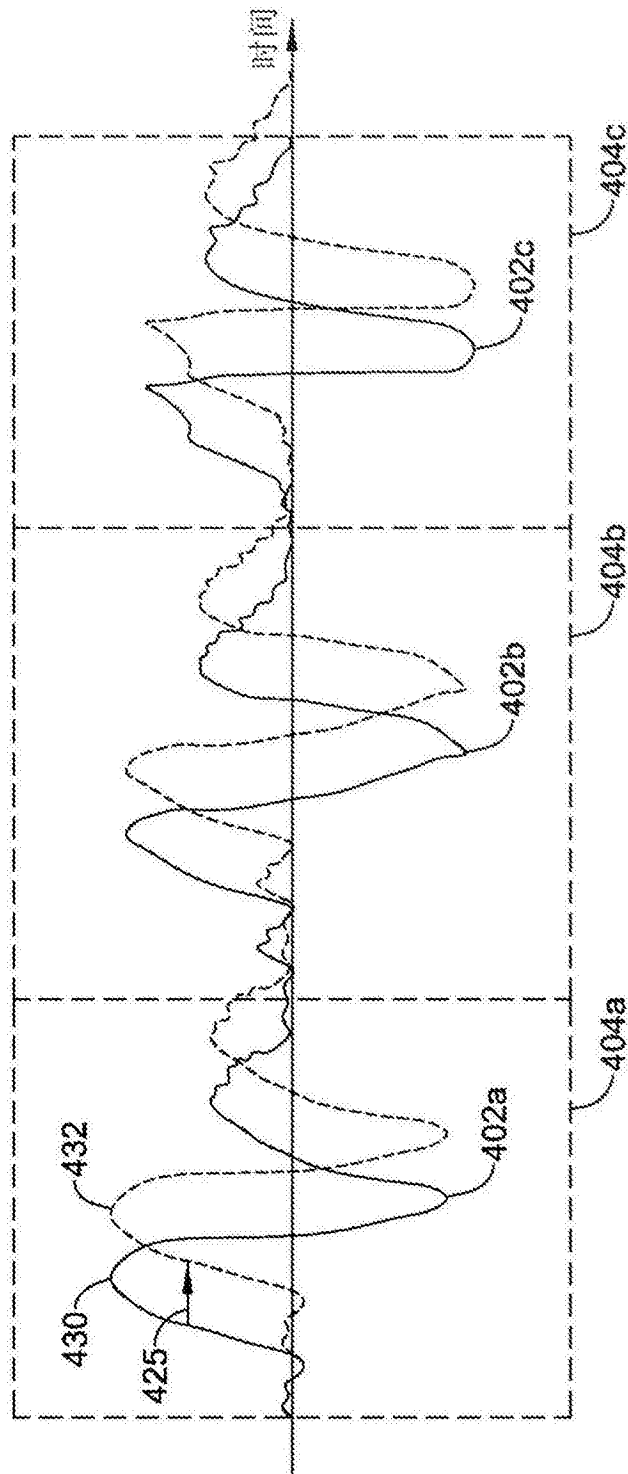


图6B

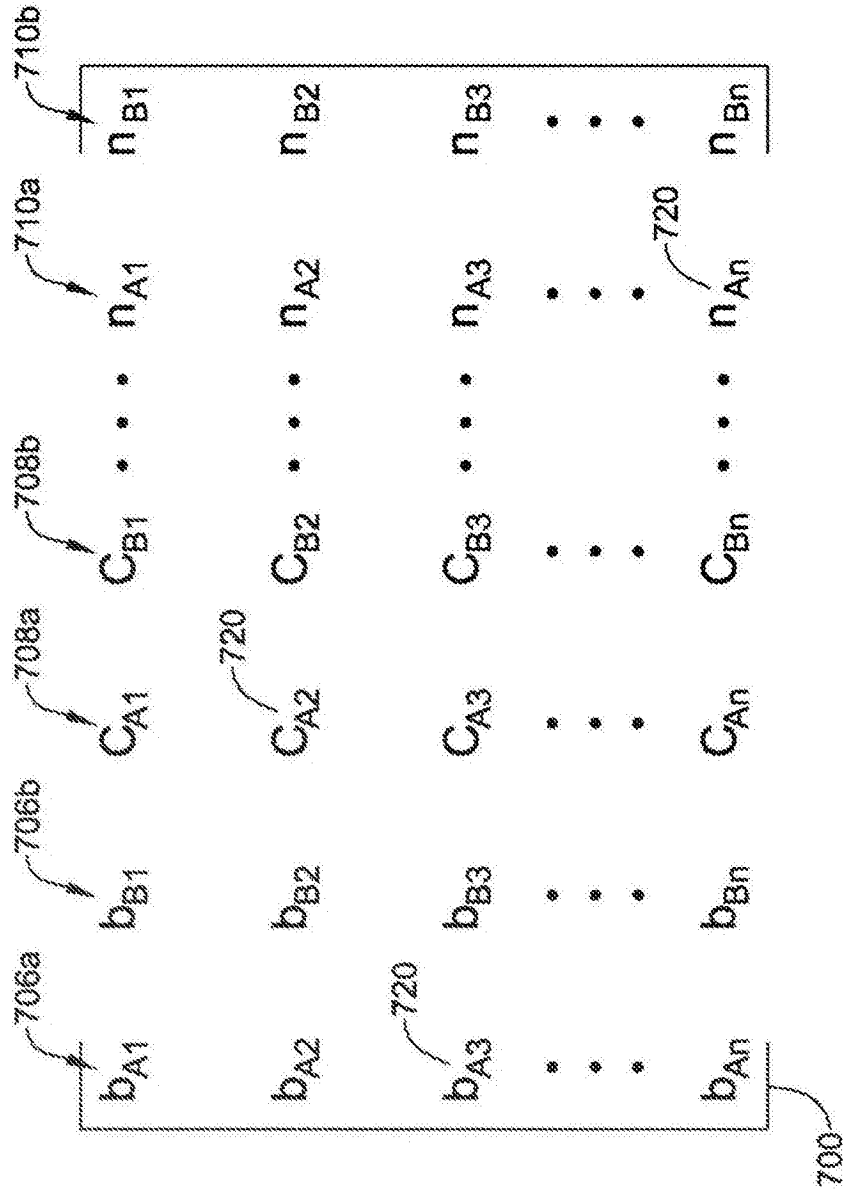


图7

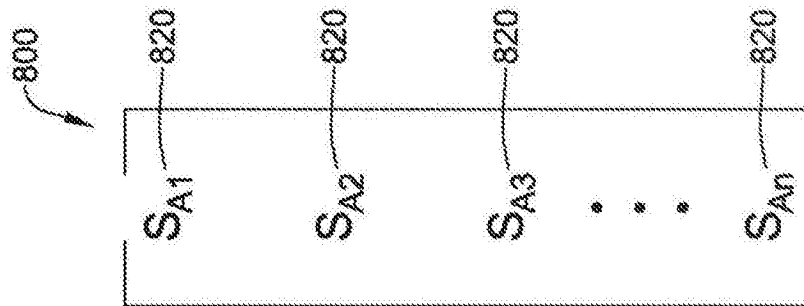


图8

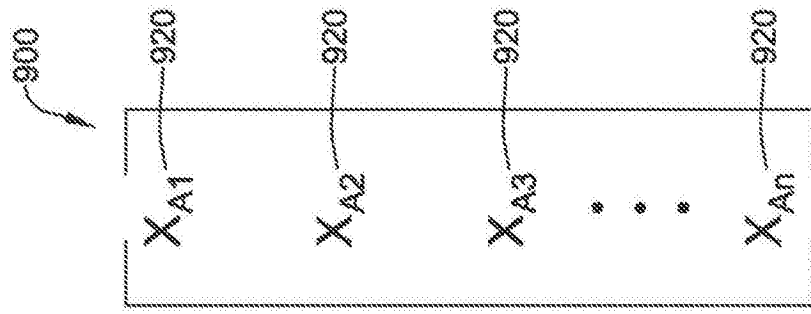


图9

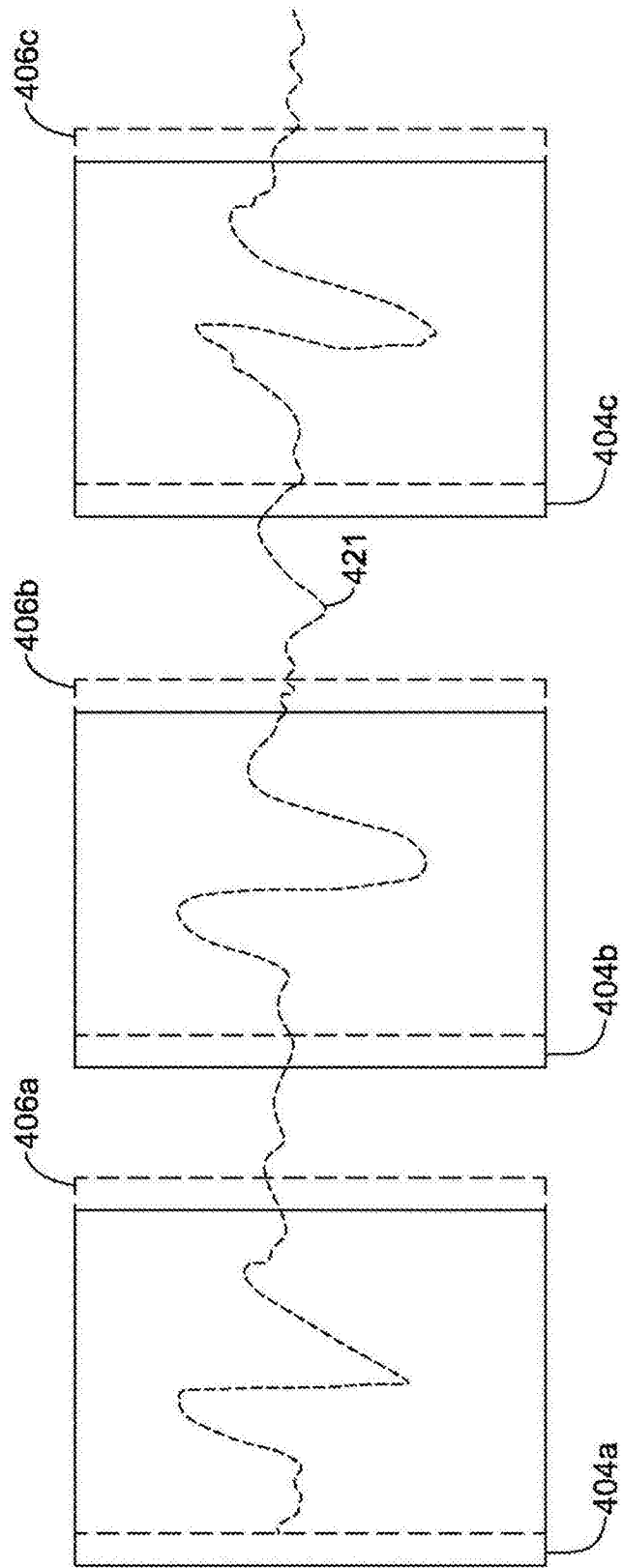


图10

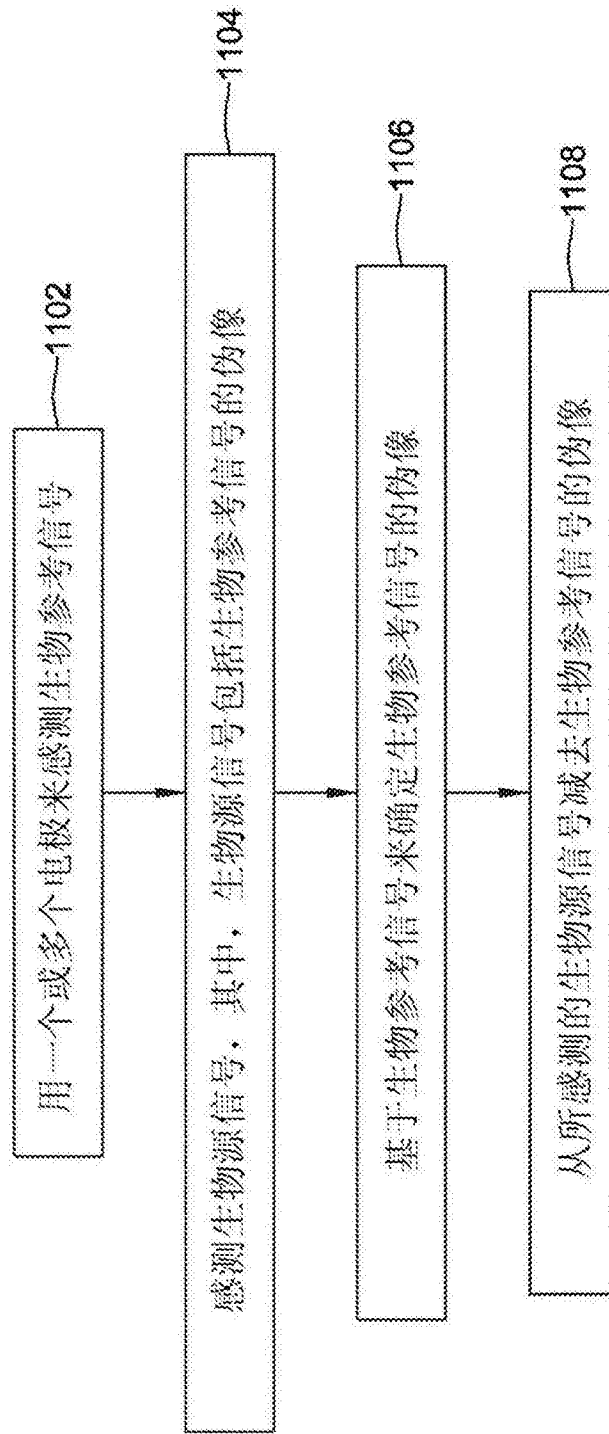


图11

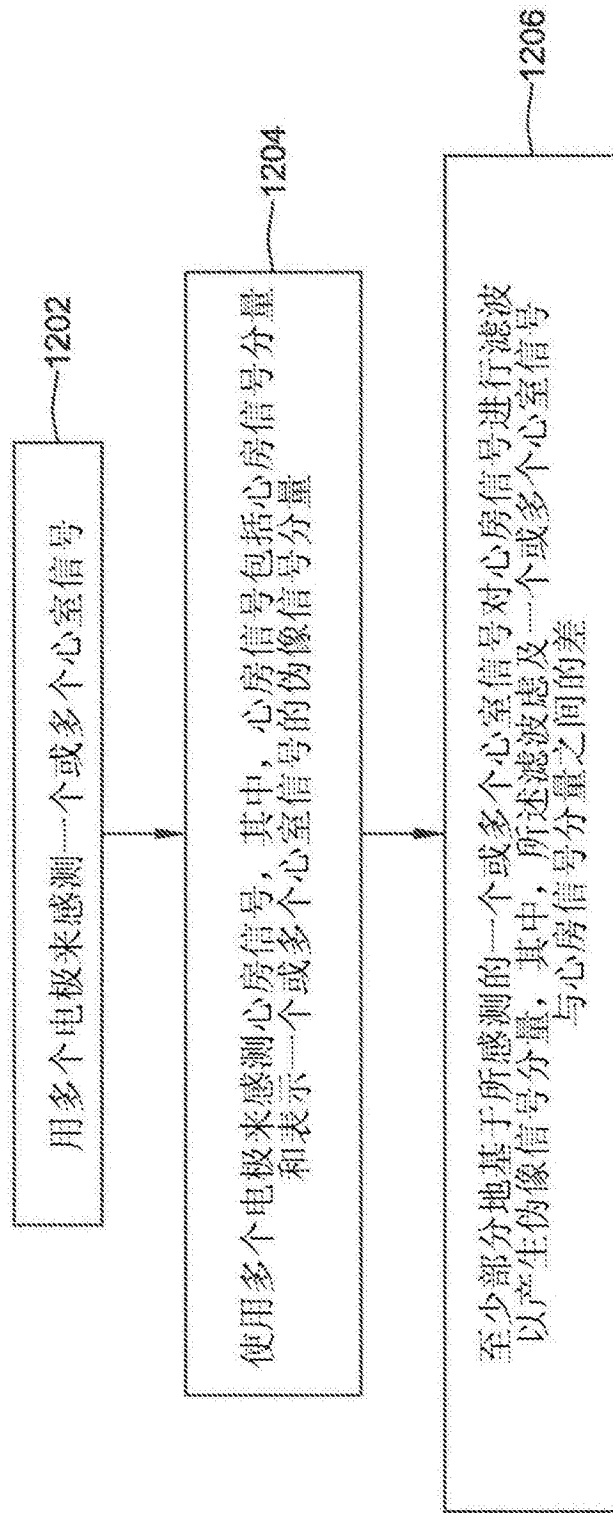


图12

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="#">CN106456036A</a>	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580030433.4	申请日	2015-05-20
[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	弗拉基米尔 V 科夫通 卡洛斯阿尔贝托里奇 普拉莫德辛格希拉辛格塔库尔 希巴吉肖梅		
发明人	弗拉基米尔·V·科夫通 卡洛斯·阿尔贝托·里奇 普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔 希巴吉·肖梅		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7214 A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0422 A61B5/6858 A61B5/7203		
代理人(译)	杨生平 王天鹏		
优先权	62/007310 2014-06-03 US		
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。一种用于去除存在于生物源信号中的生物参考信号的伪像的方法可包括用一个或多个电极来感测生物参考信号并感测生物源信号，其中，所述生物源信号包括生物参考信号的伪像。该方法还可包括基于生物参考信号来确定生物参考信号的伪像并从所感测的生物源信号减去生物参考信号的伪像。

