



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105307558 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 03

(21) 申请号 201480028685. 9

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

(22) 申请日 2014. 05. 16

代理人 杨生平 钟锦舜

(30) 优先权数据

61/824, 245 2013. 05. 16 US

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/042(2006. 01)

2015. 11. 16

A61B 5/046(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/038357 2014. 05. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/186684 EN 2014. 11. 20

(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

艾伦·C·舒罗斯 希巴吉·肖梅

巴伦·马斯卡拉 苏尼帕·萨哈

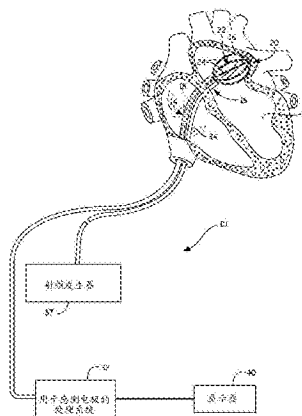
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

通过基于类似性的图案匹配的增强的激动开始时间优化

(57) 摘要

解剖映射系统和方法包括被配置为检测心脏搏动的激动信号的映射电极。处理系统被配置为记录检测到的激动信号,并产生生理活动的每个实例期间的每个感测到的激动信号的矢量场。处理系统确定开始时间和替选性开始时间候选、基于初始矢量场与来自模板库的矢量场模板之间的相似程度识别初始矢量场模板和基于开始时间候选和初始矢量场模板之间的相似程度确定每个激动信号的优化开始时间。



1. 一种用于映射解剖结构的方法,该方法包括:
用设置在解剖结构中或附近的多个映射电极感测生理活动的实例期间的激动信号;
在生理活动的每个实例期间产生每个感测到的激动信号的矢量场;
确定每个激动信号的开始时间和备选性开始时间候选;
基于产生的矢量场与至少一个矢量场模板图案之间的相似程度,识别每个激动信号的初始矢量场图案模板;和
基于相应的开始时间候选和初始矢量场图案模板,确定每个激动信号的优化开始时间。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括:

用相应的优化开始时间替代确定的开始时间;和

基于优化的开始时间在激动信号的显示装置上产生显示。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定开始时间还包括:

计算感测到的激动信号的导数;和

识别每个感测到的激动信号的最小峰。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中,确定备选性开始时间候选还包括:

基于相应的最小峰的幅度,识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,识别初始矢量场图案模板还包括:

确定每个产生的矢量场与矢量场模板图案库的至少一个矢量场模板图案之间的相似程度;和

识别与相应的矢量场具有最大的相似程度的矢量场模板图案。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定优化开始时间还包括:

产生每个开始时间候选的矢量场候选;

确定每个矢量场候选与基于相应的激动信号产生的矢量场之间的相似程度;

识别矢量场候选与矢量场之间的相似程度是否超过矢量场与初始矢量场图案之间的相似程度。

7. 一种用于映射心脏组织的方法,该方法包括:

用设置在心脏中或附近的多个映射电极感测每个心跳期间的电气心脏搏动的激动信号;

在心跳期间产生每个感测到的激动信号的矢量场;

确定每个激动信号的开始时间和备选性开始时间候选;

基于产生的矢量场与至少一个矢量场模板图案之间的相似程度,识别每个激动信号的初始矢量场图案模板;和

基于相应的开始时间候选和初始矢量场图案模板,确定每个激动信号的优化开始时间。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,还包括:

用相应的优化开始时间替代确定的开始时间;和

基于优化的开始时间在心脏的激动信号的显示装置上产生显示。

9. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,确定开始时间还包括:

计算感测到的激动信号的导数 ;和
识别每个感测到的激动信号的最小峰。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其中,确定替代性开始时间候选还包括 :

基于相应的最小峰的幅度,识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

11. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,识别初始矢量场图案模板还包括 :

确定每个产生的矢量场与矢量场模板图案库中的至少一个矢量场模板图案之间的相似程度 ;和

识别与相应的矢量场具有最大的相似程度的矢量场模板图案。

12. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,确定优化开始时间还包括 :

产生每个开始时间候选的矢量场候选 ;

确定每个矢量场候选与基于相应的激动信号产生的矢量场之间的相似程度 ;

如果矢量场候选与矢量场之间的相似程度超过矢量场与初始矢量场图案之间的相似程度,则用相应的开始时间候选更新开始时间。

13. 一种解剖映射系统,包括 :

被设置在解剖结构中或附近的、被配置为感测生理活动的实例期间的激动信号的多个映射电极 ;

与所述多个映射电极相关联的处理系统,映射处理器被配置为记录检测到的激动信号并且关联每个记录的激动信号与所述多个映射电极之一,处理器系统进一步被配置为在生理活动的每个实例期间产生每个感测到的激动信号的矢量场、确定每个激动信号的开始时间和替代性开始时间候选、基于产生的矢量场与至少一个矢量场模板图案之间的相似程度识别每个激动信号的初始矢量场图案模板和基于相应的开始时间候选和初始矢量场图案模板确定每个激动信号的优化开始时间。

14. 根据权利要求 13 所述的解剖映射系统,其中,处理系统进一步被配置为用相应的优化开始时间替代确定的开始时间和基于优化的开始时间在激动信号的显示装置上产生显示。

15. 根据权利要求 13 所述的解剖映射系统,其中,为了确定开始时间,处理系统进一步被配置为计算感测到的激动信号的导数和识别每个感测到的激动信号的最小峰。

16. 根据权利要求 15 所述的解剖映射系统,其中,为了确定替代性开始时间候选,处理系统进一步被配置为基于相应的最小峰的幅度识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

17. 根据权利要求 13 所述的解剖映射系统,其中,为了识别初始矢量场图案模板,处理系统进一步被配置为确定每个产生的矢量场与矢量场模板图案库中的至少一个矢量场模板图案之间的相似程度和识别与相应的矢量场具有最大的相似程度的矢量场模板图案。

18. 根据权利要求 13 所述的解剖映射系统,其中,为了确定优化开始时间,处理系统进一步被配置为产生每个开始时间候选的矢量场候选、确定每个矢量场候选与基于相应的激动信号产生的矢量场之间的相似程度和识别矢量场候选与矢量场之间的相似程度是否超过矢量场与初始矢量场图案之间的相似程度。

19. 一种用于映射解剖结构的方法,该方法包括 :

用设置在解剖结构中或附近的多个映射电极感测生理活动的激动信号,每个映射电极具有电极位置;

确定每个激动信号的开始时间和备选性开始时间候选,其中,开始时间指示在生理活动的相应实例期间相应电极位置上的激动信号的开始;

基于生理活动的相应实例期间的确定的开始时间,产生感测到的激动信号的初始特性表现;

确定每个初始特性表现的初始图案,初始图案代表生理活动的相应实例期间的激动信号的特性传播图案;

基于相应备选性开始时间候选中的每一个,产生感测到的激动信号的候选特性表现;

基于候选特性表现和初始图案确定每个激动信号的优化开始时间。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,还包括:

用相应的优化开始时间替代确定的开始时间;和

基于优化的开始时间在显示装置上产生激动图案的显示。

21. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,确定开始时间还包括:

计算感测到的激动信号的导数;和

识别每个感测到的激动信号的最小峰。

22. 根据权利要求 21 所述的方法,其中,确定备选性开始时间候选还包括:

基于相应的最小峰的幅度,识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

23. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,确定初始图案还包括:

确定初始特性表现与图案模板库的多个图案模板中的每一个之间的相似性指数;和

识别使与初始特性表现的相似程度最大化的图案模板。

24. 根据权利要求 23 所述的方法,其中,图案模板是跨着多个电极的期望传播图案的特性表现。

25. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,产生候选特性表现还包括:

用每个相应的开始时间候选替代开始时间;和

基于每个开始时间候选产生特性表现。

26. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,确定优化开始时间还包括:

确定每个候选特性表现与初始图案之间的相似程度;和

识别候选特性表现和使与初始图案的相似程度最大化的相应开始时间候选。

27. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,跨着多个电极的感测激动的特性表现是包含分别表示每个电极位置上的传播的方向和幅度的多个矢量的矢量场。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,其中,初始图案模板包含基于位于被所述多个电极覆盖的各个不同区域上的病灶性活动的至少一个图案和基于被所述多个电极覆盖的各个不同区域上的转子活动的一个图案。

通过基于类似性的图案匹配的增强的激动开始时间优化

[0001] (对相关申请的交叉引用)

[0002] 本申请要求在 2013 年 5 月 16 日提交的临时申请 No. 61/824245 作为优先权, 在这里通过引用加入其全部内容。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于接近身体的解剖空间的医疗装置和方法。具体而言, 本发明涉及用于产生解剖结构的电活动的矢量场地图的装置和方法。

背景技术

[0004] 诊断和治疗心率失调通常包括通过周围的脉管系统将具有多个传感器 / 探针的导管引入到心室中。传感器在心脏中传感器位置上检测心脏的电活动。电活动一般被处理成代表通过传感器位置上心脏组织的信号传播的电描记图信号。

[0005] 系统可被配置为基于检测到的电压将在心室中检测到的电信号显示为激动地图 (activation map)。感测到的激动信号的开始时间的稳健和可靠的估计是可视化底层激动图案并识别用于施加治疗例如消融治疗的目标的关键。常规的方法使用激动信号的特性特征, 诸如单极信号的最陡的下降或导数单极信号的最负峰。任何特性特征受到重叠于关注信号上的、来自噪声或其它伪信号的模糊的影响, 诸如远场激动信号或相邻的多个大负峰。需要改善解剖映射中的激动信号的开始时间的检测可靠性。

发明内容

[0006] 在例子 1 中, 提供一种用于映射解剖结构的方法, 该方法包括: 用设置在解剖结构中或附近的多个映射电极感测生理活动的实例期间的激动信号; 在生理活动的每个实例期间产生每个感测到的激动信号的矢量场; 确定每个激动信号的开始时间和备选性开始时间候选; 基于产生的矢量场与至少一个矢量场模板图案之间的相似程度, 识别每个激动信号的初始矢量场图案模板; 和基于相应的开始时间候选和初始矢量场图案模板, 确定每个激动信号的优化开始时间。

[0007] 在例子 2 中, 提供根据例子 1 所述的方法, 该方法还包括: 用相应的优化开始时间替代确定的开始时间 (onset time); 和基于优化的开始时间在激动信号 (activation signal) 的显示装置上产生显示。

[0008] 在例子 3 中, 提供根据例子 1 和 2 中的任一个所述的方法, 其中, 确定开始时间还包括: 计算感测到的激动信号的导数; 和识别每个感测到的激动信号的最小峰。

[0009] 在例子 4 中, 提供根据例子 1 ~ 3 中的任一个所述的方法, 其中, 确定备选性开始时间候选还包括: 基于相应的最小峰的幅度, 识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

[0010] 在例子 5 中, 提供根据例子 1 ~ 4 中的任一个所述的方法, 其中, 识别初始矢量场图案模板还包括: 确定每个产生的矢量场与矢量场模板图案库的至少一个矢量场模板图案

之间的相似程度 ;和识别与相应的矢量场具有最大的相似程度的矢量场模板图案。

[0011] 在例子 6 中,提供根据例子 1 ~ 5 中的任一个所述的方法,其中,确定优化开始时间还包括 :产生每个开始时间候选的矢量场候选 ;确定每个矢量场候选与基于相应的激动信号产生的矢量场之间的相似程度 ;识别矢量场候选与矢量场之间的相似程度是否超过矢量场与初始矢量场图案之间的相似程度。

[0012] 在例子 7 中,提供一种用于映射心脏组织的方法,该方法包括 :用设置在心脏中或附近的多个映射电极感测每个心跳期间的电气心脏搏动的激动信号 ;在每个心跳期间产生每个感测到的激动信号的矢量场 ;确定每个激动信号的开始时间和备选性开始时间候选 ;基于产生的矢量场与至少一个矢量场模板图案之间的相似程度,识别每个激动信号的初始矢量场图案模板 ;和基于相应的开始时间候选和初始矢量场图案模板,确定每个激动信号的优化开始时间。

[0013] 在例子 8 中,提供根据例子 7 所述的方法,该方法还包括 :用相应的优化开始时间替代确定的开始时间 ;和基于优化的开始时间在心脏的激动信号的显示装置上产生显示。

[0014] 在例子 9 中,提供根据例子 7 和 8 中的任一个所述的方法,其中,确定开始时间还包括 :计算感测到的激动信号的导数 ;和识别每个感测到的激动信号的最小峰。

[0015] 在例子 10 中,提供根据例子 7 ~ 9 中的任一个所述的方法,其中,确定备选性开始时间候选还包括 :基于相应的最小峰的幅度,识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

[0016] 在例子 11 中,提供根据例子 7 ~ 10 中的任一个所述的方法,其中,识别初始矢量场图案模板还包括 :确定每个产生的矢量场与矢量场模板图案库的至少一个矢量场模板图案之间的相似程度 ;和识别与相应的矢量场具有最大的相似程度的矢量场模板图案。

[0017] 在例子 12 中,提供根据例子 7 ~ 11 中的任一个所述的方法,其中,确定优化开始时间还包括 :产生每个开始时间候选的矢量场候选 ;确定每个矢量场候选与基于相应的激动信号产生的矢量场之间的相似程度 ;和如果矢量场候选与矢量场之间的相似程度超过矢量场与初始矢量场图案之间的相似程度,则用相应的开始时间候选更新开始时间。

[0018] 在例子 13 中,提供一种解剖映射系统,该解剖映射系统包括 :被设置在解剖结构中或附近的、被配置为感测生理活动的实例期间的激动信号的多个映射电极 ;与所述多个映射电极相关联的处理系统,映射处理器被配置为记录检测的激动信号并且关联每个记录的激动信号与所述多个映射电极之一,处理器系统进一步被配置为在生理活动的每个实例期间产生每个感测到的激动信号的矢量场、确定每个激动信号的开始时间和备选性开始时间候选、基于产生的矢量场与至少一个矢量场模板图案之间的相似程度识别每个激动信号的初始矢量场图案模板和基于相应的开始时间候选和初始矢量场图案模板确定每个激动信号的优化开始时间。

[0019] 在例子 14 中,提供根据例子 13 的解剖映射系统,其中,处理系统进一步被配置为用相应的优化开始时间替代确定的开始时间和基于优化的开始时间在激动信号的显示装置上产生显示。

[0020] 在例子 15 中,提供根据例子 13 和 14 中的任一个的解剖映射系统,其中,为了确定开始时间,处理系统进一步被配置为计算感测到的激动信号的导数和识别每个感测到的激动信号的最小峰。

[0021] 在例子 16 中,提供根据例子 13 ~ 15 中的任一个的解剖映射系统,其中,为了确定替选性开始时间候选,处理系统进一步被配置为基于相应的最小峰的幅度识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

[0022] 在例子 17 中,提供根据例子 13 ~ 16 中的任一个的解剖映射系统,其中,为了识别初始矢量场图案模板,处理系统进一步被配置为确定每个产生的矢量场与矢量场模板图案库的至少一个矢量场模板图案之间的相似程度和识别与相应的矢量场具有最大的相似程度的矢量场模板图案。

[0023] 在例子 18 中,提供根据例子 13 ~ 17 中的任一个的解剖映射系统,其中,为了确定优化开始时间,处理系统进一步被配置为产生每个开始时间候选的矢量场候选、确定每个矢量场候选与基于相应的激动信号产生的矢量场之间的相似程度和识别矢量场候选与矢量场之间的相似程度是否超过矢量场与初始矢量场图案之间的相似程度。

[0024] 在例子 19 中,提供一种用于映射解剖结构的方法,该方法包括:用设置在解剖结构中或附近的多个映射电极感测生理活动的激动信号,每个映射电极具有电极位置;确定每个激动信号的开始时间和替选性开始时间候选,其中,开始时间指示在生理活动的相应实例期间相应电极位置上的激动信号的开始;基于生理活动的相应实例期间的确定的开始时间,产生感测到的激动信号的初始特性表现;确定每个初始特性表现的初始图案,初始图案代表生理活动的相应实例期间的激动信号的特性传播图案;基于相应替选性开始时间候选中的每一个,产生感测到的激动信号的候选特性表现;和基于候选特性表现和初始图案确定每个激动信号的优化开始时间。

[0025] 在例子 20 中,提供根据例子 19 所述的方法,该方法还包括:用相应的优化开始时间替代确定的开始时间;和基于优化的开始时间在显示装置上产生激动图案的显示。

[0026] 在例子 21 中,提供根据例子 19 和 20 中的任一个所述的方法,其中,确定开始时间还包括:计算感测到的激动信号的导数;和识别每个感测到的激动信号的最小峰。

[0027] 在例子 22 中,提供根据例子 19 ~ 21 中的任一个所述的方法,其中,确定替选性开始时间候选还包括:基于相应的最小峰的幅度,识别满足处于识别最小峰的局部近邻内和处于幅度阈值内中至少之一的导数感测激动信号中的负峰。

[0028] 在例子 23 中,提供根据例子 19 ~ 22 中的任一个所述的方法,其中,确定初始图案还包括:确定初始特性表现与图案模板库的多个图案模板中的每一个之间的相似性指数;和识别使与初始特性表现的相似程度最大化的图案模板。

[0029] 在例子 24 中,提供根据例子 19 ~ 23 中的任一个所述的方法,其中,图案模板是跨着多个电极的期望传播图案的特性表现。

[0030] 在例子 25 中,提供根据例子 19 ~ 24 中的任一个所述的方法,其中,产生候选特性表现还包括:用每个相应的开始时间候选替代开始时间;和基于每个开始时间候选产生特性表现。

[0031] 在例子 26 中,提供根据例子 19 ~ 25 中的任一个所述的方法,其中,确定优化开始时间还包括:确定每个候选特性表现与初始图案之间的相似程度;和识别候选特性表现和使与初始图案的相似程度最大化的相应开始时间候选。

[0032] 在例子 27 中,提供根据例子 19 ~ 26 中的任一个所述的方法,其中,跨着多个电极的感测激动的特性表现是包含分别表示每个电极位置上的传播的方向和幅度的多个矢量

的矢量场。

[0033] 在例子 28 中,提供根据例子 19 ~ 27 中的任一个所述的方法,其中,初始图案模板包含基于位于被所述多个电极覆盖的各个不同区域上的病灶性活动的至少一个图案和基于被所述多个电极覆盖的各个不同区域上的转子活动的一个图案。

[0034] 虽然公开了多个实施例,但是,本领域技术人员从示出和描述本发明的解释性实施例的以下详细描述可以很容易地想到其它实施例。因此,附图和详细描述被视为在本质上是解释性的,不是限制性的。

附图说明

[0035] 图 1 是用于出于诊断和治疗目的接近身体中的目标组织区域的系统的实施例的示意图。

[0036] 图 2 是与图 1 的系统关联使用的、具有篮筐功能元件承载结构的映射导管的实施例的示意图。

[0037] 图 3 是包含多个映射导管的篮筐功能元件的实施例的示意性侧视图。

[0038] 图 4 是初始矢量场和开始时间校正前后的相应的初始开始时间的示图。

[0039] 图 5 是用于映射心脏组织的方法流程图。

[0040] 虽然本发明可修改为各种修改和替代形式,但在附图中作为例子示出并且在以下详细描述特定的实施例。但是,本发明不是将本发明限于描述的特定实施例。相反,本发明要覆盖落入由所附的权利要求限定的本发明的范围内的所有修改、等同和替代方案。

具体实施方式

[0041] 图 1 是用于出于诊断或治疗目的接近身体中的目标组织区域的系统 10 的示意图。图 1 一般表示部署于心脏的左心室中的系统 10。替代地,系统 10 可部署于心脏的其它区域中,诸如部署于左心房、右心房或右心室中。虽然示出的实施例表示系统 10 被用于消融(ablating)心肌组织,但系统 10(和这里描述的方法)可替代性地被配置为用于其它的消融应用中,诸如用于用于消融前列腺(prostate)、大脑、胆囊、子宫和身体的其它区域中的组织的过程,包括未必是基于导管的系统。

[0042] 系统 10 包括映射探针 14 和消融探针(ablation probe)16。在图 1 中,每一个通过适当的经皮访问通过静脉或动脉(例如,股静脉或动脉)被单独地引入到选择的区域 12 中。作为替代方案,映射探针 14 和消融探针 16 可组装于用于同时引入和部署在心脏区域 12 中的集成结构中。

[0043] 映射探针 14 具有柔性导管体 18。柔性导管体 18 的远端部承载三维多电极结构 20。在示出的实施例中,结构 20 采取限定开放内部空间 22 的篮筐的形式(图 2),但可使用其它的多电极结构,其中,电极结构的几何和电极位置是已知的。多电极结构 20 承载多个映射电极,每个映射电极 24 具有电极位置和通道。每个电极 24 被配置为感测要执行消融过程的解剖区域中的固有生理活动。在一些实施例中,电极 24 被配置为检测解剖结构内的固有生理活动的激动信号,例如,心脏搏动的激动时间。

[0044] 电极 24 与处理系统 32 电气耦合。信号导线(未示出)与篮筐结构 20 上的每个电极 24 电气耦合。如后面更详细地描述的那样,导线贯穿探针 14 的管体 18,并且电气耦

合每个电极 24 与处理系统 32 的输入端。电极 24 感测例如为心肌组织的解剖区域中的固有电气活动。感测到的活动、例如激动信号由处理系统 32 处理,以通过产生解剖地图、例如矢量场地图,帮助医生识别心脏内的适于消融的部位或多个部位。处理系统 32 从感测(到的)激动信号内的梗阻远场信号成分、即源自非相邻组织的激动信号,识别近场信号成分、即与局部激动相关且源自与映射电极 24 相邻的组织的激动信号。例如,在心房研究中,近场信号成分包含源自心房心肌组织的激动信号,而远场信号成分包含源自心室心肌组织的激动信号。近场激动信号成分可被进一步分析,以找到病理的存在并确定适于病理治疗消融、即消融治疗的位置。

[0045] 处理系统 32 包括用于接收和 / 或处理获取的激动信号的专用电路(例如,离散逻辑元件和一个或多个微控制器;应用特定集成电路(ASIC);或特别配置的可编程器件,诸如,例如可编程逻辑器件(PLD)或场可编程门阵列(FPGA))。在一些实施例中,处理系统 32 包含执行指令以接收、分析和显示与接收的激动信号相关的信息的通用微处理器和 / 或专用微处理器(例如,可被优化为用于处理激动信号的数字信号处理器或 DSP)。在这种实施中,处理系统 32 可包含当被执行时执行信号处理的一部分的程序指令。程序指令可包含例如由微处理器或微控制器执行的固件、微代码或应用代码。上述的实施仅是示例性的,并且读者可以理解,处理系统 32 可采取任何适当的形式。

[0046] 在一些实施例中,处理系统 32 可被配置为测量与电极 24 相邻的心肌组织中的固有电气活动。例如,在一些实施例中,处理系统 32 被配置为检测与映射的解剖特征中的主导转子或发散激动图案相关的固有电气活动。研究表明,主导转子和 / 或发散激动图案对心房颤动的启动和维护具有作用,并且转子路径、转子芯部和 / 或发散焦点的消融可有效地终止心房颤动。在任意的情况下,处理系统 32 处理感测到的激动信号,以产生诸如 APD 地图、矢量场地图、轮廓地图、可靠性地图和电描记图等的相关特性的显示。相关特性可被医生使用以识别适于消融治疗的部位。

[0047] 消融探针 16 包括承载一个或多个消融电极 36 的柔性导管体 34。该一个或多个消融电极 36 与被配置为该向一个或多个消融电极 36 传输消融能量的射频发生器(RF) 37 电连接。消融探针 16 可关于要被治疗的解剖特征以及结构 20 移动。当该一个或多个消融电极 36 关于要被治疗的组织被定位时,消融探针 16 可定位于结构 20 的电极 24 之间或者与其相邻。

[0048] 处理系统 32 向装置 40 输出医生观看的相关特性的显示。在示出的实施例中,装置 40 是 CRT、LED 或其它类型的显示器或打印机。装置 40 以对医生最有用的格式呈现相关特性。另外,处理系统 32 可产生用于在装置 40 上显示的位置识别输出,该位置识别输出帮助医生将消融电极 36 引导为与被识别为用于消融的部位上的组织接触。

[0049] 图 2 示出适用于图 1 所示的系统 10 中的在远端部包括电极 24 的映射导管 14 的实施例。映射导管 14 具有柔性导管体 18,该柔性导管体 18 的远端部承载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 感测心肌组织中的例如为激动信号的固有电气活动,感测到的活动然后由处理系统 32 处理,以帮助医生通过产生和显示的相关特性识别具有心率失调或其它心肌病理的部位或多个部位。该信息然后被使用来确定用于向识别的部位施加诸如消融的适当治疗的适当位置以及将一个或多个消融电极 36 导航到识别的部位。

[0050] 示出的三维结构 20 包括基本部件 41 和端盖 42, 在这两者之间, 柔性脊柱 44 一般以周向间隔开的关系延伸。如上面讨论的那样, 三维结构 20 采取限定开放内部空间 22 的篮筐的形式。在一些实施例中, 脊柱 (Spline) 44 由诸如镍钛诺 (Nitinol) 金属或硅酮橡胶的弹性惰性材料制成, 并且, 在弹性的预张紧的条件下连接于基本部件 41 与端盖 42 之间, 以弯曲到和符合它们接触的组织表面。在示出的实施例中, 八个脊柱 44 形成三维结构 20。在其它的实施例中, 可以使用附加的或更少的脊柱 44。如图所示, 每个脊柱 44 承载八个映射电极 24。在三维结构 20 的其它实施例中, 可在每个脊柱 44 上设置附加的或更少的映射电极 24。在示出的实施例中, 三维结构 20 相对较小 (例如, 直径为 40mm 或更小)。在替代性实施例中, 三维结构 20 更小或更大 (例如, 直径为 40mm 或更大)。

[0051] 可滑动的护套 50 可沿导管体 18 的主轴移动。向前 (即, 向远端部) 移动护套 50 而导致护套 50 在三维结构 20 上移动, 由此使结构 20 坍塌成适于引入到诸如例如心脏的解剖结构的内部空间中和 / 或从中去除的紧凑型、低轮廓条件。相反, 向后 (即, 向近端部) 移动护套 50 而露出三维结构 20, 从而允许结构 20 弹性膨胀并且占据图 2 所示的预张紧位置。在发明名称为“Multiple Electrode Support Structures”的美国专利 No. 5647870 中公开了三维结构 20 的实施例的其它细节, 在这里明确通过参考而加入其全部内容。

[0052] 信号导线 (未示出) 与每个映射电极 24 电气耦合。导线通过映射导管 20 的本体 28 延伸到手柄 54 中, 在该手柄 54 中, 它们与可以是多销连接器的外部连接器 56 耦合。连接器 56 电气耦合映射电极 24 与处理系统 32。在发明名称为“Systems and Methods for Guiding Movable Electrode Elements within Multiple-Electrode Structure”的美国专利 No. 6070094、发明名称为“Cardiac Mapping and Ablation Systems”的美国专利 No. 6233491 和发明名称为“Systems and Processes for Refining a Registered Map of a Body Cavity”的美国专利 No. 6735465 中讨论了关于映射系统和用于处理由映射导管产生的信号的方法的其它细节, 在这里明确通过参考而加入它们的公开内容。

[0053] 注意, 其它的多电极结构可被部署于映射导管 14 的远端部上。还应注意, 多个映射电极 24 可被设置在多于一个的结构上, 而不是被设置在例如图 2 所示的单个映射导管 14 上。如果用多个映射结构内在左心房内映射, 那么可以使用位于左心房中的包括承载多个映射电极的冠状窦导管和承载多个映射电极的篮筐导管的配置。作为另一例子, 如果用多个映射结构内在右心房内映射, 那么可以使用包括承载用于定位于冠状窦中的多个映射电极的十极导管 (decapolar catheter) 和承载用于在三尖瓣环周围定位的多个映射电极的环导管的配置。

[0054] 虽然映射电极 24 已被描述为由诸如映射导管 14 的专用映射探针承载, 但是映射电极可承载于非映射专用探针或多功能探针上。例如, 诸如消融导管 16 的消融导管可被配置为包括设置在导管体的远端部上并且与信号处理系统 32 和引导系统 (未示出) 耦合的一个或更多个映射电极 24。作为另一例子, 消融导管远端部上的消融电极可与信号处理系统 32 耦合, 以也作为映射电极运转。

[0055] 为了示出系统 10 的运转, 图 3 是包括多个映射电极 24 的篮筐结构 20 的实施例的示意侧视图。在示出的实施例中, 篮筐结构包括 64 个映射电极 24。映射电极 24 被设置在八个脊柱 (标有 A、B、C、D、E、F 和 H) 中的每一个上的八个电极 (标有 1、2、3、4、5、6、7 和 8) 的组中, 以形成电极 24 的 8×8 阵列。虽然 64 个映射电极 24 的配置被示为被设置在篮筐

结构 20 上,但是映射电极 24 可以替代性地以诸如 $M \times N$ 阵列 (M 个脊柱,每个上面有 N 个电极)的不同数量配置于不同的结构和 / 或不同位置上。另外,多个篮筐结构可被部署于相同或不同的解剖结构中,以从不同的解剖结构同时获得信号。

[0056] 在篮筐结构 20 被定位为与要被治疗的解剖结构相邻之后,例如,与心脏的左心房或左心室的内部直接相邻或直接接触之后,处理系统 32 被配置为记录来自每个电极 24 通道的激动信号,该激动信号与解剖结构的固有生理活动有关,即,电极 24 测量解剖结构的生理固有的电气激动信号。

[0057] 在一些实施例中,处理系统 32 被配置为识别每个感测到的激动信号的错位和 / 或误位的开始时间。重叠伪信号,例如远场激动信号,或者噪声,可导致用于真实底层局部激动信号的检测开始时间被破坏。在通过映射电极 24 感测固有生理活动的激动信号之后,当电气信号在每个心跳期间通过解剖结构的整个组织、例如左心房或心室传播时,处理系统 32 产生感测到的电气活动的传播图案的特性表现。特性表现可单独地对每个心跳产生,或者在多个相邻或随后的心跳上被平均。在一个例子中,特性表现可以是 $M \times N$ 电极阵列 (M 个脊柱,每个脊柱上面有 N 个电极)上的矢量场。矢量场包括 $M \times N$ 电极中的每一个的矢量,该矢量指示 $M \times N$ 电极中的每一个上的活动传播的方向。在另一例子中,特性表现可以是每个心跳期间 $M \times N$ 电极阵列上的活动传播的轮廓地图。在又一例子中,特性表现可以由电压地图、行动势持续期地图 (APD) 或每个心跳周围的 T 时间步骤上的相位地图表示的、跨着 $M \times N$ 电极的活动的空间 - 时间演进。

[0058] 在一些实施例中,特性表现是矢量场,矢量场是与每个映射电极 24 位置对应的矢量网格的特性表现,其中,每个矢量代表在时间周期中关于相邻或邻近的电极 24 在相应电极 24 上感测的激动信号的局部传播方向和幅度。处理系统 32 感测电极位置上的激动信号并且确定与当前电极位置上的激动信号相关的开始时间。为了确定与传播激动信号对应的矢量,处理系统 32 根据当前电极位置上的激动信号开始时间与相邻电极位置上的激动信号开始时间之间的潜伏期计算相邻或邻近电极 24 上检测的激动信号的循环平均值。对所有电极位置的所有映射电极 24 重复该过程,直到产生与每个电极 24 对应的矢量的网格。

[0059] 开始时间是处理系统 32 向与到达电极位置的激动信号相关的电气活动的开始的检测或感测分配的时间或时间戳。 $M \times N$ 阵列的电极 24 检测心跳期间的激动信号、即与行动势去极化或心脏组织细胞相关的电信号的传播。处理系统 32 基于每个激动信号的导数确定开始时间。导数检测激动信号的幅度的变化,例如,心跳探出心脏内的感测电信号内的幅度的急剧上升。处理系统识别导数激动信号中的最小峰。最小峰可被识别为开始时间。如上所述,其它伪信号中的远场激动信号和噪声可导致不适当地识别的开始时间。例如,当确定诸如导数信号中的错位和混淆的最小峰的开始时间时,紧挨着关注信号的多个大的最小峰或与其重叠的伪信号可导致模糊。处理系统 32 基于确定的初始开始时间、即基于感测到的激动信号确定的开始时间,产生初始特性表现,例如,初始矢量场。

[0060] 在一些实施例中,处理系统进一步被配置为识别替代性开始时间候选。开始时间候选可以是在紧挨着确定的开始时间或初始开始时间之前和之后在局部邻居内识别的开始时间。局部邻居可包括包围初始开始时间的窗口。处理系统可识别落入周围的开始时间窗口内的其它最小峰。如果必要的话,处理系统可基于其幅度和 / 或初始开始时间的幅度限制落入开始时间窗口内的那些开始时间候选。例如,如果开始时间候选的幅度处于

相应的初始开始时间的百分比内,那么处理系统将识别的开始时间候选限制为落入幅度百分比阈值内的那些。其它的阈值也被设想,诸如固定幅度阈值而不是基于百分比的阈值。

[0061] 处理系统 32 被配置为从最接近地匹配初始特性表现的图案模板库确定或识别初始图案模板,其中,每个图案模板代表在过去观察或有望出现的特性传播图案。在特性图案是矢量场的例子中,图案模板库可包括多个特性传播图案,诸如各种卷曲图案、发散图案、层叠图案和在矢量场内在各个不同位置上和以各个不同角度定中心或取向的图案。可对其它的特性表现使用类似的传播图案,使得模板图案是相应的表现传播图案,例如,轮廓地图、电压地图、APD 地图或相位地图等。为了确定初始图案模板,处理系统 32 比较产生的初始矢量场(基于初始开始时间产生的矢量场)与存储于图案模板矢量场库内的每个图案模板矢量场。图案模板可根据例如 Frobenius 标准被标准化,以产生以单位矢量代表的并且基于描述的方法与各特性表现相比较的理想的矢量场。

[0062] 比较可基于初始矢量场或初始特性表现和与之相比较的图案模板之间的相似性或不相似性而产生相似性指数或相似程度。具有最高的相似程度的图案模板被识别为初始图案模板或签名图案模板,并且,相应的相似性指数被识别为初始相似性指数。因此,处理系统 32 可确定初始开始时间连同候选开始时间,并且可产生从中识别初始模板图案和相应的初始相似性指数的初始特性表现。

[0063] 图案模板库可以是在本地存储于处理系统 32 中的存储器中或者可存储于远程位置中并且通过网络或因特网连接被访问的数据库或多个图案模板的阵列。每个图案模板代表关注的先验期望图案(例如,卷曲、发散或层叠图案)和与各图案相关的位置、方向和/或角度。在一个例子中,图案模板可与识别与心脏颤动相关的主导转子和/或发散激动图案有关。每个图案模板可代表具有唯一位置的唯一图案,其中,图案包括例如可代表包含转子芯部和/或具有芯部位置的转子路径的转子活动的卷曲图案、或代表具有病灶位置的病灶性活动的发散图案。图案模板可代表矢量场、轮廓地图、时间依赖电压地图或相位地图、行动势持续期地图、或者可被用于代表通过关注的解剖结构传播时的感测激动信号和/或电活动的任何特性表现。

[0064] 为了识别或者初始开始时间或替选性开始时间候选之一哪个开始时间是相应激动信号的精确的开始时间,处理系统 32 用相应的替选性开始时间候选迭代地替代初始开始时间,并且对各迭代产生候选特性表现,即,对每个开始时间候选,产生候选特性表现。将每个候选特性表现与初始图案模板相比较,并且确定其间的相似程度。如果候选特性表现与初始模板图案之间的相似程度大于初始特性图案与初始模板图案之间的相似程度,那么用与具有比初始相似性指数大的相似性指数的候选特性表现对应的开始时间候选更新初始特性表现。因此,处理系统 32 基于候选特性表现与初始图案模板之间的比较而确定每个激动信号时间的优化的开始。

[0065] 在矢量场特性表现的例子中,处理系统 32 用相应的开始时间候选迭代地替代初始开始时间,并且基于该开始时间候选产生候选矢量场。将各候选矢量场与初始图案模板相比较,并且确定相似性指数。如果当前的相似性指数大于初始相似性指数,那么用候选开始时间更新或替代初始开始时间,并且,用新的初始开始时间更新初始矢量场。并且,通过当前的相似性矢量更新或替代初始相似性指数。处理系统 32 对每个开始时间候选重复该方法,直到对各初始开始时间确定优化的开始时间。应当注意,如果开始时间候选不显示比

初始相似性指数大的相似性指数,那么初始开始时间可以是激动信号的优化开始时间。

[0066] 在一些实施例中,比较确定的特性表现与预定的模板图案可能是不合适或不适当的,原因是它们可能向用户的先验期望人为地偏置感测激动信号和随之发生的特性表现。作为替代方案,处理系统 32 可将选择数量的产生的初始特性表现平均化,并且使用得到的平均化的特性表现作为图案模板。在这种情况下,图案模板是数据驱动的,并且是各主体和/或感测激动信号组所特有的。当使用可从其它主体或理想情况产生的图案模板库时,基于从主体感测的激动信号确定初始图案模板避免由于先验期望或信任人为强加图案的风险。用户或医生可选择与初始特性表现相邻的前面或进行中的数个特性表现作为要被平均化和表现为初始图案模板的候选。

[0067] 初始特性表现与图案模板之间的比较可通过确定其间的相似程度的数个相似性确定方法完成。例如,可通过交叉相关测量产生相似性指数。在另一例子中,各特性表现可被视为单个矢量,即,超矢量,其中,可以使用来自线性代数的标准矢量比较方法,以导出相似性指数或测量。例如, $M \times N$ 电极上的矢量场可被视为 $M \times N \times 2$ 维空间中的超矢量。作为替代方案,诸如 APD 地图、电压地图或相位地图的 T 时间步骤上的空间时间特性表现也可被视为 $M \times N \times T$ 维空间中的超矢量。

[0068] 处理系统 32 确定从每个初始特性表现导出的超矢量在从每个图案模板导出的超矢量上的投影。处理系统 32 从可被用作相似性的测量或指数的超矢量的投影确定投影能量。相似性指数计算可基于关于与相应的初始图案模板的相似性将图案模板排序的相似性算法。其它的用于最精确地识别代表初始特性表现的图案模板的算法可包括相异性算法、相关性算法、距离算法、物体检测算法、图像处理 and 它们的任意组合中的任一个。在确定具有最大或最优相似程度的图案模板之后,处理系统 32 将相应的投影识别为初始投影。初始投影被称为初始相似性指数,并且可被用于确定哪一个设定时间是关联感测激动信号的最精确的开始时间。

[0069] 返回到矢量场例子,处理系统 32 用替选性开始时间候选之一迭代地替代每个开始时间。新候选矢量场特性表现在每个迭代期间产生,并且然后与识别的图案模板相比较,因此也在每个迭代中确定当前的相似性指数。将每个当前相似性指数与用于识别初始图案模板的初始相似性指数相比较。如果当前指数在相似性上超过初始指数,那么用与基于开始时间候选产生的矢量场对应的开始时间候选更新初始矢量场特性表现。而且,当前的相似性指数现在替代初始相似性指数,并且现在被用作随后迭代的初始相似性指数。因此,用最精确或优化的开始时间、即首先确定的或初始的开始时间或者替选性开始时间候选之一迭代地更新初始矢量场特性表现。一旦所有的开始时间候选被用完,那么将对每个电极位置上的每个感测到的激动信号用最精确或优化的开始时间更新得到的矢量场特性表现。

[0070] 在一些实施例中,识别的初始图案模板可在所有随后的迭代上保持恒定。作为替代方案,还设想在每一次迭代之后基于更新的开始时间和完成各迭代之后的优化初始特性图案识别新初始图案模板。在本实施例中,处理系统可甚至通过初始开始时间潜在地发现不同的或初始的图案模板,并且初始矢量场特性表现被偏置到完全不同的图案模板。因此,初始图案模板不保持静态;而是它通过各迭代被动态更新或优化。

[0071] 在一些实施例中,处理系统 32 计算初始和/或当前特性表现的相应超矢量与图案模板之间的角度或距离,以确定哪个开始时间是最精确的开始时间。如果当前的角度或当

前的距离分别小于初始角度或初始距离,那么处理系统用相应的当前开始时间更新初始开始时间。

[0072] 在一些实施例中,处理系统进一步被配置为识别错位或误位开始时间。重叠伪信号(例如,远场激动信号)或噪声可导致在不同的时间位置上识别导数信号中的峰。在如上面描述的那样识别开始时间和替选性开始时间候选之后,处理系统 32 不用与单独确定的初始开始时间、即独立开始时间相关的替选性开始时间候选来识别激动信号。在一个实施例中,基于确定的初始开始时间对每个激动信号产生初始矢量场特性表现。如上面描述的那样,与相应的初始相似性指数一起识别各初始矢量场的初始图案模板。处理系统迭代地去除各单独的初始开始时间并且在各迭代中产生当前的矢量场。当前的相似性指数基于各当前矢量场与初始矢量场的比较被确定。将各当前相似性指数与用于识别初始图案模板的初始相似性指数比较。如果当前的相似性指数超过初始相似性指数,那么初始矢量场在没有相应的单独开始时间的情况下被更新。因此,初始矢量场迭代地通过去除的单独的开始时间被更新,如果它们不精确地与激动信号对应的。一旦所有的错位或误位的单独的开始时间已被迭代地去除,就将对每个电极位置上每个感测到的激动信号用最精确的开始时间更新或优选得到的矢量场。

[0073] 图 4 示出校正阻塞或误位的开始时间之前的确定的开始时间。如初始矢量场中的圆形区域 60、62 所示,一些矢量完全错失 60,并且一些矢量误位 62。在右面所示的校正后开始时间中,一些开始时间改变 64,以揭示最精确的开始时间,而一些开始时间 66 在初始开始时间不可识别之后被恢复。

[0074] 图 5 详细示出映射活体中的心脏组织的方法。在将映射探针 14 引入到心室中之后,处理系统 32 用设置在处理系统 32 的远端部上的多个映射电极 24 感测在每个心跳期间在心脏组织上产生的电活动的激动信号。当感测的电活动或激动信号在每个心跳期间在整个心脏组织上传播时处理系统 32 产生感测的电活动或激动信号的矢量场。对每个激动信号,处理系统 32 根据在相应的激动信号的导数信号中识别的峰确定开始时间。在心脏中和周围存在噪声的情况下,确定的开始时间可能不是完全精确的。因此,对每个开始时间确定替选性开始时间候选。可根据确定的开始时间中和周围的局部峰识别这些候选。

[0075] 作为在过去观察或期望出现的特性传播的代表的库图案模板被用于识别初始矢量场图案模板。将每个产生的矢量场与每个图案模板相比较,以确定其间的相似程度。最接近地匹配或者具有最高的相似程度的图案模板被识别为与矢量场对应的初始矢量场图案模板。初始矢量场图案模板可被用于基于相应的开始时间候选和与识别的初始矢量场图案模板相关的开始时间、对每个激动信号确定优化开始时间。如果优化开始时间与初始开始时间不同,那么用相应的优化开始时间更新或替代初始开始时间。处理系统 32 对每个心跳和与每个心跳对应的相应的感测激动重复这个过程。可基于优化的开始时间产生和显示心脏的矢量场或解剖地图。

[0076] 可以在不背离本发明的范围的情况下对讨论的示例性实施例提出各种修改和添加。例如,虽然上述的实施例提到特定的特征,但本发明的范围还包括具有特征的不同组合的实施例和不包括所有描述的特征的实施例。因此,本发明的范围要包括落入权利要求的范围内的所有这些替代方案、修改和变化以及它们的所有的等同。

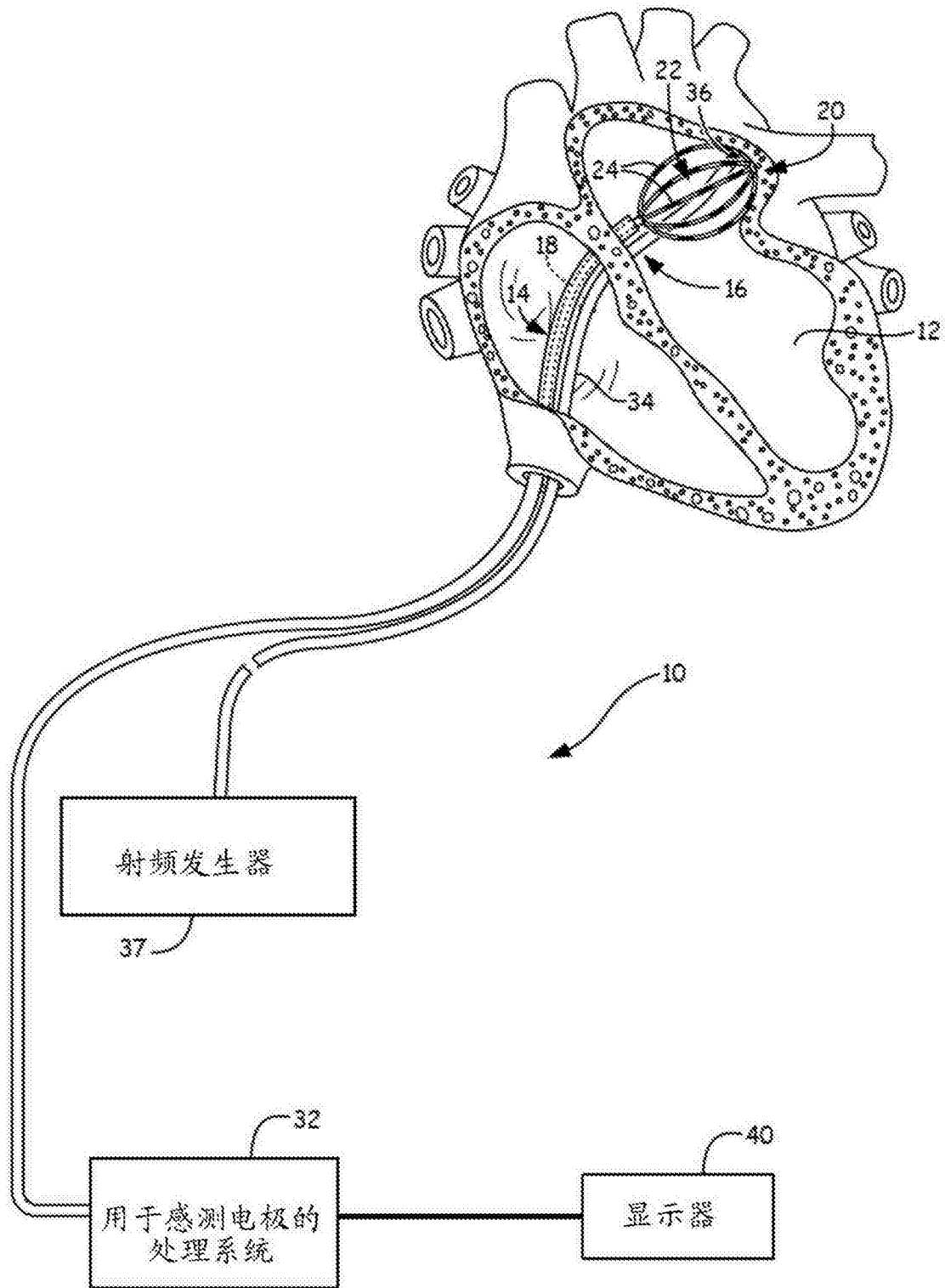


图 1

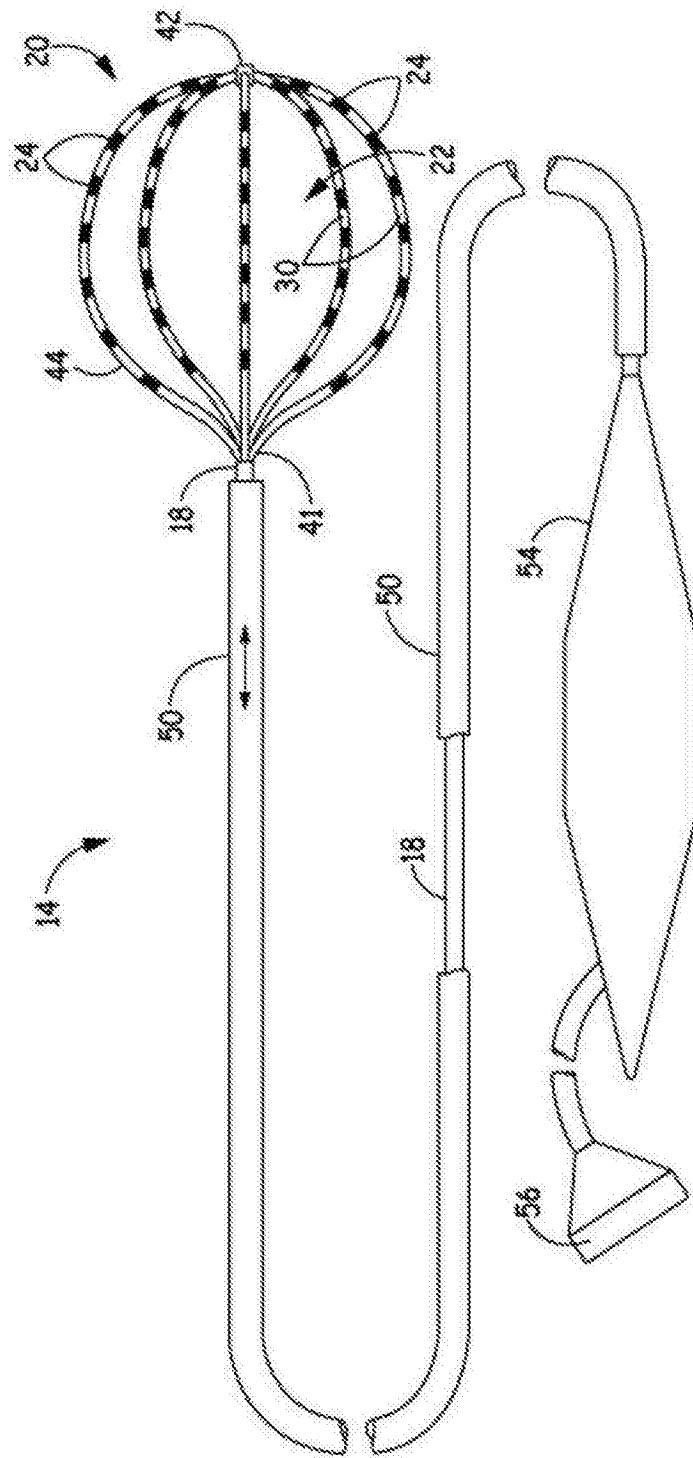


图 2

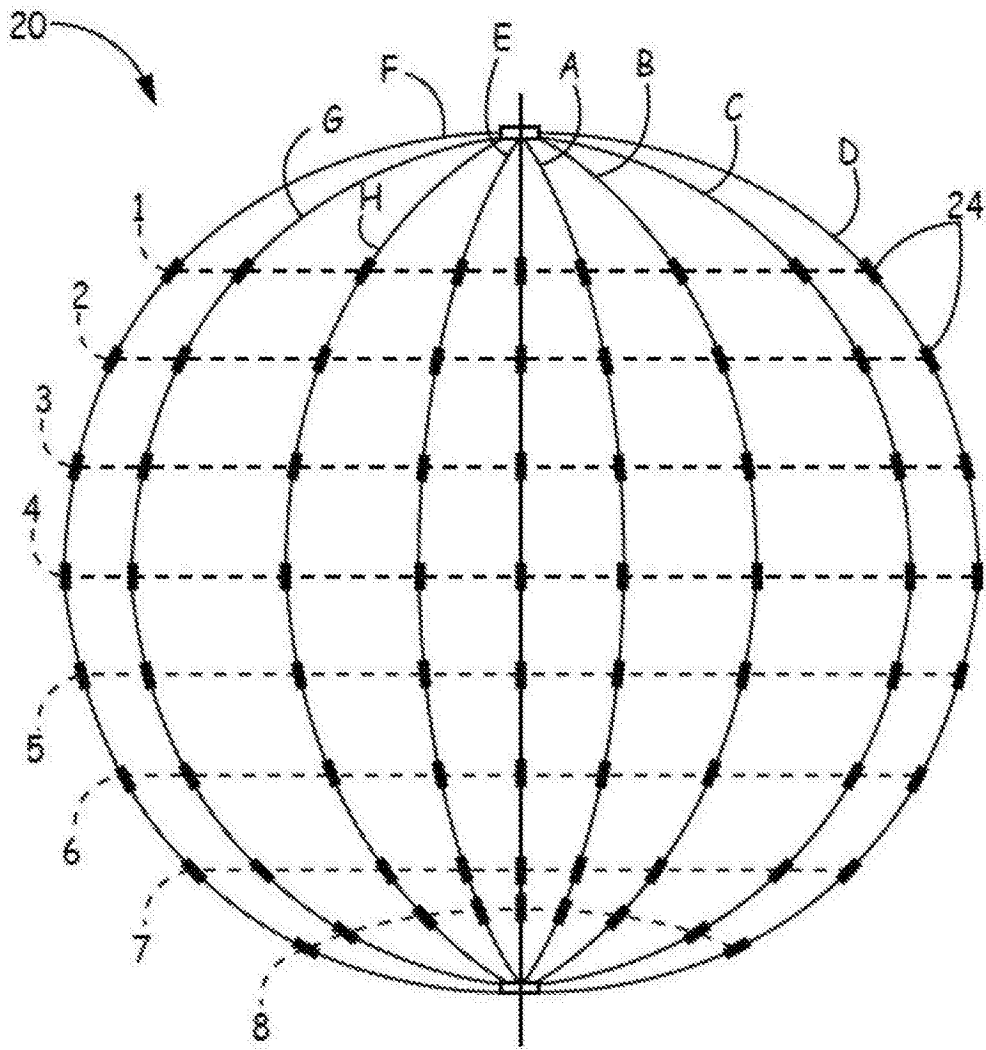
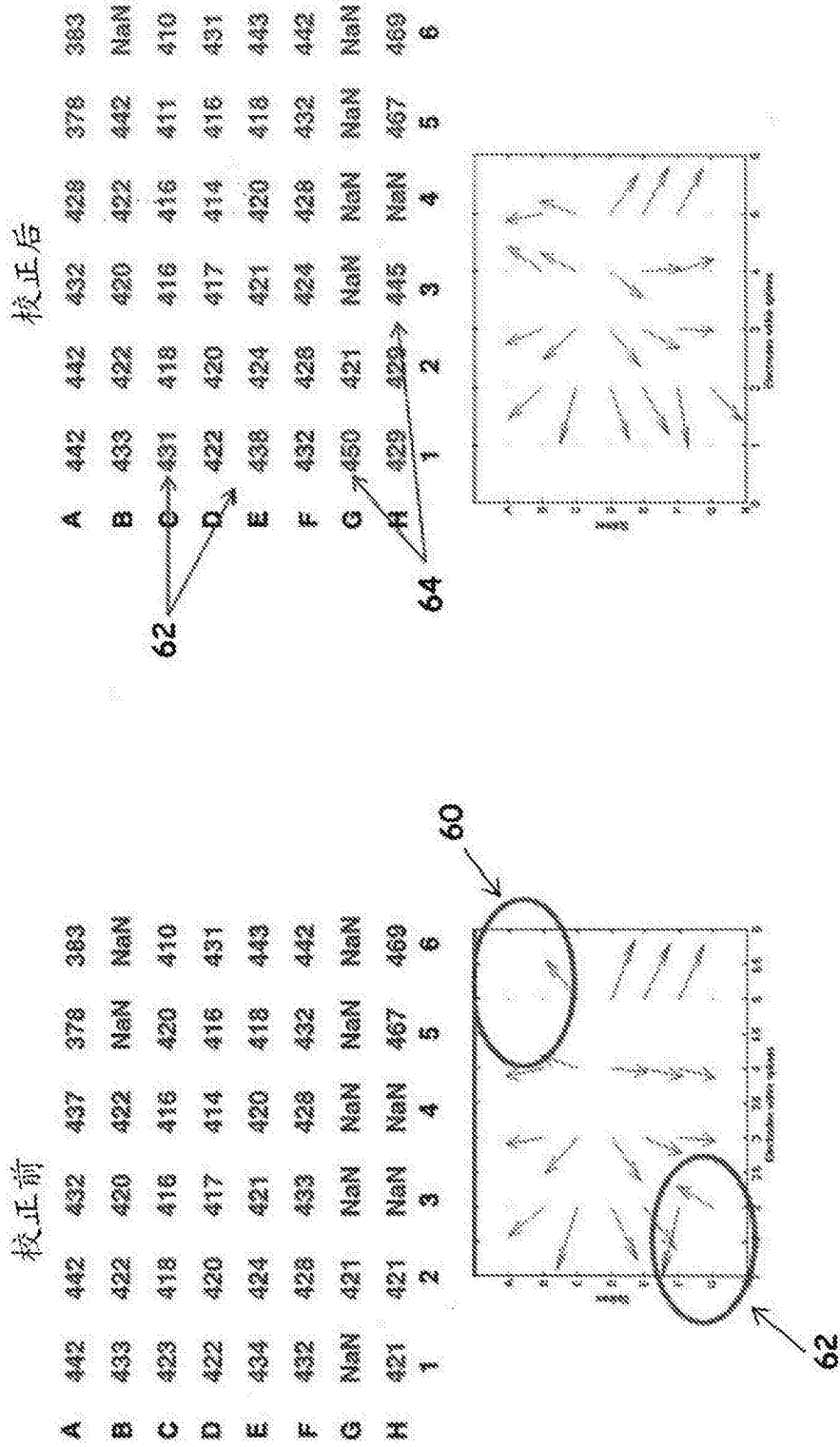


图 3



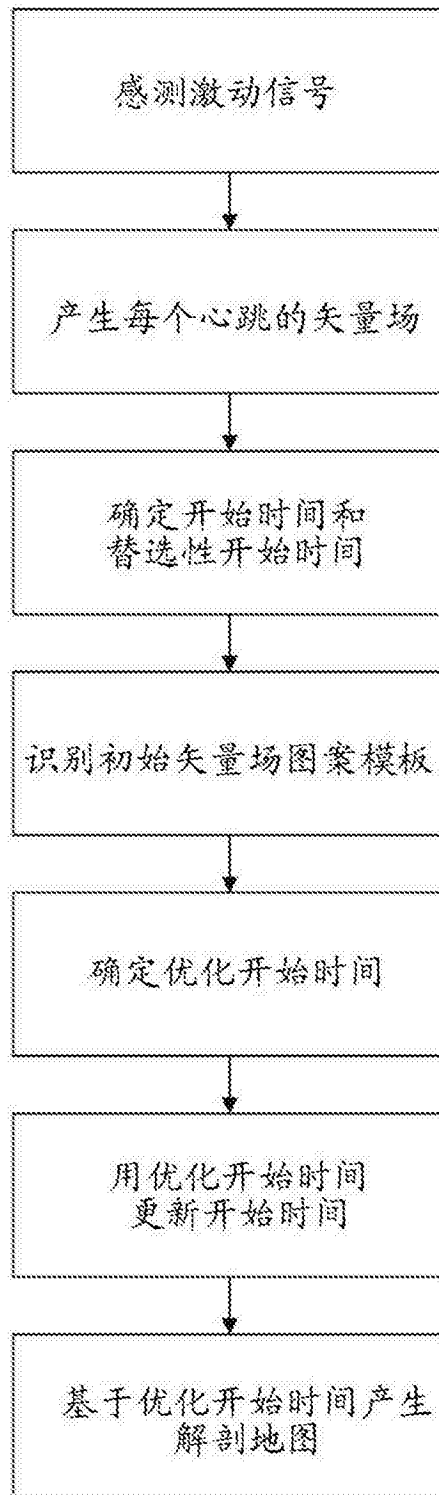


图 5