



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105705087 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 22

(21) 申请号 201480050611. 5

(22) 申请日 2014. 09. 12

(30) 优先权数据

61/877, 093 2013. 09. 12 US

14/483, 914 2014. 09. 11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 03. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/055419 2014. 09. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/038909 EN 2015. 03. 19

(71) 申请人 托佩拉公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 凯里·罗伯特·布里格斯

鲁奇尔·希赫拉

(74) 专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理有限公司 11291

代理人 黄志华 何月华

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 5/0432(2006. 01)

A61B 5/0452(2006. 01)

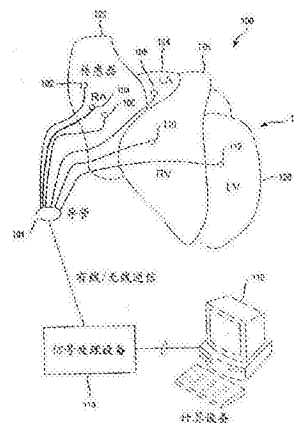
权利要求书4页 说明书18页 附图15页

(54) 发明名称

用于节律紊乱分析的信号段的选择

(57) 摘要

一种用于处理心脏信号的段的系统和方法。在多个偏移处使在第一信号中的多个段中的每一者相关以确定对于在第一信号中的多个段中的每一者的最高相关系数。在多个偏移处使在第二信号中的多个段中的每一者相关以确定对于在第二信号中的多个段中的每一者的最高相关系数。使用对于第一信号的段和第二信号的段的最高相关系数生成多个复合相关系数。第一信号的段和第二信号的段是近似同时期的。选择包括来自第一信号的段和来自第二信号的段的一组段。该组与来自多个复合相关系数的最高复合相关系数相关联。



1. 一种处理多个心脏信号的段的方法,所述方法包括:

使在至少一个第一心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以确定对于该信号段的最高相关系数;

使在至少一个第二心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以确定对于该信号段的最高相关系数;

对于在所述至少一个第一心脏信号中和在所述至少一个第二心脏信号中的额外信号段,重复所述相关,以确定对于各个所述额外信号段的最高相关系数;

使用对于所述至少一个第一心脏信号的信号段和所述至少一个第二心脏信号的信号段的最高相关系数,生成多个复合相关系数,所述至少一个第一心脏信号的信号段与所述至少一个第二心脏信号的信号段是近似同时期的;以及

选择一组信号段,所述一组信号段包括来自所述至少一个第一心脏信号的至少一个信号段和来自所述至少一个第二心脏信号的至少一个信号段,所述一组信号段与来自所述多个复合相关系数的最高复合相关系数相关联。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括对所述至少一个第一心脏信号和所述至少一个第二心脏信号进行滤波。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述至少一个第一心脏信号中的多个信号段至少部分地重叠。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述至少一个第二心脏信号中的多个信号段至少部分地重叠。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述至少一个第一心脏信号中的多个信号段和在所述至少一个第二心脏信号中的多个信号段中的每一个信号段具有预定的段长度。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述预定的段长度在长度上为2秒和4秒中的一者。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述多个时间偏移在100毫秒至350毫秒的范围内。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,在多个时间偏移处使第一心脏信号中的第一信号段相关包括:

从所述第一信号段生成第一参照段,所述第一参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第一时间偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第一时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第一参照段的第一相关系数;

从所述第一信号段生成第二参照段,所述第二参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第二时间偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第二时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第二参照段的第二相关系数;以及

在所述第一相关系数和所述第二相关系数中选择对于所述第一心脏信号的最高相关系数。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,在多个时间偏移处使第二心脏信号中的第一信号段相关包括:

从所述第一信号段生成第一参照段,所述第一参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第一时间偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第一时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第一参照段的第一相关系数;

从所述第一信号段生成第二参照段,所述第二参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第二偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第二时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第二参照段的第二相关系数;以及

在所述第一相关系数和所述第二相关系数中选择对于所述第二心脏信号的最高相关系数。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,生成多个复合相关系数包括计算对于所述第一心脏信号的所述最高相关系数和对于所述第二心脏信号的所述最高相关系数的总和。

11. 根据权利要求9所述的方法,其中,生成多个复合相关系数包括计算对于所述第一心脏信号的所述最高相关系数和对于所述第二心脏信号的所述最高相关系数的平均值。

12. 根据权利要求9所述的方法,其中,生成多个复合相关系数包括计算对于所述第一心脏信号的所述最高相关系数和对于所述第二心脏信号的所述最高相关系数的均方根。

13. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用对于所述至少一个第一心脏信号的信号段和所述至少一个第二心脏信号的信号段的最高相关系数的总和、平均值和均方根中的一者来生成所述多个复合相关系数。

14. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述方法还包括处理所述一组信号段以确定心脏节律紊乱的源。

15. 一种用以处理心脏信号的段的系统,所述系统包括:

处理设备;和

用以存储指令的存储设备,所述指令在被所述处理设备执行时使所述处理设备执行操作,所述操作包括:

使在至少一个第一心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以确定对于该信号段的最高相关系数;

使在至少一个第二心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以确定对于该信号段的最高相关系数;

对于在所述至少一个第一心脏信号中和在所述至少一个第二心脏信号中的额外信号段,重复所述相关,以确定对于各个所述额外信号段的最高相关系数;

使用对于所述至少一个第一心脏信号的信号段和所述至少一个第二心脏信号的信号段的最高相关系数,生成多个复合相关系数,所述至少一个第一心脏信号的信号段与所述至少一个第二心脏信号的信号段是近似同时期的;以及

选择一组信号段,所述一组信号段包括来自所述至少一个第一心脏信号的至少一个信号段和来自所述至少一个第二心脏信号的至少一个信号段,所述一组信号段与来自所述多个复合相关系数的最高复合相关系数相关联。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中,所述操作还包括对所述至少一个第一心脏信号和所述至少一个第二心脏信号进行滤波。

17. 根据权利要求15所述的系统,其中,在所述至少一个第一心脏信号中的多个信号段至少部分地重叠。

18. 根据权利要求15所述的系统,其中,在所述至少一个第二心脏信号中的多个信号段至少部分地重叠。

19. 根据权利要求15所述的系统,其中,在所述至少一个第一心脏信号中的多个信号段和在所述至少一个第二心脏信号中的多个信号段中的每一个信号段具有预定的段长度。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述预定的段长度在长度上为2秒和4秒中的一者。

21. 根据权利要求15所述的系统,其中,所述多个时间偏移在100毫秒至350毫秒的范围内。

22. 根据权利要求15所述的系统,其中,用以执行在多个时间偏移处使第一心脏信号中的第一信号段相关的操作还包括:

从所述第一信号段生成第一参照段,所述第一参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第一时间偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第一时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第一参照段的第一相关系数;

从所述第一信号段生成第二参照段,所述第二参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第二时间偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第二时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第二参照段的第二相关系数;以及

在所述第一相关系数和所述第二相关系数中选择对于所述第一心脏信号的最高相关系数。

23. 根据权利要求22所述的系统,其中,用以执行在多个时间偏移处使第二心脏信号中的第一信号段相关的操作包括:

从所述第一信号段生成第一参照段,所述第一参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第一时间偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第一时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第一参照段的第一相关系数;

从所述第一信号段生成第二参照段,所述第二参照段从所述第一信号段的开端延伸至由所述第一信号段的末端减去第二时间偏移所表示的结束端;

确定从所述第一信号段中的所述第二时间偏移延伸至所述第一信号段的末端的所述第一信号段相对于所述第二参照段的第二相关系数;以及

在所述第一相关系数和所述第二相关系数中选择对于所述第二心脏信号的最高相关系数。

24. 根据权利要求23所述的系统,其中,用以执行生成多个复合相关系数的操作包括计算对于所述第一心脏信号的所述最高相关系数和对于所述第二心脏信号的所述最高相关系数的总和。

25. 根据权利要求23所述的系统,其中,用以执行生成多个复合相关系数的操作包括计算对于所述第一心脏信号的所述最高相关系数和对于所述第二心脏信号的所述最高相关

系数的平均值。

26. 根据权利要求23所述的系统,其中,用以执行生成多个复合相关系数的操作包括计算对于所述第一心脏信号的所述最高相关系数和对于所述第二心脏信号的所述最高相关系数的均方根。

27. 根据权利要求15所述的系统,其中,使用对于所述至少一个第一心脏信号的信号段和所述至少一个第二心脏信号的信号段的最高相关系数的总和、平均值和均方根中的一者来生成所述多个复合相关系数。

28. 根据权利要求14所述的系统,其中,操作还包括处理所述一组信号段以确定心脏节律紊乱的源。

29. 一种处理多个心脏信号的段的方法,所述方法包括:

根据第一偏移范围使在多个信号中近似同时期的信号段自相关,以确定最高相关系数;

使用所述最高相关系数生成复合相关系数;

确定所述复合相关系数中低于阈值的一个或多个复合相关系数;

根据第二偏移范围使与所确定的一个或多个复合相关系数相关联的所述近似同时期的信号段自相关,以确定对于所述近似同时期的信号段的最高相关系数,所述第二偏移范围与所述第一偏移范围不同;以及

选择与对于所选择的偏移范围的最高相关系数相关联的一组近似同时期的信号段。

30. 根据权利要求29所述的方法,其中,所述所选择的偏移范围选自100毫秒至350毫秒、300毫秒至500毫秒、和450毫秒至1300毫秒。

31. 一种处理多个心脏信号的段的系统,所述系统包括:

处理设备;和

用以存储指令的存储设备,所述指令在被所述处理设备执行时使所述处理设备执行操作,所述操作包括:

根据第一偏移范围使在多个信号中近似同时期的信号段自相关,以确定最高相关系数;

使用所述最高相关系数生成复合相关系数;

确定所述复合相关系数中低于阈值的一个或多个复合相关系数;

根据第二偏移范围使与所确定的一个或多个复合相关系数相关联的所述近似同时期的信号段自相关,以确定对于所述近似同时期的信号段的最高相关系数,所述第二偏移范围与所述第一偏移范围不同;以及

选择与对于所选择的偏移范围的最高相关系数相关联的一组近似同时期的信号段。

32. 根据权利要求21所述的系统,其中,所述所选择的偏移范围选自100毫秒至350毫秒、300毫秒至500毫秒、和450毫秒至1300毫秒。

## 用于节律紊乱分析的信号段的选择

### [0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2013年9月12日递交的美国专利申请No. 61/877,093和2014年9月11日递交的美国专利申请No. 14/483,914的优先权,这两个美国专利申请的全部内容通过引用并入本文中。

### 技术领域

[0003] 本申请总体涉及生物节律紊乱。更具体地,本申请旨在选择用于分析生物节律紊乱(例如,心脏节律紊乱)的信号段的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 生物节律紊乱,诸如心脏(心脏附近的)节律紊乱,是常见的且代表在世界各地发病和死亡的重要原因。心脏中的电系统的功能失调代表心脏节律紊乱的直接原因。心脏节律紊乱以许多形式存在,其中最复杂的且难于治疗的形式是心房颤动(AF)、室性心动过速(VT)和心室颤动(VF)。其它节律紊乱治疗起来较为简单,但也可能在临床上重要的,包括房性心动过速(AT)、室上性心动过速(SVT)、心房颤振(AFL)、室上性异位收缩/搏动(SVE)和室性期前收缩/搏动(PVC)。

[0005] 以前,对心脏节律紊乱(尤其是AF、VF和多形性VT的复合型节律紊乱)的治疗已经很困难,这是因为不能够识别心脏节律紊乱的源在心脏中的位置。对于复合型节律紊乱如何起作用和用于治疗这些复合型节律紊乱的临床应用,已经有各种各样的理论。然而,没有任何应用被证实在治疗复合型节律紊乱上是卓有成效的。

[0006] 近来,有了突破性发现,即首次识别出与复合型心脏节律紊乱相关的源。该技术突破成功地分析且重构在从导入到患者心脏内的导管的电极获得的信号中的心脏激活信息(激活起始时间)以识别导致和维持世界范围内大比例的心脏节律紊乱的旋转激活方式(旋转源,例如转子)以及病灶源。因此,对心脏节律紊乱的治疗可对准患者的心脏中的旋转源和/或病灶源,以消除心脏节律紊乱。例如,这种治疗可通过消融而成功地实现。

[0007] 如上所述,心脏信号通常从导入到患者的心脏内的导管的电极获得(例如,感测、获取或记录)。当从患者获得信号时,许多噪声源经常嵌入或叠加在这些信号中。这些源可包括来自患者心脏的另一部分、患者的其它解剖结构的电活动;来自电极运动和/或患者运动(例如,呼吸)的运动伪影;源自彼此接触的电极的机械串扰;电子放大器的饱和;来自外部系统的射频(RF)能量;以及其它噪声源。另外,电极可与患者的心脏具有各种不同层次的接触(或非接触),这可减小信号的振幅,并且在最糟糕的情况下,甚至可导致信号中不存在电活动。

[0008] 重构心脏激活信息(激活起始时间)需要分析可以是计算密集型且时间密集型的信号。由于分析信号的完整性的这些计算约束或其它计算约束,这种方式可能不是有利的。而且,这些信号的某些部分(在一些情况下,扩展部分)可受到噪声影响。在这样的环境下,有利的是避免信号的分析复杂且受到叠加在信号中的噪声限制的部分。

[0009] 对这些信号的整体分析可负面地影响在识别心脏节律紊乱的源方面的时间和精确度、以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的精确度。

[0010] 因此,期望的是识别这些信号的包括带有少量噪声的周期性心脏信息的一部分(例如,信号段)以备进一步分析,这可改善在识别心脏节律紊乱的源方面的时间和精确度以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的时间和精确度。

## 发明内容

[0011] 本申请适于在从患者获得的多个信号中选择包括最小噪声和稳定的、定义明确的生物活动的一组信号段,用于检测和治疗患者内节律紊乱的病因或源。信号段选择适合于各种节律紊乱,包括心脏节律紊乱、以及其它生物节律紊乱,诸如神经性癫痫发作、食管痉挛、膀胱不稳定、肠易激综合征和其它生物紊乱,对此,可从多个信号中选择信号段以允许确定、诊断和/或治疗紊乱的病因或源。然而,在引起复合型激活方式的复合型节律紊乱中是特别有用的、尤其在心脏的复合型节律紊乱中是有用的,用以改善对紊乱的病因或源的检测,使得它们可被适宜地治疗。

[0012] 复合型心脏节律紊乱通常导致极其难于解密的激活方式且用以确定复合型紊乱中心跳的精确激活信息的能力先前是不可能的。在本申请的优势中,一个优势在于从多个信号中选择具有最小噪声和稳定的、定义明确的生物活动的信号段从而更为快速地且以更大精度确定和治疗节律紊乱的病因和/或源的能力。另一优势在于本申请提供一种系统和方法,该系统和方法能够在感测设备(诸如其上具有传感器的导管)被用在患者中或患者附近时得以快速执行,并且能够跟随有信号段选择、基于所选择的信号段确定节律紊乱的源、和治疗心脏组织以减轻节律紊乱以及在许多情况下治愈紊乱。

[0013] 根据实施方式或方面,公开了处理心脏信号的段的方法。

[0014] 使在至少一个第一心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以确定对于该信号段的最高相关系数。

[0015] 使在至少一个第二心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以确定对于该信号段的最高相关系数。

[0016] 对于在所述至少一个第一心脏信号中和在所述至少一个第二心脏信号中的额外信号段,重复所述相关,以确定对于各个所述额外信号段的最高相关系数。

[0017] 使用对于所述至少一个第一心脏信号的信号段和所述至少一个第二心脏信号的信号段的最高相关系数,生成多个复合相关系数。所述至少一个第一心脏信号的信号段与所述至少一个第二心脏信号的信号段是近似同时期的。

[0018] 选择一组信号段,该组信号段包括来自所述至少一个第一心脏信号的至少一个信号段和来自所述至少一个第二心脏信号的至少一个信号段。该组信号段与来自多个复合相关系数的最高复合相关系数相关联。

[0019] 根据所述方法,该组信号段可用于确定节律紊乱的源。

[0020] 根据另一实施方式或方面,公开了用以处理心脏信号的段的系统。所述系统包括处理设备和存储器。存储设备存储指令,当处理设备执行所述指令时,所述指令使处理设备执行下面的操作。

[0021] 使在至少一个第一心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以

确定对于该信号段的最高相关系数。

[0022] 使在至少一个第二心脏信号中的信号段与迁移多个时间偏移的该信号段相关,以确定对于该信号段的最高相关系数。

[0023] 对于在所述至少一个第一心脏信号中和在所述至少一个第二心脏信号中的额外信号段,重复所述相关,以确定对于各个所述额外信号段的最高相关系数。

[0024] 使用对于所述至少一个第一心脏信号的信号段和所述至少一个第二心脏信号的信号段的最高相关系数,生成多个复合相关系数。所述至少一个第一心脏信号的信号段与所述至少一个第二心脏信号的信号段是近似同时期的。

[0025] 选择一组信号段,该组信号段包括来自所述至少一个第一心脏信号的至少一个信号段和来自所述至少一个第二心脏信号的至少一个信号段。该组信号段与来自多个复合相关系数的最高复合相关系数相关联。

[0026] 这些操作还可包括使用该组信号段来确定节律紊乱的源。

[0027] 根据又一实施方式或方面,公开了处理心脏信号的段的方法。

[0028] 根据第一偏移范围使在多个信号中近似同时期的信号段自相关,以确定最高相关系数。使用最高相关系数生成复合相关系数。

[0029] 确定复合相关系数中低于阈值的一个或多个复合相关系数。根据第二偏移范围使与所确定的一个或多个复合相关系数相关联的近似同时期的信号段自相关,以确定对于所述近似同时期的信号段的最高相关系数。第二偏移范围与第一偏移范围不同。

[0030] 选择与对于所选择的偏移范围的最高相关系数相关联的一组近似同时期的信号段。

[0031] 根据又一实施方式或方面,公开了处理心脏信号的段的系统。所述系统包括处理设备和存储器。存储设备存储指令,当处理设备执行所述指令时,所述指令使处理设备执行下面的操作。

[0032] 根据第一偏移范围使在多个信号中近似同时期的信号段自相关,以确定最高相关系数。使用最高相关系数生成复合相关系数。

[0033] 确定复合相关系数中低于阈值的一个或多个复合相关系数。根据第二偏移范围使与所确定的一个或多个复合相关系数相关联的近似同时期的信号段自相关,以确定对于所述近似同时期的信号段的最高相关系数。第二偏移范围与第一偏移范围不同。

[0034] 选择与对于所选择的偏移范围的最高相关系数相关联的一组近似同时期的信号段。

[0035] 从下面的结合附图阅读的详细描述中,本申请的这些和其它目的、目标和优势将变得明显。

## 附图说明

[0036] 在附图的多个图中以示例而非限制的方式示出了一些实施方式或方面,附图中:

[0037] 图1示出示例性信号处理系统;

[0038] 图2示出从图1的定位在患者心脏内的感测位置的示例性传感器近似同时期获得的复合型心脏节律紊乱的示例性心电图信号;

[0039] 图3示出分割成示例性的三个段的图2的示例性第一信号;

- [0040] 图4示出分割成示例性的三个段的图2的示例性第二信号；
- [0041] 图5示出分割成示例性的三个段的图2的示例性第三信号；
- [0042] 图6示出图2中的第一信号的在图3中的第一示例性信号段中的三个示例性时间迁移(或偏移)；
- [0043] 图7示出显示针对图2中第一信号的在图3中的第一信号段中的在100毫秒至350毫秒范围内的时间迁移而确定的相关系数( $r$ )的曲线的示例图；
- [0044] 图8为示出根据第一实施方式的选择用于分析生物节律紊乱(诸如心脏节律紊乱)的信号段的示例性方法的流程图；
- [0045] 图9示出对于给定的时间偏移(诸如100毫秒)的示例性相关计算；
- [0046] 图10示出汇总了用于在图2中的各个信号中的信号段的最高相关系数( $r$ )的示例性表格；
- [0047] 图11示出对于最高相关系数( $r$ )的均方根的示例性计算；
- [0048] 图12示出结合图1的定位在心脏中感测位置处的示例性传感器得到的复合型心脏节律紊乱的示例性信号；
- [0049] 图13示出在图12中所示信号的信号段中的根据所选择的第一偏移范围的示例性时间迁移(或偏移)；
- [0050] 图14示出显示针对在图12中所示信号的信号段中的根据所选择的第一偏移范围的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )的曲线的示例图；
- [0051] 图15示出在图12中所示信号的信号段中的根据所选择的第二偏移范围的示例性时间迁移(或偏移)；
- [0052] 图16示出显示针对在图12中所示信号的信号段中的根据所选择的第二偏移范围的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )的曲线的示例图；
- [0053] 图17示出在图12中所示信号的信号段中的根据所选择的第三偏移范围的示例性时间迁移(或偏移)；
- [0054] 图18示出显示针对在图12中所示信号的信号段中的根据所选择的第三偏移范围的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )的曲线的示例图；
- [0055] 图19为示出根据第二实施方式的选择用于分析生物节律紊乱(诸如心脏节律紊乱)的信号段的示例性方法的流程图；
- [0056] 图20示出结合图1的定位在心脏中感测位置处的示例性传感器得到的复合型心脏节律紊乱的示例性信号；
- [0057] 图21示出与包括图20中所示信号的多个信号的段相关联的复合相关系数的示例性曲线；
- [0058] 图22示出与心脏节律紊乱的周期长度(CL)相关联的复合偏移的示例性曲线,该复合偏移导致包括图20中所示信号的多个信号的同时期的段;以及
- [0059] 图23为通用计算机系统的说明性实施方式的框图。

### 具体实施方式

[0060] 文中公开了选择用于分析生物节律紊乱(例如心脏节律紊乱)的信号段的系统和方法。在下文描述中,出于说明的目的,陈述了许多具体细节以便透彻地理解示例性实施方

式或方面。然而,对于本领域技术人员显而易见的是,示例性实施方式可在不具有全部所公开的具体细节的情况下来实践。

[0061] 图1示出示例性的信号处理系统100。该示例性系统100被配置成检测来自患者心脏的与心脏节律紊乱相关的信号,以及从这些信号中选择包括周期性心脏激活信息且具有少量噪声的信号段以备进一步分析,这可改善在识别心脏节律紊乱的源方面的时间和精确度以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的时间和精确度。心脏包括右心房122、左心房124、右心室126和左心室128。示例性系统100包括导管101、信号处理设备114和计算设备116。

[0062] 导管101被配置成检测心脏中的心脏激活信息且将检测到的心脏激活信息经由无线连接或有线连接发送给信号处理设备114。导管包括多个电极或传感器102-112,这些电极或传感器可通过患者血管插入到心脏中。

[0063] 在一些实施方式或方面,传感器102-112中的一者或多者未被插入到患者的心脏中。例如,一些传感器可经由患者的表层检测心脏激活(例如心电图、体表标测)或者不与患者接触而远程检测心脏激活(例如心磁图)。作为另一示例,一些传感器也可从非电测设备的的心脏运动来导出心脏激活信息(例如超声波心动图)。在各个实施方式或方面,这些传感器可单独地使用或者以不同的组合来使用,另外,这些单独的或不同的组合也可与插入到患者心脏内的传感器组合使用。

[0064] 定位在所考虑的心脏内的一些位置(传感器位置)处的传感器102-112,可在感测位置处检测心脏激活信息且还可传递能量以切除在这些感测位置处的心脏。感测位置为定位成靠近且包括传感器位置的区域,传感器从该传感器位置检测心脏激活信息。注意到,传感器102-112还可从心脏的重叠区域(例如右心房122和左心房124)检测心脏激活信息。

[0065] 信号处理设备114配置成将由传感器102-112在感测位置处检测到的心脏激活信息处理(例如,清晰化和放大)成心电图信号(下文称为“信号”)且将处理后的信号提供给计算设备116以供如在文中所公开的段选择和进一步分析。在处理来自传感器102-112的心脏激活信息时,信号处理设备114可从心脏120的重叠区域提取心脏激活信息以将处理后的信号提供给计算设备116以供分析。然而在一些实施方式或方面,信号处理设备114被配置成提供单极性信号,在其它实施方式或方面,信号处理设备114可提供双极性信号。

[0066] 如上所述,由传感器102-112检测到的激活信息可包括嵌入的或叠加的噪声。计算设备116被配置成从信号处理设备114接收或访问信号,且在一些实施方式中,计算设备116被配置成从所接收的或所访问的信号中选择一定长度的时期(窗口),其在文中也被称作为信号。计算设备116还配置成根据所公开的用于识别心脏节律紊乱的源的方法、函数或逻辑来自动地选择具有少量噪声的信号段(下文称为“信号段”)。具体地,所选择的信号段可用于改善在识别心脏节律紊乱的源方面的时间和精确度、以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的时间和精确度。例如,所选择的信号段可按照Briggs等人的美国专利No.8,165,666而被处理成输入信号,该美国专利的全部主题通过引用并入本文中。

[0067] 图2示出根据第一实施方式的结合图1的定位在心脏120中的感测位置处的示例性传感器102-106而近似同时期(例如,在相同时间或大约相同时间)获得的复合型心脏节律紊乱的示例性信号202-206。例如,如图1所示,导管101的传感器102-106可定位在右心房122中的感测位置处。作为示例,心脏节律紊乱可为复合型节律紊乱AF、VF和多形性VT、或其

它的心脏节律紊乱。

[0068] 计算设备116接收、访问、以其它方式选择示例性信号202-206。示例性信号202-206被显示为具有八(8)秒的长度以提供简洁清晰的显示。然而,信号202-206也可是六十(60)秒、或者另一更长或更短的时段。然而,还应注意,由计算设备116接收或访问的信号可为任意长度,例如,具有离散的长度或连续的长度。在一些实施方式中,信号202-206可代表由计算设备116从这些所接收或所访问的信号中选择的具有一定时间长度的时期(窗口),例如,由此所选择的信号202-206可为六十(60)秒、或者另一更长或更短的时段。例如如图1所示,在复合型心脏节律紊乱期间,信号202-206与定位在心脏120中感测位置处的示例性传感器102-106相关联。注意到,多个信号可由导管101来提供,例如,来自网篮状导管的相应传感器的64个信号可提供心脏120的右心房122的全景视图。

[0069] 基于对某些心脏节律紊乱(例如AF)的示例性观测,在这种心脏节律紊乱期间,通常在特定传感器(感测位置)处的信号中观测到在激活起始之间的大约100毫秒至大约300毫秒的周期长度。基于对某些其它心脏节律紊乱(例如AT、AFL)的示意性观测,周期长度一般较高(例如,大约300毫秒至大约500毫秒)。在正常窦性心律中,激活起始之间的周期长度一般甚至更高(例如,大约600毫秒至大约1000毫秒)。在该示例性实施方式中,信号202-206与100毫秒至350毫秒范围内的周期长度相关联。

[0070] 信号中的激活起始一般可识别为该信号偏离叠加在该信号中的基线的较小程度的变化,该基线位于感测位置处且具有可被误认为信号中的本地活动的少量远场伪影。在感测位置处的本地活动在该信号中的特征可在于具有尖锐的拐点和高斜度的激活起始,随后是平缓的、低偏差斜度的表示复极化的时段,该时段在一些示例性观测中通常持续约100毫秒和250毫秒之间(例如心房颤动),而在其它示例性观测中持续更长时间(例如房性心动过速)。

[0071] 短持续时间(例如,比大约100毫秒的最短周期长度更短)的多个偏转可辨别与远场激活相反的在感测位置处的本地激活起始或者仅仅辨别难于禁止的噪声。例如,在信号1(标记202)的第一个1000毫秒中,大约8个偏转出现且可能指示激活起始。然而,应注意,在短于大约100毫秒至大约300毫秒的周期长度中在感测位置处检测到的激活起始(偏转)之后,心脏120在生理上不能够再次激活,这是因为心脏120位于感测位置的组织必须经历复极化。注意到,当偏转也显著地出现在与感测位置相邻的多个感测位置处检测到的信号中时,该偏转不能够位于这个感测位置处。

[0072] 另外,处理全部的信号202-206可以是时间非常密集型的和计算非常密集型的,且还可增加时间并限制用以识别心脏120中复合型心脏节律紊乱的源的能力。因此,期望的是选择信号202-206中相应的信号段,这些信号段包括用于进一步分析的具有少量远场激活和噪声的周期性心脏激活信息,这可改善在识别心脏节律紊乱的源方面的时间和精确度以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的时间和精确度。

[0073] 文中描述的系统和方法使用相关计算(例如自相关)在信号202-206中自动选择在所选择的时间偏移范围(例如100毫秒至350毫秒)内的信号段,以从这些信号202-206的多个信号段中以程序方式确定信号202-206中的总体最相关的一组对应的信号段,用于进一步分析和识别心脏节律紊乱的源。

[0074] 注意到,所选择的时间偏移范围比示例性周期长度(例如,在该实施方式中用于说

明相关联的复合型节律紊乱的300毫秒)略宽(例如350毫秒),这可减小在接近或大约示例性周期长度(例如300毫秒)结束时失去相关的可能性。类似地,所选择的时间偏移范围可调整为在开始时略宽(例如50毫秒)以减小在接近或大约示例性周期长度(例如100毫秒)开始时失去相关的可能性。在一些情况中,所选择的时间偏移范围可等于或近似于所描述的与该实施方式的心脏节律紊乱相关联的示例性周期长度(例如,100毫秒至300毫秒)。

[0075] 而且,时间偏移范围可基于一种或多种具体的心脏节律紊乱(例如,AF、VT、VF)以及一种或多种其它的生物节律紊乱(例如,神经性癫痫发作、食管痉挛、膀胱不稳定、肠易激综合征和其它生物紊乱),选择性地进行修改。

[0076] 在该示例性实施方式中,用于相关计算的最小时间偏移和最大时间偏移已经分别被选择为100毫秒和350毫秒。该最小时间偏移和最大时间偏移近似于上文针对该实施方式的示例性复合型节律紊乱所描述的外部周期长度100毫秒和300毫秒。因此,对相关系数( $r$ )有贡献的信号段的周期性将具有在大约100毫秒和大约300毫秒之间的周期长度。

[0077] 在此将参照图9更为详细地描述示例性相关计算。此时足以提到相关计算使每个信号段在时间偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒)内与自身相关(例如,自相关),以确定在该信号段中的多个偏移处的多个相关系数( $r$ )。对于该信号段,记录多个系数中的最高(最大)相关系数( $r$ )。在此将参照图6和图7更为详细地描述该实施方式的示例性时间偏移范围和对应的相关系数( $r$ )。注意到,不同的相关方法或技术可用于使每个信号段在时间偏移范围内与自身相关(例如,自相关)。

[0078] 具有最小噪声和定义明确的心脏活动的信号段将比具有叠加在心脏活动上的大量噪声的信号段具有更高的相关系数( $r$ )。因此,在全部信号202-206中选择信号202-206中的具有最高复合相关( $r$ )的对应的(近似同时期的)信号段,将提供在全部信号202-206中具有最佳信号质量的一组信号段以供进一步分析,这组信号段将检测根本的心脏激活信息(激活起始时间),这可改善在识别心脏节律紊乱的源方面的时间和精确度以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的时间和精确度。

[0079] 图3示出分割成示例性的三(3)个段302-306的图2的示例性第一信号202。为了简明和清晰仅仅示出了三个段302-306。如参照图2所注意的,第一信号202的长度为八(8)秒。当然不同的长度是可行的,例如60秒或更大。

[0080] 示例性信号段302-306中的每一者的长度(下文称为“段长度”)为二(2)秒。如图3所示,信号段302-306可至少部分地重叠。例如,信号段302为2毫秒至4毫秒,信号段304为3毫秒至5毫秒,且信号段306为4毫秒至6毫秒。注意到,第一信号202可被分割成上述段长度的附加的重叠信号段,例如,0毫秒至2毫秒、1毫秒至3毫秒、5毫秒至7毫秒、和6毫秒至8毫秒。

[0081] 还注意到,例如,可基于第一信号202的总长度来选择不同段长度的信号段302-306。例如,第一信号202可被分割成长度为四(4)秒的信号段,这些信号段也可至少部分地重叠,例如0毫秒至4毫秒、1毫秒至5毫秒、2毫秒至6毫秒、3毫秒至7毫秒、4毫秒至8毫秒。

[0082] 使信号段302-306中的每一者在所选择的时间偏移范围内与自身相关(例如使用图9的相关计算),以确定在各个信号段302-306中的多个偏移处的多个相关系数( $r$ )。时间偏移范围与生物节律紊乱(例如心脏节律紊乱)的周期长度相关联。根据该实施方式,该范围被选择成100毫秒至350毫秒。

[0083] 对于各个信号段302-306,记录多个相关系数中的最高(最大)相关系数( $r$ )。如图3所示,对于信号段302,在偏移201毫秒处获得最大相关系数( $r=0.73$ )。对于信号段304,在偏移204毫秒处获得最大相关系数( $r=0.76$ )。最后,对于信号段304,在偏移205毫秒处获得最大相关系数( $r=0.73$ )。

[0084] 图4示出了分割成示例性的三(3)个段402-406的图2的示例性第二信号204。为了简明和清晰仅仅示出了三个段402-406。示例性的信号段402-406中的每一者具有二(2)秒的段长度。

[0085] 如图4所示,信号段402-406可至少部分地重叠。例如,信号段402为2毫秒至4毫秒,信号段404为3毫秒至5毫秒,以及信号段406为4毫秒至6毫秒。注意到,第二信号204可被分割成上述段长度的附加的至少部分重叠的信号段,例如,0毫秒至2毫秒、1毫秒至3毫秒、5毫秒至7毫秒、和6毫秒至8毫秒。

[0086] 如参照图3中的第一信号202所描述的,可选择不同段长度的信号段402-406。例如,第二信号204也可被分割成长度为四(4)秒的信号段,这些信号段也可至少部分地重叠,例如0毫秒至4毫秒、1毫秒至5毫秒、2毫秒至6毫秒、3毫秒至7毫秒、4毫秒至8毫秒。

[0087] 使信号段402-406中的每一者在时间偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒)内与自身相关(例如使用图9的相关计算),以确定在各个信号段402-406中的多个偏移处的多个相关系数( $r$ )。对于各个信号段402-406,记录多个相关系数中的最高(最大)相关系数( $r$ )。如图4所示,对于信号段402,在偏移200毫秒处获得最大相关系数( $r=0.81$ )。对于信号段404,在偏移202毫秒处获得最大相关系数( $r=0.62$ )。最后,对于信号段406,在偏移205毫秒处获得最大相关系数( $r=0.54$ )。

[0088] 图5示出分割成示例性的三(3)个段502-506的图2的示例性第三信号206。为了简明和清晰仅仅示出了三个段502-506。示例性的信号段502-506中的每一者具有两(2)秒的段长度。

[0089] 如图5所示,信号段502-506可至少部分地重叠。例如,信号段502为2毫秒至4毫秒,信号段504为3毫秒至5毫秒,以及信号段506为4毫秒至6毫秒。注意到,第三信号206可被分割成上述段长度的附加的至少部分重叠的信号段,例如,0毫秒至2毫秒、1毫秒至3毫秒、5毫秒至7毫秒、和6毫秒至8毫秒。

[0090] 如参照图3中的第一信号202所描述的,可选择不同段长度的信号段502-506。例如,第三信号206也可被分割成长度为四(4)秒的信号段,这些信号段也可至少部分地重叠,例如0毫秒至4毫秒、1毫秒至5毫秒、2毫秒至6毫秒、3毫秒至7毫秒、4毫秒至8毫秒。

[0091] 使信号段502-506中的每一者在时间偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒)内与自身相关(例如使用图9的相关计算),以确定在各个信号段502-506中的多个偏移处的多个相关系数( $r$ )。对于各个信号段502-506,记录多个相关系数中的最高(最大)相关系数( $r$ )。如图5所示,对于信号段502,在偏移210毫秒处获得最大相关系数( $r=0.43$ )。对于信号段504,在偏移199毫秒处获得最大相关系数( $r=0.47$ )。最后,对于信号段506,在偏移200毫秒处获得最大相关系数( $r=0.39$ )。

[0092] 图6示出在图2中的第一信号202的在图3中的第一示例性信号段302中的三(3)个示例性时间迁移(或偏移)602-606。

[0093] 例如,第一时间偏移602为100毫秒,第二时间偏移604为200毫秒,且第三时间偏移

602为350毫秒。注意到,使用一(1)毫秒的增量,在100毫秒至350毫秒的范围内可存在250个时间偏移。

[0094] 使用图9的示例性相关计算,对于在100毫秒至350毫秒的范围内的各个时间偏移,计算相关系数( $r$ )。例如,在较低的100毫秒的时间偏移处,相关系数( $r$ ) $=-0.47$ ,以及在较高的350毫秒的偏移处,相关系数( $r$ ) $=0.02$ 。如图6所示,在200毫秒的偏移处,获得最大相关系数( $r$ ) $=0.73$ 。注意到,不同的相关方法或技术可用于使示例性信号段302与自身相关(自相关)。

[0095] 例如,使用图9的示例性相关计算使信号段与自身相关。具体地,该相关可被描述为两个离散数据序列(代表在信号段的各毫秒处的电压元素)的乘积的总和。相关系数(例如,相关的数值结果)被归一化为范围 $-1$ 至 $1$ 。

[0096] 在一个实施方式中,对于给定的信号段(例如,信号段302),在给定的时间偏移 $t$ (例如,100毫秒)处的相关可通过从原始的信号段生成两个参照段来计算,这两个参照段为:从给定的信号段的开端移除了 $t$ 个元素(例如,每个元素一(1)毫秒)的第一参照段,和从给定的信号段的末端移除了 $t$ 个元素(例如,每个元素一(1)毫秒)的另一参照段。对于给定的时间偏移 $t$ 的相关系数( $r$ )因此可以例如使用在图9中所示的示例性相关计算而基于参照段来确定。

[0097] 在另一实施方式中,在给定的时间偏移 $t$ (例如,100毫秒)处对于给定的信号段(例如,信号段302)生成一个参照信号段,该参照信号段从给定的信号段的开端延伸至由给定信号段的末端减去给定偏移 $t$ 表示的结束端。因此,对于给定的时间偏移 $t$ 的相关系数( $r$ )例如使用图9中所示的示例性相关计算而基于给定信号段(其从时间偏移延伸到信号段的末端)和参照信号段来确定。

[0098] 应注意到,各个信号202、204、206的信号段302-306、信号段402-406、信号段502-506被处理以计算对于在100毫秒至350毫秒范围内的各个时间偏移的相关系数( $r$ ),如上文参照信号段302所述。

[0099] 图7示出了显示针对图2中的第一信号202的在图3中的第一信号段302中的在100毫秒至350毫秒范围内的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )的曲线702的示例图700。

[0100] 如图7所示,在100毫秒至350毫秒的时间偏移范围内,相关系数为 $-0.47$ 至 $0.02$ ,其中在200毫秒的时间偏移处出现最大相关系数( $r$ ) $=0.73$ 。

[0101] 应注意到,对于信号202的其它信号段304、306以及其它信号204、206的信号段402-406、502-506,可生成类似的曲线以说明针对在100毫秒至350毫秒范围内的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )。重要的是注意到,对于各个信号(202、204、206)中的每一个信号的各个信号段(302-306、402-406、502-506),确定最大相关系数( $r$ )。

[0102] 图8为示出根据第一实施方式的选择用于分析生物节律紊乱(例如心脏节律紊乱)的信号段的示例性方法800的流程图。示例性方法800可由图1中所示的计算设备116来执行。

[0103] 更具体地,示例性方法800开始于操作802,在操作802处,计算设备116经由信号处理设备114从设置在心脏120中的传感器接收或访问多个信号。这些信号可具有特定的长度,例如60秒或更长。例如,如图1所示,信号202-206来自设置在心脏120的右心房122中的导管101的传感器102-106。在一些实施方式或方面中,来自传感器的信号的至少一部分可

由信号处理设备114记录且然后被提供给计算设备116。

[0104] 在操作804,使用一种或多种滤波方法对多个所接收或所访问的信号进行滤波。可使用的滤波方法包括但不限于QRS复合去除、中值滤波、和频域(带通)滤波。当然,可以使用其它滤波方法来减小信号中的噪声且提高信号质量。在操作806,从多个信号中选择信号。如文中所述,所选择的信号可具有离散的长度、或者可为更长信号的时期。在操作808,从所选择的信号中选择信号段。例如,信号段可具有特定的长度(例如,2秒、4秒等)。如参照图3至图5所述,信号段可至少部分地重叠。

[0105] 在操作810,参照所选择的信号段选择偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒)内的下限偏移(例如,100毫秒)。在操作812,将当前偏移设置成下限偏移。在操作814,从所选择的信号段生成参照信号段,该参照信号段从所选择的信号段的开端延伸至由所选择的信号段的末端减去当前偏移所表示的结束端。

[0106] 在操作816,例如使用图9中提出的相关计算,基于从当前偏移延伸至所选择的信号段的末端的所选择的信号段以及基于在操作814处生成的参照信号段,确定相关值(例如,相关系数( $r$ ))。在操作818,将当前偏移增加时间增量(例如,1毫秒、2毫秒、或其它时间增量)。在操作820,确定当前偏移是否等于偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒)的上限偏移(例如,350毫秒)。

[0107] 如果在操作820处确定当前偏移不等于上限偏移,则方法800继续再次执行操作814至操作820。然而,如果在操作820处确定当前偏移等于上限偏移,则方法800在操作822处继续以选择对于所选择的信号段的最高相关值(例如,相关系数( $r$ ))。

[0108] 在替选的实施方式中,也可基于减少的偏移执行操作808至操作820。具体地,在操作812,可以参照所选择的信号段将当前偏移设置成上限偏移(例如,350毫秒)。在操作818,可以将当前偏移减少时间减量(例如,1毫秒、2毫秒、或其它时间增量)。类似地,在操作820,可确定当前偏移是否等于下限偏移(例如100毫秒)。

[0109] 在操作824,确定是否处理了所选择的信号的全部信号段。如果确定没有处理所选择的信号的全部信号段,则方法800继续再次执行操作808至操作824。然而,如果在操作824确定处理了所选择的信号的全部信号段,则方法800在操作826处继续。尽管以相继次序说明了操作808至操作824以便于理解,但是注意到,对于信号中的多个信号段或全部信号段,这些操作可同时执行或者以交错的方式执行。

[0110] 在操作826,确定是否处理了全部信号。如果确定没有处理全部信号,则方法800继续针对下一个所选择的信号执行操作806至操作826。然而,如果在操作826确定处理了全部信号,则方法800在操作828处继续以生成对于在全部的处理信号中的相同的(近似同时期的)信号段的复合相关值(例如,总和、平均值、SMR)。

[0111] 应注意到,方法800可结合所选择的不同的偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒、300毫秒至500毫秒、450毫秒至1300毫秒、或其它的偏移范围)来执行。在操作810和操作820处,下限偏移和上限偏移因此可分别对应于所选择的偏移范围的开始偏移和结束偏移。

[0112] 在操作830,选择与多个复合相关值中的最高复合相关值相关联的一组信号段(近似同时期的信号段)。所选择的信号段可用于改善识别心脏节律紊乱的源的时间和精确度以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的时间和精确度。例如,所选择的信号段可按照Briggs等人的美国专利No.8,165,666而被处理成输入信号,该美国专利的全部主

题通过引用并入本文中。

[0113] 图9示出对于给定的时间偏移(例如,100毫秒)的信号段的示例性相关计算900。

[0114] 相关计算900将相关系数( $r$ )确定成两个离散数据序列的乘积的总和,其中每个 $x$ 或每个 $y$ 代表在具有 $n$ 个元素的离散数据序列的每毫秒处的电压元素。如所示,相关系数被归一化为范围 $-1$ 至 $1$ 。具体地,如参照图6至图8所述, $x$ 和 $y$ 代表基于待相关的信号段的具有相等长度(大小)的数据序列。如果使 $n$ 为信号段的长度(毫秒)(例如,对于长度为2000毫秒的信号段, $n=2,000$ )且使 $t$ 为时间偏移,则 $x$ 将由从信号段的开端开始至 $n-t$ 的电压元素构成,以及 $y$ 将由从信号段中的 $t$ 开始至 $n$ 的电压元素构成。 $\bar{x}$ 和 $\bar{y}$ 分别代表 $x$ 数据序列的平均值和 $y$ 数据序列的平均值。 $x(i)$ 和 $y(i)$ 分别代表数据序列 $x$ 中的第 $i$ 个元素和数据序列 $y$ 中的第 $i$ 个元素。示例性相关计算900确定对于给定的时间偏移的信号段的相关系数( $r$ )。

[0115] 图10示出汇总了对于图2中的各个信号202-206中的信号段1002(例如,2毫秒至4毫秒的信号段、3毫秒至5毫秒的信号段、和4毫秒至6毫秒的信号段)的最高相关系数( $r$ )的示例性表格1000。

[0116] 表格1000还示出对于不同信号202-206中的相同的(近似同时期的)信号段1002的最高相关系数( $r$ )的复合相关系数1004。对于信号202-206中的相同信号段1002(例如,2毫秒至4毫秒的信号段),复合相关系数1004可为最高相关系数( $r$ )的总和1006、最高相关系数( $r$ )的平均值1008、或者最高相关系数( $r$ )的均方根(SMR)1010。参照图11,更详细地描述了SMR 1010的计算。

[0117] 图11示出对于最高相关系数( $r$ )的SMR 1010的示例性计算1100。具体地, $x$ 表示大小为 $n$ 的相关系数( $r$ )的阵列。 $x_i$ 表示 $x$ 阵列中的第 $i$ 个元素。示例性计算1100确定通过除以 $n$ 而归一化的各个元素 $i$ 的平方根的和。对归一化的和求平方值以确定SMR。结合复合相关系数1004,SMR 1010减小了某一信号段的高相关系数( $r$ )相对于其它信号段的更常规的相关系数( $r$ )的影响。

[0118] 图12示出了结合图1的定位在心脏120中的感测位置处的示例性传感器102而获得的复合型心脏节律紊乱的示例性信号1202。在该示例中,复合型节律紊乱的信号1202表示在图20中所示的60秒信号的时期(也是信号),以便清晰地示出与复合型心脏节律紊乱相关联的从一个节律到另一节律的转变(例如,在大约34秒处)。

[0119] 尽管为了清晰和简洁仅示出一个信号1202,但是注意到,导管101可提供多个信号,例如来自网篮状导管的相应传感器的64个信号可提供心脏120的右心房122的全景视图,例如参照图2所述。如文中所述,这类信号近似同时获得(例如,在相同时间或大约相同时间)。

[0120] 如参照图2至图5所述,可使用计算设备116将多个信号(包括信号1202)类似地分割成具有段长度(例如,长度为二(2)秒)的多个信号段。类似地,信号段可包括至少部分地重叠的多个信号段,诸如例如信号段24-26秒、25-27秒、26-28秒、...、39-41秒、和40-42秒。注意到,例如,可以基于信号1202的整体长度来为信号1202的分段选择不同的段长度(例如,四(4)秒)。

[0121] 根据该示例,在多个信号中相继处理各组近似同时期的信号段(例如,具有几乎相同的起始时间的信号段)。参照信号1202,从信号1202的开端起且包括信号段1204(例如34-36秒)的各个信号段因此在所选择的第一时间偏移范围内相继地与自身相关(例如,使用图

9的相关计算),以确定在各个信号段中的多个偏移处的多个相关系数( $r$ )。对于信号1202的各个信号段,类似地使近似同时期(例如,具有几乎相同的起始时间)的多个信号的信号段相关(例如,使用图9的相关计算),因此形成了一组信号段(例如,包括具有几乎相同的起始时间的信号段的组)。

[0122] 注意到,所选择的第一时间偏移范围与生物节律紊乱(例如,心脏节律紊乱)的周期长度相关联。如上所述,所选择的第一范围可为100毫秒至350毫秒。对于多个信号中的近似同时期的信号段的每个连续组,重复在所选择的第一偏移范围内的上述相关。

[0123] 对于各个组中的近似同时期的信号段中的每一者,选择最高相关系数( $r$ )。此外,对于多个信号中的相同信号段(例如,在多个信号内的具有几乎相同的起始时间的每一组的信号段),生成第一复合相关值(例如,平均相关系数)。所选择的第一范围(例如100毫秒至350毫秒)和信号段的平均偏移可与第一复合相关值相关联地被存储。此后,将第一复合相关值与所选择的阈值(例如,0.3)进行比较。

[0124] 如果第一复合相关系数大于针对同时期的信号段的组所选择的阈值,则如上文所述使用第一所选择的范围使下一个信号段的连续组相关,以及对于该信号段的连续组生成第一复合相关值(例如,平均相关系数)。

[0125] 然而,如果第一复合相关系数小于或等于所选择的阈值(例如,0.3),则使用所选择的300毫秒至500毫秒的第二范围使该组的信号段再次相关。对于该组生成第二复合相关值(例如,平均相关系数)。所选择的第二范围(例如,300毫秒至500毫秒)和信号段的平均偏移可与第二复合相关值相关联地被存储。此后,将第二复合相关系数与所选择的阈值进行比较。

[0126] 如果第二复合相关系数大于所选择的阈值,则如上文所述使下一个信号段的连续组相关(例如,使用所选择的100毫秒至350毫秒的第一范围),以及对于下一个连续组生成复合相关值(例如,平均相关系数)。然而,如果第二复合相关系数小于或等于所选择的阈值,则使用所选择的450毫秒至1300毫秒的第三范围使该组的信号段再次相关。对于该组生成第三复合相关值(例如,平均相关系数)。所选择的第三范围(例如,450毫秒至1300毫秒)和信号段的平均偏移可与第三复合相关值相关联地被存储。此后,将第三复合相关系数与所选择的阈值进行比较。应注意到,在一些实施方式中,即使第一复合相关系数和/或第二复合相关系数大于所选择的阈值,也生成第二复合相关系数和第三复合相关系数。

[0127] 如果第三复合相关系数大于所选择的阈值,则如上文所述使下一个信号段的连续组相关(例如,使用所选择的100毫秒至350毫秒的第一范围),以及对于下一个连续组生成复合相关值(例如,平均相关系数)。然而,如果第三复合相关系数小于或等于所选择的阈值,则将“不使用”指示与该组信号段相关联地存储,例如,因为在多个信号的近似同时期的信号段中存在有限的一致性,故将不使用该组。应注意到,在一些实施方式中,可使用额外的或不同的所选择的偏移范围,来计算大于3个的复合相关系数。

[0128] 相应地处理在多个信号中的剩余组的近似同时期的信号段,例如使用偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒;300毫秒至500毫秒;和450毫秒至1300毫秒)。在示例性信号1202中,高达约34秒的信号段类似于在图2至图5中示出的信号段。可以预计到,与所选的第一偏移范围(100毫秒至350毫秒)相关联的第一复合相关值将大于针对该组中高达约34秒的信号段所选的阈值,且小于针对在约34秒处和在约34秒后的信号段所选的阈值。下文参照图

13至图18更详细地描述了根据不同的偏移范围对这些信号段的处理。

[0129] 图13示出根据所选的第一偏移范围的在图12中所示的信号1202的信号段1204中的示范性时间迁移(或偏移)1302。

[0130] 如上所述,根据所选的第一偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒)存在250个时间偏移。尽管未示出,但是使用图9的示范性相关计算,对于在100毫秒至350毫秒范围内的各个时间偏移,计算相关系数( $r$ )。

[0131] 对于信号段1204,在122毫秒的偏移处获得最大相关系数( $r$ )=0.11。注意到,不同的相关方法或技术可用于使示范性信号段1204与自身相关(例如自相关)。注意到,如参照图12所述,对于信号段1204的最大相关系数低于阈值(例如,0.3)。

[0132] 图14示出显示针对图12中所示的信号1202的信号段1204中的根据所选择的第一偏移范围1406的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )的曲线1402的示例图1400。

[0133] 如图14所示,在所选择的第一时间偏移范围1406内(例如,在100毫秒至350毫秒之间),相关系数为-0.10至0.11,其中在122毫秒的时间偏移处出现最大相关系数( $r$ )=0.11。

[0134] 应注意到,对于其它信号的近似同时期的信号段,可生成类似的曲线以说明针对在所选的第一偏移范围内的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )。

[0135] 图15示出根据所选的第二偏移范围的在图12中所示的信号1202的信号段1204中的示范性时间迁移(或偏移)1502。

[0136] 根据所选的第二偏移范围(例如,300毫秒至500毫秒)存在200个时间偏移。尽管未示出,但是使用图9的示范性相关计算,对于在300毫秒至500毫秒范围内的各个时间偏移,计算相关系数( $r$ )。

[0137] 对于信号段1204,在406毫秒的偏移处获得最大相关系数( $r$ )=0.05。注意到,不同的相关方法或技术可用于使示范性信号段1204与自身相关(例如自相关)。注意到,如参照图12所述,对于信号段1204的最大相关系数也低于阈值(例如,0.3)。

[0138] 图16示出显示针对图12中所示的信号1202的信号段1204中的根据所选的第二偏移范围1606的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )的曲线1602的示例图1600。

[0139] 如图16所示,在所选的第二时间偏移范围1606内(例如,在300毫秒至500毫秒之间),相关系数为-0.08至0.05,其中在406毫秒的时间偏移处出现最大相关系数( $r$ )=0.05。

[0140] 应注意到,对于其它信号的近似同时期的信号段,可生成类似的曲线以说明针对在所选的第二偏移范围内的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )。

[0141] 图17示出根据所选的第三偏移范围的在图12中所示的信号1202的信号段1204中的示范性时间迁移(或偏移)1702。

[0142] 根据所选的第三偏移范围(例如,450毫秒至1300毫秒)存在750个时间偏移。尽管未示出,但是使用图9的示范性相关计算,对于在450毫秒至1300毫秒范围内的各个时间偏移,计算相关系数( $r$ )。

[0143] 对于信号段1204,在698毫秒的偏移处获得最大相关系数( $r$ )=0.97。注意到,不同的相关方法或技术可用于使示范性信号段1204与自身相关(例如自相关)。注意到,如参照图12所述,对于信号段1204的最大相关系数高于阈值(例如,0.3)。

[0144] 图18示出显示针对图12中所示的信号1202的信号段1204中的根据所选的第三偏移范围1806的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )的曲线1802的示例图1800。

[0145] 如图18所示,在所选择的第三时间偏移范围1806内(例如,在450毫秒至1300毫秒之间),相关系数为 $-0.45$ 至 $0.97$ ,其中在698毫秒的时间偏移处出现最大相关系数( $r$ )= $0.97$ 。

[0146] 应注意到,对于其它信号的近似同时期的信号段,可生成类似的曲线以说明针对在所选择的第二偏移范围内的时间偏移而确定的相关系数( $r$ )。

[0147] 图19为示出根据第二实施方式的选择用于分析生物节律紊乱(例如心脏节律紊乱)的信号段的示例性方法1900的流程图。示例性方法1900可由图1中所示的计算设备116来执行。

[0148] 更具体地,示例性方法1900开始于操作1902,在操作1902处,计算设备116经由信号处理设备114从设置在心脏120中的传感器接收或访问多个信号。这些信号可具有特定的长度,例如60秒或更长。在一些实施方式或方面中,来自传感器的信号的至少一部分可由信号处理设备114记录且然后被提供给计算设备116。

[0149] 在操作1904,使用一种或多种滤波方法对多个所接收或访问的信号进行滤波。可使用的滤波方法包括但不限于QRS复合去除、中值滤波、和频域(带通)滤波。当然,可以使用其它滤波方法来减小信号中的噪声且提高信号质量。

[0150] 在操作1906,设定对于多个信号中的信号段的时间长度。如文中所述,该时间长度可为2秒、4秒、或其它时间长度。在操作1908,设定对于信号段的起始时间以便在多个信号中选择近似同时期的信号段(例如,在近似相同的起始时间处开始的信号段)。最初,该起始时间可被设定为信号的开端(例如,起始时间为零(0))。此后,对于操作1908至操作1940的每次重复,可将起始时间增加时间增量(例如, $-1$ (1)秒),以便在多个信号中选择连续的信号段。

[0151] 在操作1910,选择与心脏节律紊乱的周期长度相关联的偏移范围。如参照图12至图18所述,最初选择第一范围(例如,100毫秒至350毫秒)。如在下文中所述,可选择的其它范围包括第二范围(例如,300毫秒至500毫秒)和第三范围(例如,450毫秒至1300毫秒)。可定义其它范围。

[0152] 在操作1912,从多个信号中选择信号。如文中所述,所选择的信号可具有离散的长度或可为更长信号的时期。在操作1914,从所选择的信号中选择信号段。所选择的信号段通过起始时间和时间长度来定义。

[0153] 在操作1916,将当前偏移设定为在操作1910所选择的偏移范围的下限偏移。在操作1918,从所选择的信号段生成参照信号段,该参照信号段从所选择的信号段的开端延伸至由所选择的信号段的末端减去当前偏移所表示的结束端。

[0154] 在操作1920,例如使用在图9中提出的相关计算,基于从当前偏移延伸至所选择的信号段的末端的所选择的信号段、以及基于在操作918生成的参照信号段来确定相关值(例如,相关系数( $r$ ))。在操作1922,将当前偏移增加时间增量(例如,1毫秒、2毫秒、或其它时间增量)。在操作1924,确定当前偏移是否等于所选择的范围的上限偏移(例如,对于所选的第一范围为350毫秒)。

[0155] 如果在操作1924处确定当前偏移不等于上限偏移,则方法1900继续再次执行操作

1918至操作1924。然而,如果在操作1924处确定当前偏移等于上限偏移,则方法1900在操作1926处继续以选择对于所选择的信号段的最高相关值(例如,相关系数( $r$ ))。

[0156] 在替选的实施方式中,也可基于减少的偏移执行操作1914至操作1924。具体地,在操作1916,可以参照所选择的信号段将当前偏移设置成上限偏移。在操作1922,可以将当前偏移减少时间减量(例如,1毫秒、2毫秒、或其它时间增量)。类似地,在操作1924,可确定当前偏移是否等于所选择的范围的下限偏移(例如,对于所选择的第一范围为100毫秒)。

[0157] 在操作1928,确定是否处理了全部信号的近似同时期的信号段(例如,对于具有所选择的段起始时间的信号段处理了全部信号)。如果确定未处理全部信号,则方法1900继续再次执行操作1912至操作1928。然而,如果在操作1928确定处理了全部信号,则方法1900在操作1930处继续。尽管以相继次序说明了操作1912至操作1928以便于理解,但是注意到,对于信号中的不同组的近似同时期的信号段,这些操作可同时执行或者以交错的方式执行。

[0158] 在操作1930,对于在全部信号中的相同的(近似同时期的)信号段,生成复合相关值(例如,总和、平均值、SMR)。在操作1932,与复合相关值相关联地存储所选的范围和平均偏移(例如,近似同时期的信号段的偏移的平均值)。

[0159] 在操作1934,确定复合相关值是否大于阈值(例如,0.3)。如果在操作1934处确定复合相关值低于或等于该阈值,则方法1900在操作1936处继续,在操作1936处确定另一偏移范围是否是可选的。如果确定另一偏移范围是可选的,则方法1900在操作1910处继续,在操作1910处,选择另一偏移范围且重复操作1910至操作1934。所选择的偏移范围可为第二偏移范围(例如,300毫秒至500毫秒)。如上文所述,在操作1936处可选择三个定义的偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒;300毫秒至500毫秒;和450毫秒至1300毫秒)。注意到,可定义其它范围,从而在操作1936处选择这些其它范围。如果其它偏移范围不是可选择的,则在操作1938处将信号段标记为不使用,且方法1900在操作1940处继续。

[0160] 如果在操作1934处确定复合相关值大于阈值,则方法1900在操作1940处继续,在操作1940处,确定在信号中是否已经处理了全部信号段。更具体地,确定是否已经处理了对于多个信号中的信号段的全部起始时间。如果不是,则方法1900执行操作1908至操作1940,用于多个信号中的另外的信号段,即对于在多个信号中仍未处理的近似同时期的信号段设置下一个连续的起始时间。在操作1940处确定已经处理了多个信号中的全部信号段后,方法1900在操作1942处继续。在操作1942,选择与对于所选择的偏移范围的最高复合相关值相关联的一组近似同时期的段。方法1900结束于操作1944。

[0161] 所选择的信号段可用于改善识别心脏节律紊乱的源的时间和精确度、以及在对准心脏节律紊乱的源以备治疗和消除方面的时间和精确度。例如,可以按照Briggs等人的美国专利No.8,165,666将所选择的信号段处理为输入信号,该美国专利的全部主题通过引用并入本文中。

[0162] 图20示出结合图1的定位在心脏120中的感测位置处的示例性传感器102获得的复合型心脏节律紊乱的示例性信号2002。信号2002为60秒,且包括在图12中所示的时期或信号1202。如所示,节段2004的节律(例如,在约34秒处)过渡到节段2006的另一节律。

[0163] 图21示出与包括信号2002的多个信号的段相关联的复合相关系数的示例性曲线2102。复合相关系数与在包括信号2002的多个信号中每隔一秒获得的两秒长度的重叠信号段(例如0-2秒、1-3秒、...、32-34秒、...、57-59秒和58-60秒)相关联。

[0164] 在节段2004期间,在多个信号中近似同时期的信号段的复合相关系数在约0.58和约0.76之间变化。在多个信号中大约2106(例如,信号段32-34秒)处,复合相关系数下降低于与阈值(例如0.3)相关联的阈值2104。在节段2006期间,在多个信号中近似同时期的信号段的复合相关系数在约0.8和约0.96之间变化。

[0165] 如所示,在节段2004期间,在多个信号之间存在周期性的一致性;在2106处,周期性的一致性显著下降;以及在节段2006期间,在多个信号之间的周期性的一致性得以恢复。在节段2004期间的周期性的一致性低于在节段2006期间的周期性的一致性。与心脏节律紊乱相关联的不太一致的节律过渡为较一致的节律。在该示例中,较一致的节律为正常窦性心律。更具体地,存在与心脏节律紊乱相关联的节律的停止和转变为正常窦性心律。

[0166] 图22示出与心脏节律紊乱的周期长度(CL)相关联的复合偏移的示例性曲线2202,该复合偏移导致包括信号2002的多个信号的同时期的段。

[0167] 在节段2004期间,与心脏节律紊乱的CL相关联的复合偏移为大约220毫秒,该复合偏移落在可选择的第一偏移范围(例如,100毫秒至350毫秒)内。在节段2006期间,与正常窦性心律相关联的复合偏移为大约700毫秒,该复合偏移在可选择的第三偏移范围(例如,450毫秒至1300毫秒)内。

[0168] 根据第二实施方式,使用可选择的偏移范围能够检测与心脏节律紊乱相关联的一种或多种节律、以及这些节律之间的转变。这些转变不仅可包括异常节律之间(例如,从AF到AT等)的转变,而且可包括从异常节律(例如,AF、AT等)到正常窦性心律的转变。这能够结合与心脏节律紊乱相关联的特定节律选择(多个信号的)近似同时期的信号段(例如,使用偏移范围)以供进一步分析。

[0169] 图23为通用计算系统1200的说明性实施方式的框图。计算机系统2300可为图1的信号处理设备114和计算设备116。计算机系统1200可包括一组指令,这组指令可被执行以使计算机系统2300执行本文中所公开的方法或基于计算机的功能中的任一者或多者。计算机系统2300或者其任一部分可作为单独的设备操作,或者可例如使用网络或其它连接而连接至其它计算机系统或外围设备。例如,计算机系统1200可以操作性地连接至信号处理设备114。

[0170] 计算机系统2300还可被实现为各种设备或被并入到各种设备中,各种设备例如为个人电脑(PC)、平板PC、个人数字助理(PDA)、移动设备、掌上电脑、膝上型电脑、台式电脑、通信设备、控制系统、网络装置、或能够(顺序地或以其它方式)执行一组指令的任何其它机器,该组指令指定待由该机器所进行的动作。另外,尽管示出单个的计算机系统2300,但是术语“系统”也应被认为包括多个系统或子系统的任何集合,这些系统或子系统单独地或结合地执行一组或多组指令以执行一个或多个计算机功能。

[0171] 如图23所示,计算机系统2300可包括处理器2302,例如中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、或者中央处理单元和图形处理单元两者。而且,计算机系统2300可包括可经由总线2326彼此通信的主存储器2304和静态存储器2306。如所示,计算机系统2300还可包括视频显示单元12310,例如液晶显示器(LCD)、有机发光二极管(OLED)、平板显示器、固态显示器、或者阴极射线管(CRT)。另外,计算机系统2300可包括输入设备2312(例如键盘)和光标控制设备2314(例如鼠标)。计算机系统2300还可包括磁盘驱动单元2316、信号生成设备2322(例如扬声器或远程控制器)和网络接口设备2308。

[0172] 在特定的实施方式或方面中,如图23所示,磁盘驱动单元2316可包括计算机可读介质2318,在该计算机可读介质2318中可嵌入有一组或多组指令2320,例如软件。另外,指令2320可体现如本文中所述的方法或逻辑中的一者或多者。在特定的实施方式或方面中,在由计算机系统1200执行期间,指令2320可完全地或至少部分地位于主存储器2304、静态存储器2306和/或处理器2302中。主存储器2304和处理器2302还可包括计算机可读介质。

[0173] 在替选的实施方式或方面中,专用硬件实现(例如专用集成电路、可编程逻辑阵列和其它硬件设备)可被构造成实现本文中所述的方法中的一者或多者。可包括各种实施方式或方面的装置和系统的应用在广义上可包括各种各样的电子系统和计算机系统。本文中所公开的一个或多个实施方式或方面可使用两个或更多个特定互连的硬件模块或设备而利用可在这些模块之间和通过这些模块通信的有关控制和数据信号来实现功能,或者实现为专用集成电路的多个部分。因此,本系统涵盖软件实现、固件实现、和硬件实现。

[0174] 根据各个实施方式或方面,本文中所描述的方法可由有形地体现在处理器可读介质中的软件程序来实现、以及可由处理器来执行。另外,在示例性的、非限制性的实施方式或方面中,实现可包括分布式处理、组件/对象分布式处理、和并行处理。可替选地,虚拟计算机系统处理可被构造成实现本文中所述的方法或功能中的一者或多者。

[0175] 还设想到,计算机可读介质包括指令2320、或者响应于传播的信号接收和执行指令2320,使得连接到网络2324的设备可在网络2324上传送声音、视频或数据。另外,经由网络接口设备2308,可在网络2324上发送或接收指令2320。

[0176] 尽管计算机可读介质被显示为单个介质,但是术语“计算机可读介质”包括单个介质或多个介质,诸如集中式或分布式数据库、和/或存储一组或多组指令的相关联的缓存和服务器。术语“计算机可读介质”还应包括能够存储、编码或携带用于由处理器执行或使计算机系统执行本文中所公开的方法或操作中的任何一者或多者的一组指令的任何介质。

[0177] 在特定的非限制性的、示例性实施方式或方面中,计算机可读介质可包括固态存储器,诸如存储卡或其它插件,其容纳一个或多个非易失性只读存储器。另外,计算机可读介质可为随机存取存储器或其它易失性可重写存储器。另外,计算机可读介质可包括磁光介质或光介质,诸如磁盘或磁带或捕获载波信号(诸如在传输介质中传送的信号)的其它存储设备。附到电子邮件或其它独立的信息档案或者档案集的数字文件可被认为是分布介质,其相当于有形的存储介质。因此,本文中包括计算机可读介质或分布介质以及其它等效物和后继介质(其中可存储有数据或指令)中的任何一者或多者。

[0178] 根据各个实施方式或方面,本文中所述的方法可实现为一个或多个在计算机处理器上运行的软件。包括但不限于专用集成电路、可编程逻辑阵列、以及其它硬件设备的专用硬件实现也可被构造成实现本文中所述的方法。此外,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、或虚拟机处理的可替选的软件实现也可被构造成实现本文中所述的方法。

[0179] 还应注意到,实现所公开的方法的软件可以可选地被存储在有形的存储介质上,该有形的存储介质诸如:磁性介质,诸如磁盘或磁带;磁光介质或光介质,诸如磁盘;或者固态介质,诸如存储卡或其它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它可重写(易失性)存储器的插件。软件还可利用包含计算机指令的信号。附到电子邮件或其它独立的信息档案或者档案集的数字文件可被认为是相当于有形的存储介质的分布介

质。因此,本文中包括如本文中列举的有形的存储介质或分布介质、以及其中可存储本文中的软件实现的其它等同物或后继介质。

[0180] 因此,已经描述了用以重建心脏激活信息的系统和方法。尽管已经描述了具体的示例性实施方式或方面,但是明显的是,在不偏离本发明的更广的范围的情况下,可以对这些实施方式或方面进行各种变型和修改。因此,说明书和附图被认为是示例性的而不是限制性的。形成本文的一部分的附图通过说明的方式而不是限制的方式示出可实践主题的具体实施方式或方面。所示出的实施方式或方面充分详细地进行描述以使本领域技术人员实践本文中所公开的教导。由此可利用和推导出其它的实施方式或方面,使得在不脱离本发明的范围的情况下可进行结构上和逻辑上的替换和修改。因此,该具体描述不被认为是限制性的,各个实施方式或方面的范围仅仅通过所附的权利要求以及这些权利要求所赋予的等同物的全部范围来限定。

[0181] 仅仅为了方便,本发明的主题的此类实施方式或方面可在文中单独地和/或集合地被称作术语“发明”,且不旨在主动地将该申请的范围限制为任何单个发明或发明的概念(如果实际上公开了多于一个的概念)。因此,尽管文中已经示出和描述了特定的实施方式或方面,但应理解,为了实现相同的目的所计算的任何布置可替换所示的特定的实施方式或方面。本发明旨在涵盖各个实施方式或方面的全部改动或变型。对于阅读上文描述的本领域技术人员来讲,上述实施方式或方面以及未在文中明确描述的其它实施方式或方面的组合将是显而易见的。

[0182] 摘要被提供以符合37C.F.R. §1.72(b),且将允许读者快速地判断技术公开的本质和要点。应理解,该摘要将不用于解释或限制权利要求的范围或含义。

[0183] 在实施方式或方面的以上描述中,出于精简本发明的目的,将各种特征一起集中在单个实施方式中。本发明的该方法不应解释为反映所要求保护的实施方式或方面具有比在各个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。而是如下面权利要求所反映的,本发明的主题在于少于单个公开的实施方式或方面的全部特征。因此,下面的权利要求从而被并入到具体描述中,其中,各个权利要求本身作为单独的实施方式或方面。可设想到,本文中所描述各个实施方式或方面可以组合或分组到未在具体描述中明确指出的不同的组合中。而且,还设想到,覆盖这种不同的组合的权利要求可本身类似地作为单独的示例性实施方式或方面,其可被并入到具体描述中。

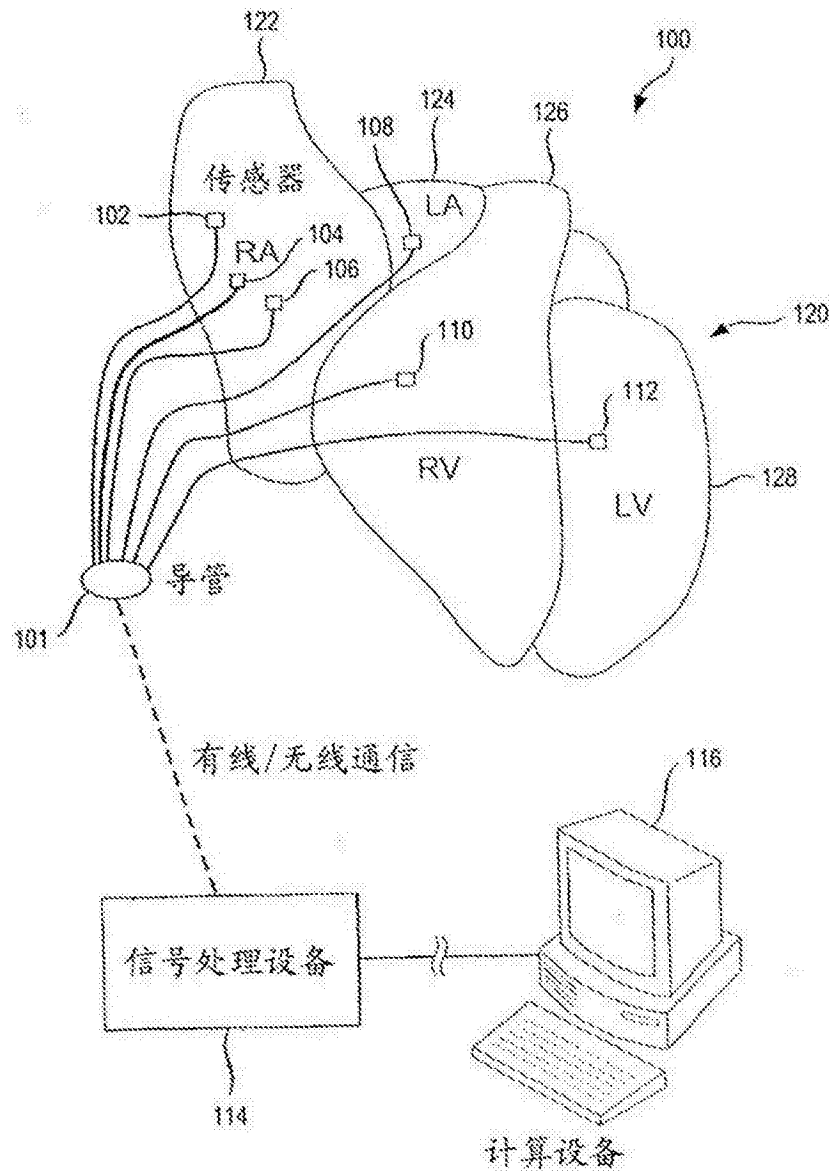


图1

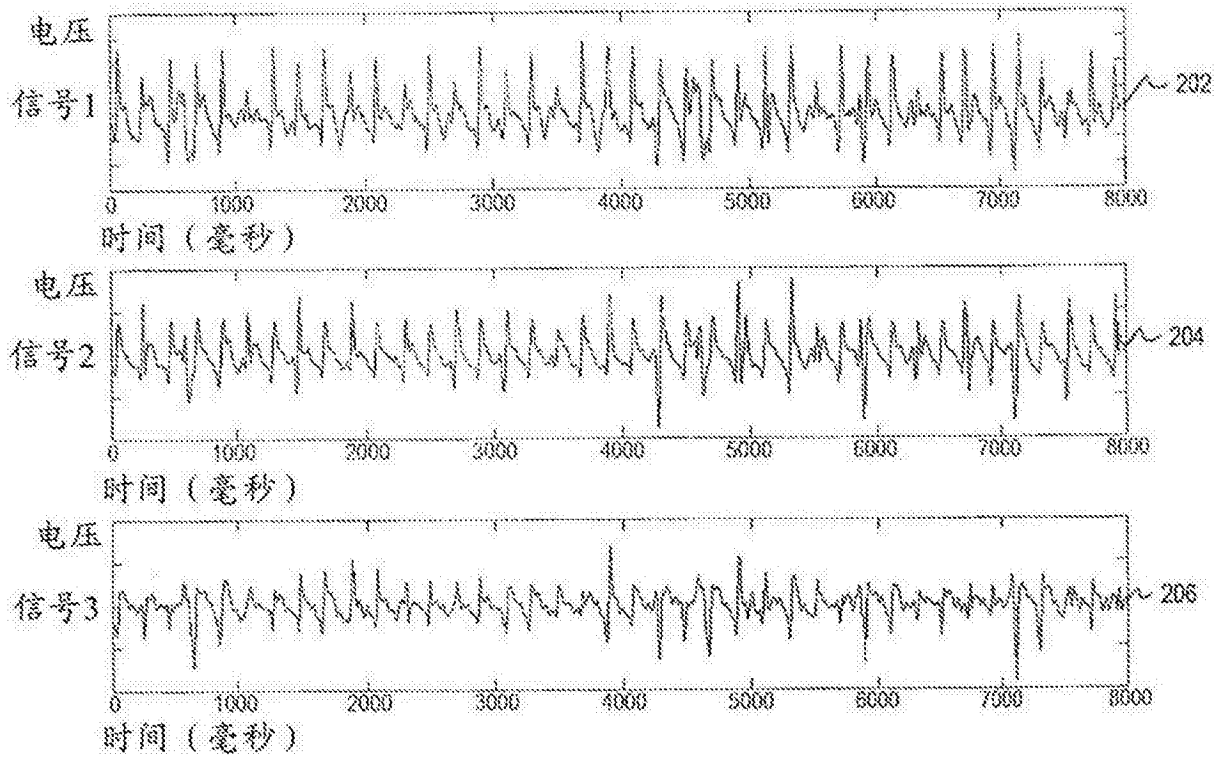


图2

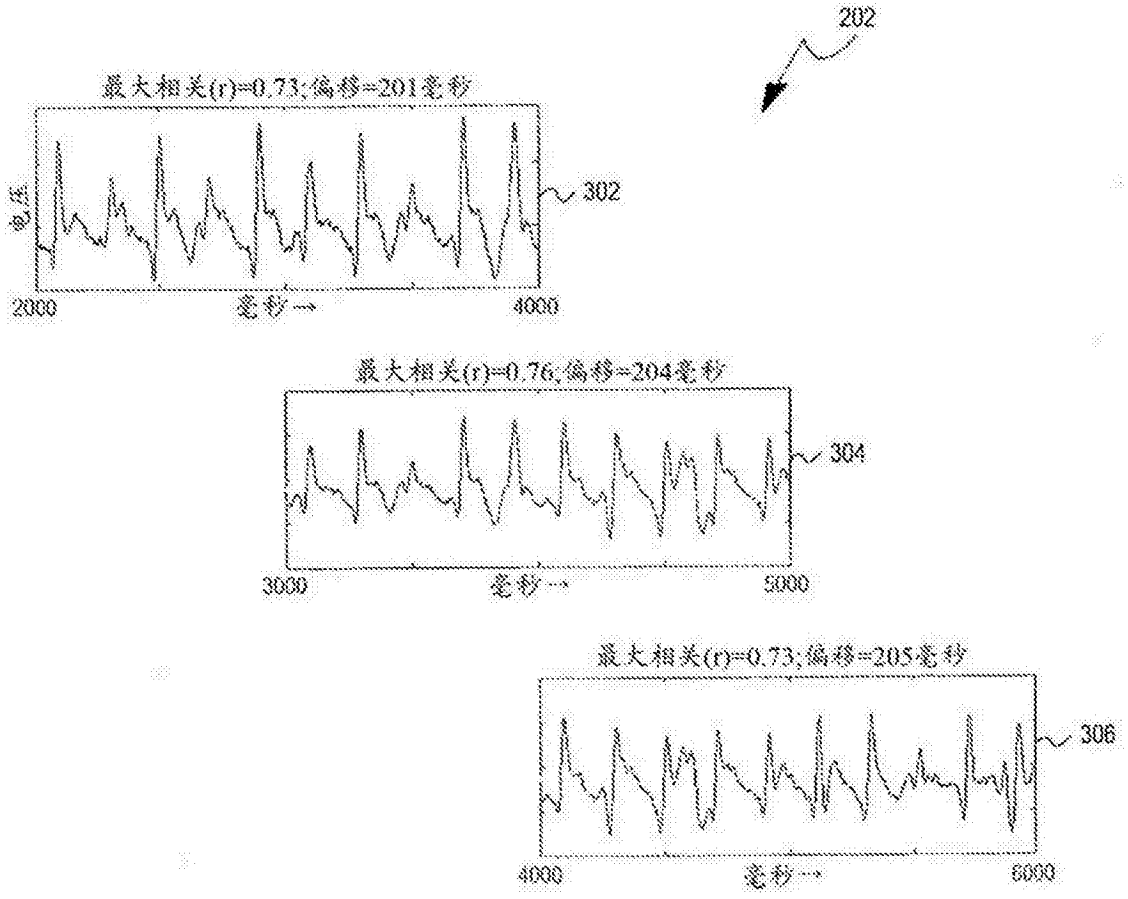


图3

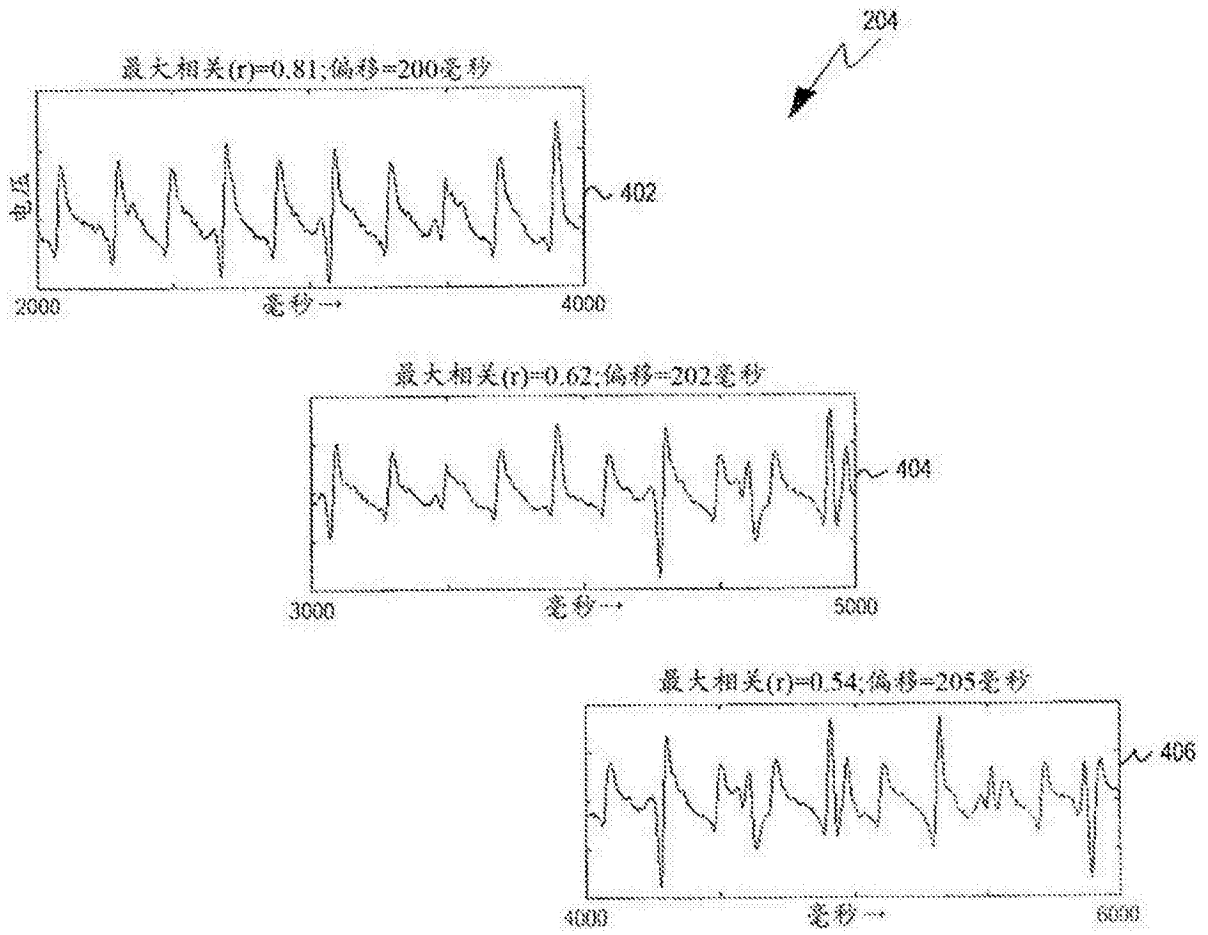


图4

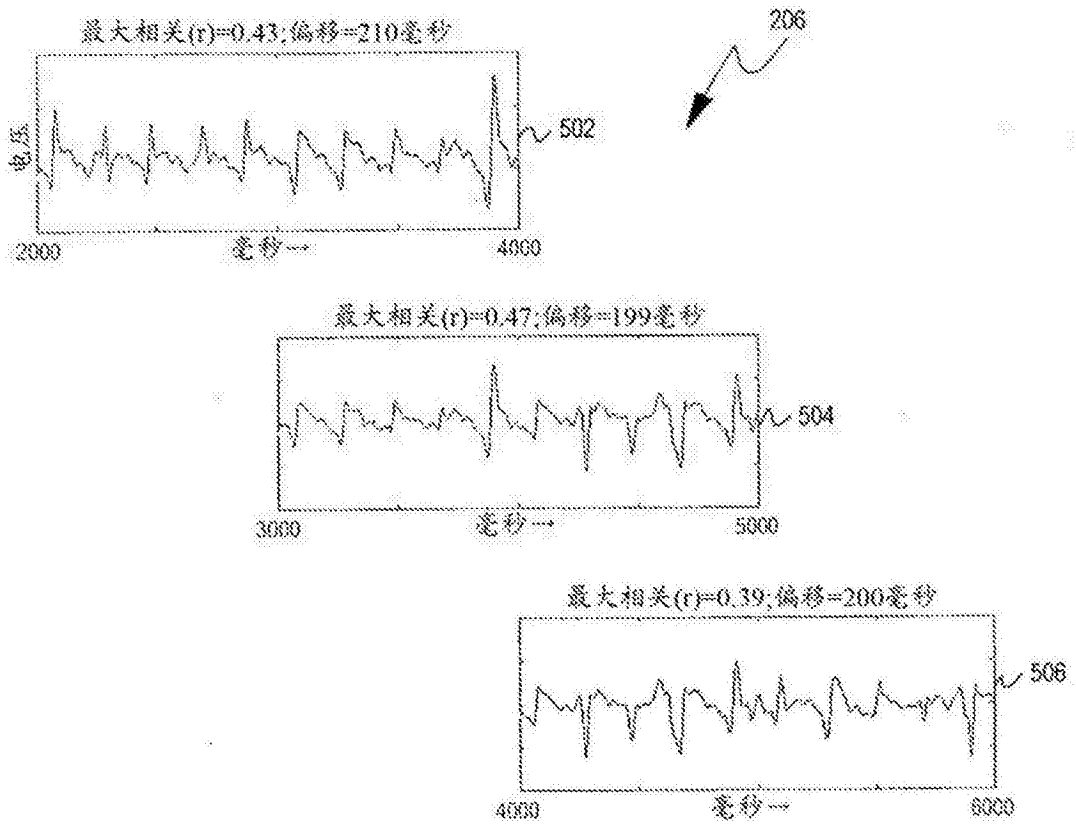


图5

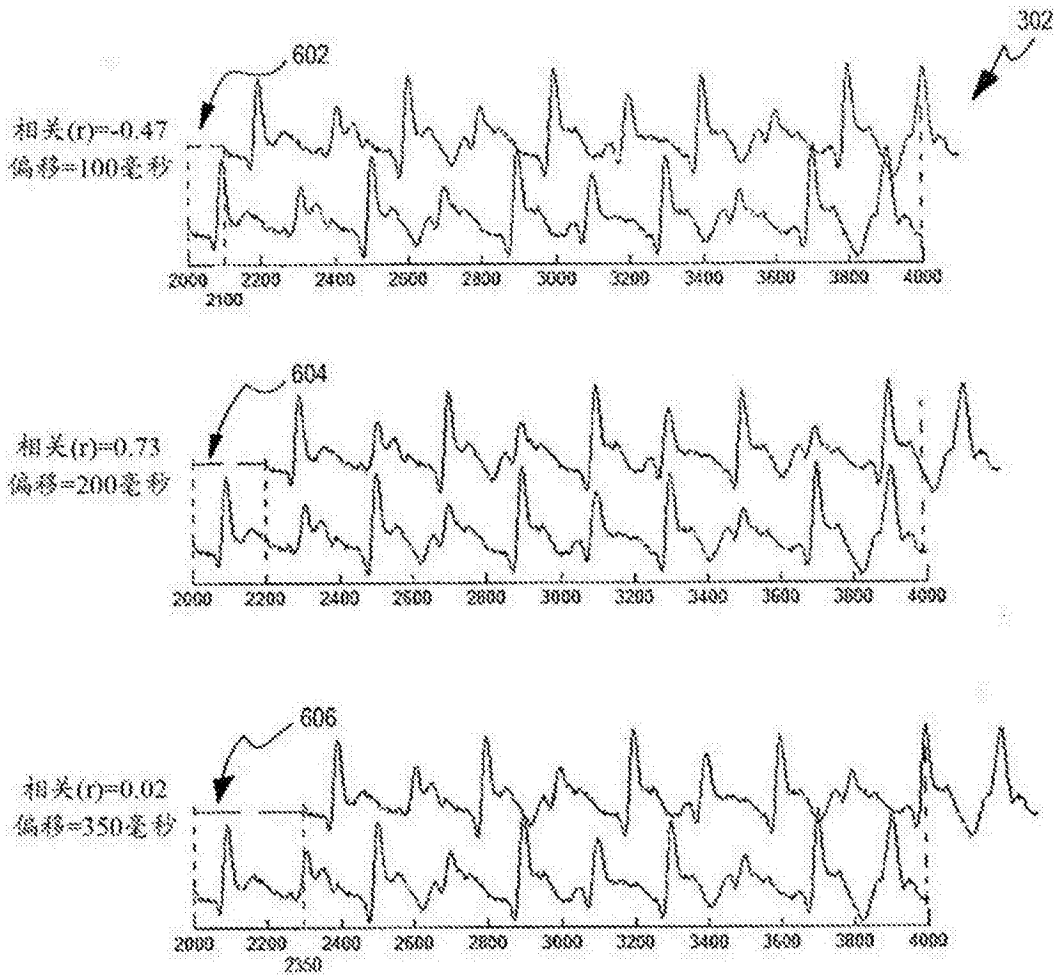


图6

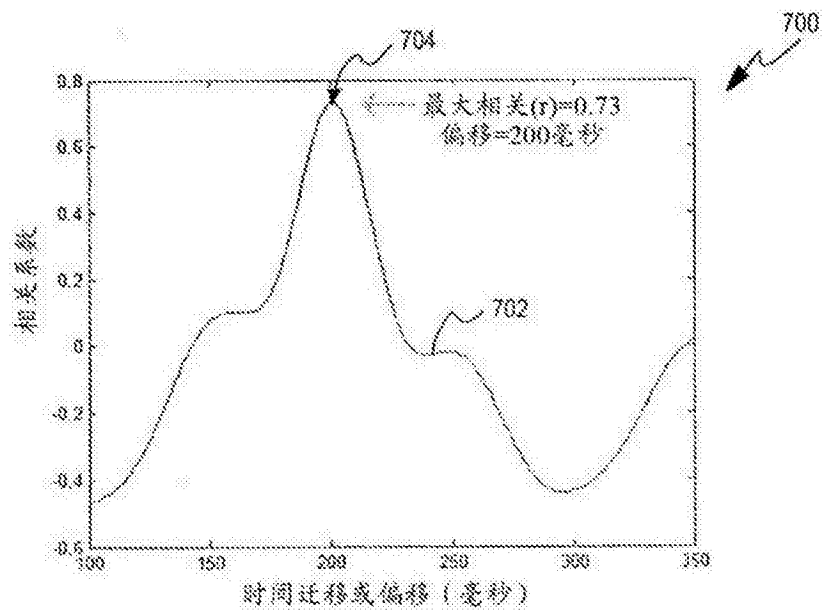


图7

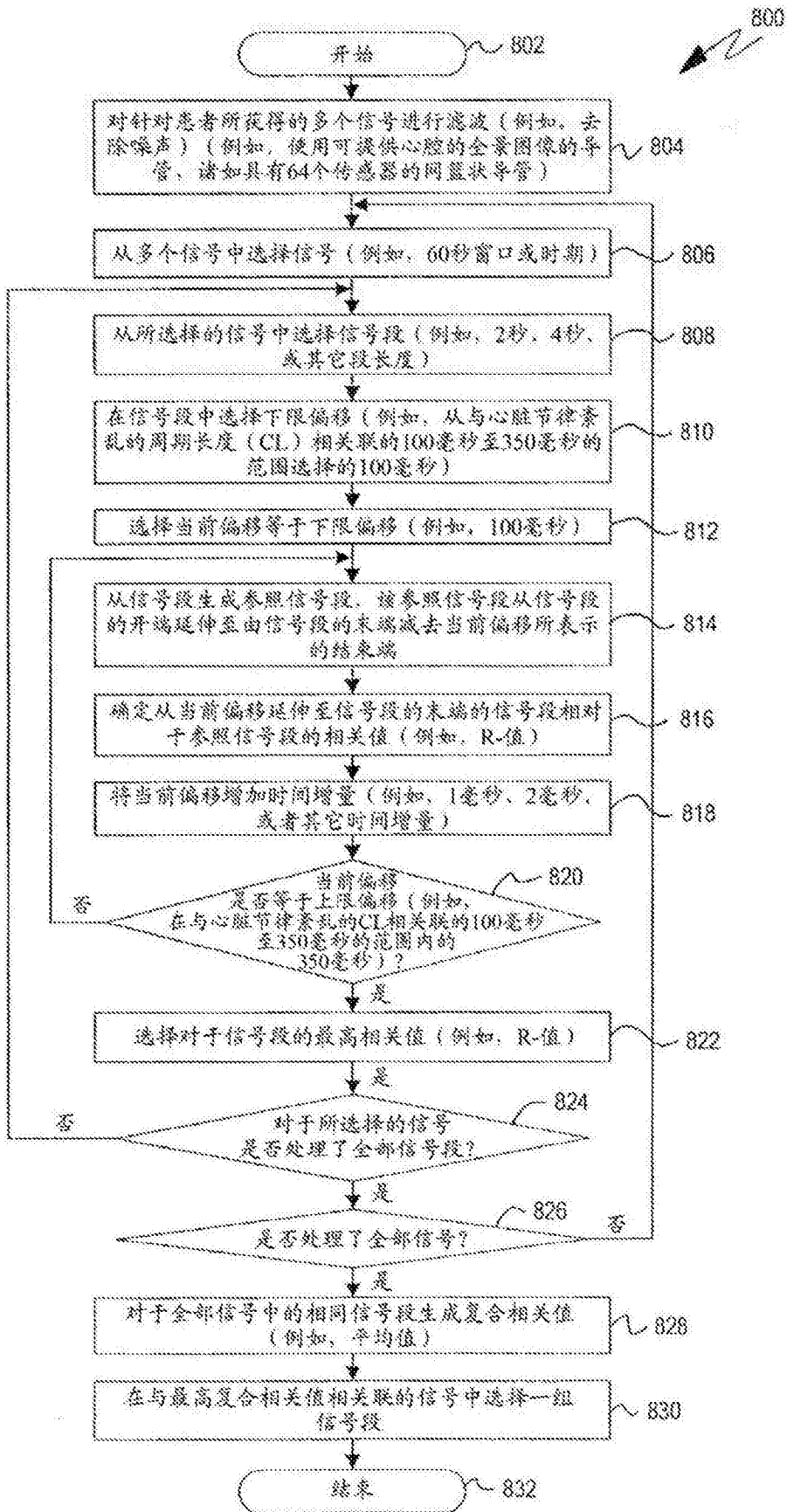


图8

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n [(x(i) - \bar{x}) * (y(i) - \bar{y})]}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x(i) - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y(i) - \bar{y})^2}}$$

图9

段	信号1	信号2	信号3	总和	平均值	SMR
2-4 毫秒	r = 0.73	r = 0.81	r = 0.43	1.97	0.66	0.65
3-5 毫秒	r = 0.76	r = 0.62	r = 0.47	1.85	0.62	0.61
4-6 毫秒	r = 0.73	r = 0.54	r = 0.39	1.66	0.55	0.54

图10

$$SMR = \left[ \sum_{i=1}^n \sqrt{x_i} / n \right]^2$$

图11

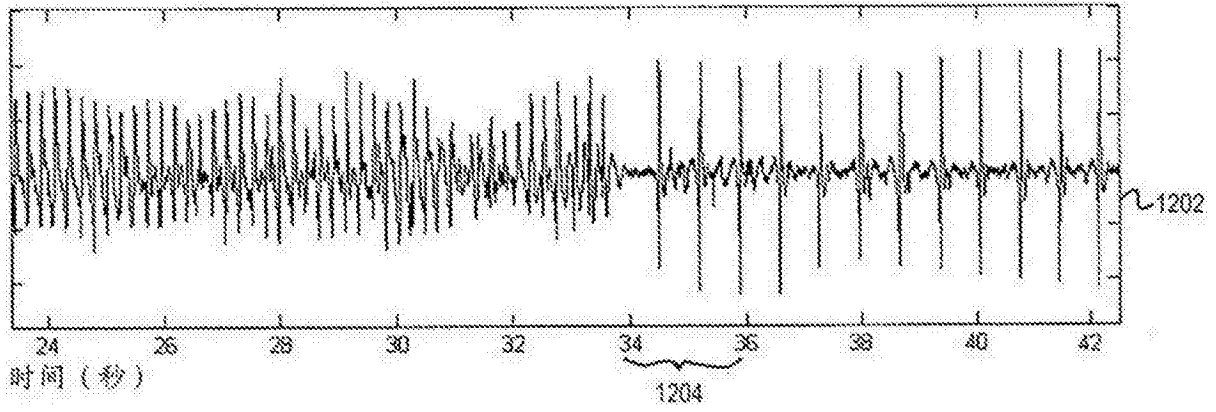


图12

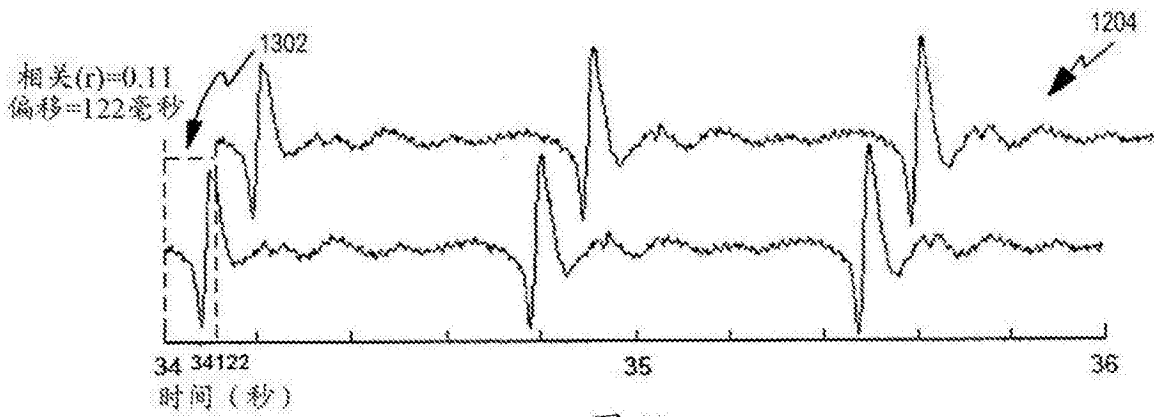


图13

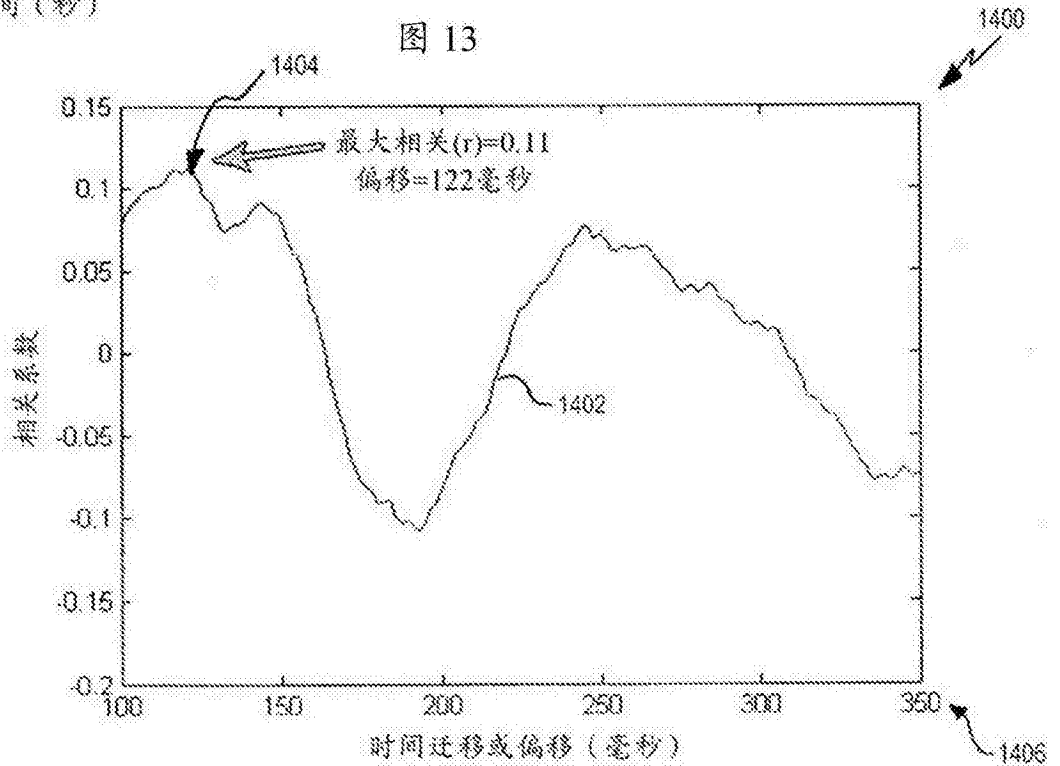


图14

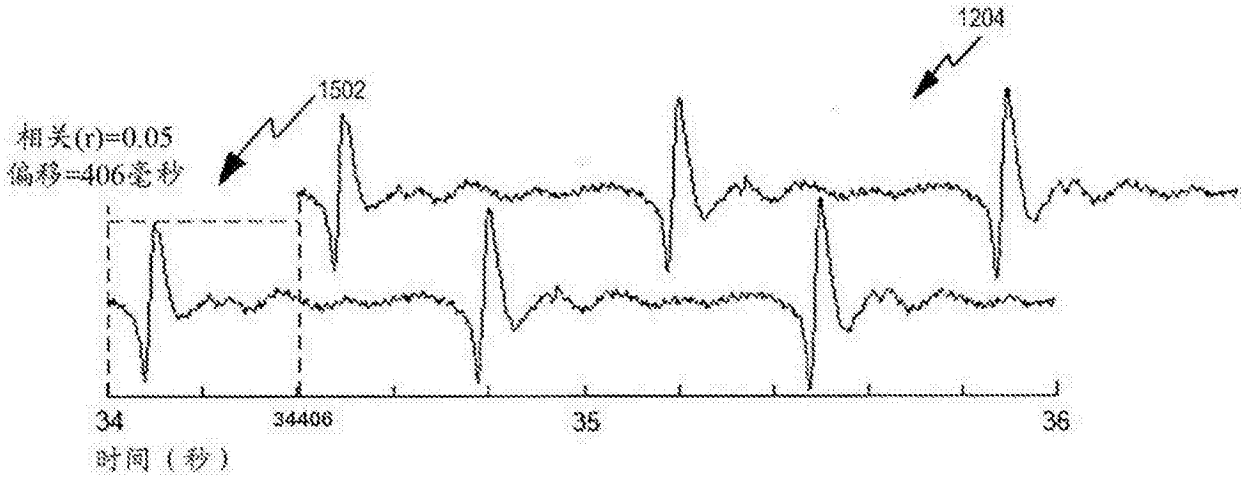


图15

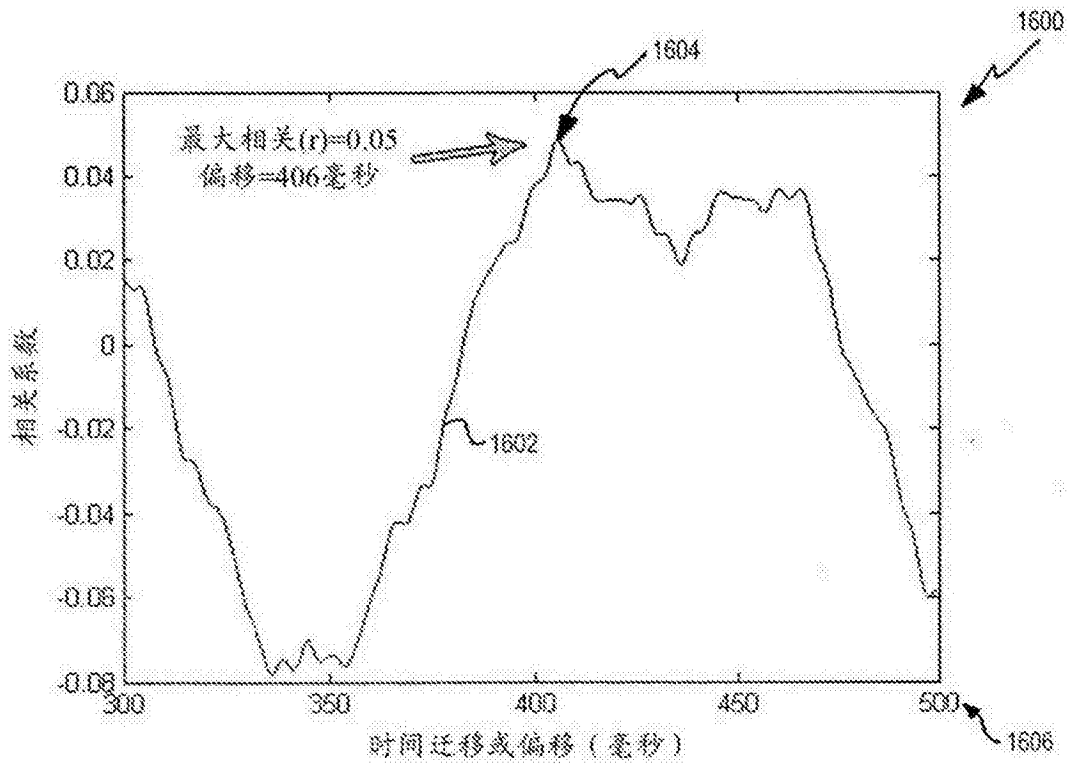


图16

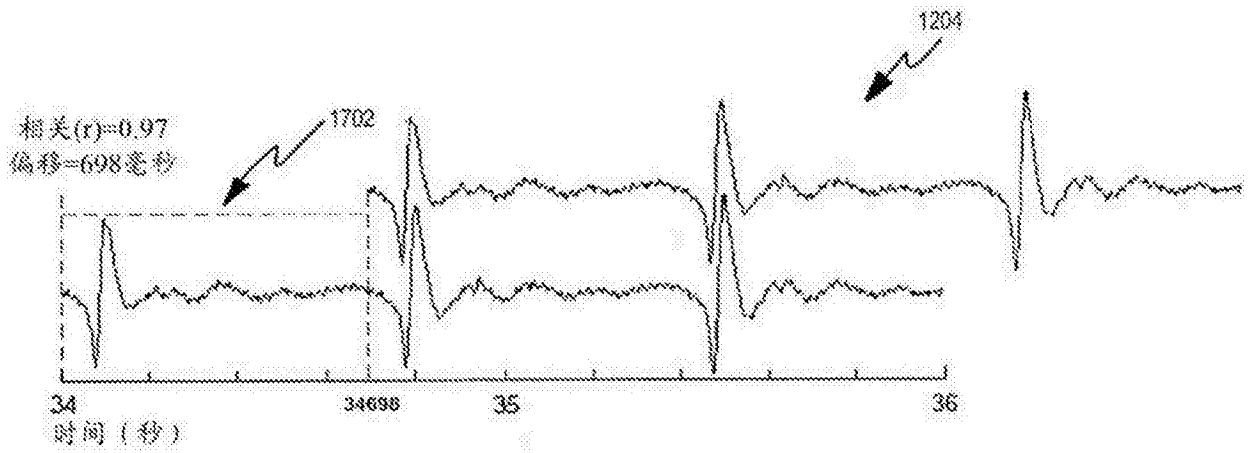


图17

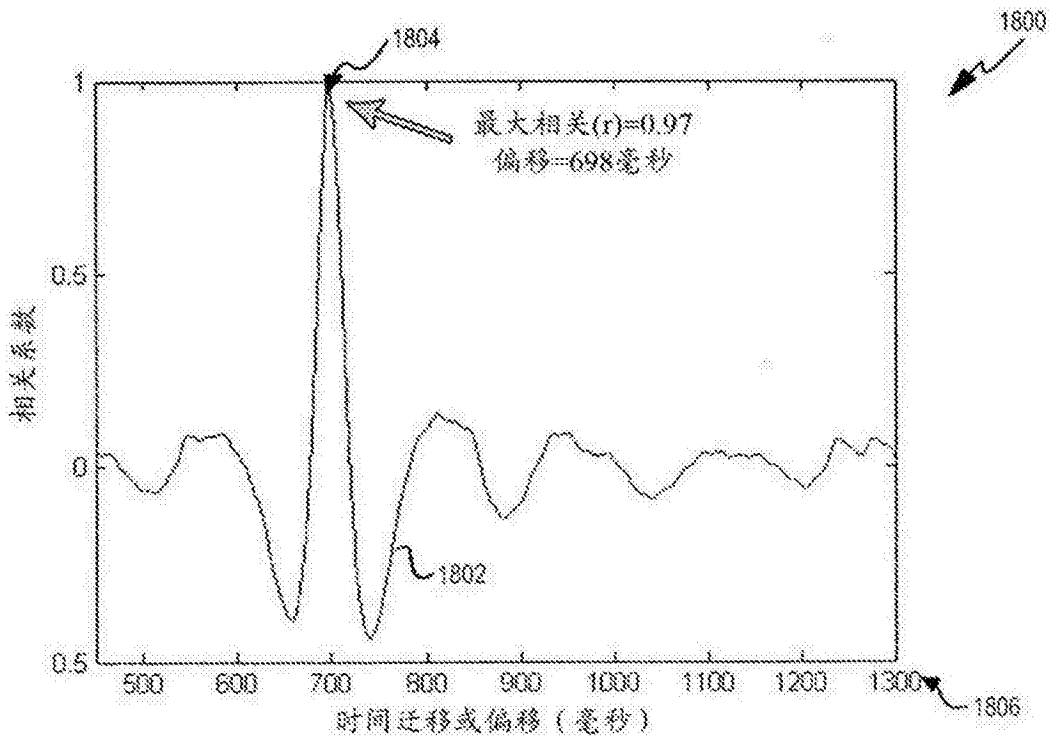


图18

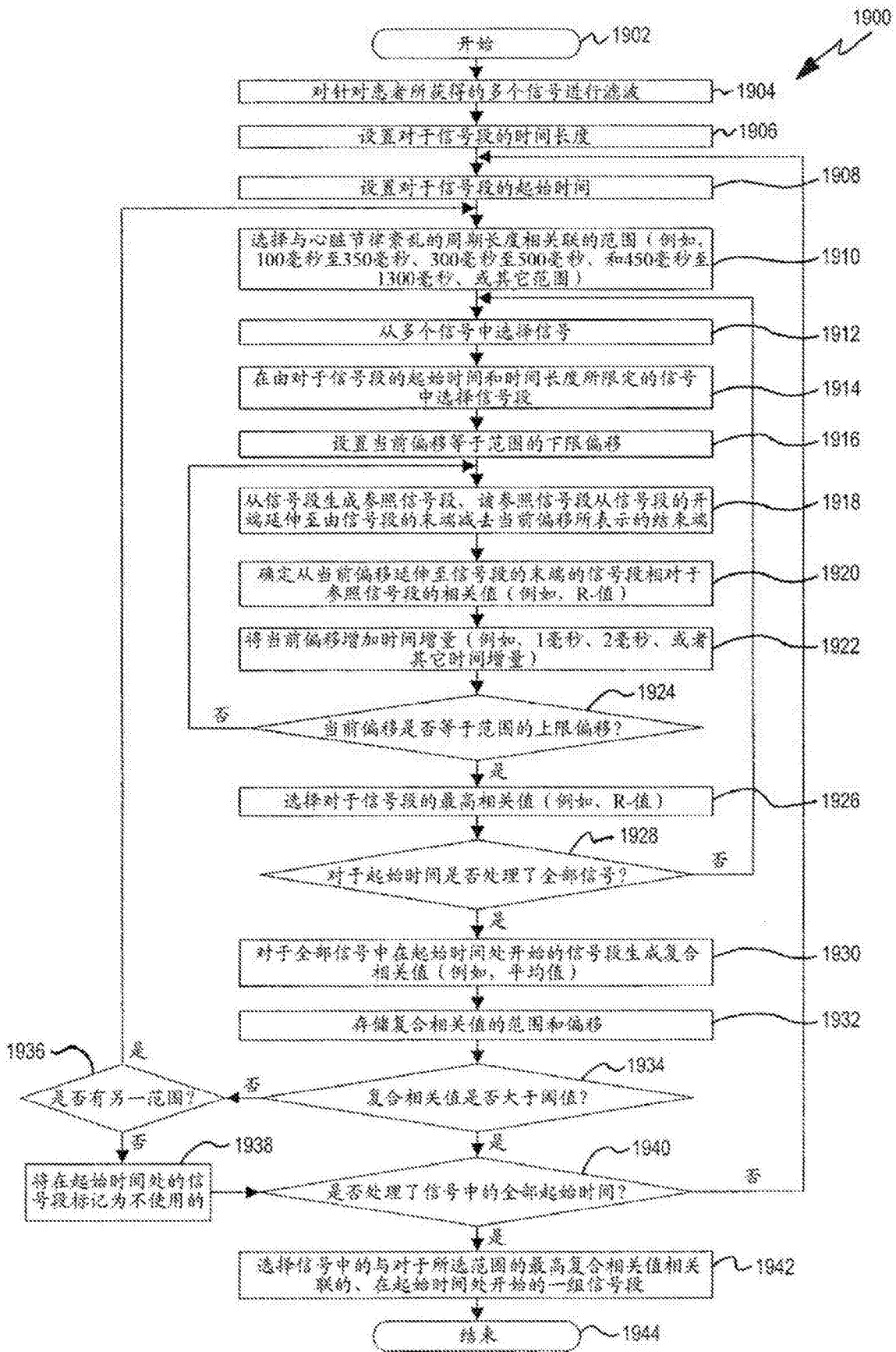


图19

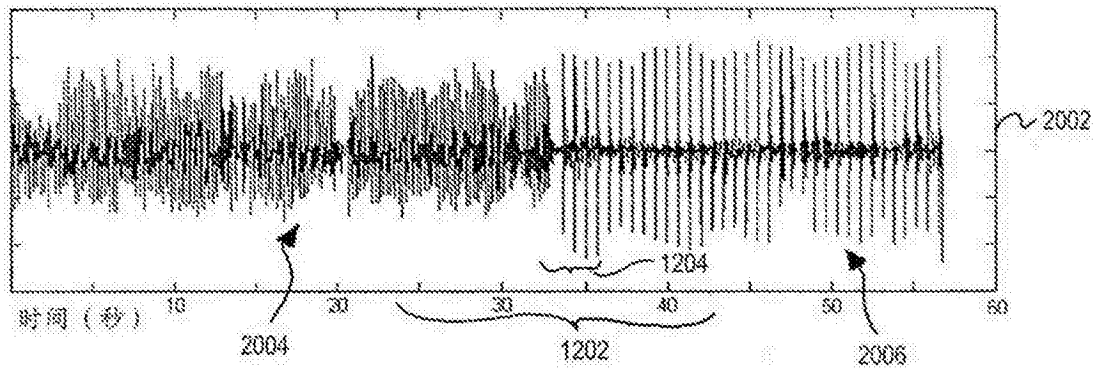


图20

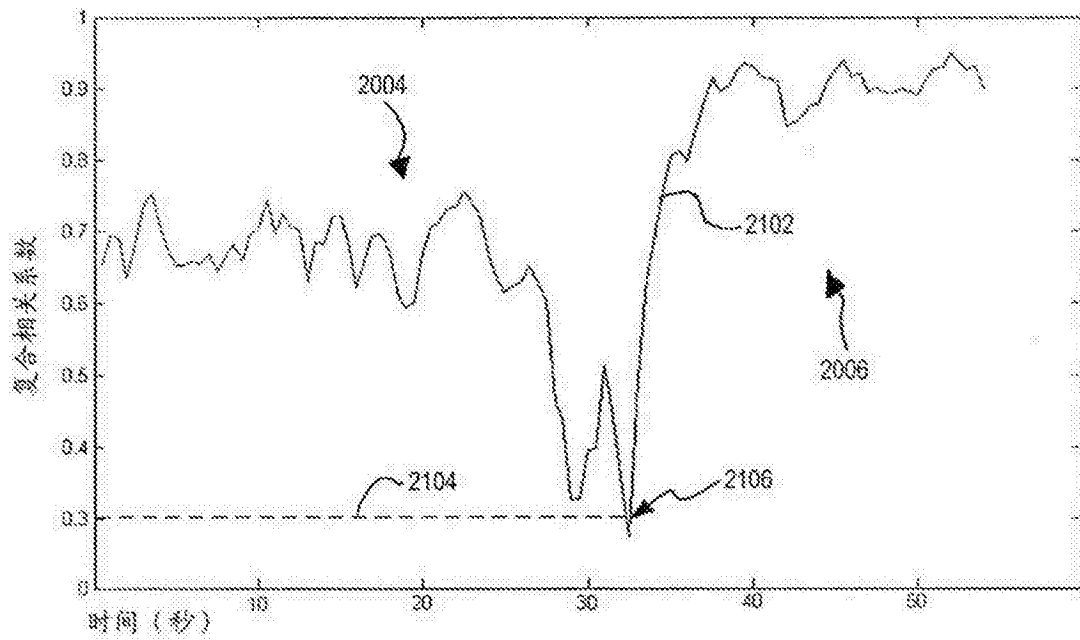


图21

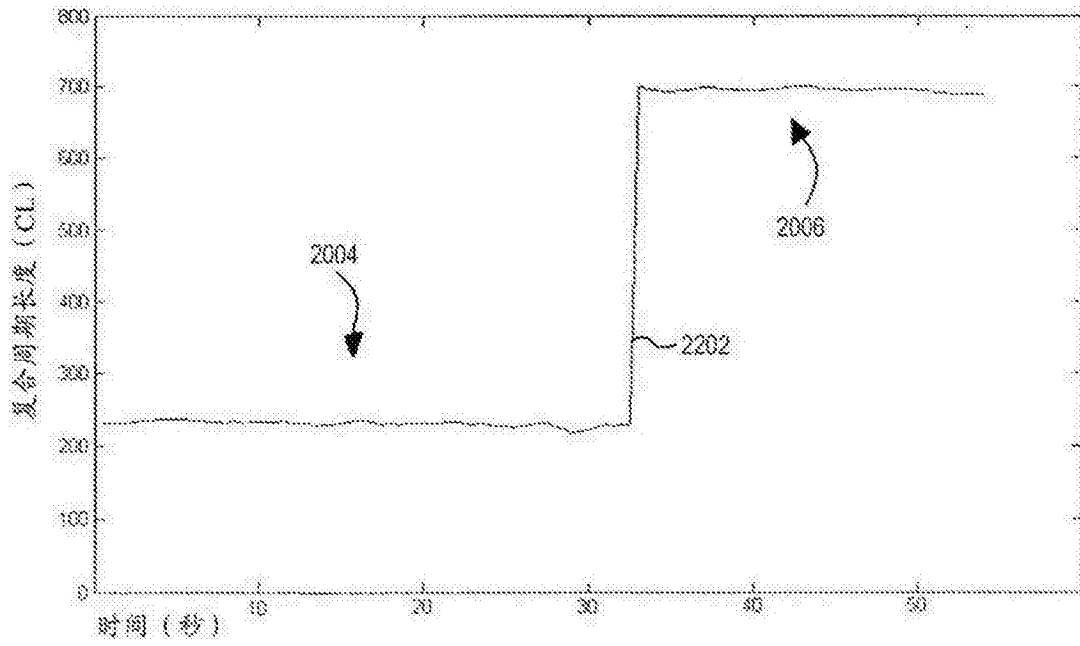


图22

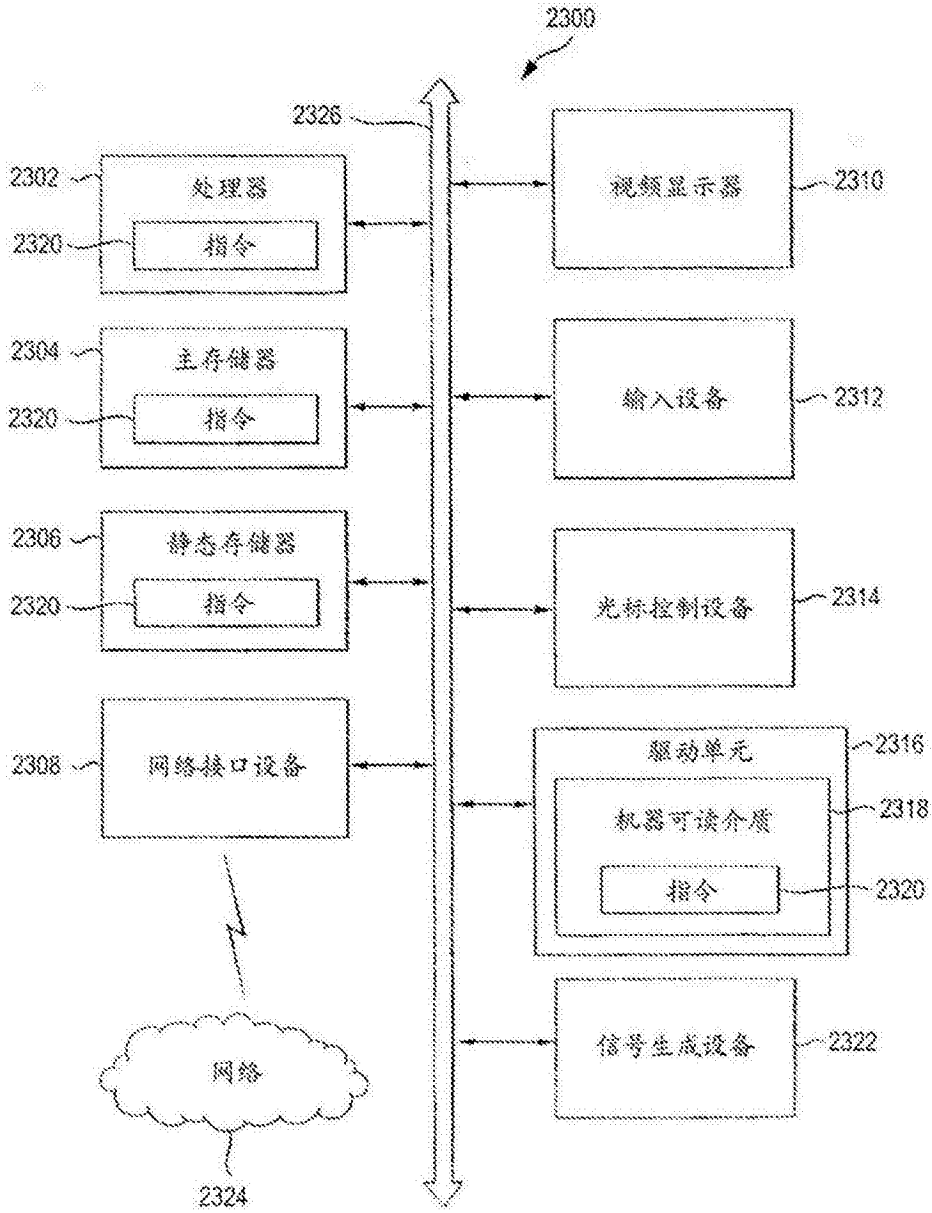


图23