



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105025781 B

(45)授权公告日 2019.02.05

(21)申请号 201480010639.6

(73)专利权人 加利福尼亚大学董事会

(22)申请日 2014.03.14

地址 美国加利福尼亚州

(65)同一申请的已公布的文献号

专利权人 托佩拉公司

申请公布号 CN 105025781 A

(72)发明人 桑吉夫·纳拉扬

(43)申请公布日 2015.11.04

凯里·罗伯特·布里格斯

(30)优先权数据

鲁奇尔·塞赫拉

13/844,562 2013.03.15 US

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

代理人 李慧慧 郑霞

2015.08.26

(51)Int.Cl.

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/0245(2006.01)

PCT/US2014/029645 2014.03.14

审查员 薛艳华

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/145010 EN 2014.09.18

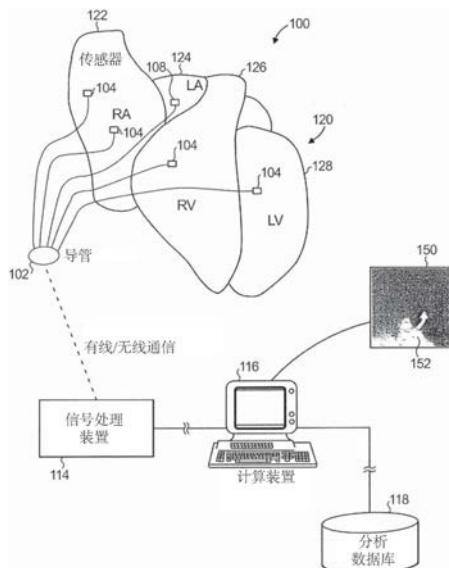
权利要求书4页 说明书15页 附图9页

(54)发明名称

限定与生物节律紊乱相关联来源的驱动机制的系统和方法

(57)摘要

在此披露了一种识别与心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制的系统和方法。访问来自多个传感器的代表心脏中生物活动的数据。识别该心脏的一个第一局部区，该第一局部区具有重复激动并且控制该心脏的一个第二远离区达至少预定的拍数。将该第一局部区指派为该心脏节律紊乱的一个来源的一个驱动机制，该来源包括该第一局部区和该第二远离区。



1. 一种计算机可读介质,其存储指令,所述指令在由处理装置执行时执行针对处理信号的操作,所述信号与一种心脏节律紊乱的一个或更多个病因相关联,所述操作包括:

处理与相对于心脏的一个区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号,以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的至少一个激动序列;

确定该至少一个激动序列的一个旋转方向;并且

当该至少一个激动序列在该时间间隔内继续沿该旋转方向旋转时,将该心脏的该区域识别为与控制来源相关联。

2. 如权利要求1所述的计算机可读介质,其中这些传感器限定该心脏的该区域的多个顶点。

3. 如权利要求2所述的计算机可读介质,其中该区域包括由这些顶点限定的该心脏的多个区域,该多个区域与控制该心脏节律紊乱的该来源相关联。

4. 如权利要求3所述的计算机可读介质,其中该心脏的这些区域中的一个或多个形成一个转子。

5. 如权利要求1所述的计算机可读介质,其中该旋转方向是顺时针和逆时针中的一个。

6. 如权利要求1所述的计算机可读介质,其中所述操作进一步包括产生与作为控制该来源的该心脏的该区域相关联的一个指示符。

7. 如权利要求6所述的计算机可读介质,其中所述操作进一步包括使该指示符对应于相对于该心脏的该区域空间地安排的这些传感器。

8. 如权利要求7所述的计算机可读介质,其中使该指示符对应于相对于该心脏的该区域空间地安排的这些传感器包括将该指示符重叠在该多个心脏信号的一个表示上。

9. 如权利要求8所述的计算机可读介质,其中所述操作进一步包括显示重叠在该多个心脏信号的该表示上的该指示符。

10. 如权利要求8所述的计算机可读介质,其中该多个心脏信号的该表示是一个单相动作电位表示。

11. 如权利要求1所述的计算机可读介质,其中确定该至少一个激动序列的该旋转方向进一步包括:

确定在该时间间隔内该至少一个激动序列相对于这些传感器的多个旋转弧;并且

确定这些旋转弧的旋转方向。

12. 如权利要求11所述的计算机可读介质,其中将该心脏的该区域识别为与控制该来源相关联进一步包括确定这些旋转弧的这些旋转方向继续沿该旋转方向超过一个临界值。

13. 如权利要求11所述的计算机可读介质,其中确定一个旋转弧的一个旋转方向包括:

从该多个心脏信号中选择一个第一心脏信号和一个第二心脏信号;

确定在该时间间隔期间的多个时间点处该第一心脏信号与该第二心脏信号之间的旋转活动的多个指数;并且

结合旋转活动的这些指数以便限定该旋转弧的该旋转方向。

14. 如权利要求13所述的计算机可读介质,其中确定旋转活动的一个指数包括:

计算在该时间间隔的一个时间点处的该第一心脏信号与该第二心脏信号之间的一个相位差;并且

确定该相位差是否小于或等于一个第一相位临界值,或该相位差是否大于一个第二相

位临界值；

当该相位差小于或等于该第一相位临界值时,使该相位差增大一个相位值;并且

当该相位差大于该第二相位临界值时,使该相位差减小该相位值。

15. 如权利要求14所述的计算机可读介质,其中结合旋转活动的这些指数包括对在该时间间隔的该多个时间点处所计算的、增大的或减小的多个相位差进行求和。

16. 如权利要求1所述的计算机可读介质,其中所述操作进一步包括:

在多个时间间隔内执行处理、确定和识别;并且

当该至少一个激动序列在该多个时间间隔内继续沿该旋转方向旋转时,确定作为控制该来源的所识别区域的持久性。

17. 如权利要求16所述的计算机可读介质,其中所述操作进一步包括产生与作为控制该来源的所识别区域的持久性相关联的一个指示符。

18. 如权利要求17所述的计算机可读介质,其中所述操作进一步包括使该指示符对应于相对于该心脏的该区域空间地安排的这些传感器。

19. 如权利要求18所述的计算机可读介质,其中使该指示符对应于相对于该心脏的该区域空间地安排的这些传感器包括将该指示符重叠在与该多个时间间隔相关联的该多个心脏信号的多个表示上。

20. 如权利要求19所述的计算机可读介质,其中所述操作进一步包括显示重叠在该多个心脏信号的这些表示上的该指示符。

21. 如权利要求19所述的计算机可读介质,其中该多个心脏信号的这些表示是多个单相动作电位表示。

22. 一种用于识别人类心脏的区域的系统,该区域与控制该人类心脏的心脏节律紊乱的一个来源相关联,该系统包括:

一个处理装置;以及

一个存储装置,该存储装置用于存储多个指令,当由该处理装置执行时,这些指令引起该处理装置执行多个操作,这些操作包括:

处理与相对于该心脏的该区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号,以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的至少一个激动序列;

确定在该时间间隔内该至少一个激动序列相对于这些传感器的多个旋转弧,以及确定这些旋转弧的旋转方向;并且

当这些旋转弧的这些旋转方向继续沿该旋转方向超过一个临界值时,将该心脏的该区域识别为与控制该来源相关联。

23. 如权利要求22所述的系统,其中这些传感器限定该心脏的该区域的多个顶点。

24. 如权利要求23所述的系统,其中该区域包括由这些顶点限定的该心脏的多个区域,该多个区域与控制该心脏节律紊乱的该来源相关联。

25. 如权利要求24所述的系统,其中该心脏的该多个区域中的一个或多个形成一个转子。

26. 如权利要求22所述的系统,其中该旋转方向是顺时针和逆时针中的一个。

27. 如权利要求22所述的系统,其中这些操作进一步包括产生与作为控制该来源的该心脏的该区域相关联的一个指示符。

28. 如权利要求27所述的系统,其中这些操作进一步包括使该指示符对应于相对于该心脏的该区域空间地安排的这些传感器。

29. 如权利要求28所述的系统,其中这些操作进一步包括将该指示符重叠在该多个心脏信号的一个表示上。

30. 如权利要求29所述的系统,其中这些操作进一步包括显示重叠在该多个心脏信号的该表示上的该指示符。

31. 如权利要求30所述的系统,其中该多个心脏信号的该表示是一个单相动作电位表示。

32. 如权利要求22所述的系统,其中用于确定一个旋转弧的一个旋转方向的这些操作包括:

从该多个心脏信号中选择一个第一心脏信号和一个第二心脏信号;

确定在该时间间隔期间的多个时间点处该第一心脏信号与该第二心脏信号之间的旋转活动的多个指数;并且

结合旋转活动的这些指数以便限定该旋转弧的该旋转方向。

33. 如权利要求32所述的系统,其中用于确定旋转活动的一个指数的这些操作包括:

计算在该时间间隔的一个时间点处的该第一心脏信号与该第二心脏信号之间的一个相位差;并且

确定该相位差是否小于或等于一个第一相位临界值,或该相位差是否大于一个第二相位临界值;

当该相位差小于或等于该第一相位临界值时,使该相位差增大一个相位值;并且

当该相位差大于该第二相位临界值时,使该相位差减小该相位值。

34. 如权利要求33所述的系统,其中用于结合旋转活动的这些指数的这些操作包括对在该时间间隔的该多个时间点处所计算的多个相位差进行求和。

35. 如权利要求22所述的系统,其中这些操作进一步包括:

在多个时间间隔内执行处理、确定和识别;并且

当该至少一个激动序列在该多个时间间隔内继续沿该旋转方向旋转时,确定作为控制该来源的所识别区域的持久性。

36. 如权利要求35所述的系统,其中这些操作进一步包括产生与作为控制该来源的所识别区域的持久性相关联的一个指示符。

37. 如权利要求36所述的系统,其中这些操作进一步包括使该指示符对应于相对于该心脏的该区域空间地安排的这些传感器。

38. 如权利要求37所述的系统,其中用于使该指示符对应于相对于该心脏的该区域空间地安排的这些传感器的这些操作包括将该指示符重叠在与该多个时间间隔相关联的该多个心脏信号的多个表示上。

39. 如权利要求38所述的系统,其中这些操作进一步包括显示重叠在该多个心脏信号的这些表示上的该指示符。

40. 如权利要求38所述的系统,其中该多个心脏信号的这些表示是多个单相动作电位表示。

41. 一种计算机可读介质,其存储指令,所述指令在由处理装置执行时执行针对处理信

号的操作,所述信号与心脏节律紊乱相关联,所述操作包括:

处理与相对于心脏的一个区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号,以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的一个旋转弧序列;

确定该序列中的这些旋转弧的旋转方向;并且

当该序列中的这些旋转弧的这些旋转方向继续沿同一个旋转方向超过临界值时,将该心脏的该区域识别为来源的驱动机制。

42.一种用于限定与人类心脏的心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制的系统,该系统包括:

一个处理装置;以及

一个存储装置,该存储装置用于存储多个指令,当由该处理装置执行时,这些指令引起该处理装置执行多个操作,这些操作包括:

处理与相对于该心脏的一个区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号,以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的一个旋转弧序列;

确定该序列中的这些旋转弧的旋转方向;并且

当该序列中的这些旋转弧的这些旋转方向继续沿同一个旋转方向超过临界值时,将该心脏的该区域识别为该来源的一个驱动机制。

限定与生物节律紊乱相关联来源的驱动机制的系统和方法

[0001] 背景

技术领域

[0002] 本申请总体上涉及生物节律紊乱。更确切地说，本申请针对一种限定与生物节律紊乱、如心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制的系统和方法。

[0003] 相关技术的简单讨论

[0004] 心脏(心)节律紊乱很常见，并且代表了全世界发病和死亡的重要病因。心脏中电系统的故障代表了心脏节律紊乱的近因。心脏节律紊乱以许多形式存在，它们当中最复杂且难以治疗的是心房纤维性颤动(AF)、室性心动过速(VT)以及心室纤维性颤动(VF)。治疗起来更简单，但也可能是临幊上显著的其他节律紊乱包括房性心动过速(AT)、室上性心动过速(SVT)、心房扑动(AFL)、室上性异位综合症/搏动(SVE)以及室性早搏综合症/搏动(PVC)。尽管在正常条件下，窦房结使心脏保持窦性节律，但在某些条件下，正常窦房结的快速激动可以造成不当的窦性心动过速或窦房结折返，这两种情况也都代表心脏节律紊乱。

[0005] 以前，心脏节律紊乱、尤其是AF、VF和多形性VT的复杂节律紊乱的治疗是困难的，这是因为未能识别心脏中隐匿心脏节律紊乱的来源的位置。存在复杂节律紊乱如何起作用的各种理论和用于治疗这些复杂节律紊乱的临床应用。然而，没有一个应用证明在治疗复杂节律紊乱方面是富有成效的。

[0006] 近来，存在针对与复杂心脏节律紊乱相关联的来源的突破性发现。这项技术突破成功地重建了从引入到患者心脏中的导管的电极获得的信号中的心脏激动信息(起始时间)，以便识别引起全世界较大百分比的心脏节律紊乱的旋转激动模式(旋转来源)或离心模式(局灶性来源)。心脏节律紊乱的治疗因此可以靶向患者心脏中的这些旋转来源或局灶性来源以便消除心脏节律紊乱。例如，可以通过消融而成功地递送这种治疗。

[0007] 虽然可以如以上描述的那样识别复杂心脏节律紊乱的一个旋转来源或局灶性来源，但并未明确限定该来源的内部机制，即该旋转来源的核心(它的可能的旋转中心)或局灶性来源的原点。在一些实例中，一个旋转来源可具有一个或多个扩散区段(激动波前)，所述扩散区段总体上看起来似乎是围绕一个主体旋转中心旋转，但趋向于围绕患者心脏的一个区段以扩散方式展开。虽然该扩散激动波前与复杂节律紊乱的该来源相关联，但与该旋转来源的一个或多个其他激动波前相比，它们对驱动心脏节律紊乱的贡献不重要。类似地，复杂节律紊乱的离心发出的局灶性来源的一个核心尚未得到明确限定。

[0008] 迄今为止，尚未限定与不是心脏节律紊乱的来源的不重要的‘被动’旋转相比如何识别一个旋转来源的核心，或者与对复杂节律紊乱来说是次级的而不是其来源的一个偶然的局灶性激动相比如何识别一个真正的局灶性来源的原点。

[0009] 尚无用于限定与心脏节律紊乱相关联的一个旋转来源的核心或一个局灶性来源的原点的已知系统或方法。

[0010] 概述

[0011] 根据一个实施例或方面，披露一种识别与心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制

的方法。访问来自多个传感器的代表心脏中生物活动的数据。识别心脏的一个第一局部区，该第一局部区具有重复激动并且控制心脏的一个第二远离区达至少预定的拍数。将该第一局部区指派为该心脏节律紊乱的一个来源的一个驱动机制，该来源包括该第一局部区和该第二远离区。

[0012] 根据另一个实施例或方面，披露一种识别与心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制的系统。该系统包括一个处理器和一个存储多个指令的存储介质，当由该处理器执行时，这些指令引起该处理器执行某些操作。这些操作包括访问来自多个传感器的代表心脏中生物活动的数据。这些操作还包括识别心脏的一个第一局部区，该第一局部区具有重复激动并且控制心脏的一个第二远离区达至少预定的拍数。这些操作进一步包括将该第一局部区指派为该心脏节律紊乱的一个来源的一个驱动机制，该来源包括该第一局部区和该第二远离区。

[0013] 根据再另一个实施例或方面，披露一种识别与控制心脏节律紊乱的来源相关联的人类心脏的区域的方法。处理与相对于该心脏的该区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号，以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的至少一个激动序列。确定该至少一个激动序列的一个旋转方向。当该至少一个激动序列在该时间间隔内继续沿该旋转方向旋转时，将该心脏的该区域识别为与控制该来源相关联。

[0014] 根据又一个实施例或方面，披露一种用于识别与控制心脏节律紊乱的来源相关联的人类心脏的区域的系统。该系统包括一个处理装置和一个存储多个指令的存储装置，当由该处理装置执行时，这些指令引起该处理装置执行某些操作。这些操作包括处理与相对于该心脏的该区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号，以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的至少一个激动序列。这些操作还包括确定该至少一个激动序列的一个旋转方向。这些操作进一步包括当该至少一个激动序列在该时间间隔内继续沿该旋转方向旋转时，将该心脏的该区域识别为与控制该来源相关联。

[0015] 根据又另一个实施例或方面，披露一种限定与人类心脏的心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制的方法。处理与相对于该心脏的该区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号，以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的一个旋转弧序列。确定该序列中的这些旋转弧的旋转方向。当该序列中的这些旋转弧的这些旋转方向继续沿同一个旋转方向接近一个临界值时，该心脏区域被识别为该来源的一个驱动机制。

[0016] 根据再又一个实施例或方面，披露一种限定与人类心脏的心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制的系统。该系统包括一个处理装置和一个存储多个指令的存储装置，当由该处理装置执行时，这些指令引起该处理装置执行某些操作。这些操作包括处理与相对于该心脏的该区域空间地安排的多个传感器相关联的多个心脏信号，以便确定在一个时间间隔内与这些传感器相关的一个旋转弧序列。这些操作还包括确定该序列中的这些旋转弧的旋转方向。这些操作进一步包括当该序列中的这些旋转弧的这些旋转方向继续沿同一个旋转方向超过一个临界值时将该心脏的该区域识别为该来源的一个驱动机制。

[0017] 本申请的这些和其他目的、目标以及优势将由结合随附图式阅读的以下详细说明而变得清楚。

[0018] 附图简要说明

[0019] 一些实施例或方面借助于实例而非限制地展示于随附图式的图中，在这些图中：

- [0020] 图1示出一种用于识别指示来自心脏节律紊乱的多个局部来源的激动射气的旋转模式或离心模式的系统；
- [0021] 图2示出与由相对于图1中所示的心脏定位的一个传感器感测到的电信号相关的一个示例性相位-时间曲线；
- [0022] 图3示出与由相对于图1中所示的心脏定位的一个传感器感测到的电信号相关的另一个示例性相位-时间曲线；
- [0023] 图4示出具有与图1中所示多个传感器的位置相关的多个感测元件的一个网格；
- [0024] 图5示出展示具有一个第一组相位值的图4中所示多个传感器元件的一个第一示例性单位圆；
- [0025] 图6示出展示具有一个第二组不同相位值的图4中所示多个传感器元件的一个第二示例性单位圆；
- [0026] 图7示出展示用于在一个时间间隔内对与在图4中所示网格的多个区域所关联的一个局部驱动机制相关联的旋转活动或离心激动的多个指数进行求和(计数)的一种示例性方法的流程图；
- [0027] 图8示出展示用于对图7中所示网格的一个区域内的驱动活动的一个指数进行求和的一个示例性方法的流程图；
- [0028] 图9示出一个热图，该热图指示与心脏节律紊乱的一个来源相关联的一个旋转驱动机制(图示的)或局灶性驱动机制的持久性，并且该热图是叠加在一个激动传播图上的；并且
- [0029] 图10示出一个通用计算机系统的一个说明性实施例的一个框图。
- [0030] 详细说明
- [0031] 在此披露了一种用于限定与心脏节律紊乱相关联的来源的驱动机制的系统和方法。在以下说明中，为了解释的目的，阐述许多特定细节以便提供对示例实施例或方面的透彻理解。然而，对于本领域普通技术人员来说将是明显的是，可以在没有披露的全部具体细节的情况下实践一个示例实施例。
- [0032] 本披露适用于限定与心脏节律紊乱相关联的多个来源的各种驱动机制。围绕一个中心的可展示移动(‘曲折’或‘进动’)的持久旋转激动或从一个原点的持续重复激动可代表驱动机制。本披露还可适用于其他生物节律紊乱，如神经性癫痫、食道痉挛、膀胱不稳定、肠易激综合症，以及生物激动信息可以被重建以便准许确定、诊断和/或治疗紊乱的病因或来源的其他生物紊乱。然而，本发明特别适用于产生复杂激动模式的复杂节律紊乱，并且尤其适用于心脏的复杂节律紊乱，如心房纤维性颤动、心室纤维性颤动和其他，以便找到与这些复杂节律紊乱的一个或多个来源相关联的一个或多个驱动机制，这样使得可以方便地对它们进行治疗。
- [0033] 复杂心脏节律紊乱，包括但不限于心房纤维性颤动、多形性房性心动过速、心室纤维性颤动、多形性室性心动过速和其他，典型地产生极端难以解读的激动模式。
- [0034] 一个新的概念是：来自心脏的一个局部区域的激动在所定义的心脏节律紊乱，甚至是复杂心脏节律紊乱期间必须激动周围组织。这种控制可通过从该局部区到周围组织的一个离心激动或通过从该局部区到周围组织的旋转(转子)激动来进行。复杂节律紊乱的该局部区(驱动机制)总体上占据一个区域。本披露首次描述了在一个局部区内的驱动机制可

以表现出旋转的或离心的激动序列,这些激动序列可以影响或控制心脏的一个远离区。

[0035] 因此,为了识别或限定一种复杂心脏节律紊乱的该局部区,不仅识别它的旋转或离心驱动机制是必不可少的,而且确保该驱动机制控制心脏的一个远离区中的激动也是必须的。因此,这些标准可以帮助消除在现有技术水平下揭露的、不是与心脏节律紊乱相关联来源的多个驱动机制的许多假的或不重要的‘自旋’或‘局灶性排放’,并可以帮助改善过去不成功的局部疗法的治疗。

[0036] 以前,确定在复杂紊乱中心搏的准确激动信息的能力非常困难,这样使得针对这些紊乱的该一个或多个来源的靶向疗法是不可能的。本披露的优势之一为,甚至是在实际上不可辨别的感测激动模式中辨别旋转电模式使得该紊乱的该来源的确定可以被确定和治疗的能力。

[0037] 复杂节律紊乱是由局部来源直接引起的,根据这些局部来源激动可以采取具有旋转电活动的螺旋波、离心地发出激动的局灶性来源或一种组合的形式。多个并发驱动机制的复杂性可以引起无组织的激动模式(来源),这些激动模式阻碍了先前映射这些节律的尝试。以此方式,来自对撞或次级波前的被动激动可以暂时模糊对该紊乱的该来源的检测,但不终止它的内部驱动机制。在电生理术语中,这类似于当夹带停止时,起搏‘夹带’通过重新检测一个驱动机制来暂时更改围绕该驱动机制的激动序列(例如,在午-帕-怀三氏综合征或心房扑动中)。本披露展示这对于检测与复杂节律紊乱相关联的多个来源的多个驱动机制也是真实的。

[0038] 相应地,来自一个螺旋波(转子、折返线路)的旋转电活动可以在旋转的度数或持续时间方面看起来似乎是不重要的,或具有不一致的旋转模式。以前不清楚如何将多个来源与一个偶然旋转或单个周期的瞬时激动分开,在一个偶然旋转或单个周期中激动看起来似乎是从原点发出的、所有复杂节律中所固有的。这个任务已更加困难,因为复杂节律的来源不是点,而是占据有限的空间区域,在该空间区域内驱动机制可以移动(被称为“曲折”或“进动”),类似于在重力穴中自旋物体的移动。

[0039] 本披露提供一种用于限定或识别在与复杂节律紊乱相关联的局部来源内的持久旋转驱动机制或局灶性驱动机制的系统和方法。旋转驱动机制可以通过展示激动序列跟踪连续角度,或展示随时间推移的连续角度扇区,或使用相位映射、矢量分析和其他方法进行限定或识别。局灶性驱动机制可以通过矢量、连贯性、相关性、相位和用于识别来自一个原点的离心激动的其他分析方法进行识别。此外,本披露的系统和方法提供了用于指示所识别相位奇点的强度、一致性和持续时间的定性和/或定量的指示符。

[0040] 另一个优势为,本披露提供一种系统和方法,该系统和方法当在患者体内或附近使用一个感测装置(例如其上具有传感器的一个导管)时可以被快速地执行,并且可以接着治疗心脏组织以改善紊乱,并且在许多情况下治愈紊乱。因此可以在计算该来源的驱动机制的旋转电子模式信息后立刻进行治疗,因为它将指示该紊乱的病因或来源的一个或多个位置。

[0041] 图1示出用于识别与一种心脏节律紊乱100的来源相关联的驱动机制(心脏的一个区域)的一个示例性系统。示例性系统100被配置用于识别与一个患者的心脏120的所感测心脏电活动相关联的、呈持久旋转模式或离心模式的一个驱动机制,该所感测心脏电活动与心脏节律紊乱的来源有关。心脏120包括一个右心房122、左心房124、右心室126以及左心

室128。

[0042] 示例性系统100包括一个导管102、信号处理装置114、计算装置116和分析数据库118。该导管102被配置成在心脏中检测心脏电信息并且通过一个无线连接或有线连接将检测到的心脏电信息传输至该信号处理装置114。该导管包括一个探针/传感器104阵列，这些探针/传感器可以穿过该患者的血管插入心脏。多个传感器104可以提供多个单极信号和/或双极信号。

[0043] 在一些实施例或方面中，这些传感器104中的一个或多个未插入该患者的心脏120。例如，一些传感器可以通过该患者体表(例如心电图)或在不与患者接触的情况下远程地(例如心磁图或用于通过反解识别电信息的方法)检测心脏电信息。作为另一个实例，一些传感器还可以从一个非电学感测装置的心脏运动获得心脏电信息(例如超声心动图)。在不同实施例或方面中，这些传感器可以分开或以不同组合形式使用，并且进一步这些分开的或不同的组合还可以与插入该患者心脏120中的传感器组合使用。

[0044] 这些传感器104被定位在相应的传感器位置处、与该心脏120中的组织相邻或接触或在心脏120附近。这些传感器104可以检测在这些传感器定位处的心脏电活动并且可以产生相应的感测信号，这些感测信号被输出至信号处理装置114。这些传感器104可以进一步被配置用于递送能量以便在这些传感器位置处消融心脏120，尤其是当该传感器位置与心脏组织相邻或接触时。

[0045] 信号处理装置114被配置用于处理(例如，净化或放大)由多个传感器104产生的感测信号并且输出相应的心脏信号。计算装置116接收(该接收是指接收或访问)这些心脏信号并且根据在此披露的方法来处理它们，以便根据这些心脏信号来识别旋转电活动(顺时针或逆时针的)或离心活动(指示局灶性驱动机制)。此外，计算装置116识别持久性驱动活动的指数。

[0046] 计算装置116显示将来自这些心脏信号的多个单相动作电位(MAP)电压表示的数据组合并空间地布置的一个激动传播图(APM)视频150。该APM视频150包括与一个时间间隔内的一系列时间增量相关联的APM帧的一个序列。箭头152指示所显示信息的旋转移动。该MAP表示中的每个元件与该传感器阵列中的一个相应传感器104相关联。一个MAP表示包括电压(或电荷)对时间指数和其他指数。对于旋转驱动机制，检测也可以使用关于旋转圆周处的旋转角、立体角、角速度和切向速度的信息以及相位信息。对于局灶性来源，信息还可以包括离心指数(如速度和加速度)和向心指数(如速度和加速度)。向心指数典型地指示无源区(不是一个来源)，但可以指示远离该传感器移动的一个来源。对于所有来源，定量包括动态移动(如多普勒频移)的特征、核心中的无组织化和熵的测量值，因为该驱动机制可以在该源区内不断地且动态地移动。信息还可以包括与由该传感器阵列中的一个传感器104感测到的电活动相关联的激动起始时间信息。该MAP表示以及包括极坐标图和三维图的若干其他表示可以被映射为时间轴和电压轴上的曲线。

[0047] 如在此所使用，激动起始时间是激动在一个细胞或组织中开始的一个时间点，与激动期间的其他时间点相对。激动是使一个细胞开始其运作从一种静息(舒张)状态变成一种活跃(电)状态的一个过程。

[0048] 计算装置116接收、访问或产生这些信号表示和APM视频150。产生一个APM视频150和呈一个单相动作电位(MAP)形式的一个信号表示的一个实例在美国专利号8,165,666中

进行描述,该专利通过引用以其全部内容结合在此。更具体的说,‘666专利的图11示出了多个MAP的一个APM视频150。其他值信号包括无噪声的单极电描计图和处理过的单极电描计图。类似地,其他系统和方法可以重建心脏激动信息或生物激动信息以便包括激动时间、相位信息和起始。

[0049] APM视频150可以由以下系统和方法产生:这些系统和方法可以随时间推移显示处理或重建心脏电信息或生物电信息,以便产生激动信息、电活动、旋转活动和/或与旋转活动、局灶性活动和/或发出离心激动的原点相关联的一个核心的一个动态视频表示。

[0050] 在一个实施例或方面中,旋转激动从通过一个相位奇点的相位映射指示,其中该动态激动信息可以展现旋转运动。在这种情况下的APM视频150还可以显示可以由每个帧所执行的计算而确定的一个相位奇点(如一个白点)的一个指示符。每个帧显示基于在该帧的时间做出的测量的信息。在这个实施例中,每个旋转驱动机制中的置信度是由随时间推移一个相位奇点的持久性指示。仅在一个较短时间量内检测到的奇点可以仅在几个帧中显示,这样使得直观指示不可见、几乎不可见和/或快速消失。当具有持久性时,逐帧旋转运动对观察者来说可以是可见或可检测的。

[0051] 图2示出针对通过相位映射的旋转驱动机制检测的一个优选的实施例,从在该心脏节律紊乱期间获得的MAP信号的电压-时间数据(激动-时间数据)产生的一个相位-时间曲线200。该相位-时间数据和相位时间曲线200是通过处理MAP信号、包括将由多个MAP代表的电压-时间数据转换成噪声降低的相位-时间数据以及进一步处理该数据产生的。用于产生曲线200的这些电压-时间至相位-时间数据转换可以通过使沿该MAP信号的多个采样数据点的一个归一化电压(该归一化电压可以是近似的)乘以 2π 来执行。该相位-时间数据分别地在对应于时间和相位的x-y轴上绘制。具有本领域技术的人员应理解电压-时间至相位-时间数据转换。在当前实例中使用的表示是锯齿形近似法。

[0052] 可以在该转换之前或在该转换之后对该MAP信号执行该近似法。图2中展示的相位-时间数据近似于该MAP信号(该MAP信号实际上具有四个不同的相位,如图3中展示,但近似于一个三角形)成一条直线。一个MAP信号的在所检测激动起始与所检测的复极化的开始之间延伸的一部分与一条直线近似。类似地,该MAP信号的从复极化的开始延伸到下一个激动起始时间的一部分与一条直线近似。可以使用一种或两种近似法。

[0053] 图3展示如以上所描述同样是从与多个MAP信号相关联的电压-时间数据(激动-时间数据)转换的并且随后转换成相位-时间数据的示例性相位-时间曲线300。如图所示,并未使用近似法来产生由相位-时间曲线300代表的该相位-时间数据。

[0054] 计算装置116产生、访问或接收相位-时间数据、相位-时间曲线200、相位-时间曲线300和/或APM 150。APM 150将多个MAP空间地安排在可以是二维显示器或三维显示器的一个显示器如成形为心脏120的模型上。该空间安排是相对于关于该心脏120的多个物理传感器位置104来说的。类似地,可以重建心脏电信息或生物电信息以便提供具有激动起始信息(激动-时间数据)的心脏电活动的表示的其他系统和方法也可以用来产生APM视频150。

[0055] 图4提供在一个时间间隔内对应于序列的、均匀间隔的时间增量(例如,每毫秒(msec)或每10msec)的一系列帧(例如,一个APM视频150)的一个示例性二维APM帧400。该时间间隔可以是二-十秒,或一个不同的间隔。每个APM帧400可以通过在该时间间隔的时间t处取样多个MAP信号来产生。

[0056] APM帧400包括具有标记为1-8的一个电极参考404和标记为A-H的一个花键参考405的一个网格402。该电极参考404和花键参考405具有64个交叉元件，也被称为传感器元件，这些传感器元件对应于传感器阵列（例如64个传感器）中的相应传感器104。四个示例性传感器元件406、408、410、412对应于网格402上的相应交叉点（1-8、A-H），并且进一步对应于传感器阵列中的相应传感器104。确切地说，传感器元件406、408、410、412位于网格402上的可以分别标记为（6,G）、（6,H）、（5,H）和（5,G）的交叉元件处。

[0057] 网格402被分割为多个区域，其中每个区域由至少三个传感器元件限定或界定。这些区域被配置为多边形（例如，一个三角形、矩形或正方形），并且一些情况可以覆盖整个网格402。限定每个区域的传感器元件被定位在该区域的顶点处。一个示例性区域414是具有在可以标记为（6,G）、（6,H）、（5,H）和（5,G）的交叉元件处的顶点的一个正方形。区域414是由定位在一个正方形的四个顶点（G-H, 6-5）处的传感器元件406、408、410、412限定的。在所示的实例中，整个网格402被多个邻接的、不重叠的正方形区域覆盖，其中每个正方形区域是由四个传感器元件界定或限定。区域414对应于心脏120的由传感器104限定或界定的一个区域，这些传感器对应于传感器元件406、408、410、412。在另一个实施例中，这些区域可以重叠。类似地，一个示例性第二区域是由传感器元件416、418、420、422限定，这些传感器元件对应于相应的传感器104。

[0058] 为APM帧400的这些传感器元件指派对应于这些MAP信号的电压（或电荷）的一个灰度等级。可以使用交叉点（例如，基于这些代表性MAP信号）来确定定位在传感器元件406、408、410、412之间的多个元件的灰度等级。通过引用以其全部内容结合在此的‘666专利和美国专利申请号13/081,411描述了用于产生一系列APM帧的系统和方法。

[0059] 一系列APM帧400可以例如作为一个视频流（APM视频150）显示在一个序列中。一个观察者可以能够看到随时间推移描绘的代表电压（或电荷）中的变化。这种方法可以显示一个旋转驱动机制或局灶性驱动机制。在这个实例中，电压的变化随时间推移具有一个旋转模式，这指示多个传感器104已感测到一个相位奇点。值得注意的是，这些所显示的旋转模式可以不是与一种心脏节律紊乱相关联的一个相位奇点的指示。不太可能指示心脏节律紊乱的驱动机制的旋转模式是不一致的、短暂的和/或非持久性的；它们可以改变旋转方向和/或具有非实质的旋转度。事实上，这些旋转模式中的一些可以不显示为一个观察者可见的足够数量的帧，而其他旋转模式可以是可见的，但可以随后消失。尽管如此，APM帧400的该AMP视频150可以向一位外科医师提供有用的信息，包括随时间推移的动态变化和该网格402上的这些旋转模式。

[0060] 在一个实施例或方面中，本披露提供一种系统和方法，该系统和方法针对在一个时间间隔内的所有的时间增量，对与网格402上的每个区域相关联的旋转活动求和。总和指示位于那个区域处的一个相位奇点。然而，从该和中排除的是发生在相同区域处呈相反方向的旋转活动和具有一个非实质旋转度的旋转活动（例如，满足根据以下描述的所披露方法的标准）。该和由与网格402的每个区域相关联的一个旋转计数器记录。每次在该相关联区域中存在具有实质旋转度的旋转活动时，该旋转计数器被修改（例如，增量）。当该时间间隔结束时，与网格402的每个区域相关联的该旋转计数器的数值指示在网格402的每个区域处多个相位奇点的存在和持久度。

[0061] 现转向图5和图6，描述一种用于确定在时间t处的旋转活动是否具有将保证使该

旋转计数器增量的一个实质旋转度的方法。对于每个时间t，计算针对网格402上的每个区域的一个相位和。该相位和是通过以下方式计算的：确定在该序列的一个第一传感器元件处开始和结束的一个传感器元件序列(406、408、410、412)之间的一个最短路径，使用一个最短路径来计算该序列中的这些传感器元件之间的一个相位差，并且对这些相位差求和。所计算的相位和结果可以是0、 2π 或 -2π 。相位和=0指示用于使该旋转计数器增量的不充分旋转活动并且指示不存在净旋转。相位和= 2π 或 -2π 分别地指示该旋转计数器应该更新(例如，增量或减量)，并且发生了旋转，其中正号或负号指示一个顺时针或逆时针方向的旋转(例如，取决于所选择的一个协定)。该所选择的协定可以是：一个正值与一个逆时针路径相关联并且一个负值与一个顺时针路径相关联。该所选择的协定也可以反转，即，负值与该逆时针路径相关联并且正值与该顺时针路径相关联。

[0062] 图5示出用于针对由传感器元件406、408、410和412限定的区域414计算在由时间t处的相位和的一种示例性方法。提供具有半径=1的一个单位圆502。传感器元件406、408、410和412根据与相应传感器元件406、408、410和412中的每个相关联的一个相位而设置在单位圆502的圆周上。与每个传感器元件406、408、410和412相关联的该相位是根据沿着相应相位-时间曲线(例如，相位-时间曲线200或300)的时间t处的相位确定的。

[0063] 任何传感器元件都可以被选择为第一传感器元件。这些传感器元件随后以一个选择的序列进行处理。该序列可以是基于传感器元件406、408、410和412在网格402上的位置，通过根据它们在网格402上的安排围绕这些传感器元件之间的区域414沿一个逆时针或顺时针方向进行，始于该第一所选择传感器元件并且结束于该第一传感器元件。在这个实例中，多个传感器元件被排序为406、408、410、412。传感器元件406被选择为第一传感器元件。

[0064] 该最短路径被确定为在第一传感器元件406与第二传感器元件408之间。沿逆时针方向的路径504短于沿顺时针方向的一个替代路径。因此，路径504被确定为传感器元件406与传感器元件408之间的最短路径。

[0065] 确定针对最短路径504的传感器元件406与传感器元件408之间的相位差512。该相位差512被指派一个正值，这是因为基于该所选择的协定从传感器元件406至传感器元件408的最短路径是沿逆时针方向的。

[0066] 类似地，该最短路径和相位差是针对传感器元件对408和410、410和412、以及412和第一传感器元件406中的每一对确定的。相应地，最短路径为506、508和510，所有这些最短路径都是沿逆时针方向的。因此，相应的相位差514、516和518全部为正。对四个相位差512-518求和以便确定该相位和。因为是沿最短路径504-510以逆时针方向横穿该单位圆的整个圆周，所以所有这些相位差为正。相位和= 2π ，这指示可能存在一个旋转驱动机制。

[0067] 图5中的实例示出当围绕单位圆502的一个整圆通过沿循设置在单位圆502上的传感器元件406、408、410、412之间的最短路径(包括回到第一传感器元件406)而完成时，存在旋转驱动机制的一个指示。当在多个传感器104之间的旋转是在一个方向上时，这些相位差全部为正或全部为负并且不互相抵消掉。这导致一个相位和= 2π ，这指示在相应传感器104处测量的旋转活动与该心脏节律紊乱的旋转驱动机制是一致的。

[0068] 图6示出用于针对网格402的另一个区域计算时间t处的相位的另一个实例。具有半径=1的一个单位圆602配备有设置在单位圆602的圆周上的传感器元件416、418、420和422。

[0069] 最短路径604被确定为在第一传感器元件416与第二传感器元件418之间。沿顺时针方向的该路径短于沿逆时针方向的一个替代路径。因此，该最短路径被确定为最短路径604。

[0070] 确定针对最短路径604的传感器元件416与传感器元件418之间的相位差612。相位差612被指派一个负值，这是因为基于该所选择的协定从传感器元件416至传感器元件418的最短路径604沿逆时针方向横穿单位圆602的圆周。

[0071] 类似地，该最短路径和相位差是针对传感器元件对418和420、420和422、以及422和第一传感器元件416中的每一对确定的。相应地，这些最短路径为606、608和610。最短路径606是沿顺时针方向导向的。因此，相位差614具有一个负值。最短路径608和最短路径610是沿逆时针方向的。因此，相位差616和相位差618具有正值。相位差612和相位差614抵消了相位差616和相位差618，因为在求和时，它们在数值上相等，但在方向上相反。因此，相位差612-618的和为零(0)，这指示在这个区域处不存在一个相位奇点。

[0072] 图6中的实例示出当围绕单位圆602的一个整圆不能够通过沿循设置在单位圆602上的传感器元件416、418、420、422之间的最短路径(包括回到第一传感器元件416)完成时，不存在旋转的指示。当在多个传感器104之间的旋转是沿不同方向(顺时针和逆时针)时，那么一些相位差为正并且一些为负，从而彼此抵消掉。这导致一个相位和=0，这指示在多个相应传感器104处测量的旋转电活动不足以指示一个旋转驱动机制。

[0073] 图7-8提供描述一种示例性方法700的示例性流程图，该方法用于处理针对一个时间间隔TI的激动-时间数据以便检测足够显著且持久以指示存在一种心脏节律紊乱的一个来源的旋转激动。

[0074] 重要地，这些流程图描绘用于对旋转激动(例如通过奇点或旋转角检测到的)和局灶性驱动机制(例如从离心激动检测到的)的多个指数进行求和的一种方法和一个系统。这是重要的，因为两者可能共存，并且因为根据一个来源的离心激动原理可以适用，不管与该来源相关联的该驱动机制是局灶性的或旋转的。因此，包括在本说明书中的所有分析包括随时间推移对旋转激动的多个指数、离心激动(如果该来源移动，激动可以是向心的)的多个指数或一个组合的分析(总和)。

[0075] 该方法进一步包括产生与心脏节律紊乱相关联的多个来源的多个驱动机制的持久性的一个视觉定量显示。该热图指示在网格402中的与持久旋转和/或持久程度相关联的位置。热图显示网格402的区域并且为每个区域分配指示与那个区域相关联的旋转计数器的数值的一个直观指示(例如，颜色、明暗度或强度)。当与一个区域相关联的旋转计数器递增或递减1时，与那个区域相关联的直观指示分别增加或减少一个单位以展示旋转计数器中的改变。

[0076] 直观指示的一个单位例如可以是例如沿着彩虹光谱(如其中红色是在高端并且紫色是在低端)的一个光谱单位，一个灰度单位；或一个强度单位。这些单位可以无维的，可以指示相对于基线均匀(非旋转)传播场的比率，或可以具有其他维度。这将随着所考虑的特定心脏节律紊乱和信号来源而改变，但可以包括度数(弧度)或持久旋转度、穿过多个周期的持久性的一个比率(%)、一个相关值(无维的)和其他维度。

[0077] 该热图可以包括一个单个图或包括一系列图的一个视频。该热图可以独立地显示或重叠(例如，叠加)在另一个图、如一个相应生物结构(例如，心脏120)的一个APM帧或一个

结构图。当该热图重叠在一个APM帧上、如重叠在一个APM视频150上时，它们同步显示关于相同时间增量的信息。此外，它们相对于该生物结构(例如，心脏120)空间上是彼此一致的。

[0078] 在步骤702，访问或接收激动-时间数据。可以在多个传感器104产生感测数据的一个程序期间或在一个程序完成之后实时访问该激动-时间数据。可以如通过有线通讯或无线通讯从一个计算装置116或一个远离装置访问来访问该激动-时间数据。此外，在一些实施例或方面中，根据上文参照图2和图3的描述可以将以此方式访问或接收的激动-时间数据转换成相位-时间数据。

[0079] 在初始化步骤704，通过设定 $t=0$ 使一个时间计数器 t 初始化。同样，通过设定每个旋转计数器 $=0$ 使与网格402的每个区域相关联的旋转计数器初始化。此外，通过将网格402的每个区域的直观指示设定为针对那个区域的指示旋转计数器 $=0$ 的一个中性直观指示来使热图初始化。

[0080] 在步骤706，一个外回路708开始迭代地处理时间间隔TI内的所有时间增量。步骤706使 t 增大一个预定的时间增量，在当前实例中该时间增量是一(1)毫秒。在步骤710，一个内回路712开始迭代地处理包括在网格402(图4中示出)中的每个区域。相应地，回路708和回路710针对每个增量时间 t 处理网格402的所有区域。

[0081] 在步骤710，选择网格402的下一个未处理区域。针对第一轮穿过内回路712，选择一个第一区域。例如，该第一区域可以被选择为由位于网格402的左上角、在网格交叉点(8,D)、(8,E)、(7,E)和(7,D)处的多个传感器元件104界定的正方形区域。在一些实施例或方面中，根据上文参照图2和图3的描述可以将该激动-时间数据转换成针对所选择区域的相位-时间数据。

[0082] 该第二所选择区域也可以是与先前的所选择区域相邻的，等等。因此，在所示的实例中，内回路712进行四十九(49)次处理直到设置在网格402中的四十九(49)个区域中的每个都针对当前时间 t 进行处理。处理这些区域的次序可以预定义的，但不限于任何特地的次序。

[0083] 作为一个实例，选择图4中示出的区域414用于处理。所选择区域414在步骤800被处理以便计算针对所选择区域414的驱动活动的一个指数。因此，提供限定所选择区域414的传感器元件406-412的网格交叉点作为对步骤800的输入。在步骤800确定针对所选择区域414的驱动活动的指数。例如，根据依照图2和图3所转换的相位-时间数据、使用图5和图6的分析来计算驱动活动的指数。步骤800输出针对所选择区域414的驱动活动的指数，之后控制传递至确定步骤714。在以下参照图8更详细的描述步骤800。

[0084] 在步骤714，做出驱动活动是否遍及一个完整周期的确定。如果该整个周期都是由该驱动机制驱动的，那么控制传递至步骤716。如果该整个周期不是由该驱动机制驱动的，那么控制传递至步骤720。

[0085] 在步骤716，使与当前所选择区域相关联的一个旋转计数器增大一个计数一。在步骤718，通过使与所选择区域相关联的直观指示增加一个单位来更新该特热图。随后，控制传递至作为内回路712的末端的步骤724。

[0086] 在步骤720，使该旋转计数器减小一个计数一。在步骤722，通过使与所选择区域相关联的直观指示减少一个单位来更新该热图。随后，控制传递至作为内回路712的末端的步骤724。

[0087] 在步骤724,做出是否是否已针对时间= t 处理所有区域的确定。如果否,那么执行传递至步骤710,并且针对下一个区域执行另一轮内回路712直到网格402的所有区域都已处理。如果在步骤724的确定是针对时间= t 所有区域已处理,随后执行进行至作为外回路708的末端的步骤726以便确定针对间隔TI的所有帧是否都已处理(例如, t 大于或等于TI)。

[0088] 如果在步骤726处的确定是 $t < TI$,这意味着针对间隔TI存在更多待处理的时间帧有(增量),那么控制返回至步骤706并且针对下一个时间增量执行下一轮外回路708。如果在步骤726的确定是 $t = TI$,这意味着在间隔TI中的所有帧都已处理,那么外回路708终止,并且控制传递至步骤728,方法700在该步骤结束。

[0089] 在操作中,在外回路708在时间 t 处的每个迭代期间,处理所有区域并且更新该旋转计数器和与每个区域相关联的热图的直观指示并且对它们进行求和。因此,在外回路708的每个后续迭代的情况下,通过根据旋转方向使旋转计数器增量或减量来更新与每个区域相关联的该旋转计数器。当在外回路708的许多迭代期间在一个区域中检测到具有同一个旋转方向的一个可能旋转驱动机制时,与那个区域相关联的该旋转计数器依次增量(或减量,取决于极性)并且沿该正方向或负方向达到一个相对高的数值,从而指示在该区域处存在沿一个逆时针或顺时针方向的持续旋转激动。

[0090] 另一方面,当在外回路708的不同迭代期间发生相反的旋转方向时,该旋转计数器增量并且随后减量(或反之亦然),以便抵消掉数值(在此是指该旋转计数器绝对值)上的增加,从而指示在该区域不存在持久旋转驱动机制。因此,与每个区域相关联的该旋转计数器的数值指示沿一致旋转方向的旋转的持久性。

[0091] 在一些实施例或方面中,该热图可仅包括最后一个帧,和/或可报告针对每个区域的旋转计数器的最终数值。每个旋转计数器的数值指示在相关联区域中是否发生旋转以及它的持久度。可以将与相应区域相关联的旋转计数器的最终数值与预定的临界值进行比较。如果该旋转计数器超过该临界值,那么可以做出在相关联区域中发生持久旋转的一个确定。虽然该旋转计数器的该最终数值提供静态的定性信息,但该最终热图帧提供关于旋转模式的存在和持久性的静态定量视觉信息。

[0092] 在执行方法700的其他实施例或方面中,当用于整个时间间隔和/或所有区域的该相位-时间数据在开始执行步骤704之前是可用的时,示例性方法700中的一些或所有执行步骤可以以不同的次序执行,与迭代地相反,连续地、并行地或它们的一个组合。与不同帧和/或不同区域相关联的多个步骤可以以不同的次序执行,连续地、并行地或它们的一个组合。方法700在步骤728结束。

[0093] 参照图8,示出一种用于执行图7中的步骤800的示例性方法。该方法处理一个区域并且确定针对该区域的驱动活动的一个指数。在输入步骤801,在图7中的步骤710选择的该区域的标识被提供为输入。该输入包括限定该所选择区域的多个传感器元件的标识。在当前实例中,该所选择区域是由传感器元件406-412限定的区域414。

[0094] 在步骤802,将驱动活动的指数初始化为0。在步骤804,一个回路806开始用于在一个序列中迭代地选择例如限定区域414的传感器元件406-412。在当前实例中,传感器元件406被选择用于第一轮穿过回路806。传感器元件408、410和412被顺序地选择用于后续相应的多轮穿过回路806。该示例性序列描述了围绕区域414的一个逆时针路径。可以选择其他序列。

[0095] 在步骤808,基于所选择区域的最后的顶点和下一个顶点来确定驱动活动的指数,这些顶点例如在一个所选择传感器元件与该序列中的下一个传感器元件之间,沿所选择方向(例如,顺时针或逆时针)从该所选择传感器元件移动至该下一个传感器元件。应注意,针对回路806的所有迭代使用相同的选择方向。在当前实例中,在第一轮穿过回路806的过程中,确定在传感器元件406与传感器元件408之间的驱动活动的指数。分别在第二、第三和第四轮期间,确定在多个传感器元件之间的驱动活动的指数。在步骤810,做出关于一个旋转弧是否沿同一个方向继续的一个确定。如果否,执行步骤812以便调整驱动活动的指数,例如,从驱动活动的指数中减去一个值。如果是,执行步骤814以便调整驱动活动的指数,例如,将一个值添加至驱动活动的指数。

[0096] 在作为回路806的末端的步骤818,做出针对所选择区域414所有顶点(例如,传感器元件406-412)是否都已处理的一个确定。如果否,那么控制返回到步骤804以便选择该序列中的下一个传感器元件并且利用新选择的传感器元件来执行回路806。在回路806的最后一个迭代之后,在步骤818,做出所有传感器元件是否都已被选择并处理的一个确定。如果是,那么在步骤820输出驱动活动的指数并且控制传递至图7的步骤714。

[0097] 现参照图7,由计算装置116产生的热图重叠在一个APM帧上。该热图可包括对应于与外回路708的每个迭代相关联的时间增量的一系列帧。该热图使用一种直观指示(如颜色、强度、或灰度)来指示与网格402的每个区域相关联的旋转计数器的数值。该旋转计数器的数值越高,检测到的旋转激动区域的持久性越强。

[0098] 可以为不同的旋转计数器数值指派不同的颜色或灰度。该热图的颜色和明暗度可以是半透明的,这样使得当重叠在另一个图、图形、文本等上时,在下面的信息可以是可见的。在一种多色配置中,例如,可以将暖色指派给较高的旋转计数器数值,并且可以将冷色指派给较低的旋转计数器数值(例如,基于彩虹色谱),其中红色指示最高数值并且紫色代表最低数值。在一种灰度配置中,例如,可以将浅色调指派给较高的数值并且可以将深色调指派给较低的数值,其中白色指示最高数值并且黑色代表最低数值。

[0099] 在当前实例中,使用一种单一颜色,如红色,其中颜色的强度随着该旋转计数器的数值增加。当该旋转计数器=0时,不显示颜色。

[0100] 在处理外回路708的迭代并且更新该旋转计数器时,该热图被逐帧更新。因此,热图的每个帧代表先前多个帧的总和。在整个求和过程中,该旋转计数器的数值的增加指示一个所检测旋转模式的存在和持久性。当到达步骤728时,该热图的最后一个帧已经产生并且该热图是完整的。该最最后一个帧展示所有先前帧的总和并且以图形方式展示多个持久旋转、它们在网格402上的位置以及它们的持久度。

[0101] 所显示的热图向一个观察者(例如,一个外科医师)指示一个持久旋转模式(驱动机制)的位置。该外科医师可以使用那个信息来识别与一种心脏节律紊乱相关联的一个来源。因此,该外科医师可以治疗在该来源处的心脏组织,和/或驱动该来源的旋转模式(驱动机制),或在一个可能的组织边缘内以便抑制或消除该心脏节律紊乱。

[0102] 该热图的该系列帧可以被存储并且重放。由于在外回路708的每个迭代的情况下针对网格402的所有区域进行求和,所以当重放该热图的该系列帧时,持久性的直观指示是动态的,其中所示的持久旋转在强度上增加,并且短暂旋转或噪声任一者都不可见,或短时间内可见并且随后消失或淡出。

[0103] 网格402可以相对于一个优选值归一化。该优选值可以用于将一个最高有效值设定为一(1),并且假设其他值在零(0)与一(1)之间的一个范围内。可替代地,网格402可以相对于所分析的时间归一化,从而反映存在所检测相位奇点的时间的百分比。

[0104] 图9示出包括重叠在一个AMP帧903上的一个热图帧902的一个帧900。AMP帧903可以是单个独立的帧或可以属于一系列AMP帧,例如视频150。当热图902视频重叠在一个AMP视频上时,这些图可以是同步的,这样使得帧902和帧903对应于相同的时间增量。可替代地,它们可以是不同步的。

[0105] 示例性AMP 903包括围绕一个中心点移动的电活动906的一个区域,如当回放先前帧时所看到的。基于收集在单个帧中的信息,该中心点已被识别为具有由一个白点904指示的重复激动的一个区域。热图902包括一个红色区域908,该红色区域包括具有不同强度的多个区域910、912、914,在此从最小强度至最大强度列出。红色区域908指示与热图902的那个部分相关联的旋转计数器已经增量,其中根据该旋转计数器的数值红色区域908的强度在区域912和区域914中增加。最强区域914对应于该旋转计数器的最高计算数值。该旋转计数器的最高计算数值和最强区域914可以指示电活动906的中心(驱动机制)并且指示心脏节律紊乱的来源。在此,最强区域914位于AMP 903的白点904附近。因此,AMP 903的白点904与热图902的强烈红色区域914是一致的。

[0106] 热图902上示出一个示例性区域918,其中该区域的边界是由虚线指示。区域918可以包括更小的元件920。与区域918相关联的直观指示在区域918内可以改变,并且不同元件920看起来似乎具有不同的直观指示。可以使用多种方法和计算(如内插法)来改变在区域918内的不同元件920的直观指示。此外,具有相同直观指示的两个元件920的直观指示的外观可以由于位于下方的图像(例如,AMP 903)而不同。

[0107] 热图902提供在该视频路线上建立的信息的总和以便显示持久模式,并且过滤出不具有显著数量的相关联旋转的事件。信息的组合向观察者提供稳固信息、动态信息和位置信息的组合。

[0108] 另外地或可替代地,热图902可以重叠或叠加在传感器位置和/或传感器104所定位的解剖体的图像上。这种图像组合可以提供关于这些持久性相位奇点相对于传感器104位置的位置的另外位置信息。

[0109] 图10为一个通用计算系统1000的一个说明性实施例的一个框图。计算系统1000可以包括一个指令集,该指令集可以被执行以使该计算系统1000执行在此所披露的任何一种或多种方法或基于计算机的功能。该计算系统1000,或其中的任何部分,可以作为一个独立装置操作或者可以例如使用一个网络1024或其他连接而连接至其他计算系统或外围装置。

[0110] 该计算机系统1000也可以实现为不同装置或合并到不同装置中,如一台个人计算机(PC)、一个平板PC、一台个人数字助理(PDA)、一个移动装置、一个掌上型计算机、一个膝上型计算机、一个台式计算机、一个通信装置、一个控制系统、一个万维网器具或能够(连续地或以其他方式)执行一个指令集的任何其他机器,这一个指令集指定该机器应采取的行动。另外,尽管示出单个计算系统1000,术语“系统”还应当理解为包括单独或联合执行一个指令集或多个指令集以执行一项或多项计算机功能的系统或子系统的任何集合。

[0111] 如图10中所示,该计算系统1000可以包括一个处理器1002(例如一个中央处理单元(CPU))、一个图形处理单元(GPU)或两者。此外,该计算系统1000可以包括可以通过一个

总线1026彼此通信的一个主存储器1004和一个静态存储器1006。如所示，该计算系统1000可以进一步包括一个视频显示单元1010，如一个液晶显示器(LCD)、一个有机发光二极管(OLED)、一个平板显示器、一个固态显示器或一个阴极射线管(CRT)。另外，该计算系统1000可以包括一个输入装置1012，如一个键盘，和一个光标控制装置1014，如一个鼠标。该计算系统1000还可以包括一个磁盘驱动单元1016，一个信号生成装置1022，如一个扬声器或遥控器，以及一个网络接口装置1008。

[0112] 在一个特定实施例或方面中，如图10中所描绘，该磁盘驱动单元1016可以包括一个机器可读介质或计算机可读介质1018，在该机器可读介质或计算机可读介质中可以植入、编码或存储一个或多个指令集1020，例如软件。另外，这些指令1020可以体现如在此所描述的一种或多种方法或逻辑。在一个特定实施例或方面中，在该计算系统1000执行期间，这些指令1020可以完全或至少部分存在于主存储器1004、静态存储器1006和/或处理器1002内。该主存储器1004和该处理器1002也可包括计算机可读介质。

[0113] 在一个替代实施例或方面中，可以构建专用硬件实现(如特定应用集成电路、可编程逻辑阵列以及其他硬件装置)以实现在此所描述的一种或多种方法。可能包括不同实施例或方面的设备和系统的应用可以广泛地包括多种电子和计算系统。在此所述的一个或多个实施例或方面可以使用两个或更多个专用互联硬件模块或装置实现功能，这些模块或装置带有可以在模块之间和通过模块通信的相关控制信号和数据信号，或作为特定应用集成电路的部分。因此，本系统涵盖软件、固件以及硬件实施。

[0114] 根据不同实施例或方面，在此所描述的方法可以通过有形地体现于一个处理器可读介质中的软件程序实现，并且可以由一个处理器执行。另外，在一个示例性非限制性实施例或方面中，实现可以包括分布式处理、组件/对象分布式处理，以及并行处理。可替代地，可以构建虚拟计算系统处理来实现如在此所描述的一种或多种方法或功能性。

[0115] 还预期一个计算机可读介质包括指令1020或接收并且执行响应于一个传播信号的指令1020，以便连接到一个网络1024的一个装置可以在该网络1024上通信声音、视频或数据。另外，这些指令1020可以通过网络接口装置1008在该网络1024上发射或接收。

[0116] 尽管显示计算机可读介质是单介质，然而术语“计算机可读介质”包括单介质或多介质，例如中心式或分布式数据库，和/或存储一个或多个指令集的相关高速缓冲存储器和服务器。术语“计算机可读介质”还应当包括能够储存或编码指令集的任何有形介质，其中这些指令集由处理器执行或使计算系统执行在此披露的任一种或多种方法或操作。

[0117] 在一个特定的非限制性示例实施例或方面中，该计算机可读介质可以包括一个固态存储器，如一个存储卡或其他封装，该固态存储器容纳一个或多个非易失性只读存储器。另外，计算机可读介质可以是随机存取存储器或其他易失性可重写存储器。另外，该计算机可读介质可以包括磁光或光学介质，如磁盘或磁带或其他存储装置以捕获并存储载波信号，如经传输介质通信的信号。可以将电子邮件或其他独立信息档案或档案集的数字文件附件视为与有形存储介质等同的分布式介质。因此，可以存储数据或指令的计算机可读介质或分布介质以及其他等效物和后继介质中的任一项或多项都包括在此。

[0118] 根据不同实施例或方面，在此描述的方法可以实施为在一个计算机处理器上运行的一个或多个软件程序。可以类似地建构专用硬件实现，包括但不限于：特定应用集成电路、可编程逻辑阵列以及其他硬件设备，从而实施在此所述的方法。此外，还可以建构替代

性软件实现,包括但不限于分布式处理或组件/对象分布式处理、并行处理,或虚拟机器处理,从而实施在此所述的方法。

[0119] 还应指出的是,实现所披露方法的软件可以任选地存储在一个有形存储介质上,如:一个磁性介质,如一个磁盘或磁带;一个磁光介质或光学介质,如一个磁盘;或一个固态介质,如一个存储卡或容纳一个或多个只读(非易失性)存储器、随机存取存储器或其他可重写(易失性)存储器的其他封装。电子邮件或其他自包含信息文档或文档集的所存储数字文件附件被认为是有形存储介质的分布介质等效物。因此,可以存储在此的软件实现的如在此列举的一个有形存储介质或分布介质以及其他等效物和后继介质都包括在此。

[0120] 因此,在此已描述了一种用于限定与生物节律紊乱、如心脏节律紊乱相关联的旋转来源的系统和方法。尽管已描述具体的示例实施例或方面,但很明显,在不偏离本发明的更广泛范围的情况下,可以对这些实施例或方面作出不同修改和变化。因此,应以说明意义而非以限制性意义看待本说明书和附图。形成其一部分的附图通过说明的方式并且不以限制的方式显示了其中可以实践主题的特定实施例或方面。对所说明的实施例或方面进行足够详细的描述以使本领域的普通技术人员能够实践在此所披露的传授内容。可以使用其他实施例和方面并且它们衍生自其中,使得在不偏离本披露的范围的情况下可以作出结构性或逻辑性替换和改变。因此不以限制性意义理解这一【详细说明】,并且不同实施例和方面的范围仅由所附权利要求连同此类权利要求授权的完整范围的等效物限定。

[0121] 本发明主题的此类实施例或方面可以在此单独地和/或共同地由术语“发明”提到,该术语仅出于方便起见并且不意在自行地将本申请的范围限于任何单一发明或发明构思(如果实际上披露多于一个的话)。因此,尽管在此已说明并且描述特定实施例或方面,但应了解,适于实现相同目的的任何安排都可以替代所示的具体实施例或方面。本披露打算覆盖不同实施例或方面的任何或全部适用情况或变化形式。本领域的普通技术人员在审阅上述说明时将清楚上述实施例或方面与其他在此并未具体描述的实施例或方面的组合。

[0122] 提供摘要以遵从37C.F.R. §1.72 (b) 并且将使读者迅速确定本技术披露的性质和要旨。摘要在达成它将不会用于解释或限制权利要求的范围或含义的理解的情况下递交。

[0123] 在实施例或方面的上述说明中,为了精简本披露的目的,将不同特征共同分在单一实施例中。这种披露方法不应解释为反映所要求的实施例或方面与每一权利要求项中所明确列举的相比具有更多的特征。相反地,如以下权利要求所反映的那样,本发明的主题在于比单个所披露的实施例或方面的所有特征少。因此,以下权利要求在此被合并到【详细说明】中,并且每一权利要求项独自作为一个独立的示例实施例或方面。预期在此所描述的不同实施例或方面可以组合或分组于【详细说明】中未明确指出的不同组合中。此外,进一步预期,覆盖这类不同组合的权利要求可以类似地独自作为独立的示例实施例或方面,这些示例实施例或方面可以合并到【详细说明】中。

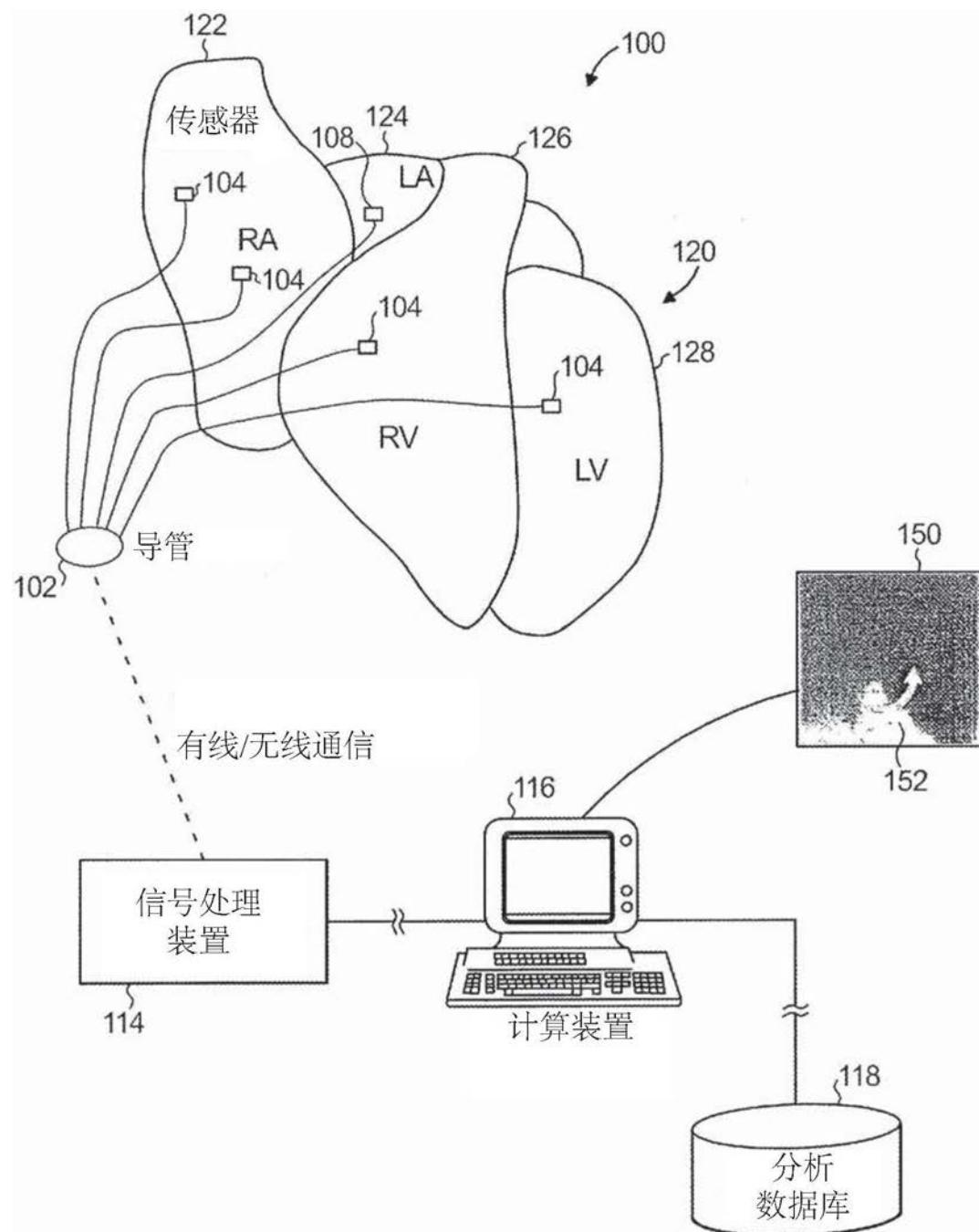


图1

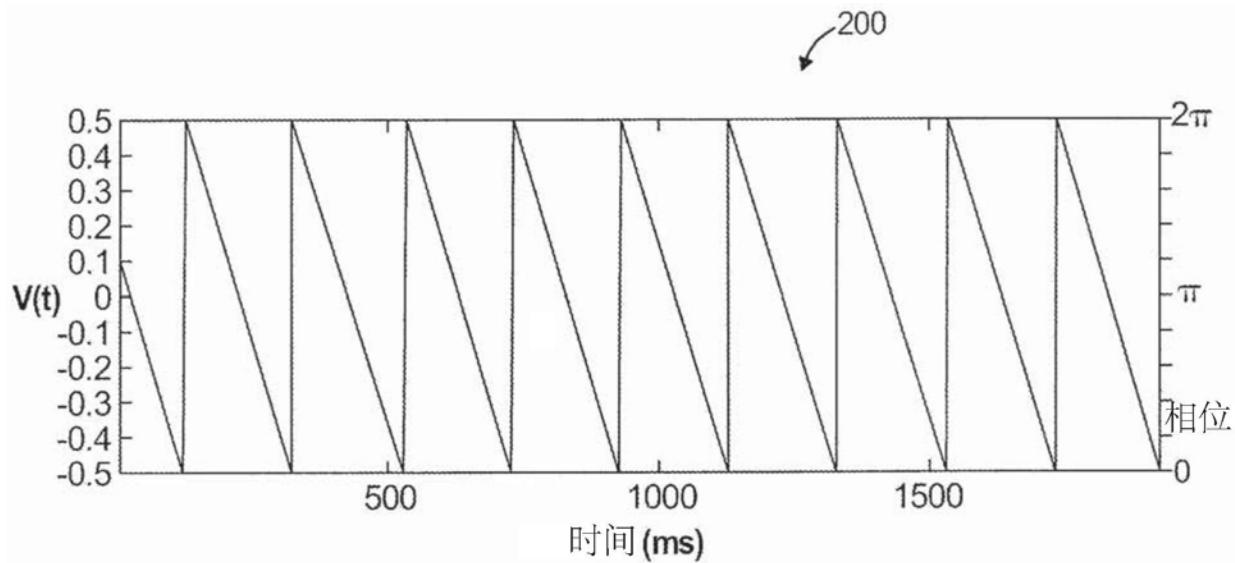


图2

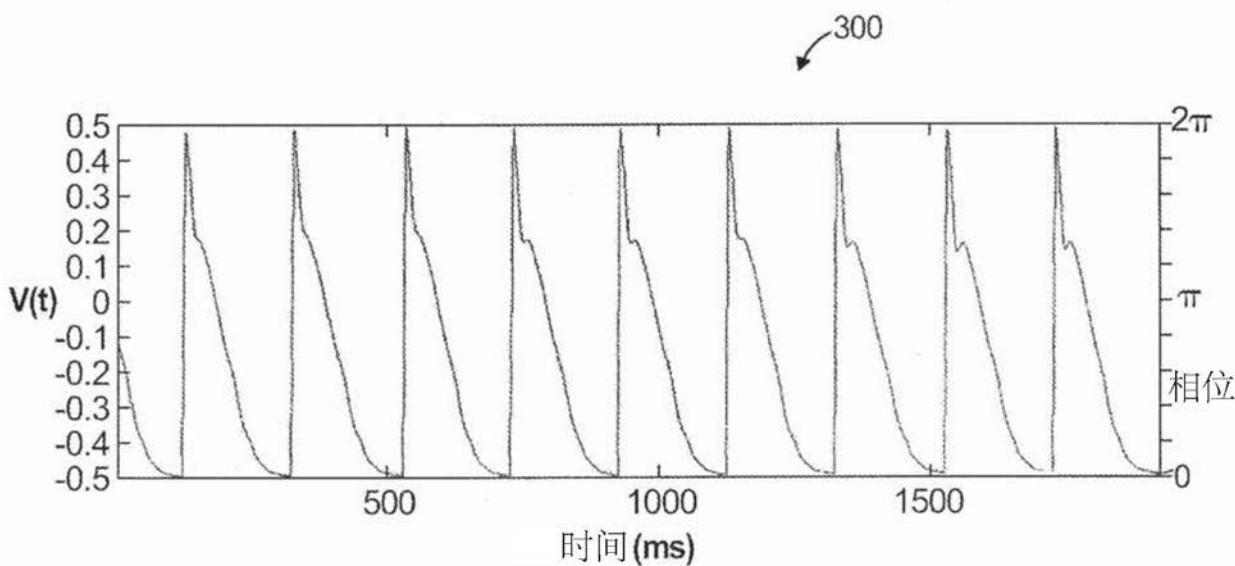


图3

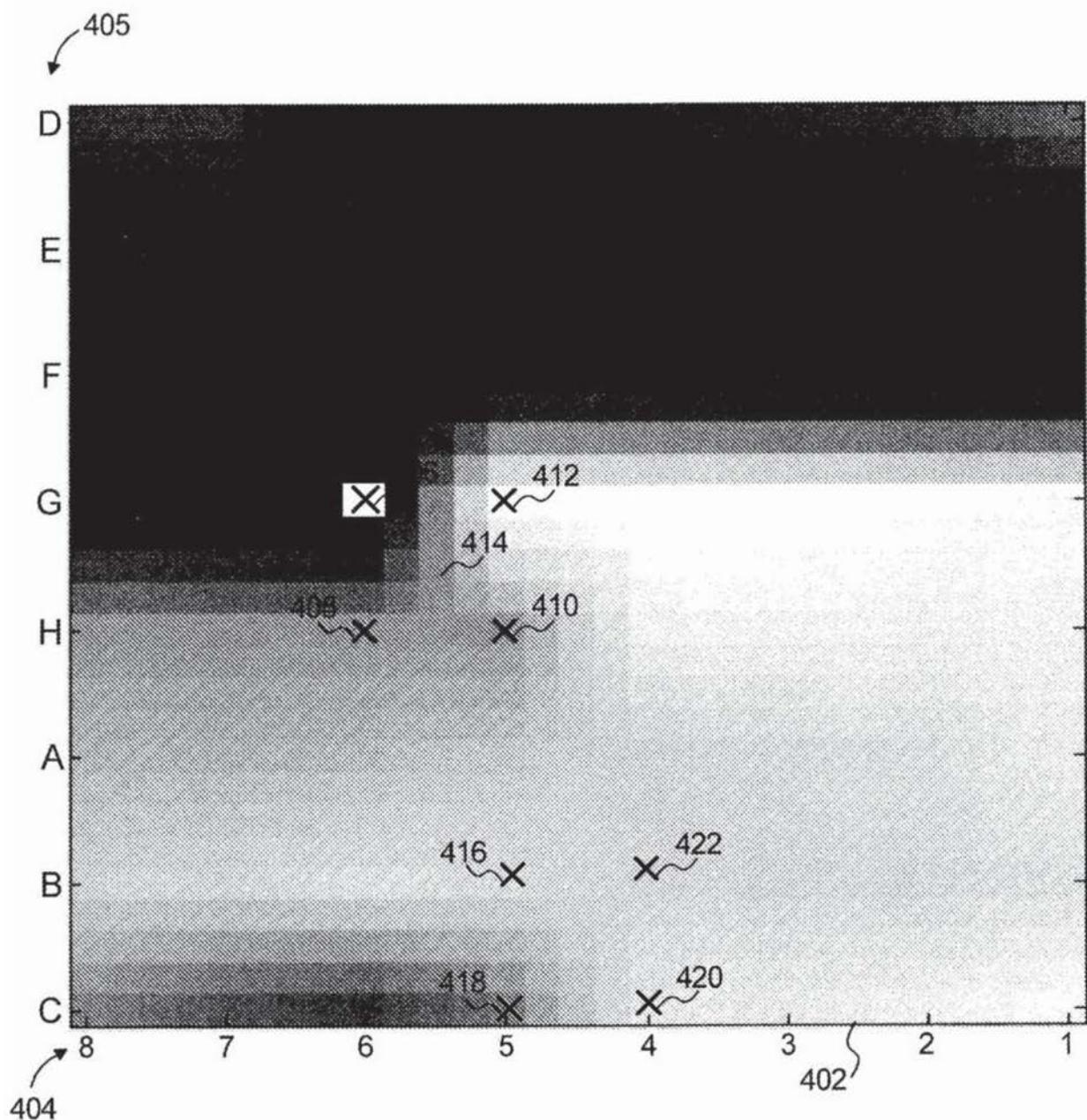
400

图4

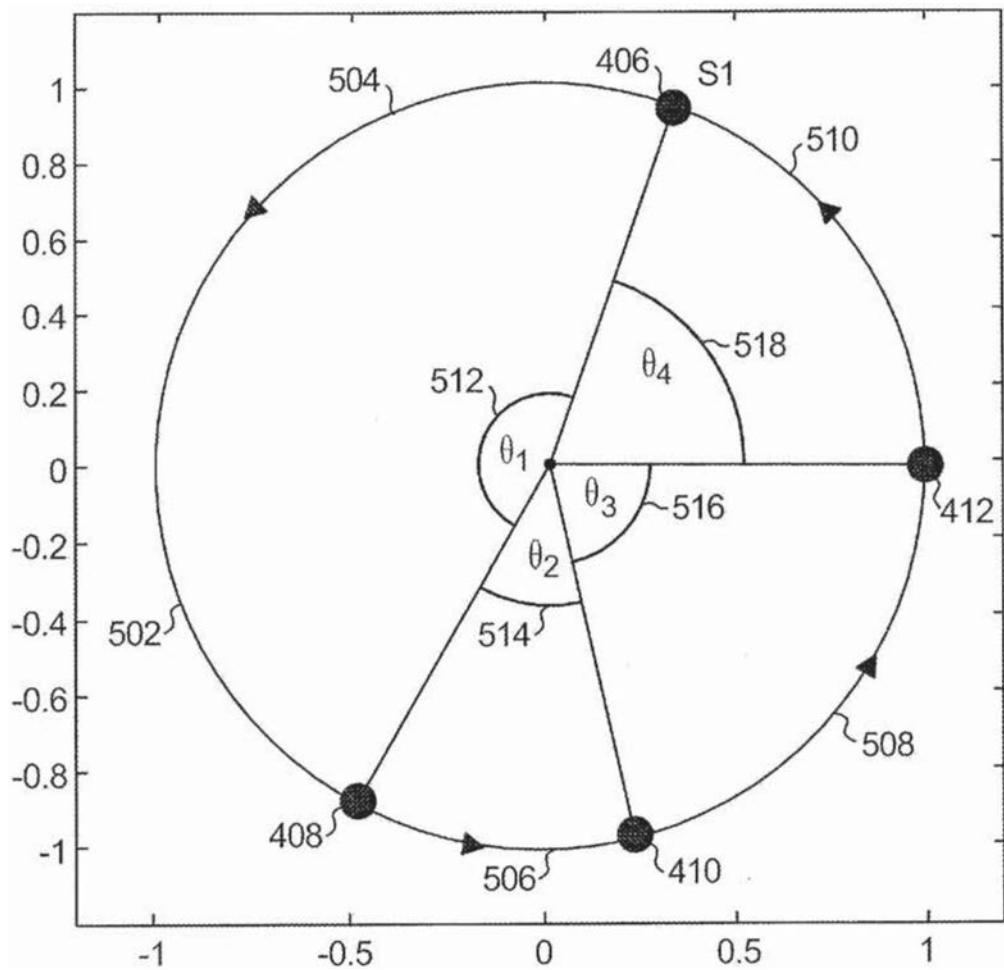


图5

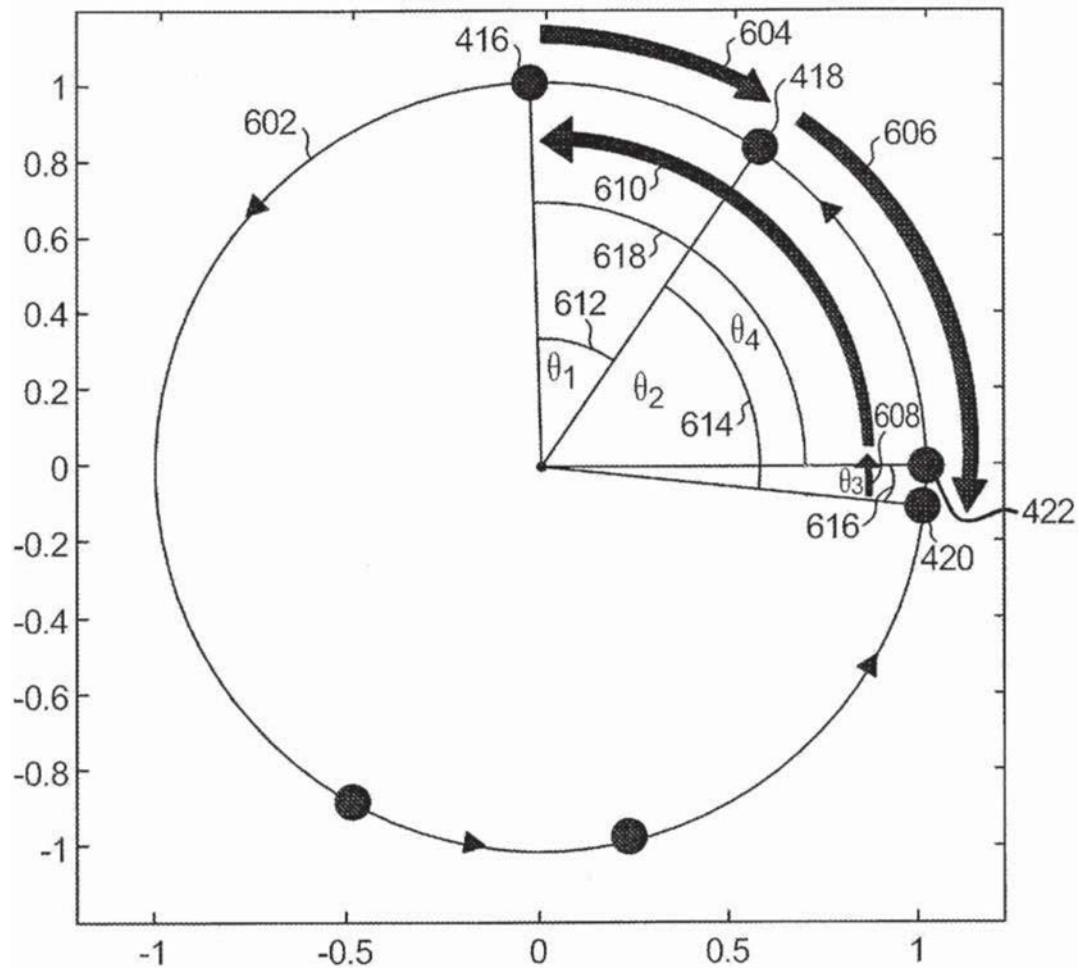


图6

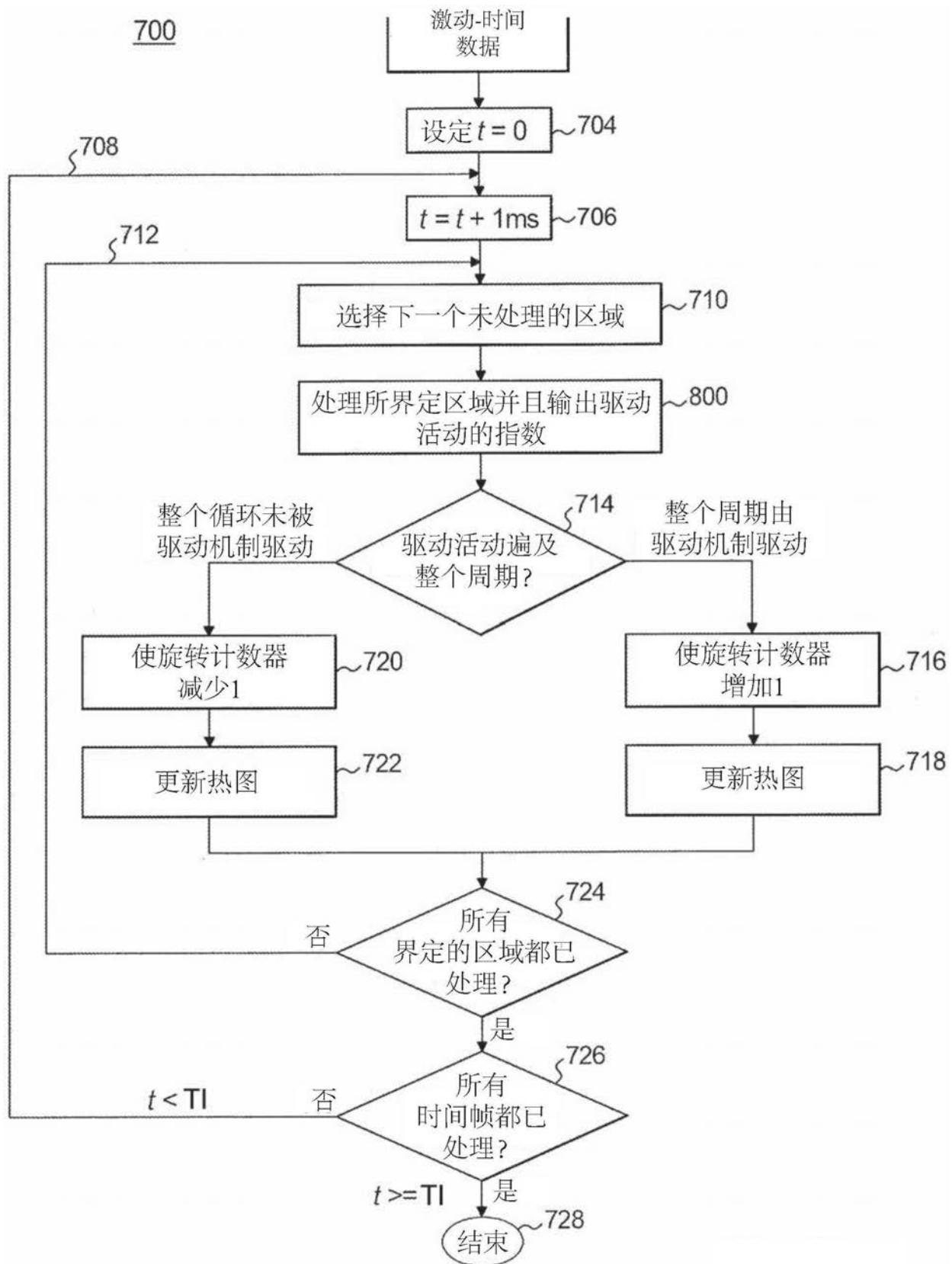


图7

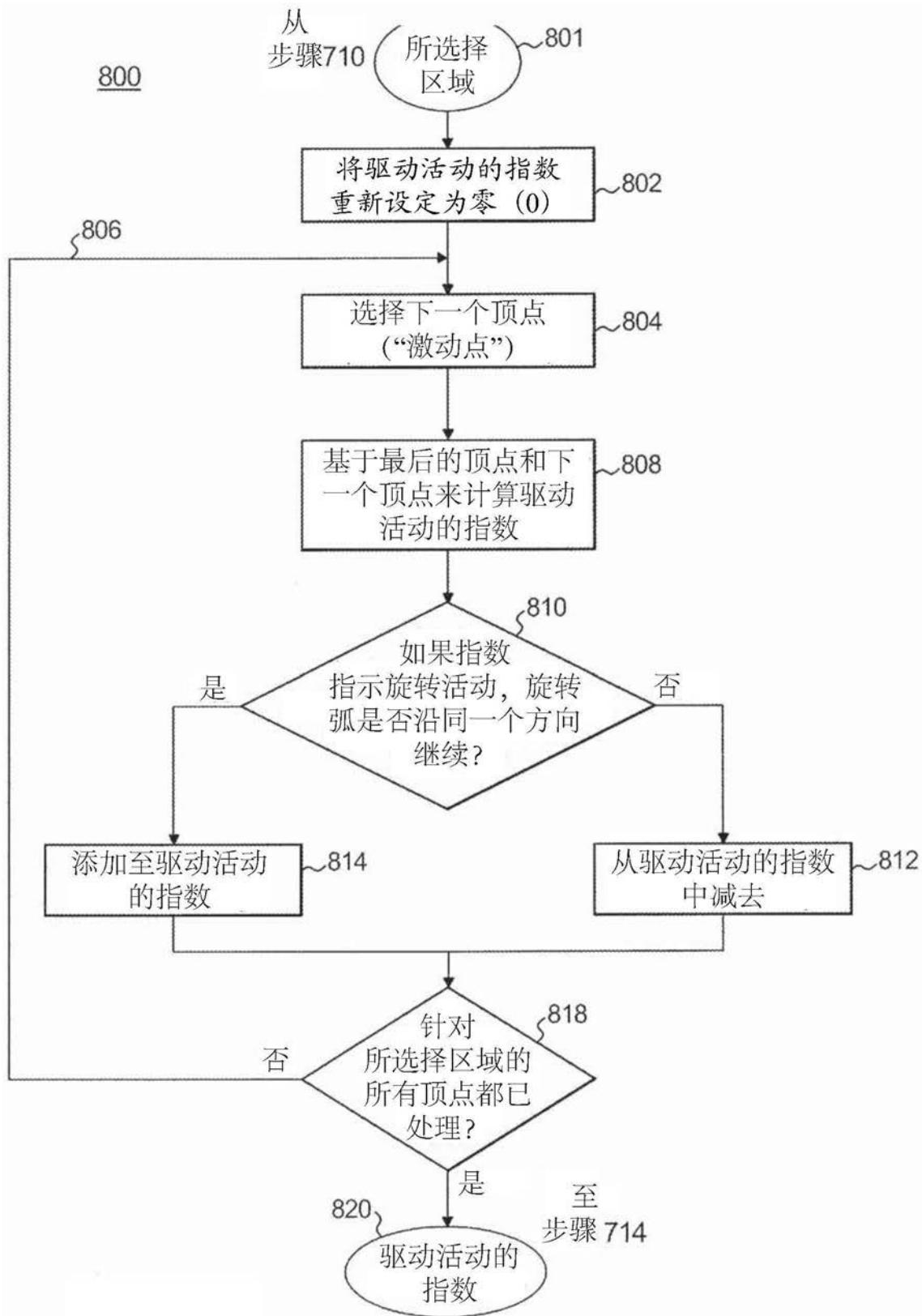


图8

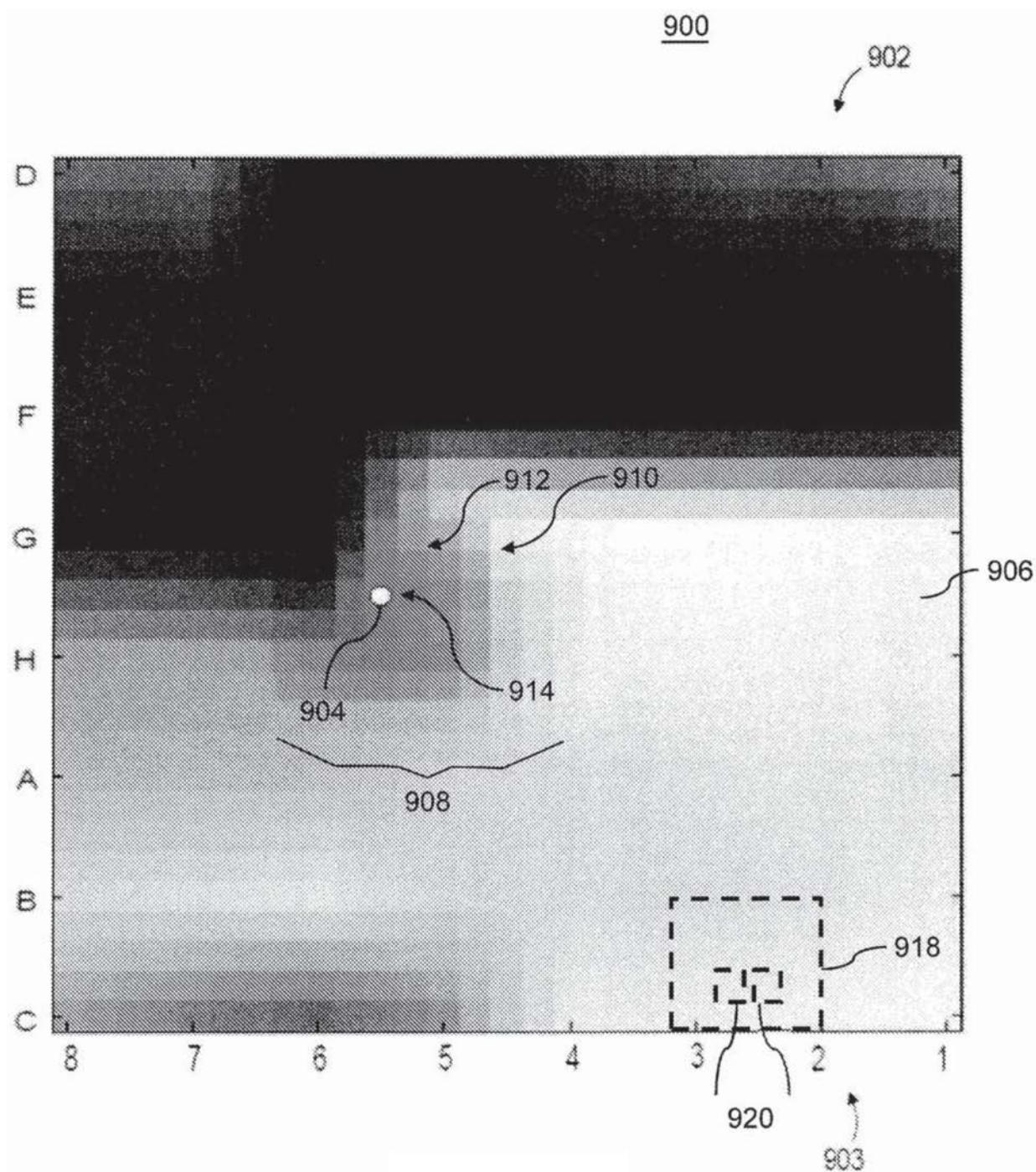


图9

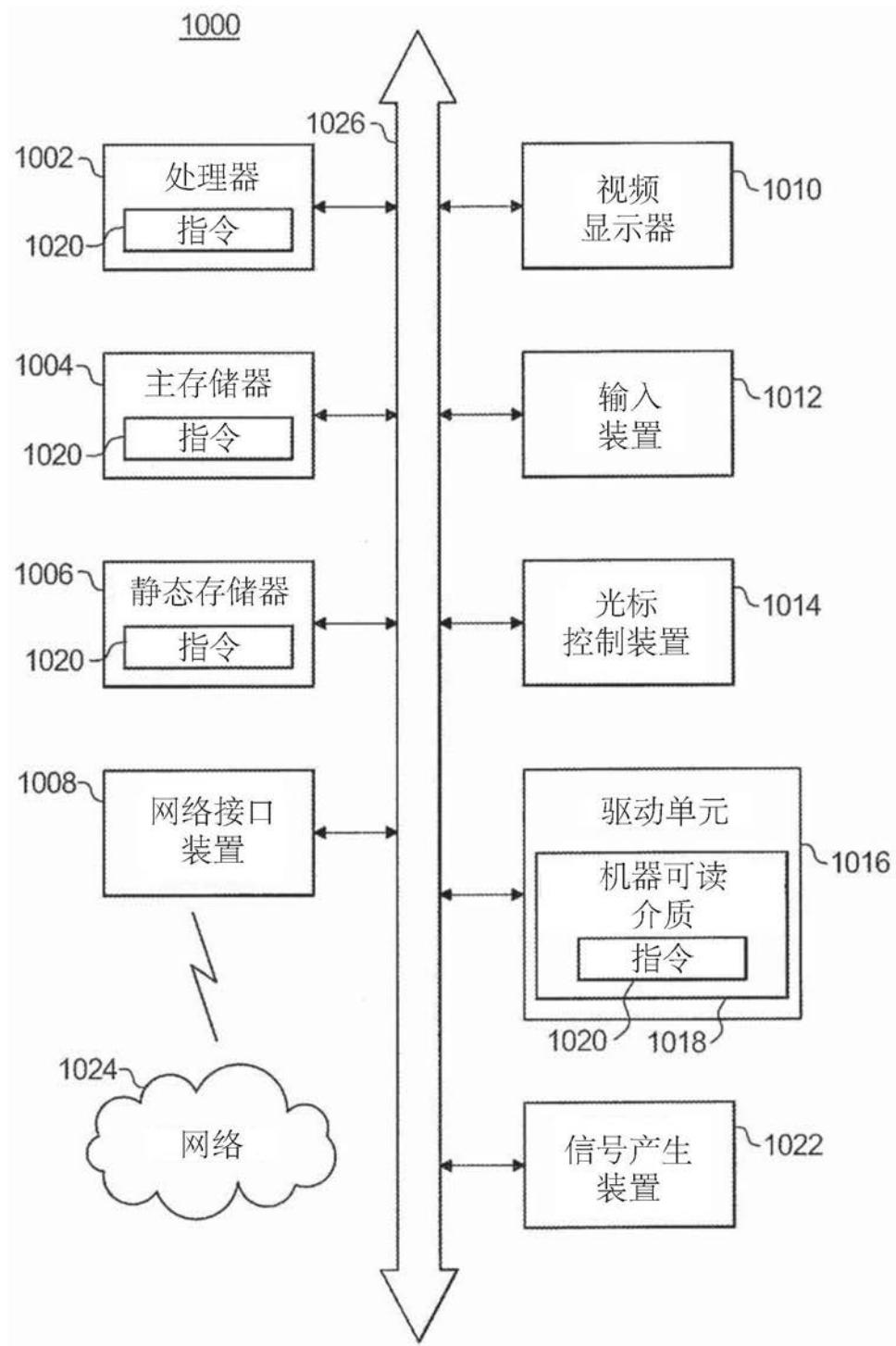


图10