



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105997002 A

(43)申请公布日 2016. 10. 12

(21)申请号 201610421088.3

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2012.03.21

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 5/0205(2006.01)

61/481,607 2011.05.02 US

A61B 5/04(2006.01)

13/217,123 2011.08.24 US

A61B 5/042(2006.01)

(62)分案原申请数据

A61B 5/0452(2006.01)

201280026728.0 2012.03.21

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/0464(2006.01)

(71)申请人 加利福尼亚大学董事会

地址 美国加利福尼亚州

申请人 托佩拉公司

(72)发明人 凯里·罗伯特·布里格斯

桑吉夫·纳拉扬

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

代理人 张瑞 郑霞

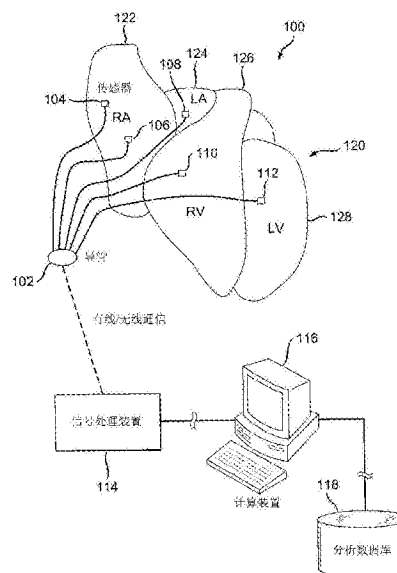
权利要求书1页 说明书17页 附图8页

(54)发明名称

用于重建心脏激动信息的系统和方法

(57)摘要

披露了一种重建心脏激动信息的示例系统和方法。通过一个计算装置处理一个第一心脏信号和一个第二心脏信号,从而确定该第一心脏信号的一个导数相对于该第二心脏信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。如果确定该变化点高于该临界值,那么指定该第一心脏信号中的一个激动起始时间在该变化点处,从而界定在该第一心脏信号中指示一次搏动的的心脏激动。



1. 一种处理心脏激动信息的方法,所述方法包括:
取出从患者获得的第一心脏信号和第二心脏信号;
处理所述第一心脏信号和所述第二心脏信号以确定在所述第一心脏信号中是否存在高于临界值的、所述第一心脏信号的导数相对于所述第二心脏信号的导数发散的变化点;
并且

如果所述变化点在所述第一心脏信号中,那么指定所述第一心脏信号中的激动起始时间在所述变化点处,从而界定心脏激动。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一心脏信号的导数和所述第二心脏信号的导数是从包括以下项的组中选择的:零阶导数、一阶导数、二阶导数、更高阶导数及其组合。

3. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一心脏信号的导数和所述第二心脏信号的导数是零阶导数。

4. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一心脏信号的导数和所述第二心脏信号的导数是一阶导数。

5. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一心脏信号的导数和所述第二心脏信号的导数是二阶导数。

6. 如权利要求1所述的方法,还包括分别使用第一传感器和第二传感器从所述患者获得所述第一心脏信号和所述第二心脏信号。

7. 如权利要求6所述的方法,其中所述第一心脏信号和所述第二心脏信号是同时从所述患者获得的。

8. 如权利要求1所述的方法,其中对于所述第一心脏信号和所述第二心脏信号来说,所述变化点被确定在大约相同的时间点处。

9. 如权利要求1所述的方法,其中对于所述第一心脏信号和所述第二心脏信号来说,根据斜率、振幅、时序以及形状中的一项或多项确定所述变化点。

10. 如权利要求1所述的方法,其中所述变化点的确定包括:
由所述第一心脏信号和所述第二心脏信号形成复合心脏信号;
在所述第一心脏信号中的多个点处确定比值,每个比值表示所述第二心脏信号的导数与所述复合心脏信号的导数之间的差值比所述第一心脏信号的导数与所述复合心脏信号的导数之间的差值;并且

选择具有所确定的比值中最大比值的点作为所述第一心脏信号中的所述变化点。

用于重建心脏激动信息的系统和方法

[0001] 本申请是申请日为2012年3月21日、申请号为201280026728.0、发明名称为“用于重建心脏激动信息的系统和方法”的申请的分案申请。

联邦拨款

[0002] 本申请中描述的一些研究是由来自美国国家卫生研究院(National Institutes of Health)的拨款号R01HL83359、HL83359-S1以及HL103800提供资金。美国政府因此可以拥有本发明中的某些权利。

相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2011年5月2日提交的美国临时专利申请号61/481,607和2011年8月24日提交的美国专利申请号13/217,123的优先权和权益,这两个专利都通过引用以其全文结合在此。

技术领域

[0004] 本申请总体上涉及心脏节律紊乱。更确切地说,本申请是针对一种用于重建与心脏节律紊乱相关的心脏激动信息(激动起始)的系统和方法。

背景技术

[0005] 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,它们当中最复杂并难以治疗的是心房颤动(AF)、室性心动过速(VT)和心室颤动(VF)。其他节律紊乱治疗起来更简单,但也可能是临床上显著的,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。

[0006] 心脏节律紊乱,尤其是AF、VF以及多形性VT的复杂节律紊乱的治疗可能极其困难。用于复杂节律紊乱的药物疗法不是最佳的,并且功效较差并且副作用显著。消融已通过以下方式越来越多地在心脏节律紊乱方面得到使用:穿过血管或直接在手术时将一个传感器/探针操纵到心脏,并且向隐匿心脏节律紊乱的一个病因的心脏的一个位置递送能量以减轻并且在一些情况下消除心脏节律紊乱。然而,在复杂节律紊乱中,消融通常很困难并且无效,因为鉴别和定位心脏节律紊乱的一个病因的工具较差并且妨碍向心脏的正确区域递送能量以消除紊乱的尝试。

[0007] 已知用于治疗简单心脏节律紊乱的某些系统和方法。在一种简单心脏节律紊乱(例如房性心动过速)中,搏动与搏动间一致的激动起始模式总体上可以追溯到一个最早位置,该位置可以被消融以减轻并且在一些情况下消除紊乱。即使在简单心脏节律紊乱中,一种心脏节律紊乱的病因的此类消融也是有挑战性的,并且有经验的从业人员通常需要数个小时来消融具有一致的搏动到搏动激动模式的简单节律紊乱,如房性心动过速。

[0008] 尚无在鉴别针对复杂节律紊乱(如AF、VF或多形性VT)的病因方面取得成功的已知

系统和方法。在一种复杂节律紊乱中,无法鉴别激动起始的一个最早位置,因为激动起始模式在搏动与搏动之间变化,并且是“连续的”,使得无可鉴别的最早点(或开始)或最晚点(或末尾)。

[0009] 诊断和治疗心脏节律紊乱通常涉及穿过一名患者的血管将具有多个传感器/探针的一个导管引入心脏中。这些传感器检测心脏中传感器位置处的心脏电活动。该电活动总体上被处理成代表在这些传感器位置处心脏的激动的电描记图信号。

[0010] 在一种简单心脏节律紊乱中,每个传感器位置处的信号总体上在搏动与搏动之间于时序方面并且通常在其偏转的形状和次数方面一致,使得能够在每个传感器位置处鉴别激动起始。然而,在一种复杂节律紊乱中,搏动与搏动之间的每个传感器位置处的信号可以在不同形状的一个、数个以及多个偏转之间转变。举例来说,当AF中针对一个传感器位置的一个信号包括5个、7个、11个或更多个偏转时,即使并非不可能,但也很难相对于仍能被心脏中的该传感器感测的另一个远离的位置(即,远场激动)或仅仅是来自患者心脏的另一个部分、其他解剖学结构、该传感器相对于心脏或外部电子系统的移动或运动的噪音,鉴别该信号中的哪些偏转是在心脏中的该传感器位置处或附近(即,局部激动)。

[0011] 尚无已知系统和方法能够在与心脏节律紊乱相关、尤其是复杂节律紊乱中的形状不同的信号中重建心脏激动信息(起始),从而促进心脏节律紊乱的一个病因的鉴别和其消除。

发明内容

[0012] 本发明可适用于重建不同节律紊乱的激动信息,包括心脏节律紊乱,以及其他生物节律紊乱,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,以便找到这些紊乱的一个或多个病因或一个或多个来源,使得可以方便地对它们进行治疗。

[0013] 复杂心脏节律紊乱典型地产生极难解读的激动模式,并且此前尚不可能有能力确定复杂紊乱中心脏搏动的精确激动信息。本发明的优势之一为重建心脏激动信息使得紊乱的病因和/或来源的确定可以被确定和治疗的能力。另一个优势为,本发明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(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。因此可以在计算经重建的心脏信息后立刻进行治疗,因为它将提供该紊乱的病因或来源的一个或多个位置。

[0014] 之前的系统和方法存在不能确定心脏节律紊乱的来源并且因此不提供用于有意义和治愈性治疗的靶向来源的手段的问题。另外,之前的系统和方法需要大量和复杂的治疗步骤,并且仍无法提供一种足以鉴别心脏节律紊乱的一个或多个病因或一个或多个来源的重建心脏激动信息的手段。

[0015] 与之前的系统和方法相比,本发明提供数目相对更少的步骤来重建激动信息,以便在几乎不可辨别的激动模式中针对一次心脏搏动确定不同传感器位置处的激动起始时间。

[0016] 如在此所使用,重建是针对一种生物或心脏节律紊乱的一次或多次搏动鉴别不同

于附近或邻近传感器位置的一个传感器位置处的一个心脏或生物信号中的激动起始时间的一个过程。

[0017] 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。

[0018] 如在此所使用,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。

[0019] 根据一个实施例或方面,披露了一种重建心脏激动信息的系统。该系统包括至少一个计算装置。该计算装置被配置成处理一个第一心脏信号和一个第二心脏信号,从而确定该第一心脏信号的一个导数相对于该第二心脏信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。如果确定该变化点高于该临界值,那么该计算装置被进一步配置成指定该第一心脏信号中的一个激动起始时间在该变化点处,从而界定在该第一心脏信号中指示一次搏动的的心脏激动。

[0020] 在一种重建心脏激动信息的系统中,对于该第一心脏信号和该第二心脏信号两者来说,该变化点可以在大约相同的时间点处确定。

[0021] 一种重建心脏激动信息的系统进一步包括一个包含多个指令的计算机可读介质,当这些指令由该至少一个计算装置执行时,会引起该至少一个计算装置进行处理和指定。

[0022] 该计算装置可以由该第一心脏信号和该第二心脏信号形成一个复合心脏信号,并且可以在该第一心脏信号中的多个点处确定比值。每个比值可以代表该第二心脏信号的该导数与该复合心脏信号的一个导数之间的差值比该第一心脏信号的该导数与该复合心脏信号的该导数之间的差值。该计算装置还可以选择具有这些确定比值中最大比值的一个点作为该第一心脏信号中的变化点。

[0023] 如果确定不存在高于临界值的变化点,那么该计算装置可以将该第一心脏信号的至少一个特征与一个心脏信号目录中的一个参考心脏信号的至少一个特征匹配。此后,该计算装置可以指定该第一心脏信号中的一个激动起始时间作为该参考心脏信号的一个起始时间,从而界定在该第一心脏信号中指示一次搏动的的心脏激动。

[0024] 在一种重建心脏激动信息的系统中,该至少一个计算装置进一步被配置成进行处理和指定,从而界定在该第一心脏信号中指示多次搏动的多个心脏激动。

[0025] 在一种重建心脏激动信息的系统中,该至少一个计算装置进一步被配置成反复地从多个心脏信号中选择该第一心脏信号和该第二心脏信号。

[0026] 一种重建心脏激动信息的系统进一步包括一个导管,该导管具有至少一个第一传感器和一个第二传感器以分别检测该第一心脏信号和该第二心脏信号。

[0027] 该计算装置可以反复地从多个心脏信号中选择多个心脏信号对。每一对可以包括一个第一心脏信号和不同的第二心脏信号。该计算装置可以对这些对中的每一对进行处理和指定,从而界定针对这些对中的每一对中的该第一心脏信号指示多次搏动的多个心脏激动。该计算装置可以进一步基于来自这多个心脏信号的心脏激动的指定的激动起始时间重建一种心脏激动模式,从而指示一种心节律紊乱的一个来源。该计算装置还可以展示重建的心脏激动模式以促进在该来源处的心脏组织的治疗,从而抑制、减轻或消除该心节律紊乱。

[0028] 根据另一个实施例或方面,披露了一种重建心脏激动信息的方法。该方法包括通

过一个计算装置处理一个第一心脏信号和一个第二心脏信号,从而确定该第一心脏信号的一个导数相对于该第二心脏信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。如果确定该变化点高于该临界值,那么该方法进一步包括指定该第一心脏信号中的一个激动起始时间在该变化点处,从而界定在该第一心脏信号中指示一次搏动的的心脏激动。

[0029] 该方法中对于该第一心脏信号和该第二心脏信号来说,该变化点可以被确定在大约相同的时间点处。

[0030] 该方法中对于该第一心脏信号和该第二心脏信号来说,根据斜率、振幅、时序以及形状中的一项或多项确定该变化点。

[0031] 该方法中该变化点的确定可以包括以下操作。可以由该第一心脏信号和该第二心脏信号形成一个复合心脏信号。可以确定该第一心脏信号中多个点处的比值。每个比值可代表该第二心脏信号的导数与该复合心脏信号的一个导数之间的差值比该第一心脏信号的导数与该复合心脏信号的导数之间的差值。可以选择具有这些确定比值中最大比值的一个点作为该第一心脏信号中的变化点。

[0032] 该方法中该临界值比与该第一心脏信号和该第二心脏信号相关的一个噪音水平高。在该噪音水平处或在该噪音水平以下的一个变化点与来自心脏、呼吸系统、胃肠道、神经系统的其他区域的一个或多个信号以及电子干扰相关。

[0033] 如果确定不存在高于临界值的变化点,那么该方法可以包括将该第一心脏信号的至少一个特征与一个心脏信号目录中的一个参考心脏信号的至少一个特征匹配。此后,该参考心脏信号中的一个激动起始时间可然后被指定为该第一心脏信号的一个激动起始时间,从而界定在该第一心脏信号中指示一次搏动的的心脏激动。

[0034] 该方法进一步包括进行处理和指定,从而界定在该第一心脏信号中指示多次搏动的多个心脏激动。

[0035] 该方法进一步包括反复地从多个心脏信号中选择该第一心脏信号和该第二心脏信号。

[0036] 用于重建心脏激动信息的该方法可以进一步包括反复地从多个心脏信号中选择多个心脏信号对。每一对都包括一个第一心脏信号和不同的第二心脏信号。可以进行针对这些对中的每一对的处理和指定的操作,从而界定针对这些对中的每一对中的第一心脏信号指示多次搏动的多个心脏激动。此后,可以基于来自这多个心脏信号的心脏激动的指定的激动起始时间重建一种心脏激动模式,从而指示一种心节律病症的一个来源。

[0037] 根据另一个实施例方面,披露了一种治疗心节律紊乱的方法。该方法包括反复地从多个心脏信号中取出一个第一心脏信号和一个第二心脏信号。通过一个计算装置处理该第一心脏信号和该第二心脏信号,从而确定该第一心脏信号的一个导数相对于该第二心脏信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的变化点。如果确定这些变化点高于该临界值,那么指定该第一心脏信号的激动起始时间在这些变化点处,从而界定在该第一心脏信号中指示搏动的的心脏激动。该方法进一步包括基于这些指定的激动起始时间重建一种心脏激动模式,从而指示该节律紊乱的一个来源。再进一步地,该方法包括治疗在该来源处的心脏组织以抑制或消除该节律紊乱。

[0038] 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。

附图说明

- [0039] 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:
- [0040] 图1展示了一个示例心脏激动重建系统;
- [0041] 图2展示了来自一个传感器的一种心脏节律紊乱的一个示例简单电描记图信号,该传感器安置在图1中展示的一个心脏的一个传感器位置处;
- [0042] 图3展示了来自一个传感器的一种心脏节律紊乱的一个示例复杂电描记图信号,该传感器安置在图1中展示的一个心脏的一个传感器位置处;
- [0043] 图4展示了图1中展示的一个导管的一个示例传感器阵列以及来自这些传感器的用于重建心脏激动信息的信号的一个示例选择;
- [0044] 图5展示了来自图4中展示的阵列的传感器的示例比较信号对;
- [0045] 图6为分析信号(S1G1)与参考信号(S1G2)的一个示例信号对比较的一个图示;
- [0046] 图7为分析信号(S1G1)与参考信号(S1G2)的另一个示例信号对比较的一个图示;
- [0047] 图8为利用一个复合信号的分析信号(S1G1)与参考信号(S1G2)的另一个示例信号对比较的一个图示;
- [0048] 图9为展示重建与心脏节律紊乱相关的心脏激动信息的一种示例方法的一个流程图;
- [0049] 图10为分析信号(S1G1)与参考信号(S1G2)的一个示例信号对比较的一个图示,该分析信号与该参考信号可以根据图9的方法处理,从而重建心脏激动信息;
- [0050] 图11为根据图1-10的所处理的信号的一个示例映射的一个图示;以及
- [0051] 图12为一个通用计算机系统的一个示意性实施例的一个框图。

具体实施方式

[0052] 在此披露了一种用于重建与心脏节律紊乱相关的心脏激动信息的系统和方法。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,可以在没有所披露的全部具体细节的情况下实践一个示例实施例。

[0053] 图1展示了一个示例心脏激动重建系统100。该示例系统100被配置成检测并且重建从一名患者的心脏收集/检测的与一种心脏节律紊乱相关的心脏激动信息。心脏包括一个右心房122、左心房124、右心室126以及左心室128。

[0054] 该示例系统100包括一个导管102、信号处理装置114、计算装置116以及分析数据库118。

[0055] 该导管102被配置成在心脏中检测心脏激动信息并且通过一个无线或有线连接将检测到的心脏激动信息传输到该信号处理装置114。该导管包括多个探针/传感器104-112,这些探针/传感器可以穿过该患者的血管插入心脏。

[0056] 在一些实施例或方面中,这些传感器104-112中的一个或多个未插入该患者的心脏。举例来说,一些传感器可以通过患者体表(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)检测心脏激动。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激动信息(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中的传感器组合使用。

[0057] 这些传感器104-112(它们被安置在所研究的的心脏中的传感器位置处)可以在这些传感器位置处检测心脏激动信息,并且可以进一步递送能量以在这些传感器位置处消融心脏。应指出,这些传感器104-112还可以从心脏的重叠区域(例如右心房122和左心房124)检测心脏激动信息。

[0058] 该信号处理装置114被配置成将在传感器位置处由传感器104-112检测到的心脏激动信息处理(例如阐明和放大)成电描记图信号,并且向该计算装置116提供经处理的心脏信号,以便根据在此所披露的方法进行分析或处理。在处理来自传感器104-112的心脏激动信息时,该信号处理装置114可以减去来自心脏120的重叠区域的心脏激动信息,从而向该计算装置116提供经处理的心脏信号,以便分析。尽管在一些实施例或方面中,该信号处理装置114被配置成提供单极信号,但在其他实施例或方面中,该信号处理装置114可以提供双极信号。

[0059] 该计算装置116被配置成从该信号处理装置114处接收(或接入)心脏信号,并且进一步被配置成根据在此披露的方法、功能或逻辑分析或处理这些心脏信号,从而重建这些心脏信号中的心脏激动信息,使得有可能找出该心脏节律紊乱的一种病因并且消除该病因。

[0060] 举例来说,该计算装置116可以处理来自所接收的心脏信号的一个第一心脏信号和一个第二心脏信号,从而确定该第一心脏信号的一个导数相对于该第二心脏信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。如果确定该变化点高于该临界值,那么该计算装置116可以接着指定该第一心脏信号中的一个激动起始时间在该变化点处,从而界定在该第一信号中指示一次搏动的的心脏激动。

[0061] 作为另一个实例,该计算装置116可以反复地从所接收的心脏信号中选择多个心脏信号对,每一对具有一个第一心脏信号和第二心脏信号。该计算装置116可以对这些对中的每一对进行处理和指定,以便界定针对这些对中的每一对中的第一心脏信号指示多次搏动的多个心脏激动。举例来说,该计算装置116被配置成进行处理和指定,从而界定在该第一心脏信号中指示多次搏动的多个心脏激动。该计算装置116可以接着基于来自所接收的心脏信号的心脏激动的指定的激动起始时间重建一种心脏激动模式,从而指示一种节律紊乱的一个来源。在一些实施例或方面中,该计算装置116还可以展示该重建的心脏激动模式以促进在该来源处的心脏组织的治疗,从而抑制、减轻或消除该心节律紊乱。

[0062] 该分析数据库118被配置成支持或辅助由该计算装置116进行的信号分析。在一些实施例或方面中,该分析数据库118可以储存参考信号和相关激动的一个目录,从而使该计算装置116能够确定与所研究的一个信号(例如当变化点在一个时间窗口期间低于临界值时)相关的一个激动起始,如在此将更详细描述那样。

[0063] 图2展示了一种心脏节律紊乱的一个示例简单电描记图信号200,该信号来自安置在心脏120中的一个传感器位置处的一个传感器。举例来说,导管102的传感器104可以被安置在右心房122中的一个传感器位置处,如图1中所示。作为一个实例,该心脏节律紊乱可以是一种复杂节律紊乱AF、VF以及多形性VT,或另一种心脏节律紊乱。

[0064] 该示例信号200持续在约300ms与约900ms之间的一个时间段。在这一时间段期间,

预期该信号200具有四个(4个)局部激动起始204-208,例如起源于传感器104的心脏120中的传感器位置处或附近(局部)的那些激动起始。确切地说,基于心脏节律紊乱中的既定观察结果,可以预期AF的激动起始之间的周期时长为约100ms到约300ms,并且可以预期复杂室性心律失常的激动起始之间的周期时长为约180ms到约240ms。作为一个实例,预期激动起始202与激动起始204之间的周期时长210为约100ms到约300ms。在该示例信号200中,激动起始204-208总体上为可鉴别的,因为它们具有较小程度的叠加在局部信号中的基线漂移,并且具有很少的可能被误当作局部活动的远场伪影。在这一实例中的局部活动的特征可以为:具有一个锐利拐点和高斜率的一个激动起始,接着是一段时间的平缓的低偏差斜率(它代表复极化,典型地持续在约100ms与250ms之间)。

[0065] 在该示例信号200中,一个示例远场偏转212展示于定位激动起始206与局部激动起始208(例如起源于心脏120中不同于与传感器104相关的传感器位置的一个位置处的一个激动起始)之间。确切地说,在与约100ms到约300ms相比一个更短周期中的激动起始206之后,与传感器104相关的传感器位置处的心脏120无法生理学地再次激动,因为局部组织必须经历复极化。此外,当该偏转212也显著存在于由在指向传感器104的多个方向上的邻近传感器所收集的信号中时,该偏转212无法在与该传感器104相关的传感器位置的局部。举例来说,由传感器104检测到的远场偏转212可能与和传感器106有关的一个传感器位置处的激动起始相关。

[0066] 图3展示了一种心脏节律紊乱的一个示例复杂电描记图信号300,该信号来自于安置在心脏120中的一个传感器位置处的一个传感器。举例来说,导管102的传感器106可以被安置在右心房122中的一个传感器位置处,如图1中所示。作为一个实例,该心脏节律紊乱可以是一种复杂节律紊乱AF、VF以及多形性VT,或另一种心脏节律紊乱。

[0067] 类似于示例信号200,该示例信号300持续在约300ms与约900ms之间的一个时间段。在这一时间段期间,预期信号300具有四个(4个)局部激动起始,例如在传感器106的心脏120中的传感器位置的局部起源的激动起始。然而,在该示例信号300中存在十一个(11个)可能的激动起始302-322。由心脏节律紊乱引起的持续时间短(比约100ms的最短周期时长更短)的多个偏转使与远场激动或仅仅是噪音相对的传感器104的传感器位置处的局部激动起始的辨别过于困难。

[0068] 图4展示了导管102的一个示例传感器阵列400以及来自这些传感器的用于重建心脏激动信息(例如激动起始)的信号的一个示例选择。为了说明的简单和清楚起见,该阵列400包括十五个(15个)示例传感器。应理解,该阵列400可以包括更少或更多的传感器,如为了覆盖心脏120的不同部分而可能确定的那么多。在一些实施例或方面中,该阵列400可以包括160个或更多个传感器。

[0069] 该阵列400的传感器以相对于心脏120的右心房122的示例空间安排显示。类似地,该阵列400可以空间地安排于心脏的其他腔室中,例如左心房、右心室、左心室,或用于包括心内膜或心外膜表面的腔室的组合。在图4中,为了说明的简单和清楚起见,该阵列400中电极的空间安排显示为均匀的和平面的。然而,心脏120并不是一个均匀或平面结构。因此,该阵列400中电极的空间安排可以相对于心脏120的形状而变化,从而改进在心脏120中对电活动的检测。

[0070] 在一个示例实施例或方面中,图1的导管102可以是一个篮状导管,其中该阵列400

的示例传感器沿篮状导管102的花键406-408以空间安排形式安置。可以使用该传感器阵列400中传感器空间安排不同的不同导管,如螺旋、径向辐或其他空间安排。

[0071] 该阵列400中的传感器(传感器的信号)对被反复地选择以用于进行如在此将更详细描述的处理,以便重建右心房122、或其中可以安置有该阵列400的另一个腔室中的心脏120的心脏激动信息(激动起始)。

[0072] 如402处所展示,一个分析信号(1)被选择用于处理。一个参考信号(2)(该分析信号(1)的一个邻近信号)接着被选择以形成一个第一对,该第一对被处理以确定分析信号(1)中的激动起始。类似地,如404处所展示,一个分析信号(1)被选择用于处理。一个参考信号(2)(该分析信号(1)的一个邻近信号)接着被选择以形成一个第二对,该第二对被处理以确定分析信号(1)中的激动起始。来自该第一对和该第二对的信号的激动起始可以储存在图1的计算装置116的存储器或数据库118中。这些相邻传感器(信号)可以但不必邻近,如下文将更详细地描述。

[0073] 针对邻近该分析信号(1)的该阵列400的传感器(信号),重复这些选择和处理。针对所有信号对的该分析信号(1)中的激动起始也可以储存在计算装置116的存储器或数据库118中。此后,另一个分析信号被选择,并且针对该分析信号重复这些选择和处理。以这种方式,阵列400中的多个分析信号中的每一项都针对其相邻信号而被处理。针对一个给定分析信号的相邻信号的数目可能更少或更多,取决于该阵列400中的传感器的空间安排、所分析的心脏的腔室以及所治疗的心脏节律紊乱。

[0074] 图5展示了来自图4中展示的阵列400的传感器的示例比较信号对。邻近信号不仅可以包括紧邻分析信号的那些信号,而且可以包括不邻接分析信号的那些信号。空间分离这些成对传感器可以具有空间地使其上的偏转被视为局部活动的区域延伸的作用。局部活动因此大致地由这些成对传感器的分离界定。如图5的实例1中所展示,所选择的分析信号(1)针对邻近信号(2)-(5)、并且还针对一个非邻近信号(6)被处理。如图5的实例2中所进一步展示,所选择的分析信号(1)针对邻近信号(2)-(5)、并且还针对非邻近信号(6)和(7)被处理。尽管最接近的邻近信号为优选的,但可以使用相对于该分析信号在不同空间定向上的邻近信号。

[0075] 对于每个分析信号来说,可能存在多个参考信号(例如四个(4个)参考信号或更多)。参考或基于这些参考信号的可能激动起始的组合,确定该分析信号中的一个最终激动起始。确切地说,由每一对确定的激动起始可以针对彼此被参考,从而检查该分析信号中的激活的对应性或相关性。基于所参考的信号对的可能的激动起始,最终定下针对该分析信号的一个激动起始。

[0076] 针对该分析信号的该最终激动起始可以按不同方法确定。在一个实施例或方面中,针对该分析信号的该最终激动起始可以基于来自不同参考信号对的可能的激动起始的一个平均值来确定。在另一个实施例或方面中,针对该分析信号的该最终激动起始可以基于可能的激动起始的一个平均值来确定,这些可能的激动起始来自其中大多数可能的激动起始在彼此的一段预定时间间隔(例如 $\pm 5\text{ms}$)内的那些信号对。所使用的时间间隔可以被选择为更短或更长。可替代地,该最终激动还可以通过进行用占大多数的每一可能的激动起始的显著性值加权的一个“质心”计算或通过分析激动起始相对于传感器位置的一个主导方向来确定。

[0077] 参见图5中的实例1,如果一个分析信号已经确定具有与五个(5个)参考信号对相关的分别为170ms、190ms、193ms、165ms以及172ms的可能的激动起始,那么针对该分析信号的最终激动起始可以被确定为 $(170+165+172)/3=169\text{ms}$ 。在该时间间隔以外的190ms和193ms的激动起始可以根据针对该分析信号的最终激动起始的确定进行折算。针对每个信号所确定的最终激动起始可以保存在图1的数据库118中。

[0078] 尽管在为了简洁和清楚起见的前述实例中,针对与每个参考信号相关的分析信号,仅一个激动起始被确定,但应理解,每个信号(来自阵列400的一个传感器)可以代表如图2中展示的多个连续分析间隔(例如激动周期),每个连续分析间隔可以具有如基于多个参考信号(阵列400的相邻传感器)的相同时间间隔确定的一个激动起始。

[0079] 图6为示例分析信号(SIG1)与示例参考信号(SIG2)的一个示例信号对比较600的一个图示。举例来说,这些信号可以来自图4中展示的比较对402(或比较对404),或来自图5中展示的任何比较对。应指出,这些信号为说明性的,并且在相同分析间隔期间出现。如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),如图2中所展示。

[0080] 在一个或多个连续时间点(例如每毫秒、两毫秒或其他时间点)下处理这些信号以确定该分析信号的一个导数相对于该参考信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。该变化点可以由该第一心脏信号和该第二心脏信号的斜率、振幅、时序以及形状中的一项或多项确定。应指出,在一些实施例或方面中,一些时间点的处理可以被省去(例如每隔一个时间点或三个时间点中的两个)。为这些信号中的每个时间点确定一个一阶导数(或者可以使用二阶导数)。为每个信号确定一个均方根。举例来说,RMS1和RMS2是通过获取信号(例如所有激动周期)中的每一者的整个信号的导数的一个均方根来确定的。RMS可以用于将这些信号相对于彼此的振幅归一化,使得这些信号中的偏转的振幅(例如电压)不会影响如下文所描述的信号的处理。

[0081] 从每个信号(SIG1、SIG2)中连续地选出一个时间点(相同时间点或大致相同时间点)以用于研究和处理。对于所研究的每个时间点,可以对开始于该时间点处的每个信号中的一个时间增量602、604进行研究。举例来说,可以使用一个10ms的时间增量。可以选择不同的时间增量。确定被固定在每个信号中的所研究点处并且向每个信号的时间增量中的时间点提供最佳拟合的一条线。所确定的线代表针对所选择的时间点的信号的斜率(例如伏每秒)。更确切地说,所确定的线代表所选择的针对相同时间增量(例如10ms)的时间点处的信号的斜率。相对于这些斜率确定一个显著性值(δ)。

[0082] 该显著性值可以通过获取根据第一斜率的相关均方根值得到的它的一个绝对值并且减去根据第二斜率的相关均方根值得到的一个绝对值来确定。做出关于所得(δ) = -0.461是否高于显著性临界值(例如0.25)的一个判定。显著性临界值表示对于所研究的信号中的时间点存在一个潜在显著的变化点(基于斜率),例如导数彼此之间足够发散。在示例信号对比较600中,显著性值(δ) = -0.461低于0.25的显著性临界值。低显著性值表示SIG1中的偏转是远场的,并且不足以处于信号起源所在的一个传感器位置的局部,例如图4中所示的一个传感器。因此,该示例信号对比较600中不存在潜在显著的变化点。

[0083] 如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),如图2中所展示。在每个分析间隔中,可能具有零个、一个或多个如上文所述的潜在显著的变化点。所研究的时间点和一个或多个潜在显著的变化点可以记录于如数据库118中。

[0084] 图7为示例分析信号(S1G1)与示例参考信号(S1G2)的一个示例信号对比较700的一个图示。类似地,这些信号可以来自图4中展示的比较对402(或比较对404),或来自图5中展示的任何比较对。这些信号为说明性的,并且在相同分析间隔期间出现。如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),如图2中所展示。

[0085] 在一个或多个连续时间点处对这些信号进行处理,从而确定该分析信号的一个导数相对于该参考信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。在一些实施例或方面中,一些时间点的处理可以被省去(例如每隔一个时间点或三个时间点中的两个)。针对这些信号中的每个时间点确定一个一阶导数(或二阶导数)。进一步为每个信号确定一个均方根。从每个信号(S1G1、S1G2)中连续地选出一个时间点(相同时间点或大致相同时间点)以用于研究和处理。对于所研究的每个时间点,可以对开始于该时间点处的每个信号中的一个时间增量702、704(例如10ms)进行研究。确定被固定在每个信号中的所研究点处并且向每个信号的时间增量中的时间点提供最佳拟合的一条线。所确定的线代表针对所选择的时间点的信号的斜率(例如伏每秒)。更确切地说,所确定的线代表所选择的针对相同时间增量的时间点处的斜率。相对于这些斜率确定一个显著性值(δ)。

[0086] 该显著性值可以通过获取根据第一斜率的相关均方根值得到的它的一个绝对值并且减去根据第二斜率的相关均方根值得到的一个绝对值来确定。做出关于所得(δ) = -0.063是否高于显著性临界值(例如0.25)的一个判定。在示例信号对比较700中,显著性值(δ) = -0.063远低于0.25的显著性临界值。该低显著性值表示低振幅噪音。因此,该示例信号对比较700中不存在潜在显著的变化点。

[0087] 一个噪音水平可以定义为显著性临界值的分率或者可以按不同方式计划性地定义。举例来说,噪音水平可以是显著性临界值(0.25)的十分之一(0.025)。可以选择一种不同的分率水平。作为另一个实例,该噪音水平可以定义为多个显著性值的一个高斯标准差。涵盖了定义噪音水平的其他方式。应指出,显著性临界值(例如0.25)比可能与示例信号对比较700中的分析信号和参考信号相关的噪音水平高。因此,在噪音水平处或以下的一个变化点可以与来自心脏的其他区域、呼吸系统、胃肠道、神经网络的一个或多个信号以及电子干扰相关。

[0088] 如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),并且在每个分析间隔中,可能具有零个、一个或多个如上文所述的潜在显著的变化点。所研究的时间点和一个或多个潜在显著的变化点可以记录于如数据库118中。

[0089] 图8为利用一个复合信号的示例分析信号(S1G1)和示例参考信号(S1G2)的一个示例信号对比较800的一个图示。如其他实例中那样,这些信号可以来自图4中展示的比较对402(或比较对404),或来自图5中展示的任何比较对。这些信号为说明性的,并且在相同分析间隔期间出现。如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),如图2中所展示。

[0090] 在一个或多个连续时间点处对这些信号进行处理,从而确定该分析信号的一个导数相对于该参考信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。在一些实施例或方面中,一些时间点的处理可以被省去(例如每隔一个时间点或三个时间点中的两个)。针对这些信号中的每个时间点确定一个一阶导数(零阶导数或二阶导数)。进一步为每个信号确定一个均方根。从每个信号(S1G1、S1G2)中连续地选出一个时间点(相同时间点或大致

相同时间点)以用于研究和处理。对于所研究的每个时间点,可以使用开始于该时间点处的每个信号中的一个时间增量802、804(例如10ms)。确定被固定在每个信号中的所研究点处并且向每个信号的时间增量中的时间点提供最佳拟合的一条线。所确定的线代表针对所选择的时间点的信号的斜率(例如伏每秒)。更确切地说,所确定的线代表所选择的针对相同时间增量的时间点处的信号的斜率。相对于这些斜率确定一个显著性值(δ)。

[0091] 在一些实施例或方面中,该显著性值可以通过获取根据第一斜率的相关均方根值得到的它的一个绝对值并且减去根据第二斜率的相关均方根值得到的一个绝对值来确定。做出关于所得(δ)=0.546是否高于显著性临界值(例如0.25)的一个判定。在该示例信号对比较800中,判定该显著性值(δ)=0.546高于0.25的显著性临界值。

[0092] 因此,所研究的时间点处的该示例信号对比较800中存在一个潜在显著的变化点。如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),并且在每个分析间隔中,可能具有零个、一个或多个如上文所述的潜在显著的变化点。所研究的时间点和一个或多个潜在显著的变化点可以记录于如数据库118中。

[0093] 在其他实施例或方面中,可以相对于一个复合信号确定该显著性值。确切地说,通过从S1G1(分析信号)中减去S1G2(参考信号)来计算出复合信号(COMP),例如COMP=S1G2-S1G1。该复合信号可以代表组分单极信号(S1G1,S1G2)的一个双极信号(COMP)。在替代实施例或方面中,还可以通过将信号S1G1与S1G2相加来计算出该复合信号COMP。该信号对比较800中的信号为说明性的,并且在相同分析间隔期间出现。如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),如图2中所展示。

[0094] 在一个或多个连续时间点处相对于复合信号COMP处理信号S1G1、S1G2,从而确定该分析信号的一个导数相对于该参考信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。针对信号S1G1、S1G2、COMP中的每个时间点确定一个一阶导数(或二阶导数)。从每个信号(S1G1、S1G2、COMP)中连续地选出一个时间点(相同时间点或大致相同时间点)以用于研究和处理。对于所研究的每个时间点,可以使用开始于该时间点处的每个信号中的一个时间增量802、804、806(例如10ms)。确定被固定在每个信号中的所研究点处并且向每个信号的时间增量中的时间点提供最佳拟合的一条线。所确定的线代表针对所选择的时间点的信号的斜率(例如伏每秒)。更确切地说,所确定的线代表所选择的针对相同时间增量的时间点处的信号的斜率。相对于这些斜率确定一个显著性值(δ)。

[0095] 在采用该复合信号的实施例或方面中,该显著性值(δ)可以通过如下比值确定:获取该第二斜率的一个绝对值并且减去该复合斜率的一个绝对值,并且除以该第一斜率的一个绝对值减去该复合斜率的一个绝对值后的结果的对数。针对所研究的时间点的所得显著性值为(δ)=31.63。可以对所研究的全部点计算显著性值。一个显著性临界值可以确定为所计算的显著性值(δ)的一个平均值加上一个标准差。此后,只有那些高于该显著性临界值的显著性值(δ)才可以被视为针对该比较对800的潜在显著的变化点。对于图8的信号对比较800中的示例信号来说,所确定的显著性临界值可以为10。应指出,高于该显著性临界值的一个或多个显著性值总体上实质上在该显著性临界值以上延伸。举例来说,可以因此选择一个具有最大比值的显著性值(δ)。

[0096] 因此,所研究的时间点处的该示例信号对比较800中存在一个潜在显著的变化点。如在此所指出,这些信号可以具有多个连续分析间隔(例如激动周期),并且在每个分析间

隔中,可能具有零个、一个或多个如上文所述的潜在显著的变化点。所研究的时间点和一个或多个潜在显著的变化点可以记录于如数据库118中。

[0097] 图9为展示重建与心脏节律紊乱相关的心脏激动信息(激动起始)的一种示例方法900的一个流程图。该示例方法900可以由图1中展示的计算装置116执行。更确切地说,该示例方法900开始于操作902处,在该操作处,信号通过信号处理装置114被该计算装置116从安置于心脏120中的传感器处接收。举例来说,信号可以从安置于心脏120的右心房122中的传感器阵列400的传感器处接收,如图1和4中所示。在一些实施例或方面中,来自这些传感器的至少一部分信号可以被信号处理装置114记录,并且接着被提供给计算装置116。

[0098] 在操作904处,选择一个第一信号(分析信号)。在操作906处,选择一个第二信号(参考信号)。该分析信号和该参考信号的选择可以如参见图4和5更详细描述的那样进行。在一些实施例或方面中,可以为该第一信号和为该第二信号确定一个均方根(RMS)。在操作908处,选择该第一信号和该第二信号待被比较所历经的一个时间间隔。该时间间隔可以选择为如图2中所描述的一个激动周期(例如100ms到300ms)。在一些实施例或方面中,该时间间隔可以通过该第一(分析)信号的平均周期时长的一个主频分析或其他分析来确定。如果该时间间隔无法计算地确定,那么可以使用一个200ms的默认时间间隔。在其他实施例或方面中,该时间间隔可以从一个数据库(它针对某一年龄、性别以及心脏节律紊乱类型的患者对此类时间间隔编辑目录)利用一种不同的分析方法来手动地、计算地选择,或被默认为在约100ms与约300ms之间的一个值。

[0099] 在一些实施例或方面中,可以基于所选择的第一信号和第二信号确定一个复合信号,如通过减去或加上如参见图8所描述的信号来确定。

[0100] 在操作910处,选择一个时间点用于所选择的时间间隔中的研究。选择相同或大致相同的时间点用于每个信号(例如第一信号和第二信号)中的研究。在操作912处,针对从每个信号中所研究的点处延伸的一个时间增量(例如10ms)计算一个导数。在使用一个复合信号的那些实施例或方面中,同样针对从复合信号中所研究的点处延伸的一个时间增量(例如10ms)计算一个导数。该复合信号中的所研究的时间点与其他信号(例如第一信号和第二信号)中的相同或大致相同。

[0101] 在操作914处,对关于所选择的时间间隔中的所有点是否都经过处理作出一个判定。如果确定所选择的时间间隔中的所有点都经过处理,那么方法900在操作916处继续。可替代地,该方法900进行操作910、912直到在操作914处确定所选择的时间间隔中的所有点都经过处理。

[0102] 在操作916处,在所研究的时间间隔中确定该第一信号的导数相对于该第二信号的导数之间的变化点。举例来说,可以如参考图6-8所描述的那样在每个变化点处确定一个显著性值(δ)。

[0103] 在操作918处,对关于该第一心脏信号的导数相对于该第二心脏信号的导数中是否存在高于一个临界值的一个或多个变化点作出判定。举例来说,可以判定该变化点处的显著性值(δ)是否高于该临界值。在未使用一个复合信号的一些实施例或方面中,如参考图6-8所描述的那样,该临界值可以为0.25(或另一个值),而在使用一个复合信号的那些实施例或方面中,如参考图8所描述的那样,该临界值可以计算为所有变化点的一个平均值加上一个标准差。

[0104] 如果确定存在高于该临界值的一个或多个变化点,那么该方法900在操作920处继续,在该操作处,一个或多个显著的变化点被记录(选择)为针对该第一(分析)信号中所研究的时间间隔的一个或多个可能的激动起始。然而,如果确定不存在高于该临界值的变化点(无显著的变化点),那么该方法900在操作924处继续,在该操作处,该第一信号历经该时间间隔与一个参考信号目录比较。举例来说,针对心脏节律紊乱的参考信号目录可以维持在数据库118中。在操作926处,对关于在该数据库中是否存在与一个参考信号匹配作出一个判定。该比较可以基于该第一信号的至少一个特征与该参考信号的至少一个特征,如形状、斜率、振幅、频率和/或时序。其他特征可以与所列举的特征一起使用或代替所列举的特征。

[0105] 如果在操作926处与一个参考信号无匹配,那么该方法900在操作922处继续。可替代地,该方法900在操作928处继续,在该操作处,所研究的时间间隔中的一个或多个变化点被记录(选择),这一个或多个变化点将与匹配的参考信号中的一个或多个激动起始对应。

[0106] 在操作922处,对关于这些信号中的所有时间间隔是否都已经过处理作出一个判定。如果确定并非所有时间间隔都已经过处理,那么该方法900继续进行操作908-922,从而处理后续时间间隔,直到确定所有的时间间隔都已经过处理。可以由920处代表可能的激动起始的一个或多个变化点确定后续时间间隔。确切地说,如果在920处只记录了一个变化点(高于临界值),那么下一个时间间隔(例如100ms到300ms)在与该变化点有关的起始时间加上半个周期时长(例如50ms到150ms)处开始。如果有多个变化点,那么使用与最大变化点(显著性值)有关的起始时间来确定用于操作908-922的下一个时间间隔。应指出,可以扩展下一个时间间隔的确定以研究来自针对所研究的相同时间间隔的所有第二(参考)信号的显著变化点。然而,如果在922处确定所有的时间间隔都已经过处理,那么该方法900在操作930处继续。

[0107] 在操作930处,对关于所有第二(参考)信号是否已结合所选择的第一(分析)信号而经过处理作出一个判定。如果确定并非所有第二信号都已经过处理,那么该方法900继续进行操作906-930直到确定所有第二(参考)都已针对该第一(分析)信号经过处理。然而,如果确定所有第二信号都已经过处理,那么该方法900继续到操作932。

[0108] 在操作932处,如果(在操作918处)确定一个或多个变化点高于该临界值,那么将一个或多个激动起始指定在该第一信号中的该一个或多个变化点处,从而界定在该第一信号中指示一次或多次搏动的一个或多个心脏激动。类似地,在操作932处,可以基于(操作928处的)一个匹配的参考信号将一个或多个激动起始指定在该第一信号的该一个或多个变化点处,从而界定在该第一信号中指示一次或多次搏动的一个或多个心脏激动。更确切地说,基于该第一信号相对于一个或多个第二信号的所记录的(或显著的)一个或多个变化点为该第一信号的时间间隔指定激动起始。也就是说,基于与一个或多个第二(参考)信号的相同时间间隔中的一个或多个显著变化点有关的一个或多个可能激动起始,为该第一(分析)信号中的每个时间间隔指定一个激动起始。如参考图5所描述,可以基于相对于第二(参考)信号的激动起始的一个平均值确定针对该第一(分析)信号的时间间隔的激动起始。在另一个实施例或方面中,可以基于相对于大多数激动起始在彼此的预定时间间隔(例如 $\pm 5\text{ms}$)内的那些第二信号的激动起始的一个平均值,确定针对该第一信号的时间间隔的激动起始。可以针对该第一(分析)信号中的每个间隔将所指定的起始记录在如数据库118中。

[0109] 在操作934处,对关于所有信号是否都已以第一(分析)信号针对第二(参考)信号的形式经过处理或分析作出一个判定。如果确定并非所有信号都已经过处理,那么该方法900继续进行操作904-932直到所有信号都已经过处理。可替代地,如果确定所有信号都已经过处理,那么该方法900在操作936处结束。

[0110] 在该方法900的结论处,从心脏120处收集的信号已与心脏激动信息(激动起始)一起被重建,从而可以确定该心脏节律紊乱的一个病因。更确切地说,单极电描记图或单相动作电位(MAP)可以被映射到这些信号的经过重建的激动起始中,从而显示针对这些信号的单极或MAP序列或表示。可以根据信号的这些单极电压或MAP电压表示构建一个激动映射或图案,从而找出该心脏节律紊乱的病因。一个示例MAP表示和示例激动映射展示于图11中。

[0111] 图10为分析信号(S1G1)与参考信号(S1G2)的一个示例信号对比较1000的一个图示,该分析信号与该参考信号可以根据图9的方法900处理以指定一个激动起始1004。如比较1000中所示,选择一个时间间隔1002(例如100ms-300ms)用于比较和处理。在一些示例实施例或方面中,如通过中值滤波器对该时间间隔中的信号(S1G1、S1G2、COMP)进行平滑处理。为这些信号的一阶或二阶导数中的变化点确定显著性值(δ),如在此参考图1-9所描述。如信号对比较1000中所展示,基于一阶导数,将S1G1中高于临界值1010的变化点1012指定为针对S1G1中的时间间隔1002的激动起始1004。可替代地,基于二阶导数,将S1G1中高于临界值1010的变化点1014指定为针对S1G1中的时间间隔1002的激动起始1004。如在此参考图1-9所描述的那样选择后续时间间隔并且指定激动起始,直到分析信号(S1G1)经过处理。

[0112] 图11为根据图1-10的所处理的信号的一个示例映射1100的一个图示。原始信号1100代表如在此所描述的经过处理以指定激动起始(垂直线)的一个信号。为了参考的目的,显示一个复合信号1102,它由原始(分析)信号1100与另一个(参考)信号(未图示)产生。由每个经过处理的信号1100产生一个单相动作电位(MAP)电压表示。如在此所描述的那样处理多个信号,并且基于这些经过处理的信号产生MAP。所有MAP的电活动都被映射到示例激动映射1106的一个序列中,从而分别显示在每个时间间隔处的激动起始1108、1110、1112以及1114。这些映射可以由计算装置116显示。尽管为了说明性的目的只显示了四个映射,但基于这些信号中代表的时间间隔可以有更少或更多数目的映射1106。

[0113] 如示例映射1106中的箭头(例如激动起始1108-1114)所示,该电活动指示该心脏节律紊乱中激动起始的一个旋转激动模式(旋转体)。图11中的箭头所指示的该旋转激动模式所指示的心脏120的至少一部分区域可以经过治疗以消除该心脏节律紊乱的病因,并且因此消除该心脏节律紊乱本身。这类治疗可以通过使用不同能源(包括但不限于射频、低温能、微波以及超声波)的消融、基因疗法、干细胞疗法、起搏刺激、药物或其他疗法来递送。应指出,MAP表示和激动映射是用于展示一种旋转激动模式的实例。其他激动模式可以由传感器从心脏120处收集到的不同示例信号产生。

[0114] 图12为一个通用计算机系统1200的一个示意性实施例的一个框图。该计算机系统1200可以是图1的信号处理装置114和计算装置116。该计算机系统1200可以包括一个指令集,这一指令集可以被执行以使该计算机系统1200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。该计算机系统1200,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或其他连接而被连接到其他计算机系统或外围装置。举例来说,该计算机系统1200可以操作地连接到信号处理装置114和分析数据库118。

[0115] 该计算机系统1200也可以被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,尽管展示了单一计算机系统1200,但术语“系统”也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。

[0116] 如图12中所展示,该计算机系统1200可以包括一个处理器1202(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,该计算机系统1200可以包括可以通过一个总线1226彼此通信的一个主存储器1204和一个静态存储器1206。如所示,该计算机系统1200可以进一步包括一个视频显示单元1210,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,该计算机系统1200可以包括一个输入装置1212,如一个键盘,和一个光标控制装置1214,如一个鼠标。该计算机系统1200还可以包括一个磁盘驱动单元1216,一个信号生成装置1222,如一个扬声器或遥控器,以及一个网络接口装置1208。

[0117] 在一个特定实施例或方面中,如图12中所描绘,该磁盘驱动器单元1216可以包括一个计算机可读介质1218,在该计算机可读介质中可以植入一个或多个指令集1220,例如软件。另外,这些指令1220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,在该计算机系统1200执行期间,这些指令1220可以完全或至少部分存在于该主存储器1204、该静态存储器1206和/或该处理器1202内。该主存储器1204和该处理器1202也可包括计算机可读介质。

[0118] 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机系统。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,本发明系统涵盖软件、固件以及硬件实现。

[0119] 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,可以构建虚拟计算机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。

[0120] 还预期一个计算机可读介质包括指令1220或接收并且执行响应于一个传播信号的指令1220,以便连接到一个网络1224的一个装置可以在该网络1224上通信声音、视频或数据。另外,这些指令1220可以通过网络接口装置1208在该网络1224上发射或接收。

[0121] 尽管该计算机可读介质显示为单一介质,但术语“计算机可读介质”包括单一介质或多个介质,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”也应包括能够存储、编码或传送用于由一个处理器执行的一个指令集或者使一个计算机系统执行在此披露的任何一种或多种方法或操作的任何介质。

[0122] 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,该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自含式信息档案或档案集的一个数字文件附件视为与有形存储介质等同的分布介质。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何一项或多项都包括在此。

[0123] 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。

[0124] 也应指出,实施所披露的方法的软件可以任选地存储于一个有形储存介质上,如:一个磁性介质,如一个磁盘或磁带;一个磁光或光学介质,如一个光盘;或一个固态介质,如一个存储卡或其他封装,该固态介质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。该软件也可以利用一个含有计算机指令的信号。将电子邮件或其他自含式信息档案或档案集的一个数字文件附件视为与有形存储介质等同的分布介质。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。

[0125] 因此,已描述重建心脏激动信息的系统和方法。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,以说明而非以限制性意义看待说明书和图式。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【具体实施方式】,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界定。

[0126] 仅为了方便起见,并且如果实际上披露了一个以上的发明或发明概念,那么不打算自愿地将本申请的范围限制为任何单一发明或发明概念,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”提及。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。

[0127] 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。摘要应在达成它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。

[0128] 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【具体实施方式】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【具体实施方式】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【具体实施方式】中。

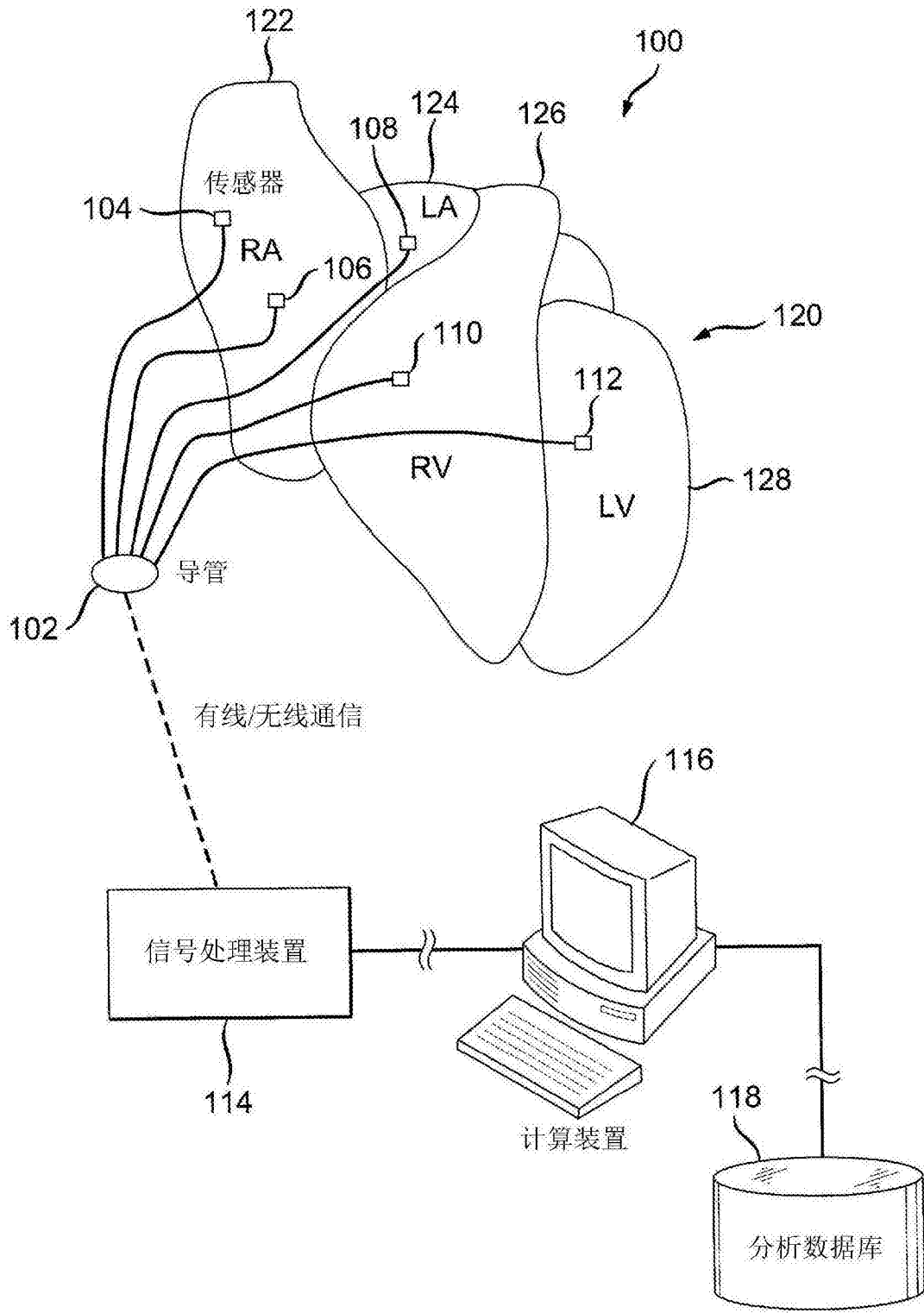
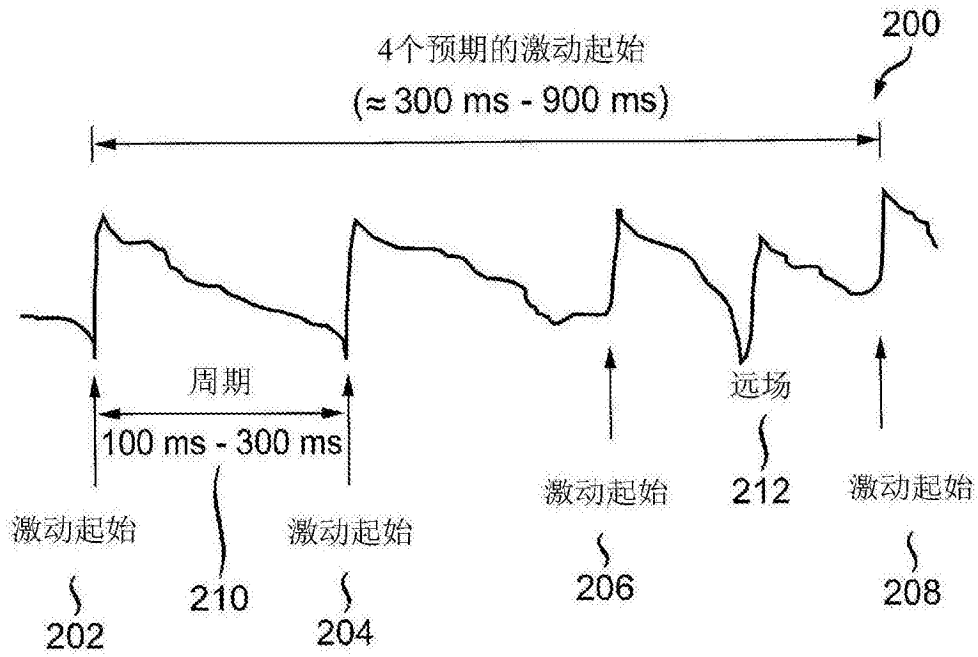
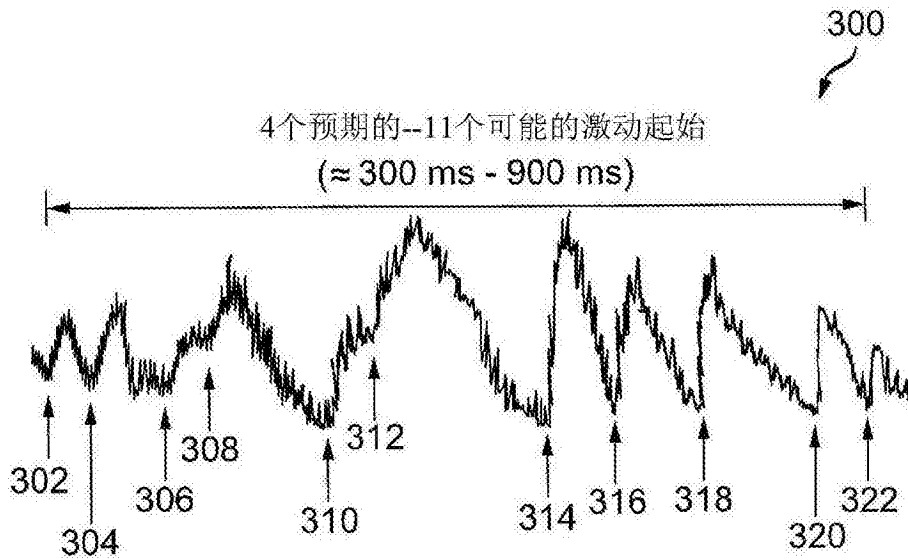


图1



简单电描记图

图2



激动起始不清楚的复杂电描记图

图3

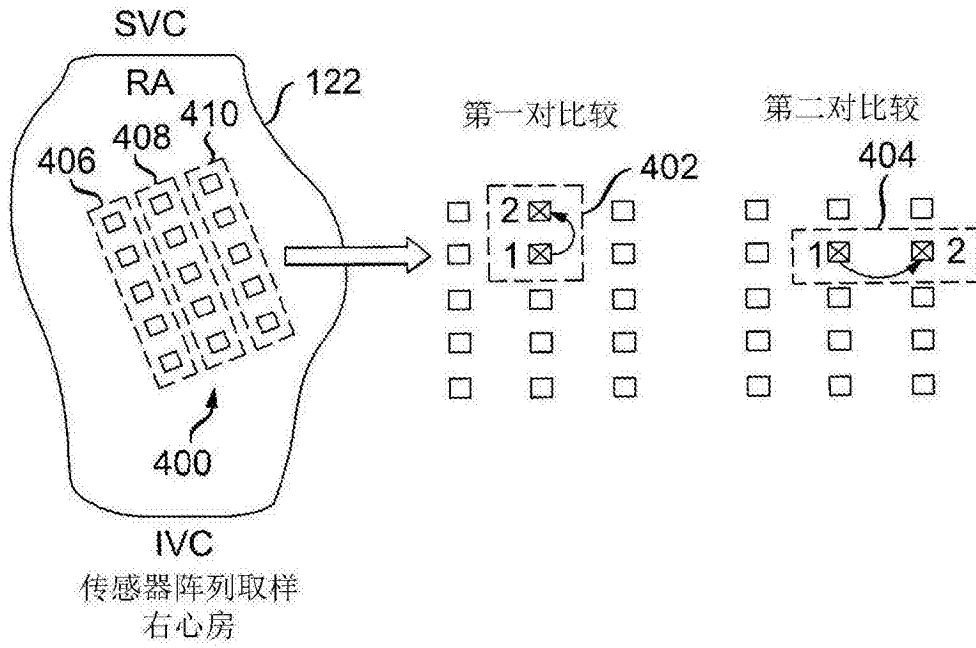


图4

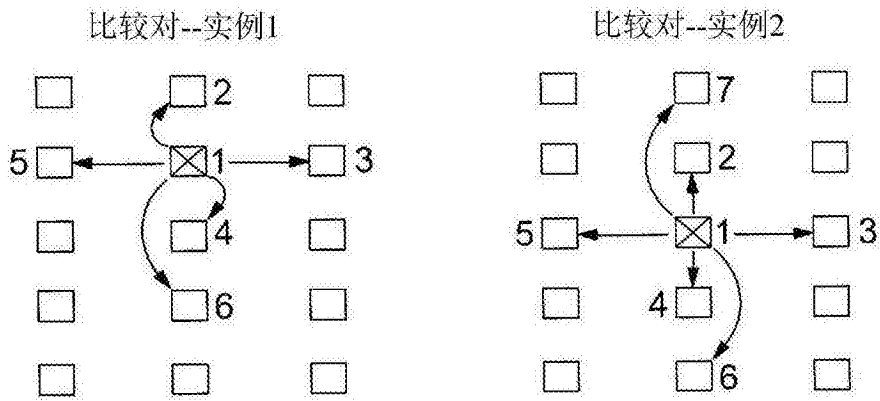


图5

远场激动 (非显著局部)

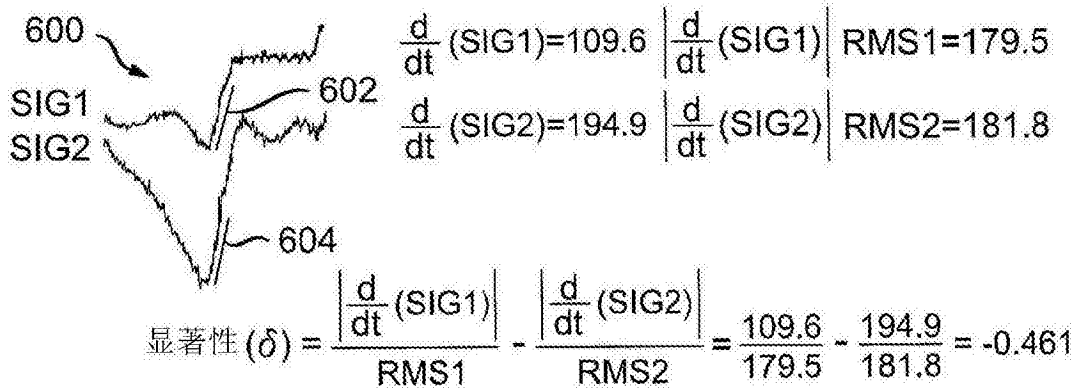


图6

背景噪音

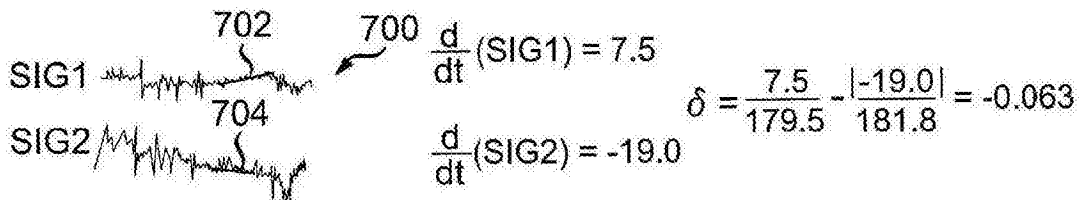
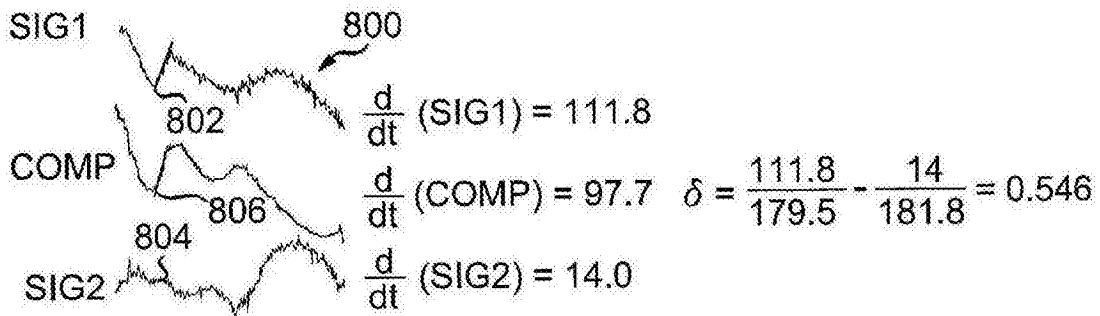


图7

局部激动起始



使用复合信号:

$$\delta = \frac{\left| \frac{d}{dt}(\text{SIG2}) \right| - \left| \frac{d}{dt}(\text{COMP}) \right|}{\ln \left[\left| \frac{d}{dt}(\text{SIG1}) - \frac{d}{dt}(\text{COMP}) \right| \right]} = \frac{|14 - 97.7|}{\ln[|111.8 - 97.7|]} = 31.63$$

图8

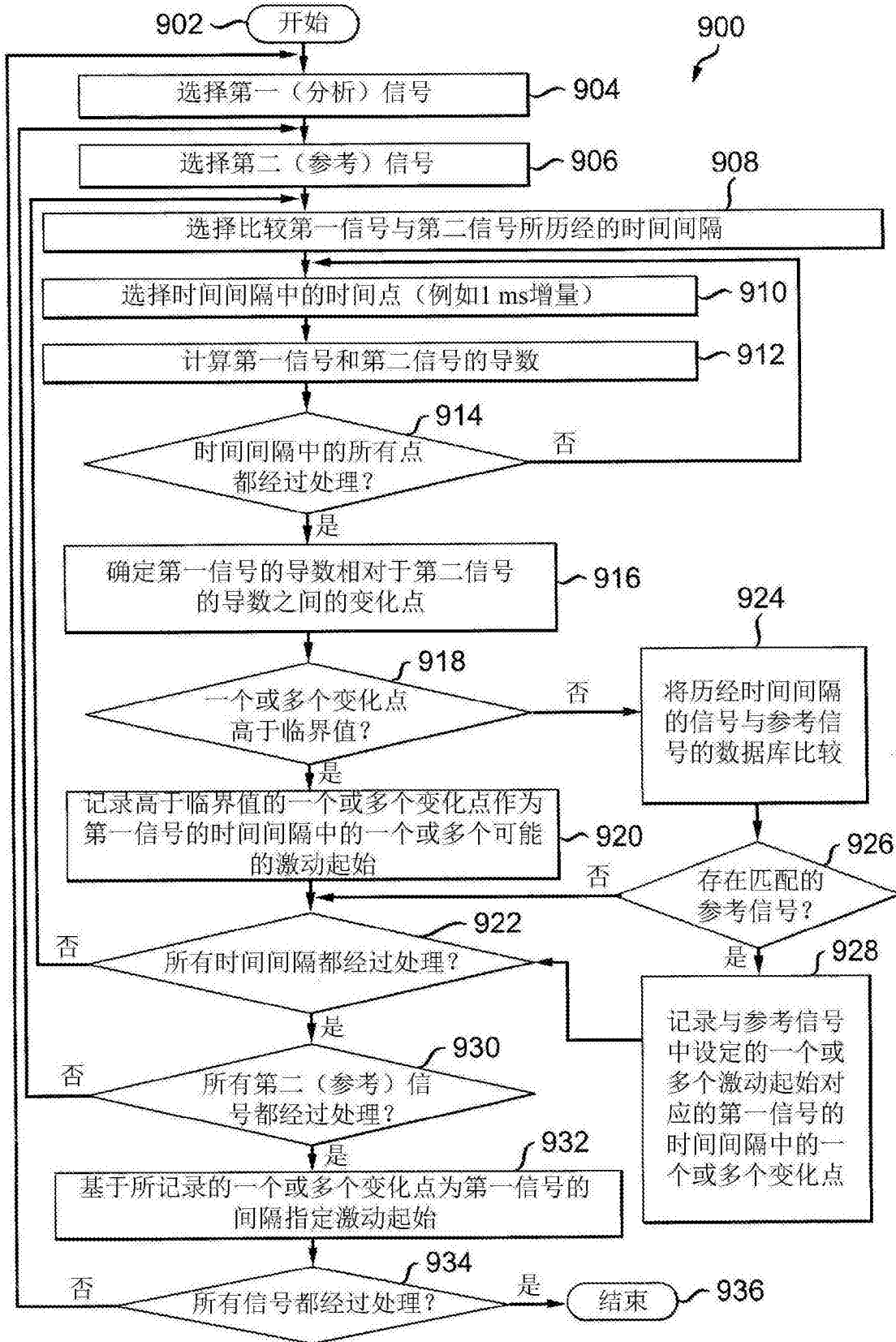


图9

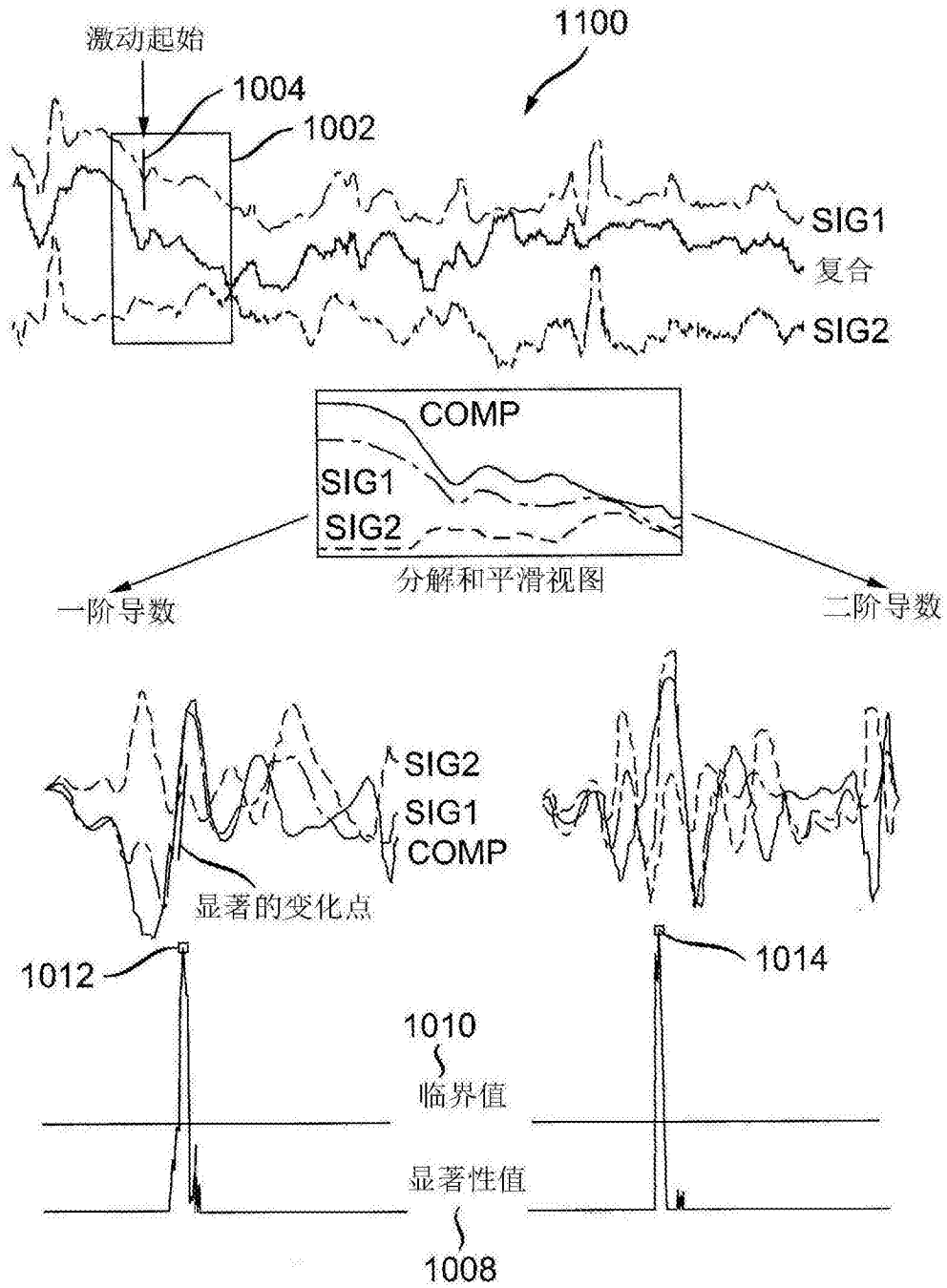


图10

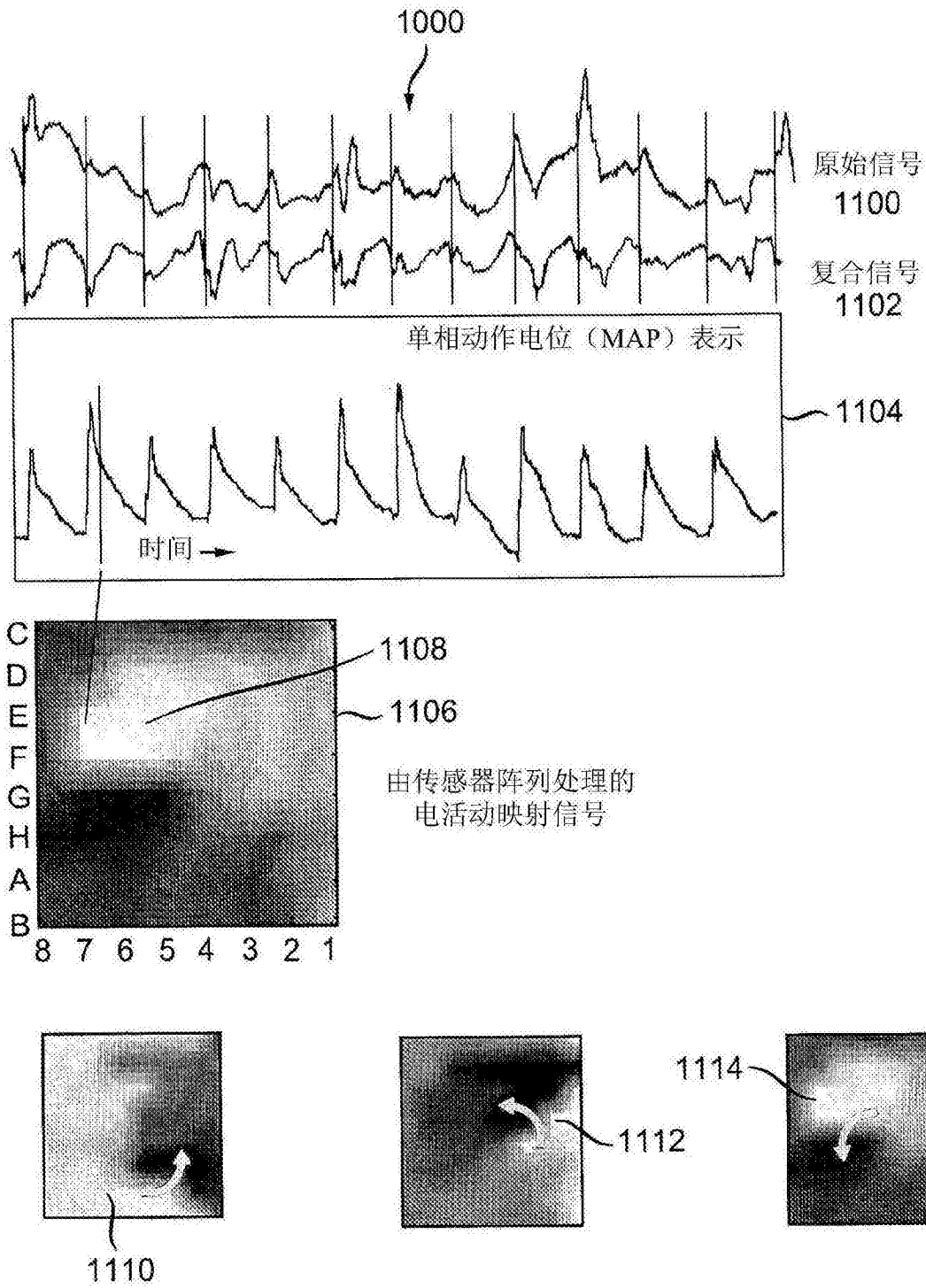


图11

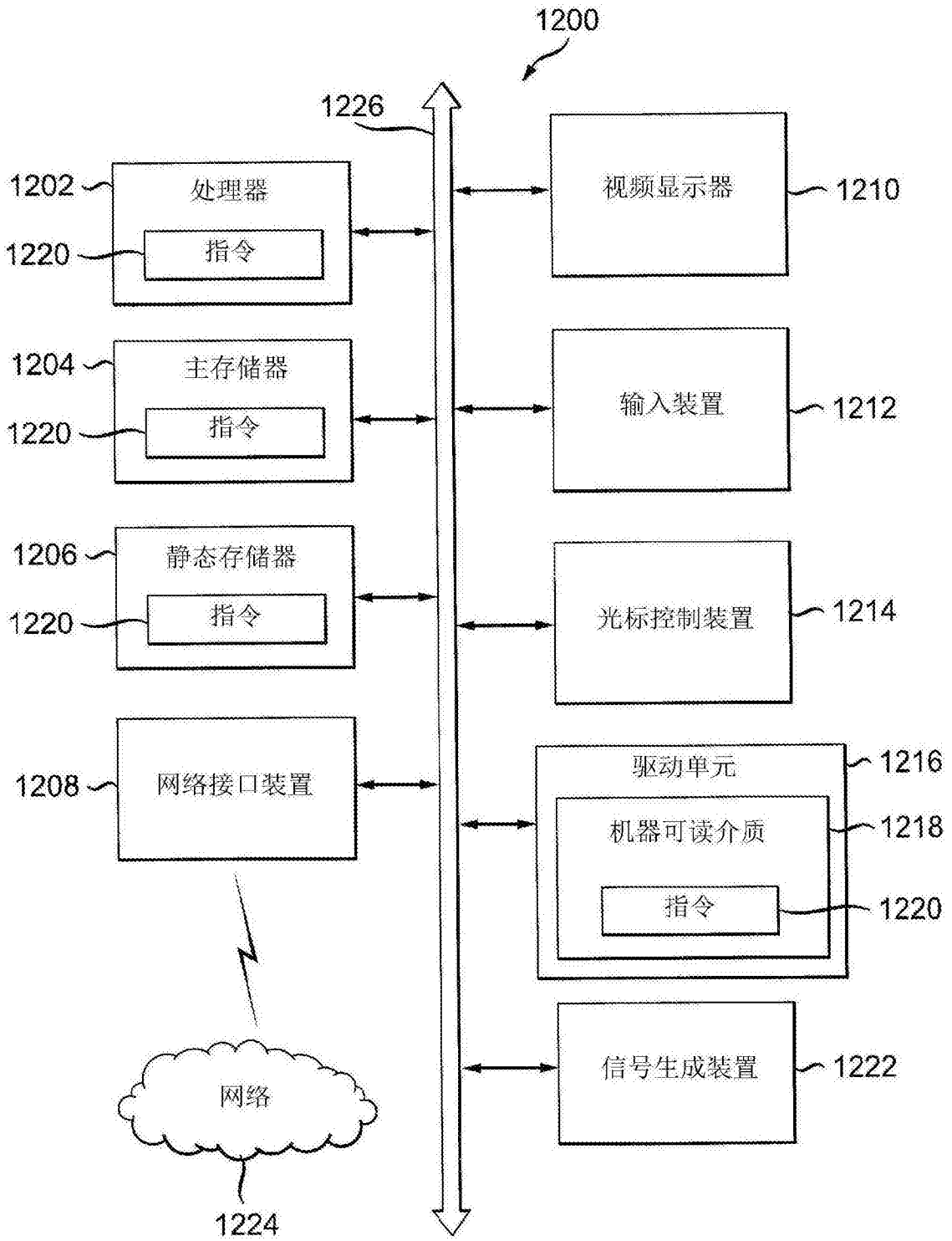


图12

专利名称(译)	用于重建心脏激动信息的系统和方法		
公开(公告)号	CN105997002A	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201610421088.3	申请日	2012-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	加利福尼亚大学董事会 托佩拉公司		
申请(专利权)人(译)	加利福尼亚大学董事会 托佩拉公司		
当前申请(专利权)人(译)	加利福尼亚大学董事会 托佩拉公司		
[标]发明人	凯里罗伯特布里格斯 桑吉夫纳拉扬		
发明人	凯里·罗伯特·布里格斯 桑吉夫·纳拉扬		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/04 A61B5/042 A61B5/0452 A61B5/046 A61B5/0464		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/0255 A61B5/04011 A61B5/04012 A61B5/0422 A61B5/0452 A61B5/046 A61B5/0464 A61B5/7203 A61B5/7217 A61B5/7239 A61B5/7246 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B5/742 A61B2562/046 A61B5/0002 A61B5/0036 A61B5/4836 A61B5/6852 A61B5/743 A61B18/02 A61B18/12 A61B18/18 A61B2018/00577		
代理人(译)	张瑞 郑霞		
优先权	61/481607 2011-05-02 US 13/217123 2011-08-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

披露了一种重建心脏激动信息的示例系统和方法。通过一个计算装置处理一个第一心脏信号和一个第二心脏信号，从而确定该第一心脏信号的一个导数相对于该第二心脏信号的一个导数中是否存在高于一个临界值的一个变化点。如果确定该变化点高于该临界值，那么指定该第一心脏信号中的一个激动起始时间在该变化点处，从而界定在该第一心脏信号中指示一次搏动的的心脏激动。

