



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069049 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780027363.6

(22)申请日 2017.04.25

(30)优先权数据

62/331,103 2016.05.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/029324 2017.04.25

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/192301 EN 2017.11.09

(71)申请人 科迪影技术股份有限公司

地址 美国俄亥俄

(72)发明人 B·P·乔治 M·E·斯通 曾清国

楼青 E·S·康纳 贾平

J·B·亚岱尔 V·A·图罗夫斯基

M·J·萨博 R·M·博坎

K·C·帕特尔 C·拉玛纳森

J·E·安德森 A·E·胡佛 姚铖

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 高文静

(51)Int.Cl.

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

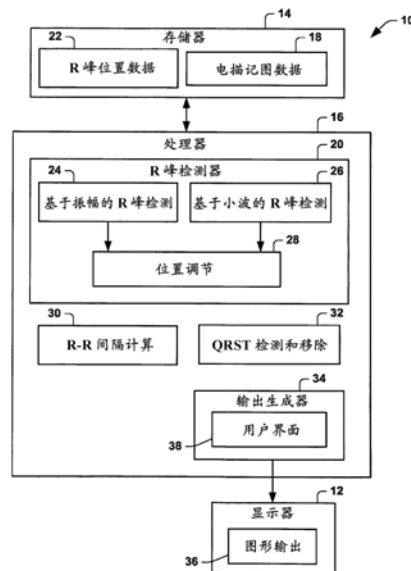
权利要求书3页 说明书18页 附图24页  
按照条约第19条修改的权利要求书3页

(54)发明名称

心脏波形的检测和分析

(57)摘要

示例方法包括执行基于振幅的检测,以确定多个电描记图的R峰的位置。该方法还包括执行基于小波的检测,以确定所述多个电描记图的R峰的位置。该方法还包括基于由基于振幅对R峰的检测确定的R峰的位置来调节由基于小波对R峰的检测确定的R峰的位置。该方法还包括在存储器中存储R峰位置数据,以基于调节指定所述多个电描记图的R峰位置。



1. 一种方法,包括:
  - 执行基于振幅的检测,以确定多个电描记图的R峰的位置;
  - 执行基于小波的检测,以确定所述多个电描记图的R峰的位置;
  - 基于由基于振幅对R峰的检测确定的R峰的位置来调节由基于小波对R峰的检测确定的R峰的位置;以及
  - 在存储器中存储R峰位置数据,以基于调节指定所述多个电描记图的R峰位置。
2. 如权利要求1所述的方法,还包括根据所存储的R峰位置数据来计算R-R间隔。
3. 如权利要求2所述的方法,还包括相对于建议标准基于所计算出的R-R间隔来建议一个或多个搏动。
4. 如权利要求3所述的方法,其中建议标准包括缺省或可配置时间值中的至少一个,以及
  - 其中建议标准包括被设置为指定的R峰到R峰长度的分数部分的阈值,其中建议标准应用于所述多个电描记图中的至少一些电描记图的多个计算出的R-R间隔。
5. 如权利要求3或4所述的方法,还包括生成输出数据,以显示所建议的一个或多个搏动的电活动的图形表示,该电活动的图形表示包括所建议的一个或多个搏动的多个电描记图的一部分和/或从所建议的一个或多个搏动的所述多个电描记图导出的图形图。
6. 如权利要求1所述的方法,其中执行基于振幅的检测还包括:
  - 减少来自所述多个电描记图的基线漂移,以提供基线减少的电描记图;以及
  - 从基线减少的电描记图中检测R峰振幅。
7. 如权利要求1所述的方法,其中执行基于振幅的检测还包括:
  - 从所述多个电描记图构建振幅峰位置的直方图;
  - 分析直方图中的所述峰中的至少一个峰,以确定振幅截止;以及
  - 使用振幅截止来识别用于由R峰的基于振幅的检测确定的R峰的位置。
8. 如权利要求1或7所述的方法,其中执行基于小波的检测还包括:
  - 采用多树复小波变换来检测R峰;以及
  - 基于小波检测来确定通过基于小波的R峰检测确定的R峰。
9. 如权利要求8所述的方法,其中执行基于小波的R峰检测还包括使用预定长度的移动平均滤波器来区分噪声与检测到的R峰。
10. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中调节位置还包括:
  - 识别没有对应振幅检测的基于小波的R峰检测;以及
  - 基于峰之间的不应期和相邻节点处检测到的峰的评估来验证基于小波的R峰检测。
11. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中调节位置还包括:
  - 通过评估相继开窗片段的重叠区域中检测到的R峰来实现开窗方法,以识别错过的R峰并移除重复检测到的R峰。
12. 如前述权利要求中任一项所述的方法,还包括:
  - 使用R峰位置数据来选择包含QRST波群的感兴趣区域;
  - 相对于所述多个电描记图对所选择的感兴趣区域执行主成分分析,以定义QRST模板;
  - 将QRST模板相对于所述多个电描记图中的每一个电描记图的间隔相关,以识别匹配的感兴趣区域;以及

使用插值从所述多个电描记图中的每一个电描记图移除识别出的匹配的感兴趣区域。

13. 如前述权利要求中任一项所述的方法,还包括在多个测量位置处测量来自多个传感器的多个电信号,以提供所述多个电描记图,所述测量位置相对于患者的身体是侵入性的或非侵入性的。

14. 一种系统,包括:

非瞬态存储器,存储表示多个电描记图的电数据和机器可读指令;以及

处理器,访问非瞬态存储器并执行机器可读指令,所述指令包括:

振幅峰检测代码,被编程为执行基于振幅的检测,以确定多个电描记图的R峰的位置;

小波峰检测码,被编程为执行基于小波的检测,以确定所述多个电描记图的R峰的位置;

位置调节代码,被编程为基于由基于振幅对R峰的检测确定的R峰的位置来调节由基于小波对R峰的检测确定的R峰的位置;以及

编程为在存储器中存储R峰位置数据以基于调节指定所述多个电描记图的R峰位置的代码;以及

显示器,可视化基于R峰位置数据的图形表示。

15. 如权利要求14所述的系统,还包括测量设备,该测量设备包括多个传感器,以测量来自跨身体表面的多个空间位置的电信号,以提供所述多个电描记图,所述空间位置相对于患者的身体是侵入性的或非侵入性的。

16. 如权利要求14或15所述的系统,其中所述指令还包括R-R间隔计算器代码,以基于R峰位置数据来计算R-R间隔长度。

17. 如权利要求16所述的系统,其中R-R间隔计算器代码还被编程为相对于建议标准基于所计算出的R-R间隔来建议一个或多个搏动,以及

其中建议标准包括被设置为指定的R峰到R峰长度的分数部分的阈值,该建议标准应用于所述多个电描记图中的至少一些电描记图的多个计算出的R-R间隔。

18. 如权利要求16或17所述的系统,其中图形表示包括针对所述建议的一个或多个搏动的所述多个电描记图的可视化和/或针对所述建议的一个或多个搏动从所述多个电描记图导出的图形图。

19. 如权利要求14或17所述的系统,其中所述指令还包括基线移除代码,该基线移除代码被编程为减少来自所述多个电描记图的基线漂移,以提供基线减少的电描记图,其中R峰振幅是从基线减少的电描记图检测的。

20. 如权利要求14所述的系统,其中峰振幅检测代码还包括用于以下操作的指令:

从所述多个电描记图构建振幅峰位置的直方图;

分析直方图中的所述峰中的至少一个峰,以确定振幅截止;以及使用振幅截止来识别R峰的位置。

21. 如权利要求14或20所述的系统,其中峰小波检测代码还包括用于以下操作的指令:

采用多树复小波变换来检测R峰;

基于小波检测来确定通过基于小波的R峰检测确定的R峰。

22. 如权利要求14、15、20或21中任一项所述的系统,其中位置调节代码还包括用于以下操作的指令:

识别没有对应振幅检测的基于小波的R峰检测;以及  
基于R峰之间的不应期和相邻节点处检测到的R峰的评估来验证基于小波的R峰检测。

23. 如权利要求14所述的系统,还包括:

使用R峰位置数据来选择包含QRST波群的感兴趣区域;

相对于所述多个电描记图对所选择的感兴趣区域执行主成分分析,以定义QRST模板;

将QRST模板相对于所述多个电描记图中的每一个电描记图的间隔相关,以识别匹配的感兴趣区域;以及

使用插值从所述多个电描记图中的每一个电描记图移除识别出的匹配的感兴趣区域。

## 心脏波形的检测和分析

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年5月3日提交的标题为“DETECTION AND ANALYSIS OF CARDIAC WAVEFORMS”的美国临时专利申请No.62331103的权益,其全部内容通过引用并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及心脏波形的检测和分析。

### 背景技术

[0004] 心电图(ECG)系统监视患者心脏的电活动。正常心电图包括P波、QRS波群(complex)和T波。在致心律失常活动期间(诸如原纤维形成、心动过速或心动过缓),波形的不同组成部分的形状可以从正常的鼻窦形状变形。波形形态的这种改变可以使基于这种波形的检测和分析进一步复杂。

### 发明内容

[0005] 本公开涉及心脏波形的检测和分析。

[0006] 作为一个示例,一种方法包括执行基于振幅的检测,以确定多个电描记图的R峰的位置。该方法还包括执行基于小波的检测,以确定多个电描记图的R峰的位置。该方法还包括基于由基于振幅对R峰的检测确定的R峰的位置来调节由基于小波对R峰的检测确定的R峰的位置。该方法还包括在存储器中存储R峰位置数据,以基于调节指定多个电描记图的R峰位置。

[0007] 作为另一个示例,一种系统包括处理器和非瞬态存储器,以存储表示多个电描记图的电数据和机器可读指令。处理器访问非瞬态存储器并执行机器可读指令。指令包括振幅峰检测代码,该代码被编程为执行基于振幅的检测,以确定多个电描记图的R峰的位置。小波峰检测代码被编程为执行基于小波的检测,以确定多个电描记图的R峰的位置。位置调节代码被编程为基于由基于振幅对R峰的检测确定的R峰的位置来调节由基于小波对R峰的检测确定的R峰的位置。代码还被编程为在存储器中存储R峰位置数据,以基于调节指定多个电描记图的R峰位置。显示器可视化基于R峰位置数据的图形表示。

[0008] 作为又一个示例,一种方法可以包括关于多个电描记图对所选择的感兴趣区域执行主成分分析,以定义QRST模板。该方法还包括使QRST模板相对于多个电描记图中的每一个的间隔相关,以识别匹配的感兴趣区域。该方法还包括使用内插从多个电描记图中的每一个去除识别出的匹配的感兴趣区域。

### 附图说明

[0009] 图1描绘了检测和分析心脏波形的示例系统。

[0010] 图2描绘了检测心脏波形中的R峰的系统的示例。

- [0011] 图3-9描绘了图2的R峰检测系统的各种组成部分的示例。
- [0012] 图10描绘了可以在R峰值检测方法中使用的复小波变换的示例。
- [0013] 图11和12描绘了用于图10的复小波变换的树的滤波器系数的示例。
- [0014] 图13描绘了小波检测到的峰位置的示例直方图。
- [0015] 图14描绘了图13的部分曲线图的放大视图,展示了用于一系列箱(bin) 1550和2000的检测到的峰位置。
- [0016] 图15描绘了输入信号的间隔的示例复合曲线图。
- [0017] 图16描绘了图15的输入信号的绝对值的复合曲线图。
- [0018] 图17描绘了峰振幅值的示例直方图。
- [0019] 图18描绘了具有通过振幅检测的R峰检测的输入信号的曲线图的示例。
- [0020] 图19描绘了相邻信号片段之间的重叠区域的示例。
- [0021] 图20是重叠区域相对位置匹配逻辑的放大示例。
- [0022] 图21描绘了可以用于确定相应峰之间的重叠的逻辑图的示例。
- [0023] 图22是描绘从心脏波形中移除QRST波群的示例方法的流程图。
- [0024] 图23描绘了展示基于QRST模板区域识别P波的多个波形的示例。
- [0025] 图24描绘了QRS模板的相关性曲线图的示例。
- [0026] 图25描绘了T模板的相关性曲线图的示例。
- [0027] 图26展示QRST模板的相关性曲线图的示例。
- [0028] 图27展示了在移除QRST部分之后QRST间隔定义和结果所得的波形的曲线图。
- [0029] 图28展示了在移除QRST部分之后QRST间隔定义和结果所得的波形的另一个示例。
- [0030] 图29描绘了可以用于执行诊断和/或治疗的系统的示例。
- [0031] 图30描绘了可以用于可视化波形的所选部分以供分析的图形用户界面的示例。
- [0032] 图31描绘了可以用于可视化波形的所选部分以供分析的图形用户界面的另一个示例。

### 具体实施方式

[0033] 本公开涉及心脏波形的检测和分析,包括检测R峰和相关联的R-R间隔。检测和分析还可以包括从心脏波形检测和移除QRST波群。检测到的波形和相关联的分析还可以用于驱动输出,以与交互式图形图(例如,图形用户界面(GUI))对应来显示。

[0034] 作为一个示例,公开了检测心脏波形(即,一个或多个输入通道的电描记图(例如,单极或双极))的R峰的系统和方法。作为一个部分,可以应用基线移除(例如,滤波器)并且峰振幅检测用于识别波形中的R峰位置(振幅检测的R峰)。此外,可以采用基于小波的R峰检测来识别R峰位置(小波检测的R峰)。振幅检测的R峰和小波检测的R峰可以在位置调节阶段中聚合,在该位置调节阶段中,相对于每个相应通道的QRS波群形态一致地调节所确定的R峰位置。结果所得的R峰位置可以存储在存储器中,诸如识别每个相应输入通道中的心脏波形的R峰时间指数。

[0035] 作为另一个示例,可以通过检测和移除心脏波形的QRST波群来实现心脏波形的分析。在这个示例中,基于主成分分析将QRS和T导出为单个模板,并且将QRST模板应用于所选择的感兴趣区域(例如,手动、半自动或自动选择)。在一些示例中,本文公开的R峰检测可以

用于识别每个波形的QRST波群的开始。响应于从波形中移除QRST部分,与心室活动对应,用户可以有效且高效地评估波形的剩余部分中的心房活动,即,经由相应电描记图中的P波窗口。

[0036] 如本文所使用的,电描记图指的是电压随时间的图,其可以是基于由每个电极感测的电信号记录的一个或多个通道。例如,用于心脏的电描记图可以通过心内或体表测量而生成,其可以包括双极或单极电描记图。在一些示例中,电描记图是心脏包络上的重建的电描记图,其通过基于从非侵入性体表测量值的集合获取的电信号以及将体表测量位置与心脏包膜相关的几何数据求解逆问题而计算。在这种情况下,体表上测得的电信号和重建的电信号都可以是电描记图。

[0037] 在一些示例中,R峰可以用于驱动搏动检测方法,诸如通过根据满足规定标准(时间阈值)的R-R间隔自动地向用户建议一个或多个搏动。例如,本文的系统和方法可以识别(突出显示)被确定为大于指定持续时间的每个R-R间隔,该持续时间可以是缺省的或用户可配置的长度值。用户可以响应于用户输入而接受用于进一步评估和映射这些间隔的建议,或者响应于另一个用户输入而丢弃建议的搏动。例如,输出生成器被编程为基于建立的参数(例如,用户定义的和/或缺省值)选择性地过滤和显示心脏波形,诸如为了包括具有超过最小阈值时间间隔或小于阈值的持续时间(与RR间隔对应)的搏动。因此,可以设置过滤器参数,以选择要包括在输出图中(或从输出图中排除)哪些搏动,该参数可以取决于正在生成的图的类型和用户的临床兴趣而变化。

[0038] 图1描绘了检测和分析心脏波形以及生成可在显示器12上可视化的图形图的系统10的示例。系统10包括存储器14,存储器14可以包括一个或多个非瞬态机器可读介质。系统10还包括处理器16,处理器16可以包括一个或多个处理核,以访问存储器并执行在处理器块16内展示的对应指令。

[0039] 在图1的示例中,存储器14存储电描记图数据18。电描记图数据18可以与可以被测量或估计的单极电描记图、双极电描记图或其它类型的心脏信号对应。在一些示例中,电描记图数据18与经由放置在患者身体的外表面上的传感器非侵入地测量的原始电描记图信号对应(例如,体表传感器非侵入地分布在患者的外表面上的布置,患者的外表面诸如患者的胸部或其一部分)。作为另一个示例,电描记图数据18可以包括原始电描记图信号,该信号经由放置在患者体内的传感器(例如,具有接触或非接触电极的导管)侵入地测量。在又一个示例中,电描记图数据18包括通过求解关于电信号的逆问题而在患者心脏的心脏包络上(例如,心外膜或其它内部解剖或虚拟表面)重建的电描记图。可以利用各种测量系统(图1中未示出,但参见测量系统566)来获取可以用于提供电生理数据18的体表电测量,该电生理数据18可以或者与在手术中(intraoperatively)获取的实时数据对应,或者电生理数据18可以与先验获取的(诸如先前电生理学(EP)研究的一部分)或在另一个次干预期间获取的数据对应。测量系统可以经由接触式或非接触式传感器测量心脏电活动。

[0040] 处理器16执行机器可读指令,该指令包括R峰检测器20以检测电描记图数据18中的R峰。作为示例,R峰检测器20对于多个输入通道中的每一个的一个或多个所选时间间隔处理原始(例如,非线路滤波)电描记图数据18。R峰检测器20采用基于振幅和小波的方法来确定R峰位置。所确定的R峰位置可以作为R峰数据22存储在存储器中,该R峰数据22指定针对每个通道中的电描记图确定的R峰位置的时间戳(索引)或其它标签。

[0041] 作为另一个示例,R峰检测器20包括基于振幅的R峰检测代码24。R峰检测代码24采用基线移除处理来移除信号的逐渐漂移,诸如由于自然现象(例如,呼吸、电极阻抗的变化等等)引起的。作为一个示例,基线移除是具有低通截止频率的Butterworth滤波器(例如,具有大约2Hz的截止频率的5阶Butterworth滤波器)。有选择地对通道应用基线移除,以满足某些信号标准。例如,基于振幅的R峰检测代码24对那些未饱和的通道(包含 $\pm 512\text{mV}$ 以外的恒定值)或者对被确定为不具有低信号完整性的通道采用基线移除(只应用于好的通道)。例如,信号完整性由在要处理的数据窗口上执行的获取辅助坏通道检测方法确定(参见例如图3)。

[0042] 基于振幅的R峰检测代码24还包括基于振幅检测来检测R峰的可执行指令。振幅可以用于检测ECG信号内的R峰;但是,存在振幅检测可能变得不稳定的情况。由于这种不稳定性,R峰检测器20使用基于振幅的R峰检测作为检查来确认经由本文公开的基于小波的R峰检测确定的有效R峰。使用不应期(refractory period)作为峰之间的最小距离,从最大包络以每个通道为基础确定局部峰。如本文所使用的,局部峰与在时间上彼此相对接近(例如,在某个预定时间段内)发生的峰对应。例如,当发生分箱(bin)以确定R峰的相对位置时,可以存在在完整直方图分析中检测到的多个峰,但是局部峰出现在相对小的位置中。同样如本文所使用的,不应期是指其中可以出现两个R峰的最小时间,其可以是缺省值或可配置值。最大密度位置被确定为相对于所有通道的R峰位置。最大密度位置可以包括振幅和/或小波检测的峰检测。在一些情况下,可以移除(例如,手动或自动地)被确定为“坏通道”的通道,以留下剩余的“好通道”集合,并且在这种情况下,最大密度位置被确定为相对于这种剩余通道集合的R-峰位置(参见例如图4)。

[0043] R峰检测器20还包括基于小波的R峰检测代码26。例如,基于小波的R峰检测代码26实现采用两个实际离散小波变换的多树复小波变换。基于小波的R峰检测代码26被编程为通过递归地使用高通和低通滤波结合下采样操作来从输入信号计算系数(例如,详细的和近似的)(参见例如图10)。

[0044] 举例来说,基于小波的R峰检测代码26可以实现双树复小波变换,以将输入信号分解为多达6个级别(缺省地,参数是可配置的)。最后一级分解的信号被用于在彼此分开(不应期)的多个样本(例如,用户可配置的参数-缺省地可以是至少150个样本)中找到R-峰位置(相对R-峰位置)。基于小波的R峰检测代码26还采用预定长度(例如,用户可配置的参数-缺省地可以是200个样本)的移动平均滤波器来区分噪声与峰(检测滤波器长度)(参见例如图5)。

[0045] 基于小波的R峰检测代码26还确定R峰位置(上面确定的R峰位置的细化)。基于小波的R峰检测代码26为每个通道提供检测到的R峰的位置。例如,基于小波的R峰检测代码26基于为检测到的位置生成的直方图确定相对于所有通道的R峰位置、基于不应期的峰值检测、检测的填充、基于最小计数高度的峰值检测,以及对于错过的峰检测的最终检查(参见例如图6和7)。

[0046] R峰检测器20还包括位置调节功能28,以组合由检测功能24和26确定的R峰。例如,调节功能28调节每个小波检测到的R峰,以将检测放在相对于用于每个相应通道的QRS波群形态的一致位置处。例如,当查看单个通道时,可以在单个时间实例确定R峰。但是,当查看多个通道时,在比较通道时,R峰不会出现在相同的确切时间样本上。因此,如本文所使用

的,相对位置是R峰在其中最突出并且最能代表所有通道中的R峰的时间位置。由于R峰相对于所有通道是相对的(例如,如上面所提到的,仅好通道)并且QRS波群的形态与通道不同,因此通过基于小波的检测26为R峰位置选择的位置可能不是始终如一地为相似的QRS形态选择。因此,调节功能28将小波检测到的R峰位置与振幅检测到的R峰位置进行比较,以获得检测的准确性。例如,响应于识别不具有对应振幅检测的小波检测,位置调节功能28还基于峰之间的不应期和相邻节点处检测到的峰值的评估来验证这种检测。

[0047] R峰检测器的位置调节功能28返回针对评估的ECG数据的最终R峰位置,并且这些位置作为R峰数据22存储在存储器中。在一些示例中,为了高效地处理获取的ECG数据,R峰检测器20可以实现开窗方法,以确保准确的检测并减少处理时间,诸如本文所公开的(参见例如图19-21)。

[0048] 如本文所公开的,处理器16还执行与R-R间隔计算器30对应的指令,以基于R峰位置数据22计算RR间隔长度。例如,R-R间隔计算器30计算R-R间隔,作为每个相应通道中每对相邻R峰的时间戳之间的差异。因此,RR间隔被用于识别相应的心跳以进行进一步处理和评估。例如,如果RR间隔大于指定长度(可以响应于用户输入而定义),那么可以在列表中(例如,在显示器12中)显示间隔以供用户查看和/或应用附加信号处理和分析方法。

[0049] 在图1的示例中,处理器16还执行与QRST检测和移除功能32对应的指令。QRST检测和移除功能32处理跨通道的信号,以移除心室信号分量,以促进心房信号的分析。QRST检测和移除功能32生成QRST模板,该模板将QRS波群和T波组合成单个感兴趣区域模板。

[0050] 例如,QRST检测和移除功能32对所选择的感兴趣区域执行PCA,诸如可以响应于识别与QRST波群对应的信号的间隔的用户输入而自动或手动选择的。因此,PCA可以被用于生成可以跨时间帧应用的QRST模板定义,诸如通过相对于要搜索的ECG数据时间步进模板以确定相关系数。峰相关系数被用于识别虚拟模板与模板匹配的潜在位置。可以将相关系数与阈值进行比较,以识别用于每个通道的对应感兴趣区域。

[0051] QRST检测和移除功能32可以移除每个感兴趣区域并执行样条插值,以自动连接相邻的P波。作为示例,插值可以被实现为保持形状的分段三次插值(例如,分段三次Hermite插值多项式(PCHIP)或另一种样条插值函数)。这种插值函数基于用于这种插值的终点值来保持被插值的值单调(例如,或者增大或者减小)。处理器16可以在执行QRST检测和移除功能32之前实现基线移除和/或移除坏输入通道,诸如本文所公开的。

[0052] 输出生成器34可以被用于生成可以在显示器12上呈现的一个或多个图形输出36。例如,输出生成器34可以显示多个电描记图,诸如可以为分布在体表上(侵入或非侵入地)的多个测量位置获取的或源自患者体表(例如,外部和/或内部表面)上的电活动的测量,诸如本文所公开的。输出还可以包括与一个或多个(例如,最多包括所有)通道相关联的计算的R-R间隔的列表,根据哪些间隔满足选择标准(例如,一个或多个用户定义的或缺省阈值),该列表可以是完整列表或其选定子集。

[0053] 输出生成器34还可以包括用户界面38,该用户界面可以被用于设置用于响应于用户输入而控制哪些电描记图包括在输出36中的参数,并且以其它方式与电生理数据18交互并选择电生理数据18的部分,诸如本文所公开的。例如,用户界面38可以指定应用于检测到的R-R间隔的最小和/或最大时间间隔参数,并且在交互式输出中仅包括满足指定参数(并且排除其它间隔)的那些参数。例如,响应于从列表中选择给定的一个或多个间隔,输出生

成器34可以生成被放在在所选间隔的开始和停止时间的卡尺(caliper)的集合。所选择的间隔集合可以是针对在表面上分布的选定的信号集合或针对整个表面以及针对一个或多个感兴趣的时间间隔,这可以响应于用户输入而被选择。

[0054] 输出生成器34还可以生成可以在显示器12上呈现的一个或多个图形图38。例如,输出生成器34可以生成激活图或表示致心律失常活动的其它图,诸如基于QRST移除之后的通道。这可以针对在表面上分布的选定的信号集合或针对整个表面以及针对一个或多个感兴趣的时间间隔,这可以响应于用户输入而被选择。本文公开了可以生成的输出可视化和图的类型的示例(参见例如图29和30)以及在美国专利公开2014/0336520、国际公开No.WO2014/113672和/或国际公开No.WO2014/113672中公开的那些。

[0055] 如本文所公开的,在一些示例中,电描记图数据18在测量或导出电描记图的整个表面上在空间上和时间上是一致的。因此,可以在一个或多个时间间隔内为整个心脏表面生成电描记图。输出生成器34可以采用用户界面来设置用于图形图的参数,并且以其它方式响应于用户输入与电生理数据18交互并选择电生理数据18的部分,诸如本文所公开的。

#### [0056] R峰检测

[0057] 图2描绘了R峰检测方法50的示例概述,诸如与图1的R峰检测器20对应。R峰检测方法包括两条路径,从这两条路径,结果被用于最终R峰确定(例如,提供R峰数据22)。在图2中,R峰检测方法的输入包括用于时间间隔的ECG数据片段、坏通道列表和输入参数。左边的内部工作流程需要在58处从ECG信号中移除基线,然后仅使用振幅作为鉴别因子来处理用于R峰检测的ECG数据(例如,共同对应于图1的基于振幅的R峰功能24)。右边的内部工作流程需要小波峰检测方法62和基于小波峰检测结果的R峰定位方法64(例如,共同对应于图1的基于小波的检测功能26)。R峰位置调节方法66组合振幅和小波检测到的R峰,用于最终确定和调节R峰检测(例如,一般而言对应于图1的位置调节功能28)。R峰位置调节方法66输出相对于输入ECG数据片段R峰检测的样本位置,诸如存储在存储器中(例如,R峰数据22)。

[0058] 在图2的示例中,R峰检测50方法包括五个功能,其示例在本公开中如下所示:基线移除(图3)、R峰振幅检测(图4)、用于峰检测的小波方法(图5)、小波方法检测的R峰位置检测(图6和7),以及R峰位置调节(图8和9)。

[0059] 每个功能58-66可以是分开的指令代码模块,其可以根据需要由处理器调用和执行。在一些示例中,仅间隔的好通道被用于R峰检测分析。在被分析的间隔上检测坏通道(例如,包括坏的、饱和的/断开的)。

#### [0060] 基线漂移移除(58)

[0061] 作为一个示例,图3描绘了基线移除方法58的示例,该方法利用ECG数据52、坏通道信息54和参数数据56。在80处,该方法确定好通道的集合用于进一步处理。好通道可以定义那些未被标记为坏通道(在数据54中)或者以其它方式已经被确定具有足够通道完整性(例如,信噪比)的通道。

[0062] 在82处,确定滤波器系数。例如,滤波器可以是N阶(例如, $N > 3$ ,诸如5阶)Butterworth滤波器,其具有大约2Hz的低通截止。滤波器在84处应用于ECG数据的好通道,好通道定义了输入通道的完整集合中不被认为是坏的或饱和的通道。在86处,这个信号是基线信号,然后从输入ECG数据(仅好通道)中减去该信号,以产生没有基线趋势的ECG信号。在88处,将基线移除的ECG信号存储在存储器中以供R峰振幅检测方法60进一步处理。

[0063] 仅使用振幅的R峰检测

[0064] 如所提到的,振幅可以被用于检测ECG信号内的R峰(例如,通过图1的基于振幅的检测功能24);但是,存在振幅检测可能变得不稳定的情况。如本文所公开的,使用经由振幅的检测(例如,通过图1的调节功能28)作为检查,以确认经由基于小波的R峰检测(例如,图1的检测26)确定的有效R峰。

[0065] 图4描绘了R峰振幅检测方法60的示例。R峰振幅检测方法60采用ECG数据52和参数数据56。在90处,产生ECG输入信号的绝对值。图15中示出了示例ECG输入信号390的示例。图15的示例输入信号的绝对值在图16中的400处示出。在90处,还执行去除趋势,诸如通过滤波,以移除低于大约2Hz的频率。在92处,计算每个样本的数据包络。在94处,使用最小峰距离标准定位峰。例如,使用不应期作为峰之间的最小距离来从最大包络确定局部峰。固有地,将检测到比R峰低得多的峰,如图15中所示。

[0066] 在96处,将峰值(来自94,每个峰的振幅值)直方图化为箱(在图17中的410处示出)。从图17中可以看出,一组或多组振幅可以通过点的密度来确定。在98处,将峰的直方图调节为1和0。在100处,确定连续的零间隙。例如,在图17中,0.2mV周围的第一个间隙为3,第二个间隙为2,第三个间隙为31,并且第四个间隙为1。在第一个计数密度之前和最后一个计数密度之后没有计数的所有箱都可以忽略。大于箱截止值的连续数量(例如,缺省=5)的第一个间隙被设置为低振幅和高振幅通道之间的间隙。

[0067] 在102处,确定间隙是否足够大以区分另外两组峰振幅。如果102处的确定是否定的(否),那么该方法前进到104。在104处,在不能确定振幅R峰的情况下,基于该确定返回空集合。如果102处的确定是肯定的(是),那么方法前进到106。

[0068] 为了仅检测较高振幅的峰,有必要确定截止值以鉴别振幅。可以根据这个间隙中间的振幅确定截止值。例如,在图17中,截止箱被确定为箱34,其表示大约0.7857mV的振幅。大于这个截止值的所有峰检测都被保持为振幅R峰检测。在106处,将来自第一直方图峰的振幅截止确定为连续零间隙。在108处,确定具有大于截止的峰的所有振幅。经由振幅检测的R峰检测的示例在图18中的420处经由沿着X轴的标记示出。在110处,振幅R峰存储在存储器(例如,22的存储器)中。

[0069] 使用小波方法的峰检测

[0070] 图5描绘了小波R峰检测方法62的示例,该方法用于确定估计的峰位置。检测方法62利用ECG数据52、参数56和在122处展示的关于饱和通道的信息。可以通过将饱和阈值应用于每个通道来利用饱和通道数据,以确定通道是否饱和或包含驻留在饱和限制中的信息。组合输入数据,在124处指示,用于处理每个相应的通道。在126处,选择通道数据用于小波R峰检测。在128处,实现小波分解。在130处,带延迟地应用数据,并且在132处,选择不带延迟的数据。在134处,初始化滤波器偏移值(例如,20)。

[0071] 在136处,将假峰添加到数据集的末尾以供进一步处理。在138处,确定阈值。这种确定可以涉及使用滤波器数据140。在142处可以将滤波器数据乘以检测阈值,并且在146处可以对数据进行反转和滤波以提供对应的反转数据。在148处将对应的阈值应用于对应的数据。在150处,根据所应用的阈值,确定相应检测之间的差异。在152处,检测受到不应期的限制,诸如本文所公开的。在154处,在不应期内确定足够的峰。在156处,确定方法62的当前处理是否针对最后一个通道。如果它不是最后一个通道,那么该方法返回到124,以检测下

一个通道数据。如果它是最后一个通道,那么该方法从156进行到158,以确定最终的峰位置。从158,该方法前进到160,并且输出数据被存储在用于基于小波的R峰位置的存储器中。

[0072] 举例来说,小波R峰检测方法62实现双树复小波变换(DTCWT),其采用多个实数DWT(离散小波变换);第一个DWT提供变换的实部,而第二个DWT提供虚部。该方法通过递归地使用高通和低通滤波器结合下采样操作来计算来自输入信号的系数(详细的和近似的)。

[0073] 图10示出了包括两个树302和304的DTCWT 300的示例,诸如可以由小波R峰检测方法62使用的。如上面所提到的,树1的输出是实系数,而树2的输出是虚数。将实部和虚部简单地相加,以给出第*i*级分解的最终复系数。

[0074] 每个树在每个级别具有高通和低通滤波器。高通滤波器系数从低通滤波器系数获得,如下所示:

$$g(k) = (-1)^k h(N-k) \quad \text{式1}$$

[0076] 其中*g(k)*是级别*k*的高通滤波器系数,*N*是小波系数,并且*h(N-k)*是低通滤波器系数。

[0077] 为了满足重建条件并且近似分析,来自两个实数小波变换中的每一个的两个实数小波是彼此的Hilbert变换。

[0078] 多树复小波变换的应用

[0079] 再举例来说,R峰检测功能(例如,图1的R峰检测器20)使用DTCWT将输入信号分解为多达6个级别。通过垂直翻转第一树系数,从第一树获得第二树的滤波器系数。通过偶数样本处的零填充滤波器系数,获得输入信号的下采样。这具有将频带减半的效果。图11和12示出了曲线图350和360的示例,其展示了用于第一树的第二和第三级低通滤波器系数352和354以及第二和第三级高通滤波器系数362和364。曲线图还示出了对应的低通频率响应356和358以及高通响应366和368,以及零填充(例如,使用Matlab的函数dyadup或类似函数)对低通和高通滤波器的影响。

[0080] 通过高通和低通滤波器进一步分解低通滤波系数,直到达到期望的级别。每个分解级别将频率分辨率降低2倍。分解信号的最后一级被用于找出彼此间隔开预定数量的样本(例如,至少150个样本)(例如,与不应期对应)的R峰位置。可以使用规定长度(例如,大约200个样本)的移动平均滤波器来区分噪声与峰(例如,可配置的检测滤波器长度)。

[0081] 滤波引入延迟,该延迟在每个级别处滤波之后造成经滤波的数据的滞后。这种滞后解释了峰相对于输入信号的正确定位。例如,延迟时间(例如,表1的行4中所示)被添加到经滤波的数据的相应级别,以获得R峰的正确位置。

[0082] 延迟计算

[0083]

| 行 | 分解的级别                 | 1   | 2  | 3  | 4  | 5   | 6   |
|---|-----------------------|-----|----|----|----|-----|-----|
| 1 | 滤波器阶数                 | 110 | 20 | 40 | 80 | 160 | 320 |
| 2 | FIR 滤波器延迟 (级联)        | 55  | 15 | 35 | 75 | 155 | 315 |
| 3 | 补偿                    | 00  | 2  | 4  | 8  | 16  | 32  |
| 4 | 样本中实现的延迟<br>(行 2-行 3) | 55  | 13 | 31 | 67 | 139 | 283 |

[0084] 表1

[0085] 函数的输出是每个通道的小波检测相对于输入数据的相对样本位置。

[0086] 基于小波检测确定R峰位置

[0087] 图6和7描绘了R峰位置检测方法64的示例(对应于图1的检测功能26)。R峰位置检测方法64采用ECG数据和参数数据56。小波R峰检测方法64提供每个通道的R峰的检测位置。在许多通道中,并未检测到所有R峰,而在其它通道中,检测到所有或不同的R峰。为了更准确地确定R峰相对于所有通道的相对位置,需要进一步处理小波峰检测。确定相对于所有通道的R峰位置的处理可以包括检测到的位置的直方图、基于不应期的峰检测、检测的填充、基于最小计数高度的峰检测,以及对错过的峰检测的最终检查。

[0088] 在172处,经由可以涉及下采样的直方图来确定每个样本位置的检测的数量。直方图方法被用于细化检测到的R峰位置。然后使用分箱数据基于由不应期定义的最小峰间隔来确定局部峰。例如,不应期被定义为其中可以发生两个R峰的最小时间。作为一个示例,不应期的缺省值大致为150ms。这个值得自于两次心室激动之间的最小时间大致为150ms的知识。在174处,根据直方图数据确定不应期之外的峰,并且消除不应期内(时间上太近)的峰检测。计算局部峰计数和局部峰位置,并用零填充。这样做是为了减轻由于未确定的检测的错过的检测。例如,零填充在每个峰计数之间添加零,以便改进使用最小高度,或者在这种情况下计数,要求的第二峰检测,以减轻错误检测。在移除错误检测之后,可以将检测到的位置或者存储在存储器中或者进一步评估用于错过的检测。

[0089] 在178处,从直方图数据中定位大于最小高度的峰。在180处,确定是否需要方法来检查错过的峰。这种确定可以基于相关数据集中的多个峰。如果没有必要检查峰,那么方法前进到182,以输出检测到的峰。如果有必要检查错过的峰,那么方法前进到184,以检查错过的峰。例如,在小波检测方法在小区域内的许多位置处检测到R峰的场景中可能错过检测,这将导致分箱处理的低计数并且将在第二峰检测期间被移除。对于错过的峰的检查依赖于最接近可能检测位置的检测密度。对于来自第一峰检测的每个峰检测,计算检测周围的计数浓度的开始(onset)和偏移。由此,确定密度区域内的计数的总数。

[0090] 图6经由连接器A和B与图7连接。因此,从182,经由连接器A,方法前进到186,其中输出检测到的峰可以作为小波检测到的R峰位置存储在存储器中。从184,方法可以前进到187,以确定来自不应期的连续零截止值的数量。在188处,确定每个位置的直方图局部计数密度之间的连续零的数量。

[0091] 从188,在190处确定位置计数密度是否大于截止阈值。例如,通过评估每个密度区

域的计数的数量并将这些计数与阈值进行比较(阈值可以从最大密度区域计数的10%计算),有可能协调先前移除的检测并将其添加回检测列表。一旦评估了所有密度区域,就将要添加回的检测的列表(如果有的话)添加到小波峰检测列表。如果在190处的确定是肯定的,那么方法前进到192并且保持位置。但是,如果确定位置计数密度不大于截止,那么该方法从190前进到194,以确认识别出的位置的移除。从192和194中的每一个,该方法前进到196,以编译所有检测到的R峰的列表。

[0092] 从196,该方法前进到186,以存储小波检测R峰位置,如上面所提到的。例如,每个通道的小波峰检测位置被组合成单个阵列。这个阵列包含独立于通道的位置检测,这将允许对R-峰位置进行无偏的每通道评估。从这个阵列计算箱计数的直方图,诸如使用一半数量的数据样本作为输入ECG数据。直方图处理导致以每个样本为基础的R峰检测的计数,诸如图13中所示的直方图370。图13的部分的放大视图在图14中的380处示出。

[0093] R峰位置调节

[0094] 调节每个小波检测到的R峰,以将检测放置在相对于QRS波群形态的一致位置。由于R峰是相对于所有通道(仅好通道)以及QRS波群的形态变化,因此对于类似的QRS形态,可能不一致地选择用于R峰位置的位置。调节方法(例如,调节方法28或66)相对于QRS形态调节R峰。

[0095] 图8和9展示了R峰位置调节方法66的示例(对应于方法28)。R峰位置调节方法66利用在110和186处提供的ECG数据52、参数数据56和检测到的R峰202。在204处,定义搜索限制。例如,搜索限制可以是检测到的位置之前和之后的样本数。搜索限制被定义为检测到的位置之前和之后的样本数,以搜索局部最大值(以每个通道为基础)。可以将样本数的缺省搜索限制设置为预定值(例如,大约250个样本),或者搜索限制可以是可配置的。在206处,可以找出搜索限制内的最近的局部最大值。基于较短的不应期(例如,大约100个样本)和最大位置计数(例如,大约4个计数),为搜索区域内的每个通道计算局部最大值。可以通过使用基于上面提到的峰位置计数确定峰的方法来确定局部最大值峰。评估所建议的局部最大值的样本位置,以获得最高峰计数。这个位置被指派给小波检测到的位置。将所有经调节的位置的列表相对于先前小波检测到的位置进行编译。

[0096] 在208处,确定当前位置是否是数据集中最后检测到的位置。如果确定是否定的,那么该方法可以返回到204以重复该处理。如果它是最后检测到的位置,那么该方法从208前进到210。在210处,确定是否存在任何两个位于同一位置的位置。如果没有两个位置位于同一位置,那么该方法可以经由连接器C前进到226(图9)。如果两个位置位于同一位置,那么该方法可以前进到212,以执行在212到224处展示的重复项删除功能。

[0097] 作为示例,在212处,确定局部的重复位置。在214处,创建重复对检测位置。在216处,确定振幅峰与重复对之间的差异。在218处,确定峰是否接近对应的振幅检测到的峰。例如,基于检测到的位置之前和之后的样本数(被认为是由搜索限制定义的搜索区域)来确定检测到的R峰到R峰检测的最近振幅。如果228处的确定是否定的,意味着峰不接近振幅检测到的峰,那么在222处移除该重复项。如果确定峰接近振幅检测到的峰,那么方法前进到220并且该重复项被移动到正确位置,诸如移动到相邻的下一个振幅峰位置。在224处,更新检测列表。从224,该方法经由连接器C前进到226。

[0098] 在226处,相对于检测确定最接近的振幅峰位置。在228处,确定在用于226处的确

定的不应期之外是否存在差异。如果在不应期之外没有差异(它在不应期内),那么方法前进到232,以将对应的R峰检测位置存储在存储器中。如果在不应期之外存在差异,那么方法从228前进到230。在230处,定位小于和大于检测的最近振幅峰。在234处,确定最近的峰是否在不应期之外。如果下一个确定是肯定的,意味着最近的峰在不应期之外,那么方法前进到236,其中检测被移动到振幅峰位置。如果确定234是否定的,那么移除检测。因此,不使用不具有对应振幅检测的小波检测,并且该方法还分析峰,以确保检测到的峰至少分开不应期的量。从236和238中的每一个,该方法前进到240。

[0099] 在一些示例中,检测到的位置的重新指派将两个小波检测重新指派给相同的新位置。为了防止这种情况,峰调节可以使用重复项检测方法。在240处,确定是否存在任何重复的R峰位置。如果不存在重复的R峰位置,那么方法从240前进到232,以存储对应的R峰检测。如果存在重复的峰位置,那么方法从240前进,以执行重复项删除处理,该处理可以与212到224处的处理完全相同。

[0100] 例如,针对重复项评估峰检测。如果不存在重复项,那么跳过重复项检测;否则识别出检测对。检测对是经调节的检测向量内的两个索引位置,它们被指派了相同的位置。重复项检测还计算振幅检测与小波R峰检测之间的差异。这产生小波检测可以从其定位到振幅检测的阵列。该阵列被用于确定是否已将其中一个重复对指派给错误的位置。接下来,为每个重复检测对确定最近的振幅峰。如果检测不与相同的振幅峰相关联,那么将距振幅峰最远的检测位置重新指派给更远的振幅峰位置。如果检测与相同的峰相关联,那么移除第一个重复检测。针对所有重复对重复这个处理。

[0101] R峰调节功能66的另一部分是检测外围检测。这是通过将振幅峰检测与经调节的峰检测进行比较来实现的。如果检测在经调节的峰检测的不应期内,那么将其从检测中移除。但是,如果检测在不应期之外,那么将其移动到最近的振幅峰位置。通过将位置重新指派给最近的振幅峰,有必要再次检查重复位置,如在前面的重复检测处理中所做的那样。可以重复这个相同的处理,以仔细检查重复检测。最后,编译所有经调节的R峰检测的列表以返回。

[0102] 用于R峰检测的示例实现

[0103] 在举例来说,R峰检测方法被设计为在开窗方法中分析数据。参考图19-21,在一些示例中,为了高效地处理所获取的ECG数据,R峰检测器20可以实现在420处在相邻时间片段之间展示的开窗方法。开窗方法有助于确保准确的检测并减少处理时间。例如,数据作为具有预定时间间隔(例如,缺省大约10秒-可以是可配置的)的数据的窗口被处理。窗口通过具有小的重叠区域(例如,大约700ms或另一个可配置的时间间隔)的ECG数据集进行时移。窗口重叠发生在前一个窗口的结束与当前窗口的开始处。对于大约1000个样本/秒的示例采样率,总窗口尺寸是10700个样本。窗口重叠发生在前一个窗口的结束与当前窗口的开始处。因此,前一个窗口的最后0.7秒和当前窗口的前0.7秒是相同的,但在两个不同的窗口中处理。

[0104] 重叠有助于确保窗口的开始和结束处的检测是正确的。此外,第一个先前窗口重叠区域开始时间在过去增加了一个小窗口(例如,配置的时间间隔或缺省值,诸如大约150ms),而当前窗口重叠区域结束时间在将来增加了一个小窗口(例如,配置的时间间隔或缺省值,诸如150ms)。重叠区域的伸长有助于窗口边缘处的检测,以确保没有错过(一个或

多个)边缘检测。每个窗口返回R峰并将其组合,以提供R峰位置数据(例如,R峰数据22),该R峰位置可以相对于完整的电描记图数据集(电描记图数据18)进行时间索引。

[0105] 当窗口重叠时,有可能获得指相同确切R峰、相同的相对R峰和/或不同R峰的检测。在一些示例中,R峰检测到的位置将是相同的。在这种情况下,移除重复检测并保留一个检测。在另一个示例中,检测到的位置将在相同的相对位置,但不在确切相同的位置。相同的相对位置被定义为具有小于或等于预定数量的样本(例如,大约150个样本或毫秒)的最大位置差异。为了校正这种情况,将两个位置的平均位置用作检测到的R峰位置,并且移除原始的两个检测。在为窗口确定新检测的场景中,检查到其它检测的相对距离,并且如果它在范围(大约150ms)之外,那么将新检测添加到检测列表。图20示出了重叠区域422相对位置匹配逻辑。

[0106] 图21示出了窗口重叠逻辑图430的示例。该逻辑利用重叠峰的集合432和434来生成匹配列表436和440,以识别相应重叠区域(例如,区域422)内匹配的峰。该逻辑在438处向组合候选搜索442提供用于片段1的峰,以定位片段之间的重叠区域中的匹配峰。该逻辑还实现组合峰方法,以调节匹配列表436和440,以适应匹配峰。组合的峰被用于在446处级联相应的列表。列表可以在448处排序,并且列表可以在450处输出。

[0107] QRST检测和移除

[0108] 如本文所公开的,本文公开的系统和方法可以检测和移除QRST波群。例如,代替将QRS和T视为分离的实体,本文的方法将它们视为单个实体。

[0109] 图22是描绘从心脏波形移除QRST波群的示例方法480的流程图,诸如可以通过图1的QRST检测和移除功能32实现的。在482处,QRST检测和移除功能对所选择的感兴趣区域执行PCA。响应于识别与QRST波群对应的信号的间隔的用户输入,可以自动或手动地选择感兴趣区域。因此,PCA可以被用于生成QRST模板定义。在484处,可以跨时间帧应用模板,以识别匹配的感兴趣区域相关性,诸如通过相对于确定相关系数来时间步进模板。峰相关系数被用于识别虚拟模板与模板匹配的潜在位置。可以将相关系数与阈值进行比较,以识别用于每个通道的对应感兴趣区域。

[0110] 在486处,可以移除每个感兴趣区域并且执行插值(样条插值),以自动地连接相邻的P波。作为示例,插值可以被实现为形状保持PCHIP函数或另一种样条插值函数。这种插值函数基于用于这种插值的终点值来保持被插值的值单调(例如,或者增大或者减小)。在执行QRST检测和移除方法480之前,可以执行基线移除和/或移除坏输入通道,诸如本文所公开的。

[0111] 作为示例,可以定义QRST波群,以生成一个模板ROI,诸如图23中的ECG数据的曲线图490中所示。例如,计算QRST模板492并且经由相关来检测匹配的ROI,如上所述。可以在两个相邻ROI之间自动计算P波,如图23中所示。由于对整个QRST波群使用单个模板,因此可以使用单个卡尺集合来识别感兴趣区域。

[0112] 图24、25和26描绘了不同的相关性曲线图500、510和520,这些图展示了由于使用不同类型的模板的结果差异。例如,图24描绘了QRS模板的相关性曲线图500的示例。图25描绘了T模板的相关性曲线图510的示例。图26展示了复合QRST模板的相关性曲线图520的示例。因此,单个QRST模板减少了必要的处理(与单独使用分离的QRS和T模板相比)并且与一些现有方法相比可以减少用户交互的量。

[0113] 作为简化的示例,QRST检测和移除可以响应于用户输入而手动地每个间隔定义一次QRST波群。在另一个示例中,QRST检测和移除功能可以实现半自动或全自动方法,诸如通过与一些标准QRST波群或预先选择或甚至预先检测到的QRST的自动模板匹配。

[0114] QRST移除

[0115] QRST检测和移除功能(例如,功能32、480、578)操作,以移除QRS和T信号,使得QRS和T区域中的残余信号幅度不优于P波的残余信号振幅或造成P波内的残余信号。为了减少在随后滤波期间由QRS和T信号对P信号造成的伪像以获得感兴趣的频率带宽(例如,大约4-12Hz),QRST检测和移除可以通过用低频信号进行插值来移除QRS\T区域。这可以通过在每个QRST ROI的开始和结束之间使用如单调三次样条插值的方法来实现。

[0116] 图27和28展示了现有QRS+T减法移除方法在检测时失败的两个示例情况,但是本文公开的方法在检测和移除QRST时成功。在图27和28的左边曲线图530和540中,分别为在532和542处指示的间隔定义QRST模板。在图27和28的右边曲线图534和544中,移除了QRST。

[0117] 作为另一种方法,代替定义QRST波群并执行模板匹配,QRST检测和移除功能可以简单地为一个搏动定义P波,然后填充P波外的任何信号。例如,这种方法可以在逐搏动手动框架中工作。

[0118] QRST波群中的心房信号

[0119] 对于窦性心律的正常心脏,在QRST波群中不存在底层的心房信号。但是,对于如AF(心房颤动)这样的心律失常,在QRST波群期间可以存在心房信号。为了在QRST波群期间使用心房信号,期望可靠的QRST减法方法,诸如本文所公开的方法,以移除信号的心室部分,以使得能够分析心房信号。

[0120] 减轻感兴趣区域(QRST)中的心房信号的损坏的一个示例是在正常窦性心律期间识别好的QRST波群,具有或不具有信号平均值(例如,“干净的”QRST波群)。QRST检测和移除功能可以在干净的QRST波群与AF中的QRST波群之间执行模板匹配。通过在定义模板的过程中不执行任何ROI平均,QRST检测和移除功能可以减去来自每个致心律失常QRST波群的干净QRST波群的贡献,使得QRST间隔内的剩余信号将包括心房信号。

[0121] 为了减少图创建期间的用户交互,用户可以每次学习挑选一个模板。例如,为了定义QRST波群,间隔定义的开始和结束被放置在信号平坦或心脏活动较少的位置。由于呼吸运动等引起的基线漂移可以改变模板轮廓,因此可以在QRST移除之前执行基线移除步骤。基线移除也可以在自动坏道识别之前进行,以减少基线漂移对整个处理的那部分的影响。

[0122] 再举例来说,QRST检测和移除处理可以被实现为方法。该方法包括相对于多个电描记图对所选择的感兴趣区域执行主成分分析,以定义QRST模板。该方法还包括使QRST模板相对于多个电描记图中的每一个的间隔相关,以识别匹配的感兴趣区域。该方法还包括使用插值从多个电描记图中的每一个移除识别出的匹配的感兴趣区域。

[0123] 例如,响应于用户输入而手动选择感兴趣区域,或者自动选择感兴趣区域。

[0124] 作为另一个示例,QRST模板定义在给定时间间隔中应用于每个电描记图的单个模板。

[0125] 作为另一个示例,由该方法实现的内插包括单调三次样条插值,以对于相邻的搏动将P波连接在一起。

[0126] 作为另一个示例,在移除识别出的匹配的感兴趣区域之前,该方法还包括跨感兴

趣区域将模板求平均。

[0127] 作为另一个示例,在移除识别出的匹配的感兴趣区域之前,该方法还包括调节模板,以考虑电描记图中的基线漂移。

[0128] 作为另一个示例,电描记图包括表现出心房颤动的时间间隔。在这个示例中,该方法还包括:

[0129] 在没有心房颤动的窦性心律期间识别干净的QRST波群;

[0130] 执行干净的QRST波群与在心房颤动期间的QRST波群之间的模板匹配;以及

[0131] 从电描记图中移除干净的QRST模板。

[0132] 在一些示例中,该方法还包括将每个P波自动确定为两个相邻的QRST感兴趣区域之间的区域。

[0133] 作为另一个示例,该方法还包括为每个电描记图检测R峰,并使用检测到的R峰来定位包含QRST波群的间隔。

[0134] 如所公开的,一个或多个非瞬态计算机可读介质存储执行QRST检测和移除方法的任何变体的指令。

[0135] 获取、输出显示和处理

[0136] 图29描绘了可以被用于生成处理身体表面信号以表征患者的致心律失常活动的输出的系统550的示例。在一些示例中,系统550可以生成图形映射(例如,身体表面映射或心脏模型上的映射)594和/或显示经处理的电信号。该系统还可以提供其它格式的信息,以向用户提供指示计算出的信号特点中的一个或多个以及从这种计算出的信号特点导出的信息的指导。

[0137] 如本文所公开的,系统550在患者护理的各个阶段都有应用。作为示例,该系统可以被用作患者筛选过程的一部分(例如,作为诊断和/或治疗计划规程的一部分或者执行治疗后评估)。此外,系统550可以被用作治疗规程的一部分,诸如确定用于将疗法输送给患者的参数(例如,输送位置、疗法的量和类型)。例如,具有固定到其上的一个或多个疗法输送设备556的导管可以插入到身体554中,以便以心内膜或心外膜接触患者的心脏552。本领域技术人员将理解和认识到可以被使用的疗法输送设备556的各种类型和构造,其可以依赖于治疗类型和规程而变化。例如,疗法设备556可以被构造为输送电疗法、化学疗法、声波疗法、热治疗或其任意组合。

[0138] 作为另一个示例,疗法输送设备556可以包括位于消融导管的尖端处的一个或多个电极,其被配置为响应于由疗法系统558供给的电信号(例如,射频能量)而生成用于烧蚀组织的热量。在其它示例中,疗法输送设备556可以被构造为输送冷却以执行消融(例如,低温消融)、输送化学物质(例如,药物)、超声消融、高频射频消融或其组合。在还有其它示例中,疗法输送设备556可以包括位于起搏导管的尖端处的一个或多个电极,以响应于由疗法系统158供给的电信号(例如,起搏电流脉冲)而输送电刺激,诸如用于起搏心脏。也可以经由疗法系统558和定位在体内的侵入性疗法输送设备556来输送其它类型的疗法。

[0139] 作为另一个示例,疗法系统558可以位于患者身体554的外部,并且被配置为控制由设备556输送的疗法。例如,疗法系统558包括控件(例如,硬件和/或软件)560,其可以经由电连接在输送设备(例如,一个或多个电极)556与疗法系统558之间的导电链路传送(例如,供给)电信号。控制系统560可以控制供给设备556的信号的参数(例如,电流、电压、重复

率、触发延迟、感测触发振幅),用于经由(一个或多个)电极554向心脏552的一个或多个位置输送疗法(例如,消融或刺激)。控制电路系统560可以基于自动、手动(例如,用户输入)或自动和手动(例如,半自动控制)的组合来设置疗法参数并施加刺激。一个或多个传感器(未示出)还可以将传感器信息传送给疗法系统558。设备556相对于心脏552的位置可以经由成像模态(例如,透视、X射线)、映射系统562、直接视觉在手术中等被确定和跟踪。因此可以组合设备556的位置和疗法参数,以确定对应的疗法输送参数。

[0140] 在经由疗法系统558提供疗法之前、期间和/或之后,可以利用另一个系统或子系统来获取用于患者的电生理信息。在图29的示例中,传感器阵列564包括可以被用于测量患者电活动的一个或多个身体表面电极。作为一个示例,传感器阵列564可以与分布在患者躯体(例如,胸腔)的一部分上用于测量与患者心脏相关联的电活动(例如,作为心电图映射规程的一部分)的身体表面传感器(例如,大于大约200个电极)的高密度布置对应。可以被用作传感器阵列564的高密度身体表面非侵入性装置的示例在2009年11月10日提交的国际申请No. PCT/US2009/063803中示出和描述。感测电极的其它布置和数量可以被用作传感器阵列564。例如,阵列可以是精简的电极集合,其不覆盖患者的整个躯干并且被设计为为了特定目的而测量电活动(例如,专门设计用于分析AF和/或VF的电极的阵列)和/或用于监视心脏的预定空间区域。在其它示例中,具有传统的或经修改的12导联ECG或单个电极的阵列可以被实现为传感器阵列564,以提供身体表面电信号。

[0141] 在一些示例中,一个或多个传感器也可以位于插入患者体内的设备556上。这种传感器可以单独使用或者与非侵入性传感器阵列564结合使用,用于映射针对心内膜表面(诸如心室的壁)以及用于心外膜表面的电活动。此外,这种电极也可以被用来帮助在心脏552内定位设备556,心脏552可以被配准到由系统550生成的图像或映射中。可替代地,这种定位可以在不从心脏552内或心脏552上的电极发射信号的情况下实现。

[0142] 在用于获取患者电信息的每个这种示例方法中(包括侵入性、非侵入性或侵入性和非侵入性感测的组合),(一个或多个)传感器阵列564将感测到的电信息提供给对应的测量系统566。测量系统566可以包括适当的控件568,用于提供描述由传感器阵列564中的传感器检测的电活动(例如,电描记图)的电测量数据570。例如,测量系统566的信号处理电路系统可以将(一个或多个)信号转换成对应的数字信息。测量系统566还可以处理与来自传感器阵列564的一个或多个电生理信号对应的数字信息,并且从每个这种信号中去除非致心律失常特点,并提供作为电测量数据570存储在存储器中的经预处理的数据。

[0143] 控件568还可以被配置为控制用于测量电活动的的数据获取过程并提供测量数据570(例如,以预定义的采样率)。在一些示例中,控件568可以与疗法系统558(如果被实现的话)的操作分开来控制测量数据570的获取,诸如响应于用户输入。在其它示例中,测量数据570可以与由疗法系统输送疗法同时并与其同步地获取,诸如为了检测响应于应用给定疗法而发生的心脏552的电活动(例如,根据疗法参数)。例如,适当的时间戳可以被用于给相应的测量数据570与疗法参数用途之间的时间关系加索引,以便于其评估和分析。

[0144] 映射系统562被编程为组合与感测到的心脏552的身体表面电活动对应的测量数据570,以提供对应的输出数据574。输出数据574可以表示或表征体表上和/或心脏内检测到的电描记图。输出数据还可以表示从测得的信号导出的信息,诸如本文所公开的。

[0145] 作为一个示例,映射系统562包括R峰检测功能576,诸如对应于R峰检测器20(例

如,如本文中关于图1-21所公开的)。映射系统562还可以包括QRST检测和移除功能578,诸如对应于QRST检测和移除功能32(例如,如关于图1和图22-28所公开的)。功能576和578中的每一个可以应用于被展示为电测量数据570的电描记图数据。如上面所提到的,在一些示例中,R峰检测功能576及QRST检测和移除功能578对原始电描记图数据(经由非侵入性和/或侵入性电极获取的,以跨体表测量电描记图)进行操作,以分别确定R-峰位置并从原始信号中移除QRST信号。

[0146] 作为另一个示例,R峰检测功能576被编程为根据存储的R峰位置数据(R峰)计算R-R间隔,并且相对于建议标准基于识别相邻R峰来基于计算出的R-R间隔建议一个或多个心跳。例如,建议标准包括缺省或可配置时间值中的至少一个。建议标准包括被设置为指定的R峰到R峰长度的分数部分的阈值,其中建议标准应用于多个电描记图中的至少一些的计算出的R-R间隔。

[0147] 映射系统562包括输出生成器,以提供输出数据574来基于在一个或多个时间间隔(例如,研究或治疗规程之前、之后或期间)为患者获取的电测量数据在显示器592上可视化电描记图的一个或多个间隔。在传感器阵列564包括多个电极的示例中,输出数据574可以包括用于经由患者体表上的传感器564测量的电描记图的选定通道集合。可以设置参数,以识别满足一个或多个用户可配置参数(例如,经由GUI 590)的信号子集。可以由输出生成器586提供的输出显示的一些示例关于图30和31公开。因此,输出生成器生成输出数据,以显示用于经如本文所公开的那样确定的建议的一个或多个搏动的电活动的图形表示(电描记图的布置)。

[0148] 在一些示例中,计算出的数据可以被映射到心脏模型的几何表面。如本文所公开的,可以基于经由分布在患者身体554的表面上的传感器阵列564中的一个或多个电极非侵入性地获取的电数据来计算映射。

[0149] 由于测量系统566可以并发地测量预定区域或整个心脏的电活动(例如,其中传感器阵列564包括覆盖患者身体554的整个胸腔的多个电极),结果所得的输出数据(例如,电描记图和/或心电图)因此也可以以时间和空间一致的方式表示用于预定区域或整个心脏的并发数据。为其计算输出数据/映射的时间间隔可以基于用户输入来选择。此外或可替代地,所选择的间隔可以与疗法系统558的疗法的应用同步。如本文所公开的,稳定的致心律失常活动的存在或不存在的指示可以基于患者几何形状在不执行电描记图重建的情况下从(一个或多个)身体表面电信号计算。

[0150] 在可以获得附加信息并且可以获得几何数据572的其它示例中,系统可以包括电描记图重建580,其被编程为计算逆解并且基于过程信号和几何数据572提供对应的重建的电描记图。例如,几何数据572可以与数学模型对应,诸如可以是通用模型或基于为患者获得(例如,经由成像模态,诸如CT、MRI、双平面X射线等)的图像数据构建的模型,并且为患者的心脏552和传感器阵列上的电极提供空间坐标。因此,重建的电描记图可以与跨心包膜的心电图活动对应,并且可以包括静态(在给定时刻是三维的)和/或动态(例如,随时间而变化的四维映射)。可以在系统550中使用的逆算法的示例包括在美国专利号7,983,743和6,772,004中公开的那些。因此,EGM重建580可以将经由传感器阵列564测量的身体表面电活动重建到心包膜上的多个位置(例如,大于1000个位置,诸如大约2000个位置或更多个位置)上。在其它示例中,映射系统562可以基于侵入性测量(诸如经由篮状导管或其它形式的

测量探针(例如,在设备556上或附连到设备156))的电活动在心脏的子区域上计算电活动。

[0151] 此外,映射系统562可以包括心律失常驱动分析器582,以基于可以被直接测量或重建到心脏包膜的心电活动的分析来计算致心律失常活动(例如,驱动活动,诸如转子和焦点)的指示。例如,可以通过基于非侵入性测得的身体表面电活动(例如,电描记图)和几何数据572求解逆问题来对心脏包络计算重建的电活动。心外膜上的驱动活动可以被用来确认检测到的稳定的驱动活动,该稳定的驱动活动是由信号处理器52基于仅一个或多个身体表面信号(没有几何数据)的分析确定的。此外或可替代地,心脏包络上的驱动活动可以被用来更特定地识别与驱动活动相关联的心脏上的一个或多个空间位置。因此,心脏上的空间位置可以被用来识别用于定位疗法设备以将治疗输送到患者的心脏552的一个或多个治疗部位。

[0152] 与计算出的映射的输出可视化对应的、与图形表示相关联的参数(诸如包括选择时间间隔、要在可视化中呈现的信息的类型等)可以响应于经由对应的可视化GUI 590的用户输入而被选择。

[0153] 此外,如果包括在系统550中,那么疗法系统558可以使用输出数据574。所实现的控制可以是完全自动化控制、半自动控制(部分自动化并响应于用户输入)或基于输出数据574的手动控制。在一些示例中,疗法系统的控件560可以利用输出数据控制一个或多个疗法参数。作为示例,控件560可以基于已经由功能582确定的致心律失常性来控制消融疗法到心脏部位(例如,心外膜或心内膜壁)的输送。例如,疗法的输送可以响应于检测到不存在稳定的驱动活动而自动终止。在其它示例中,个人可以查看在显示器中生成的映射,以基于被可视化的信息手动控制疗法系统。其它类型的疗法和设备也可以基于输出数据进行控制。

[0154] 图30和31展示了可以生成的输出图的示例,示出了电描记图和GUI控件,以使得能够进行用户交互,诸如设置参数并选择信号以供显示。用于相位分析的心脏映射需要长搏动以供计算,而为传统映射映射异位或早搏(短搏动)也为电生理学(EP)工作流程增加了价值。输出生成器586包括用于向用户自动建议搏动的功能,其适用于相位映射和传统的基于搏动的心脏映射。

[0155] 例如,输出生成器586基于R峰检测576建议搏动,该R峰检测576提供跨越所有通道的心跳中的每个QRST波群内的R峰的时间位置。输出生成器586可以将搏动指定为相邻R峰之间的间隔。

[0156] 对于相位映射建议的搏动,输出生成器586自动检测搏动并将它们建议给用户以经由交互式输出进行映射。输出生成器586可以基于以下搏动建议标准中的一些或全部来分析电描记图并控制显示:

[0157] a. 搏动从R峰到R峰比预定阈值更长,该预定阈值可以是缺省的(例如,大约1200ms)或用户可编程的(例如,响应于用户输入);

[0158] b. 搏动比R峰到R峰的阈值减去定义的QT-长度短,该QT-长度可以是缺省值(例如,>850ms)或响应于用户输入而是用户可编程的;和/或

[0159] c. 搏动比系统配置的最大持续时间短,该最大持续时间可以是缺省值(例如,大约10秒)或用户可编程的(例如,响应于用户输入)。

[0160] 对于传统搏动映射建议的搏动的示例,输出生成器586可以基于以下搏动建议标

准中的一些或全部来分析电描记图并控制显示:

[0161] a. R峰到R峰长度小于百分比阈值。该阈值可以是缺省的(例如,大约10%)或用户可编程的分数值,相对于以ms为单位的基线R峰到R峰长度,该基线R峰到R峰长度可以是缺省的(例如,800ms)或用户可编程的。

[0162] 鉴于前述内容,映射系统562因此使得用户能够在单个列表中查看建议的搏动(例如,图30和31中的右侧列),并选择它们以便快速回顾然后创建图,而不需要恒定注意实时数据获取以手动查找映射搏动。在一些情况下,可以在非临床感兴趣时段(例如,起搏期间或在规程设置期间)禁用搏动检测(例如,响应于用户输入),并且从列表中过滤掉这些搏动。建议的搏动也可以在用户回顾之后被忽略,这也可以将那些从列表中过滤掉。

[0163] 鉴于上面的结构和功能描述,本领域技术人员将认识到的是,本发明的部分可以被体现为方法、数据处理系统或计算机程序产品。因而,本发明的这些部分可以采取完全硬件实施例、完全软件实施例或组合软件和硬件的实施例的形式。此外,本发明的部分可以是计算机可用存储介质上的计算机程序产品,其中在计算机可用存储介质具有计算机可执行程序代码。可以使用任何合适的计算机可读介质,包括但不限于静态和动态存储设备、硬盘、光存储设备和磁存储设备。

[0164] 本文还已经参照方法、系统和计算机程序产品的框图描述了本发明的某些实施例。应当理解的是,图示的方框以及图示中方框的组合可以由计算机可执行指令来实现。这些计算机可执行指令可以被提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理装置(或设备和电路的组合)的一个或多个处理器,以产生机器,使得经由处理器执行的指令实现一个或多个方框中指定的功能。

[0165] 这些计算机可执行指令还可以存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器可以引导计算机或其它可编程数据处理装置以特定方式工作,使得存储在计算机可读存储器中的指令导致制造品,该制造品包括实现流程的一个或多个方框中指定的功能的指令。计算机程序指令还可以被加载到计算机或其它可编程数据处理装置上,以使得在计算机或其它可编程装置上执行一系列操作步骤,以产生计算机实现的过程,使得在计算机或其它可编程装置上执行的指令提供用于实现流程图的一个或多个方框中指定的功能的步骤。

[0166] 上面已经描述的是示例。当然,不可能描述部件或方法的每个可想到的组合,但是本领域普通技术人员将认识到许多进一步的组合和排列是可能的。因而,本发明意在涵盖属于本申请(包括所附权利要求)的范围的所有此类变更、修改和变化。如果公开或权利要求陈述“一”、“第一”或“另一”元素或其等同物,那么应当将其解释为包括一个或多于一个此类元素,既不要求也不排除两个或更多个此类元素。如本文所使用的,术语“包括”是指“包括但不限于”,并且术语“包含”是指“包含但不限于”。术语“基于”是指“至少部分基于”。

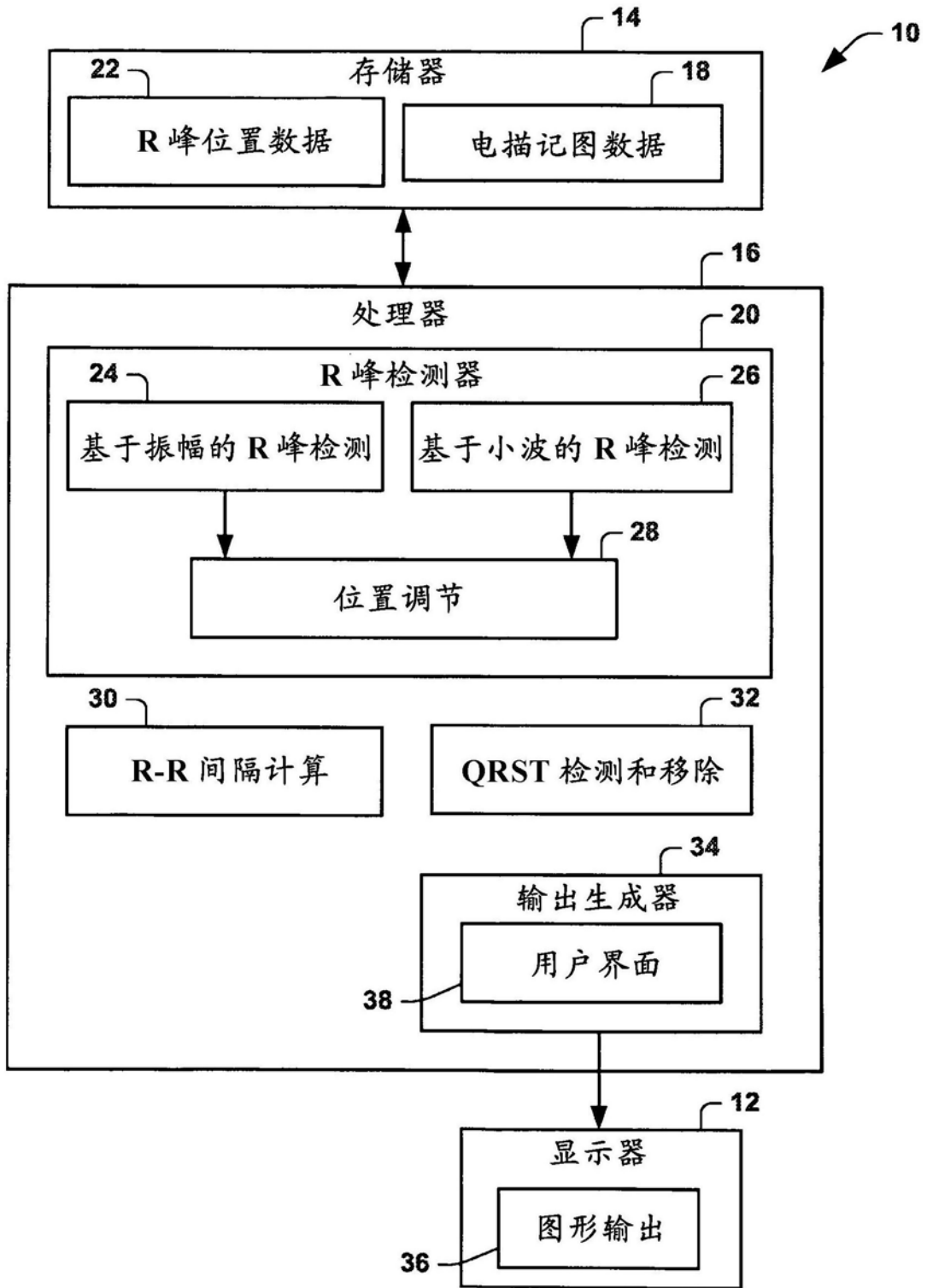


图1

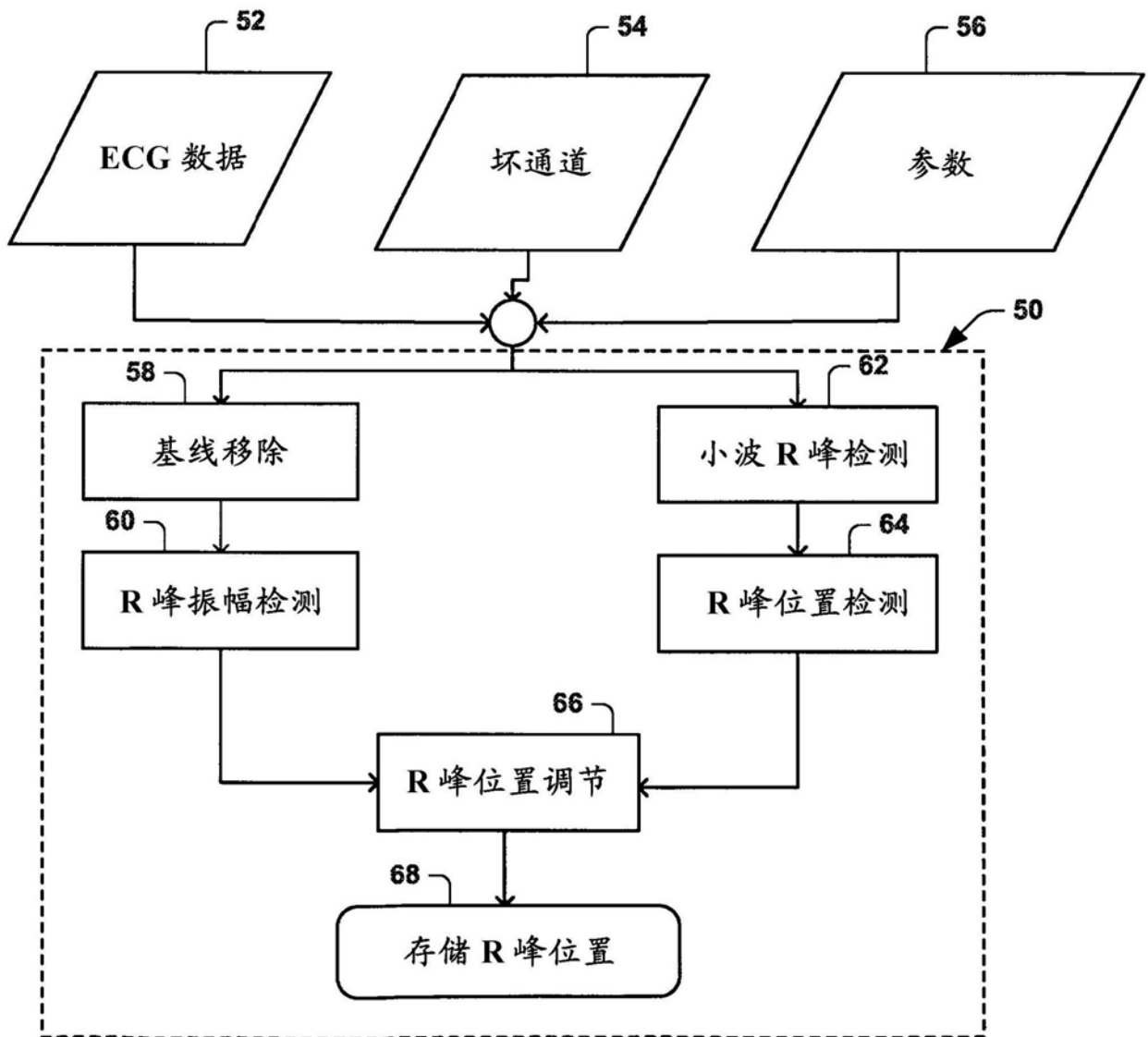


图2

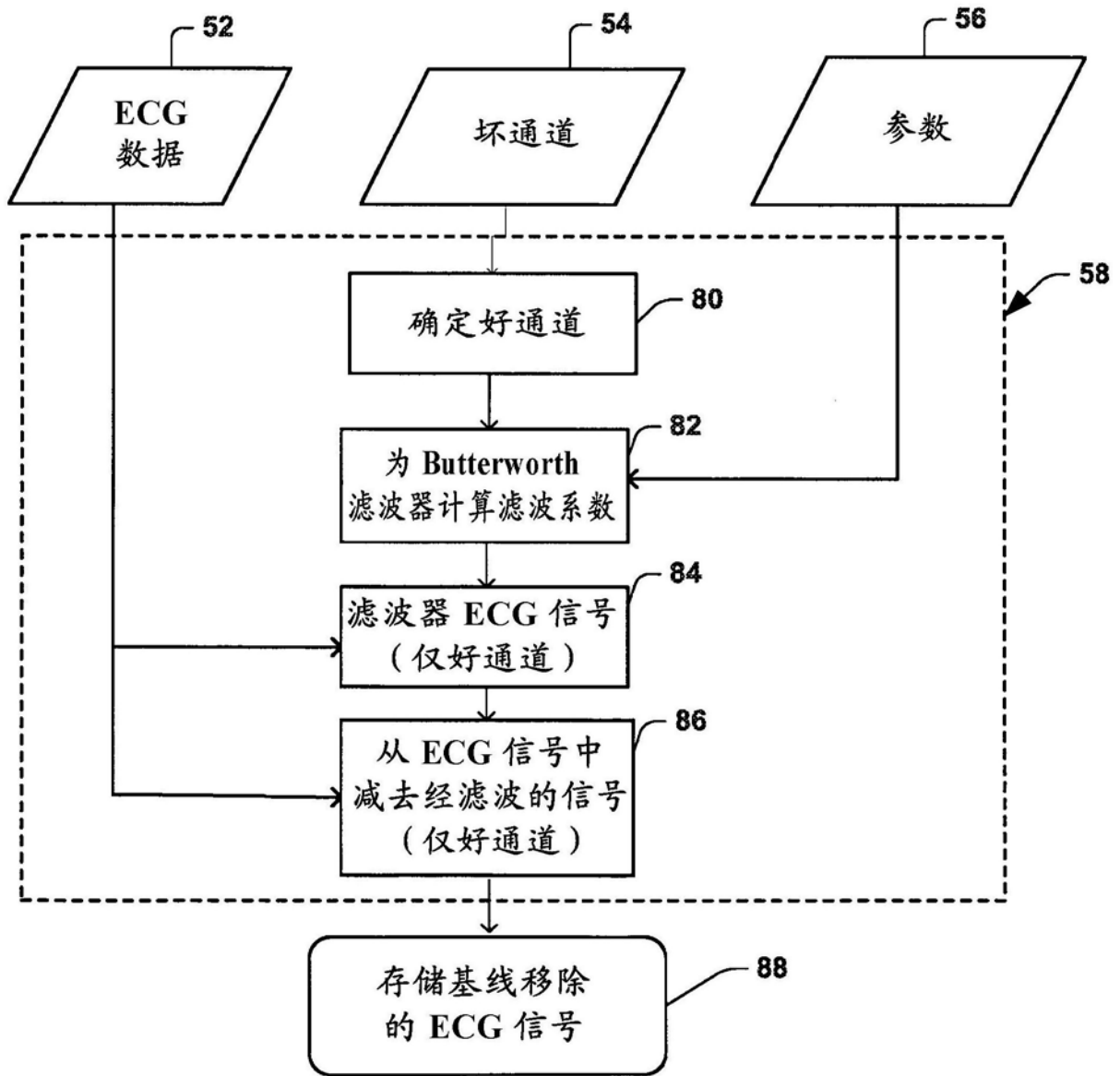


图3

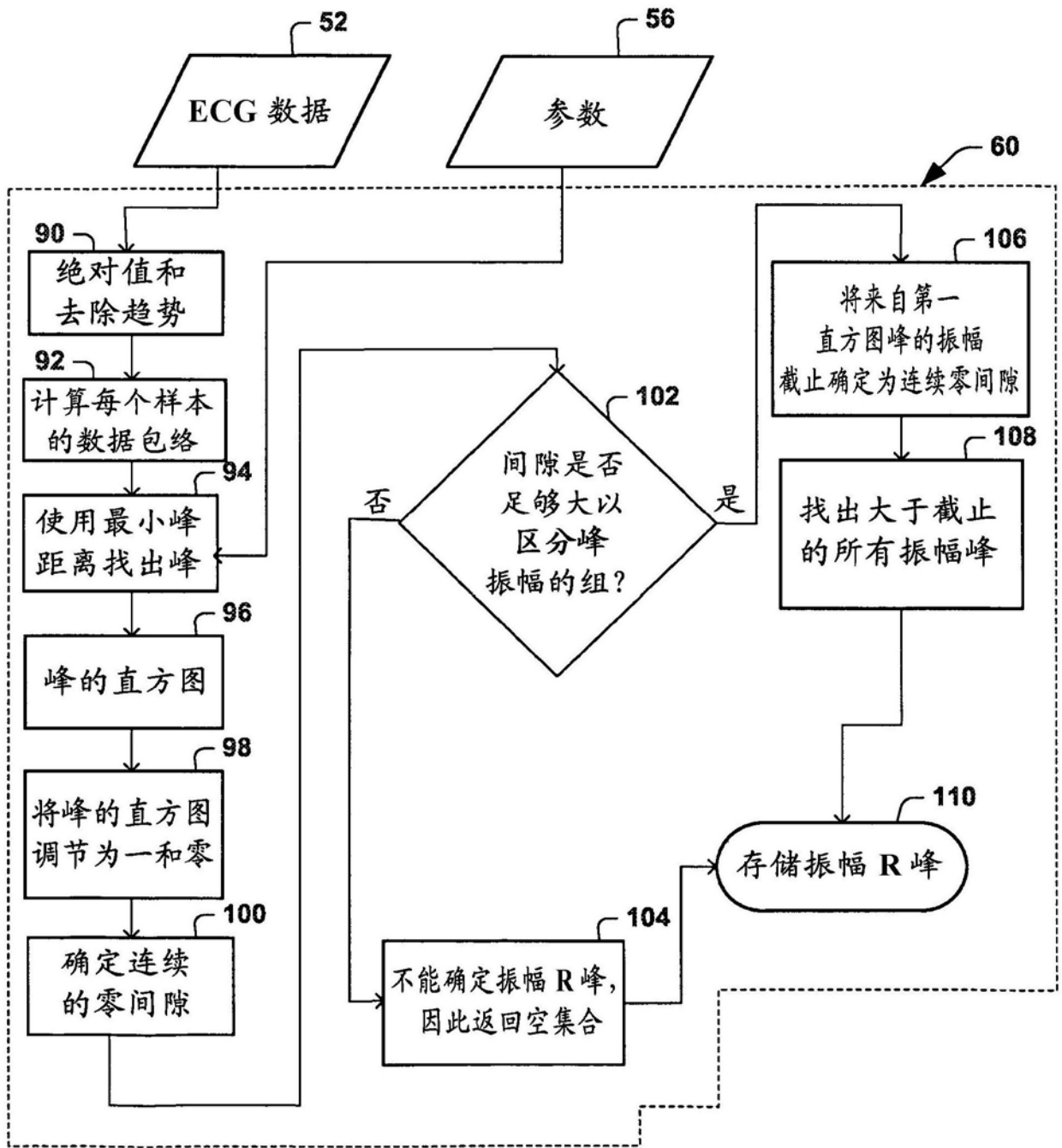


图4

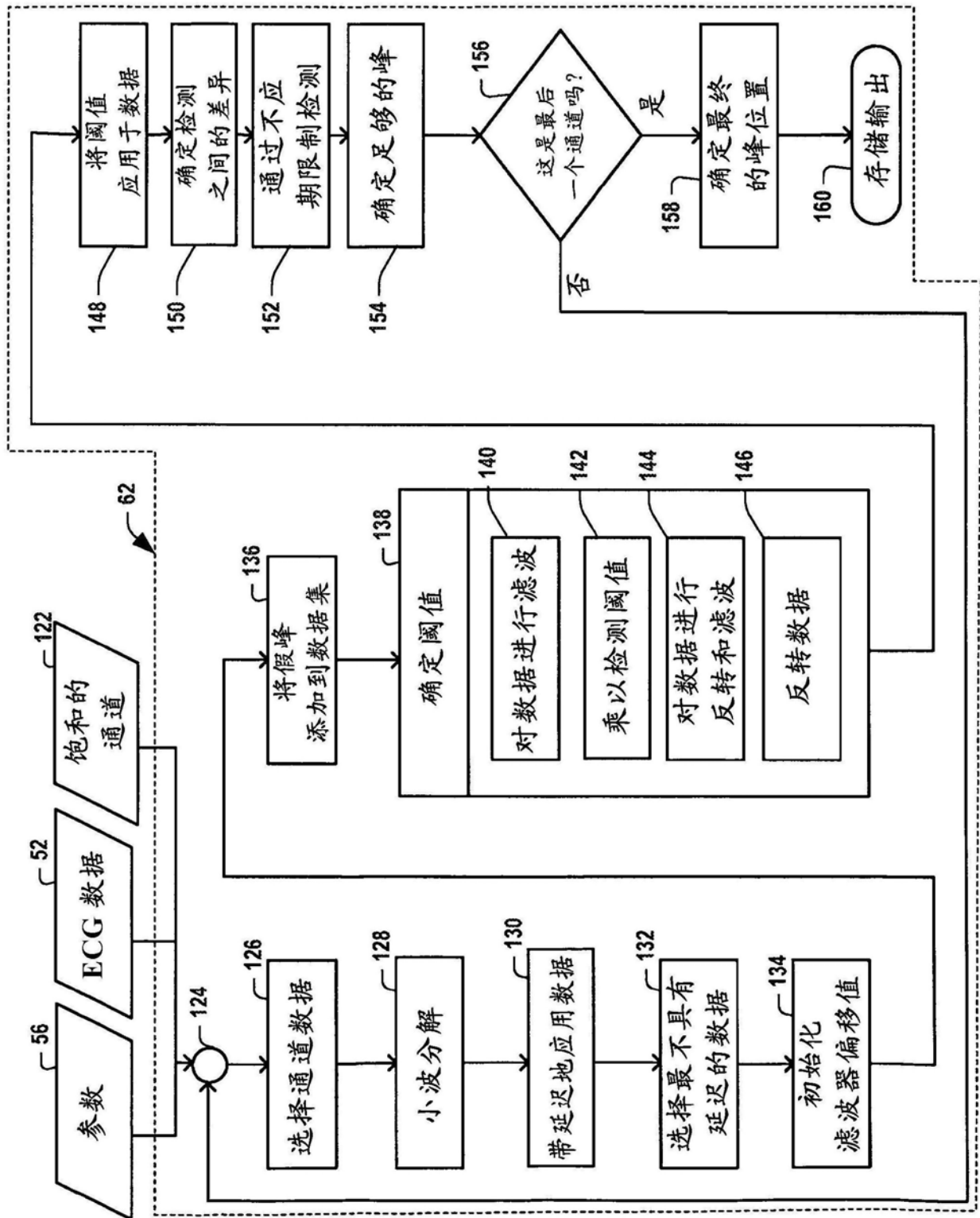


图5

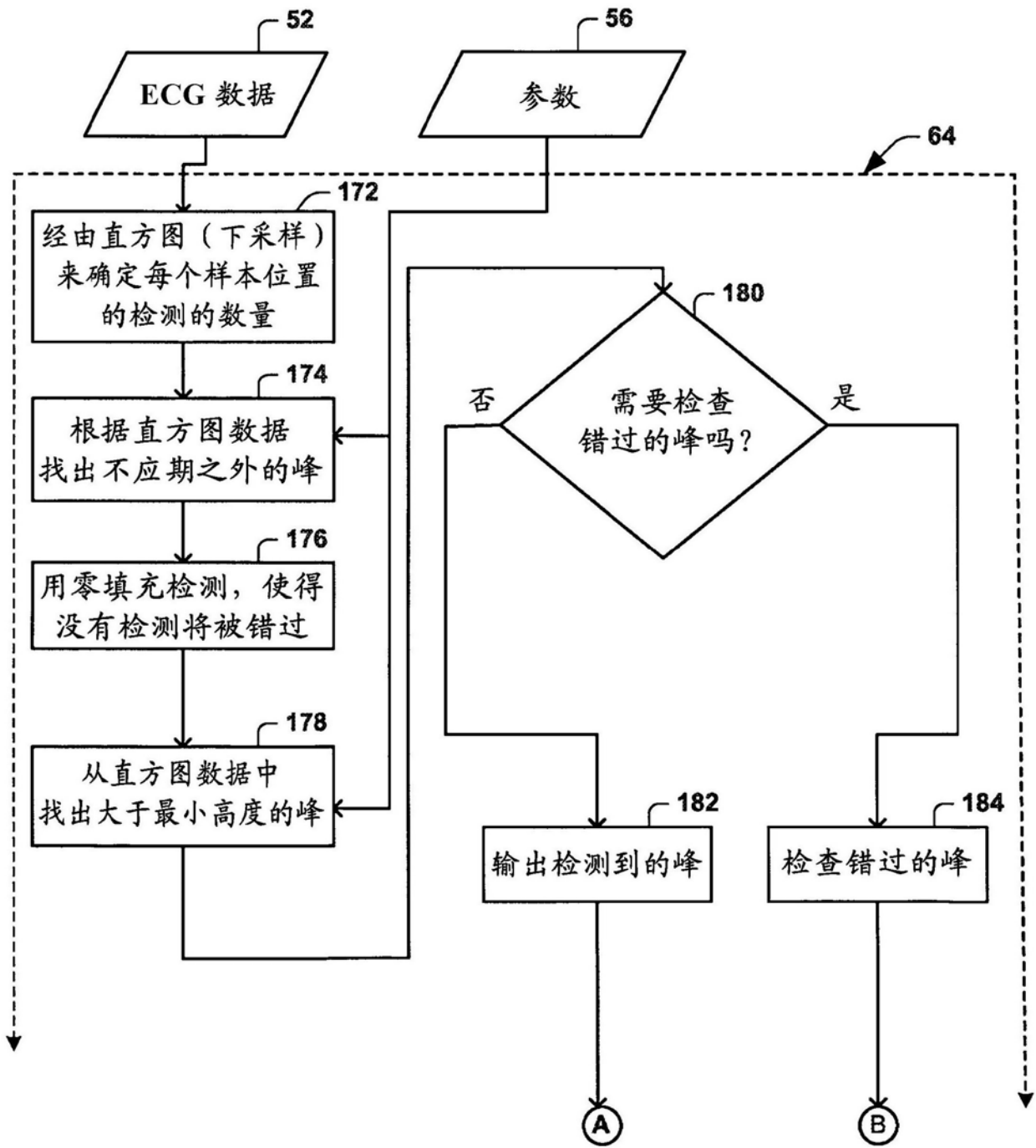


图6



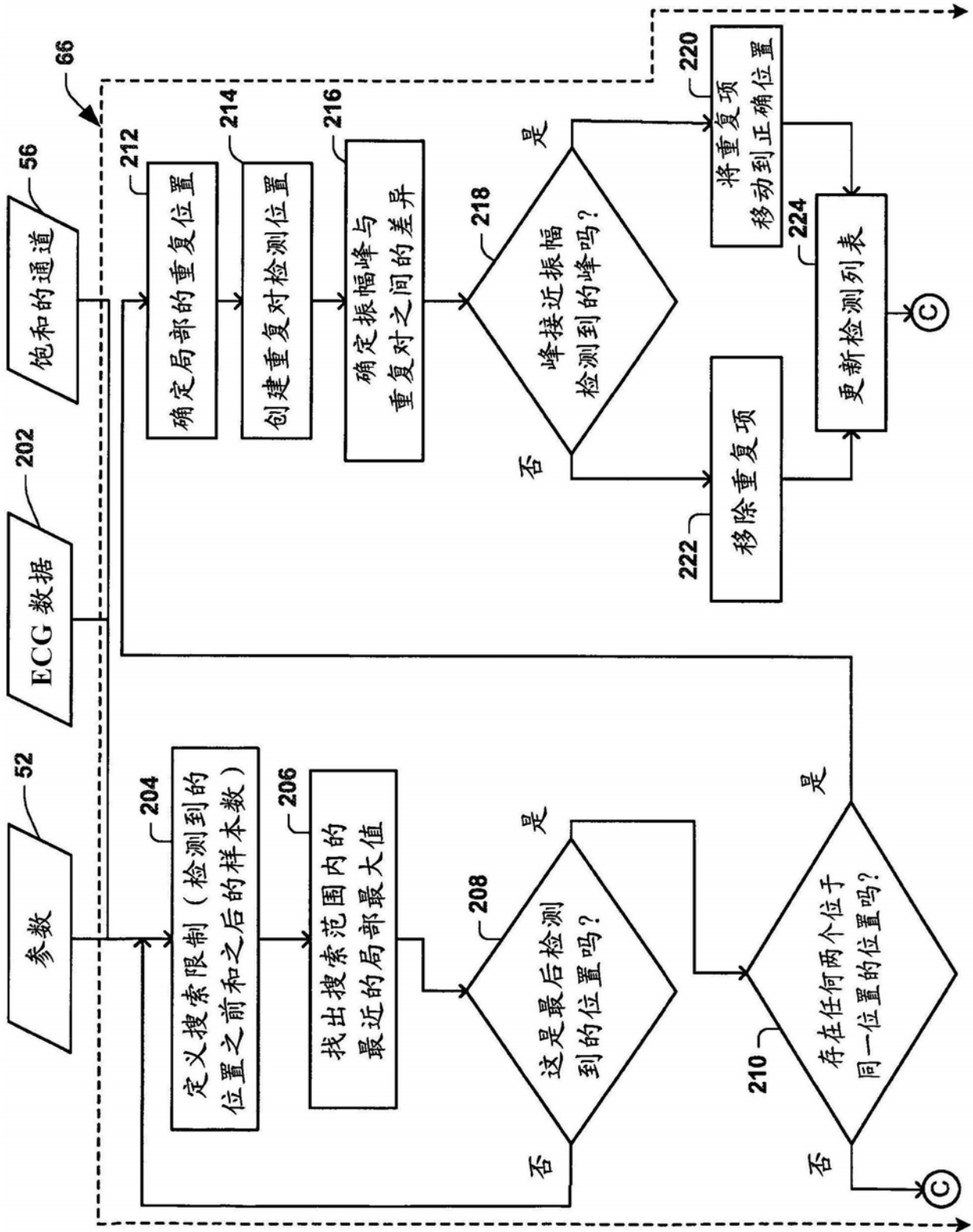


图8

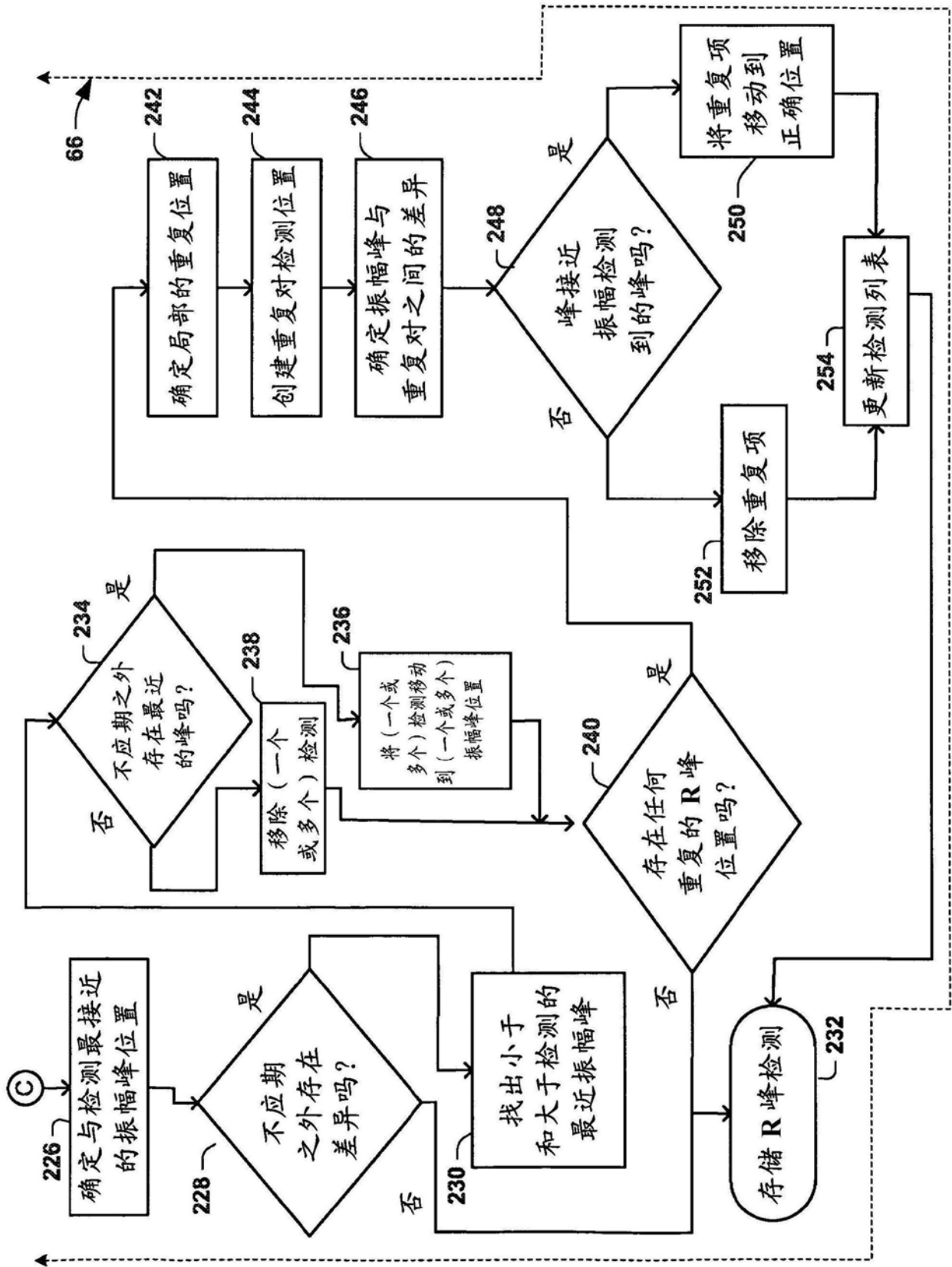


图9

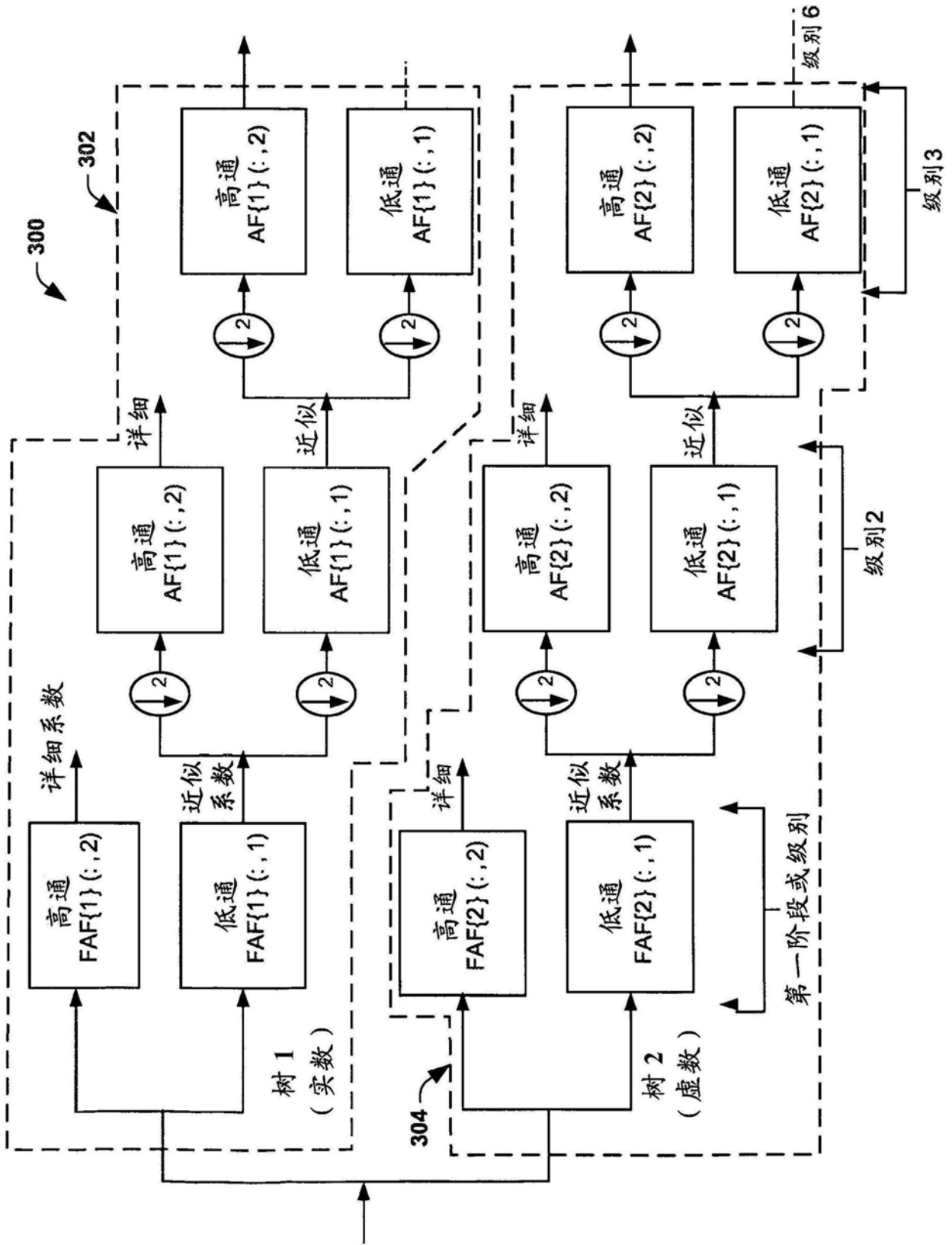


图10

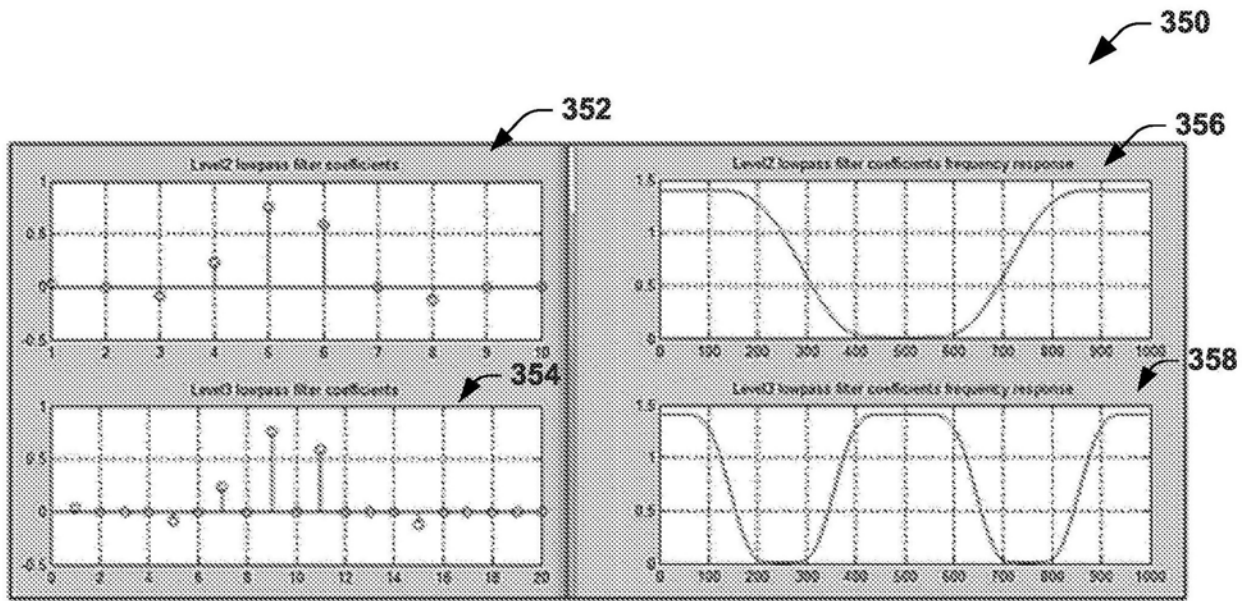


图11

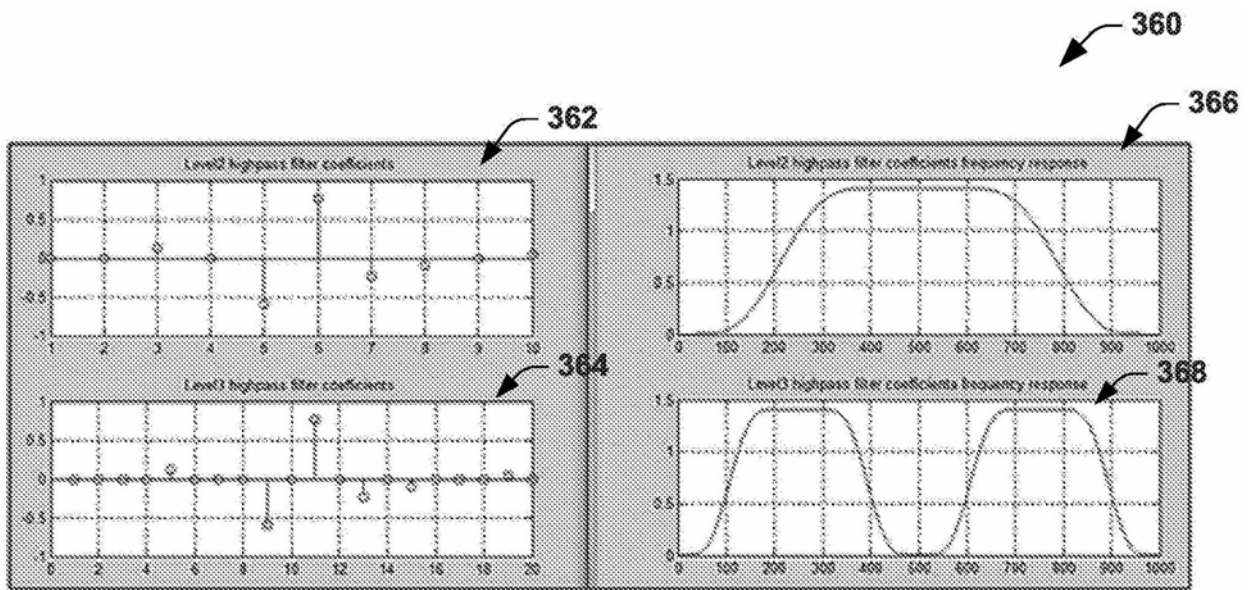


图12

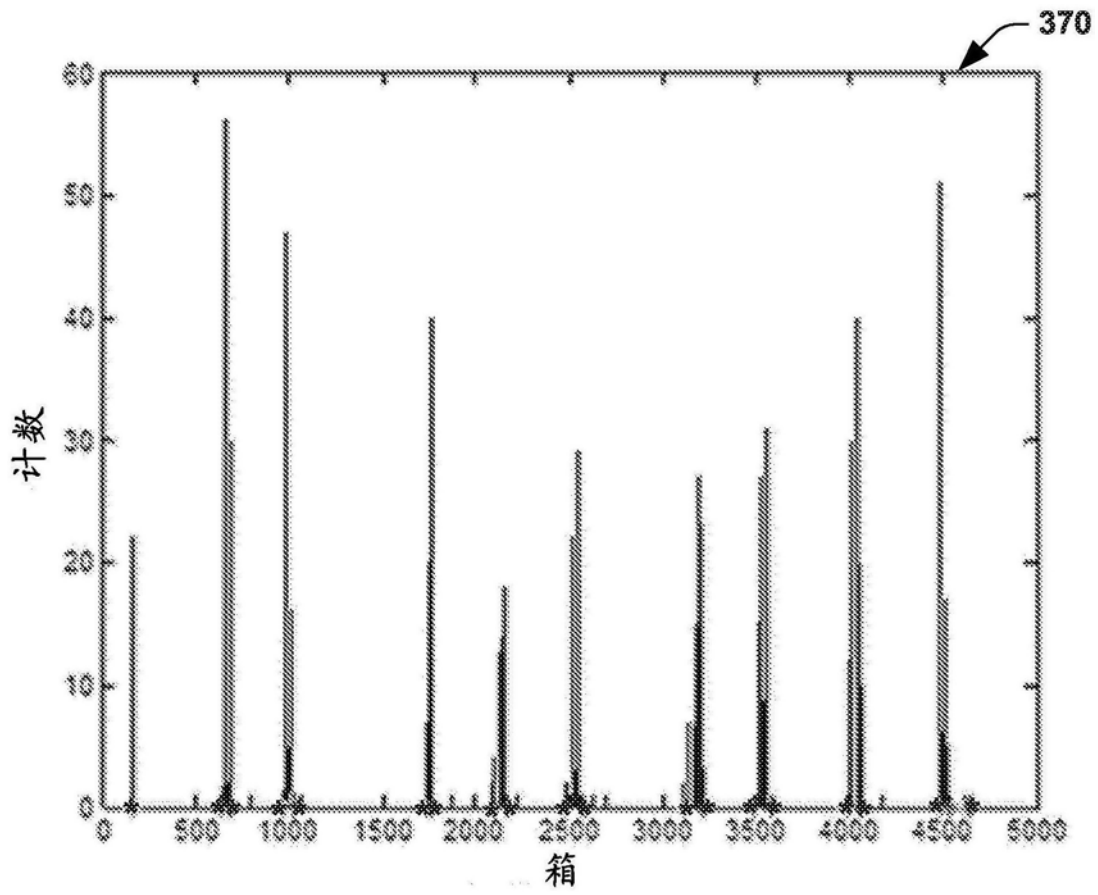


图13

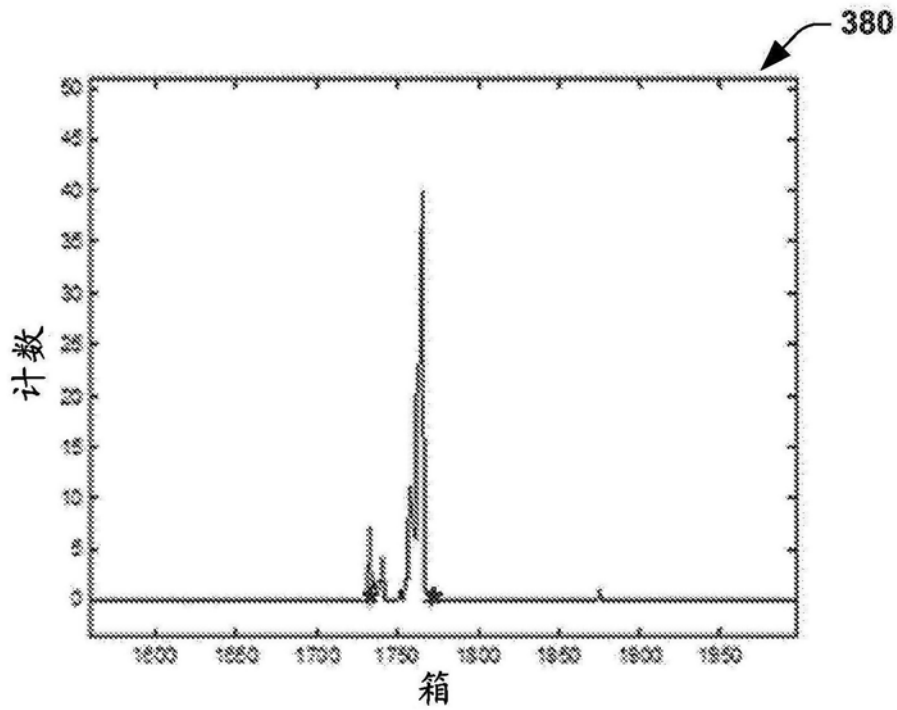


图14

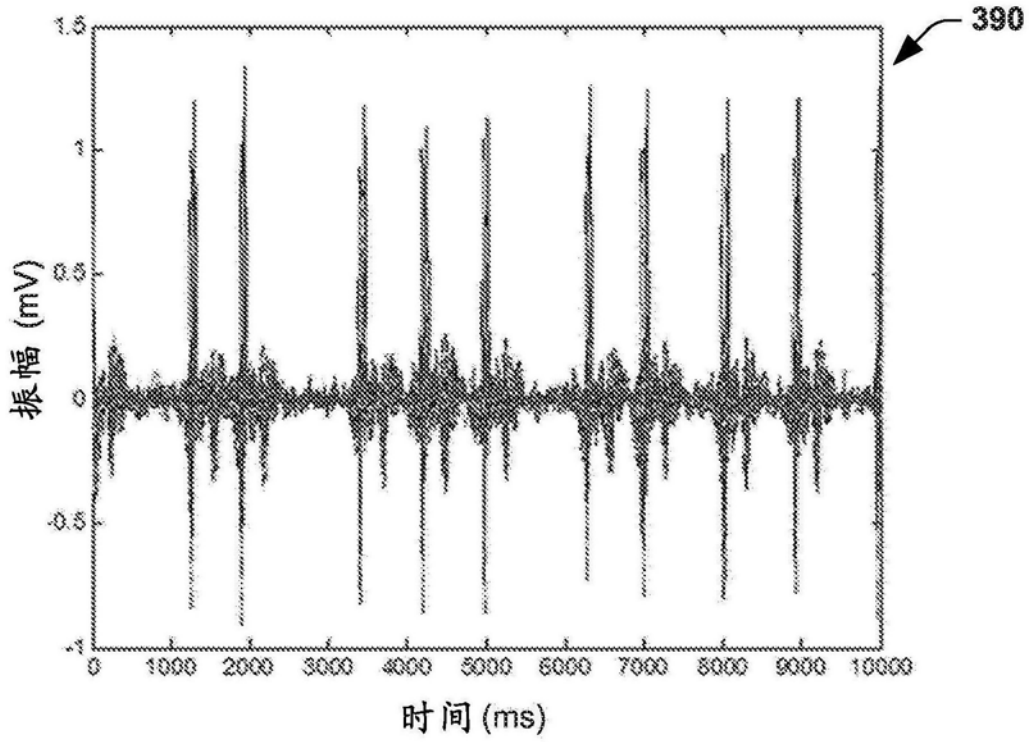


图15

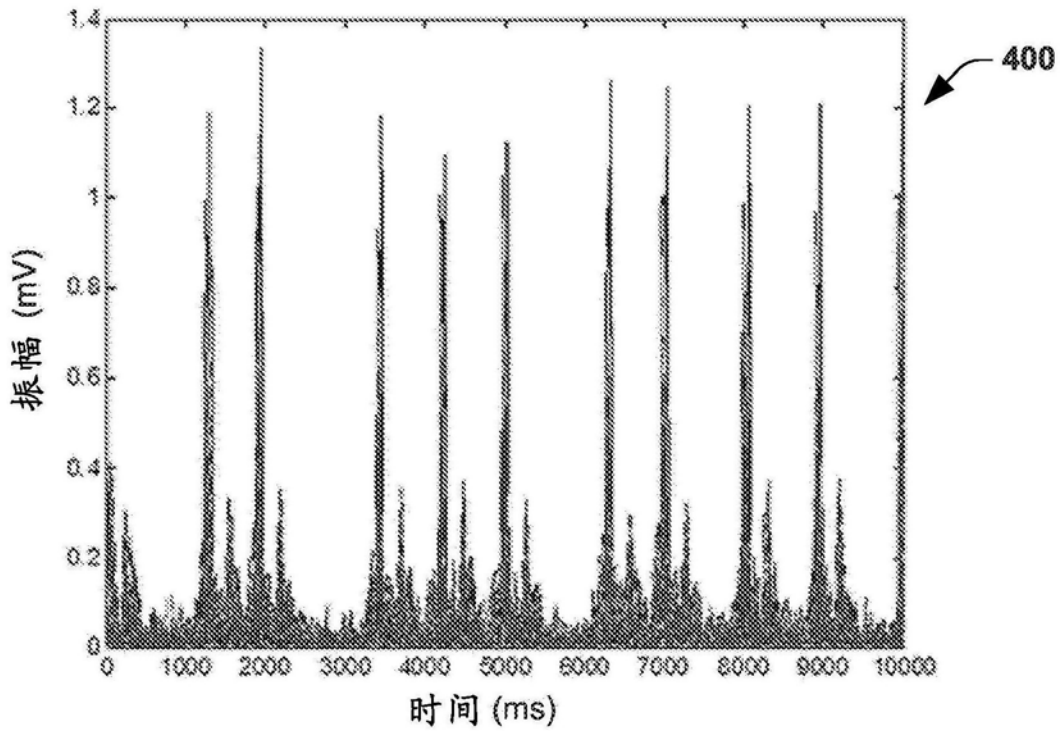


图16

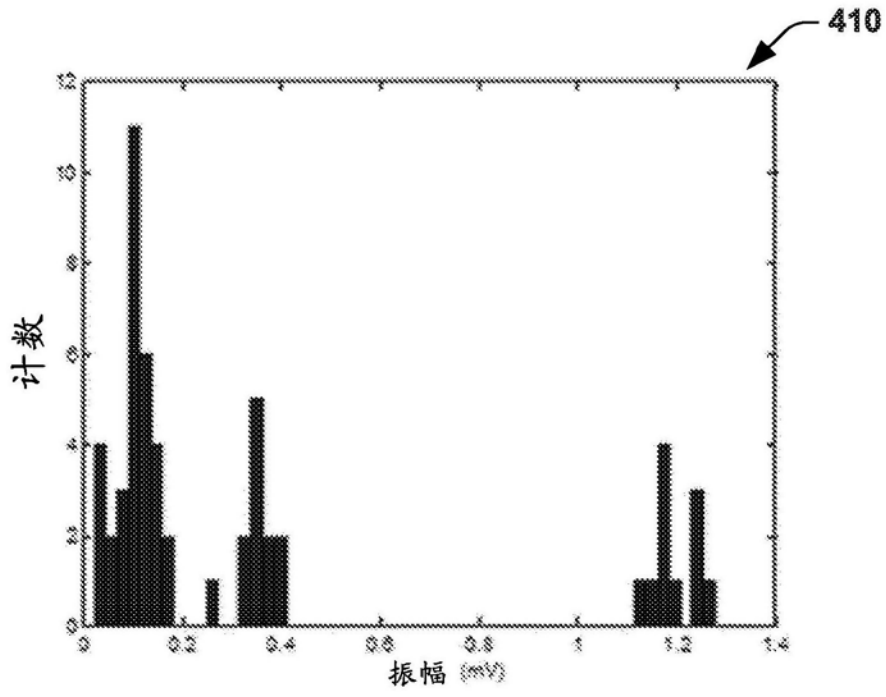


图17

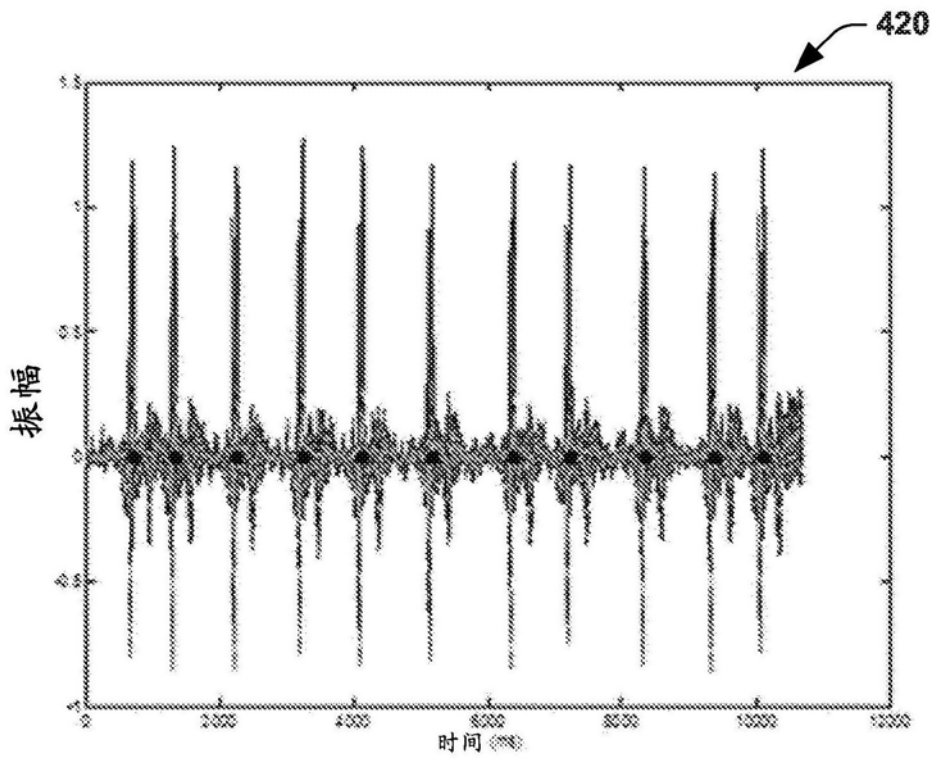


图18

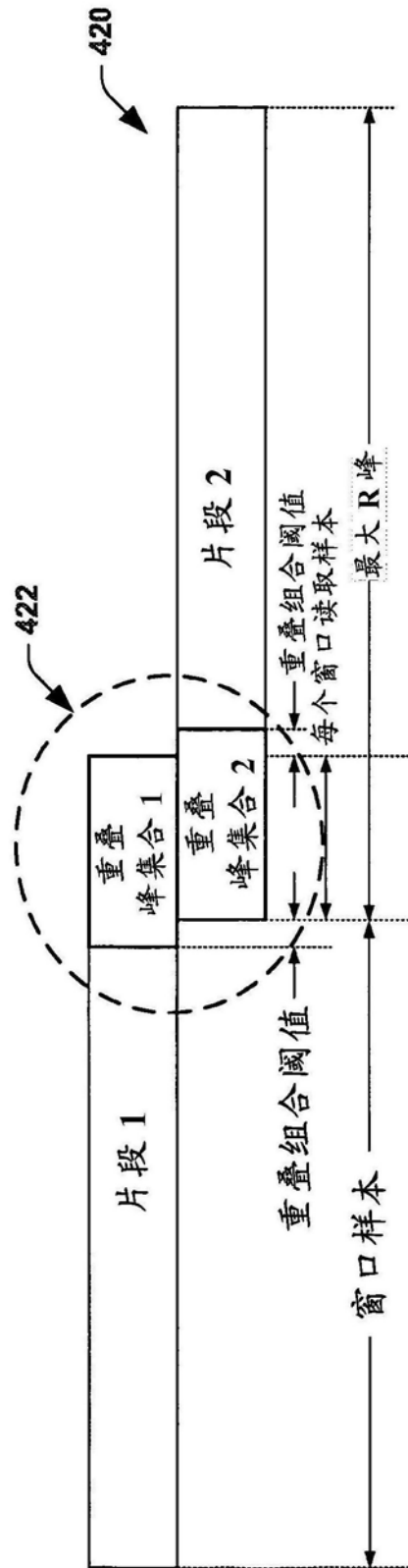


图19

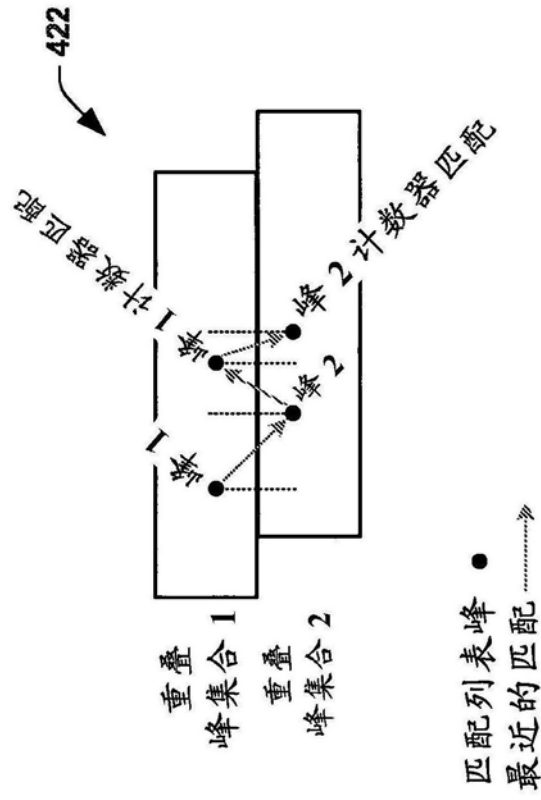


图20

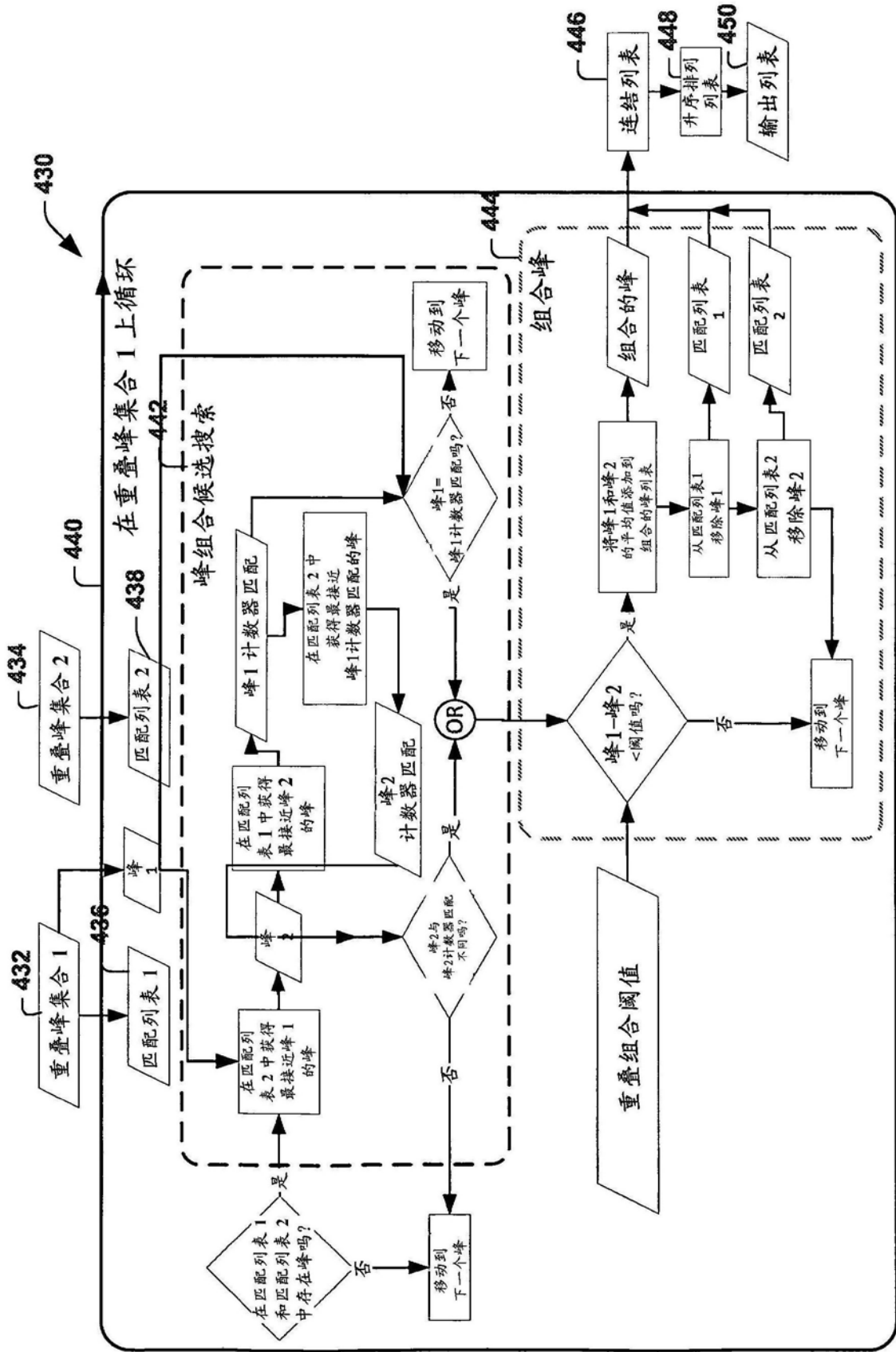


图 21

480

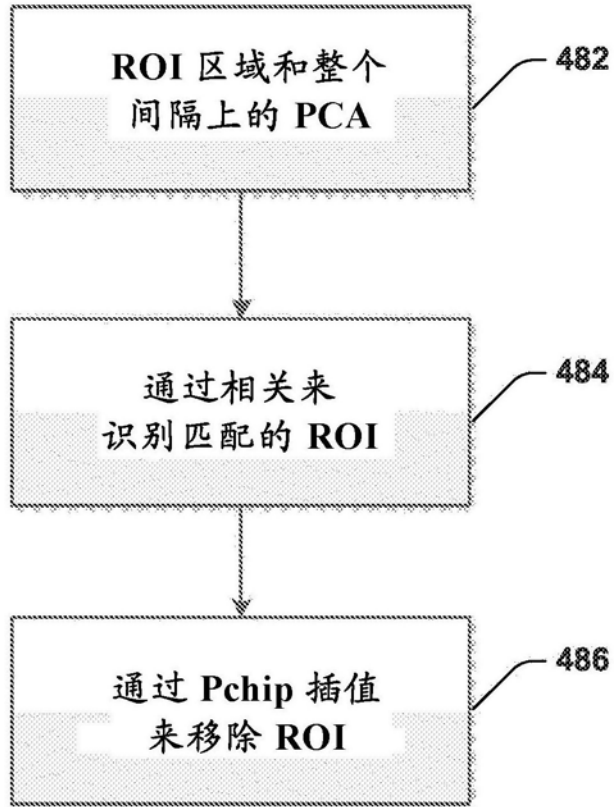


图22

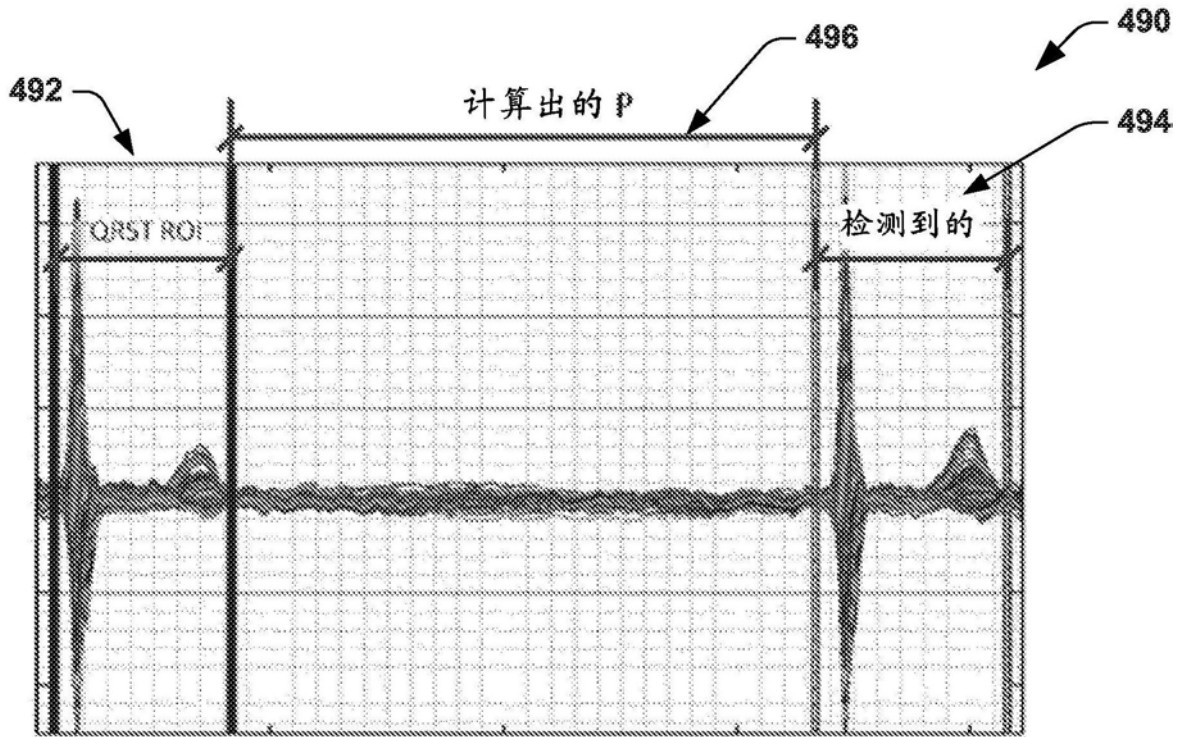


图23

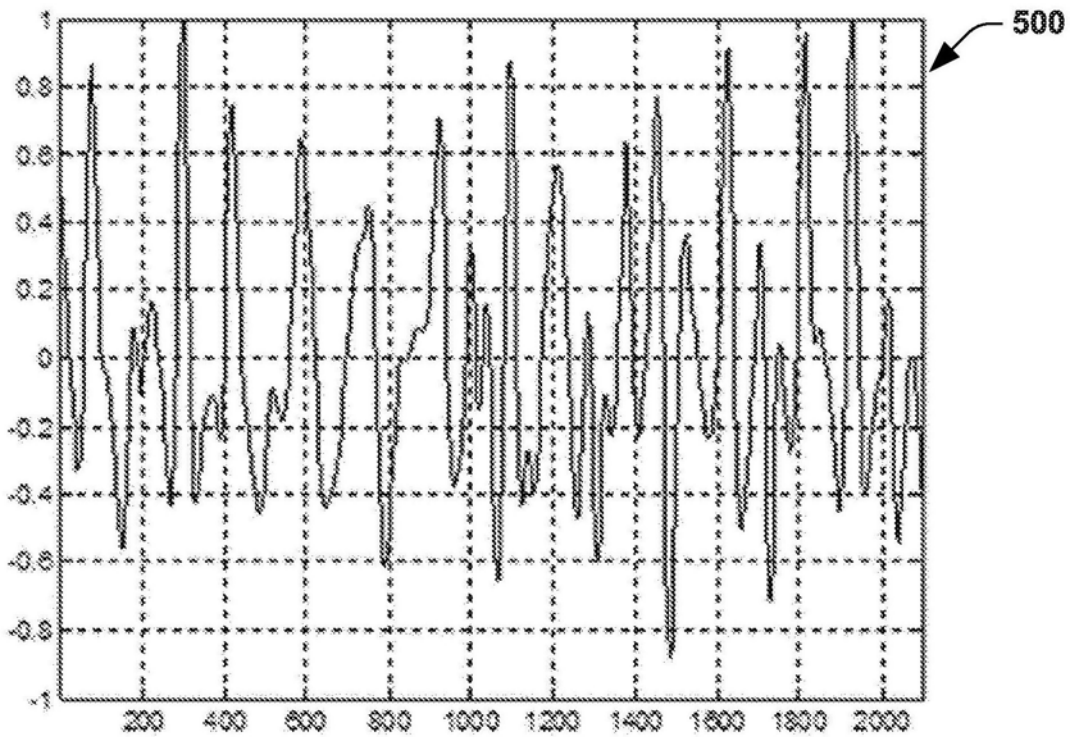


图24

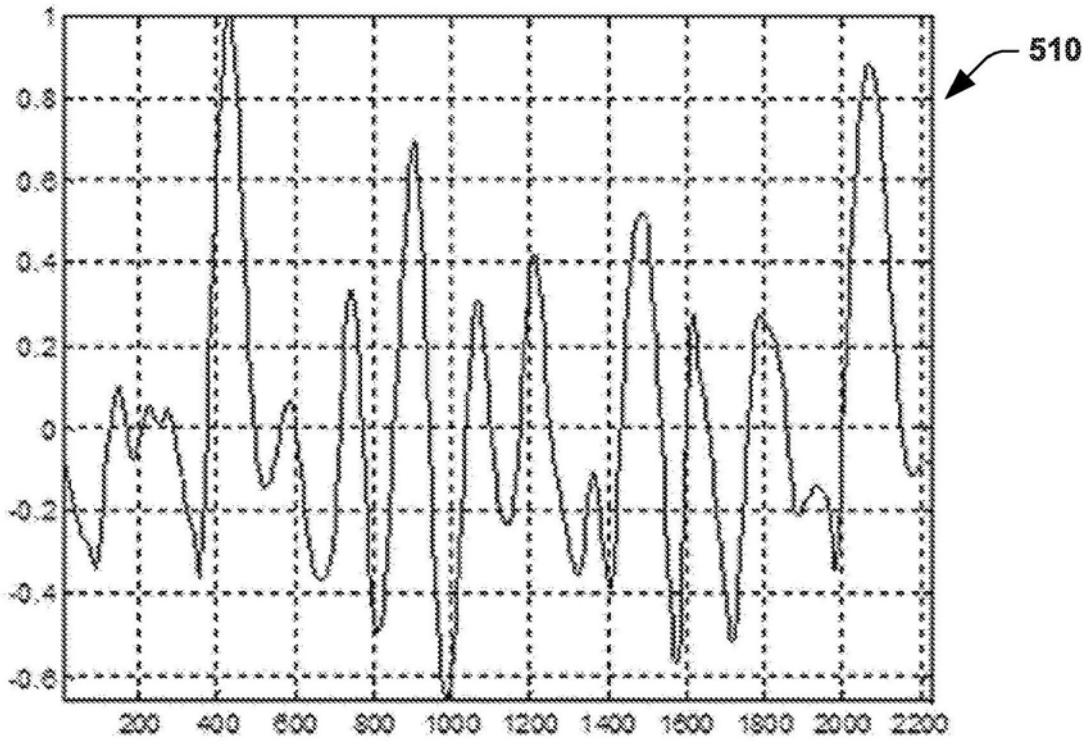


图25

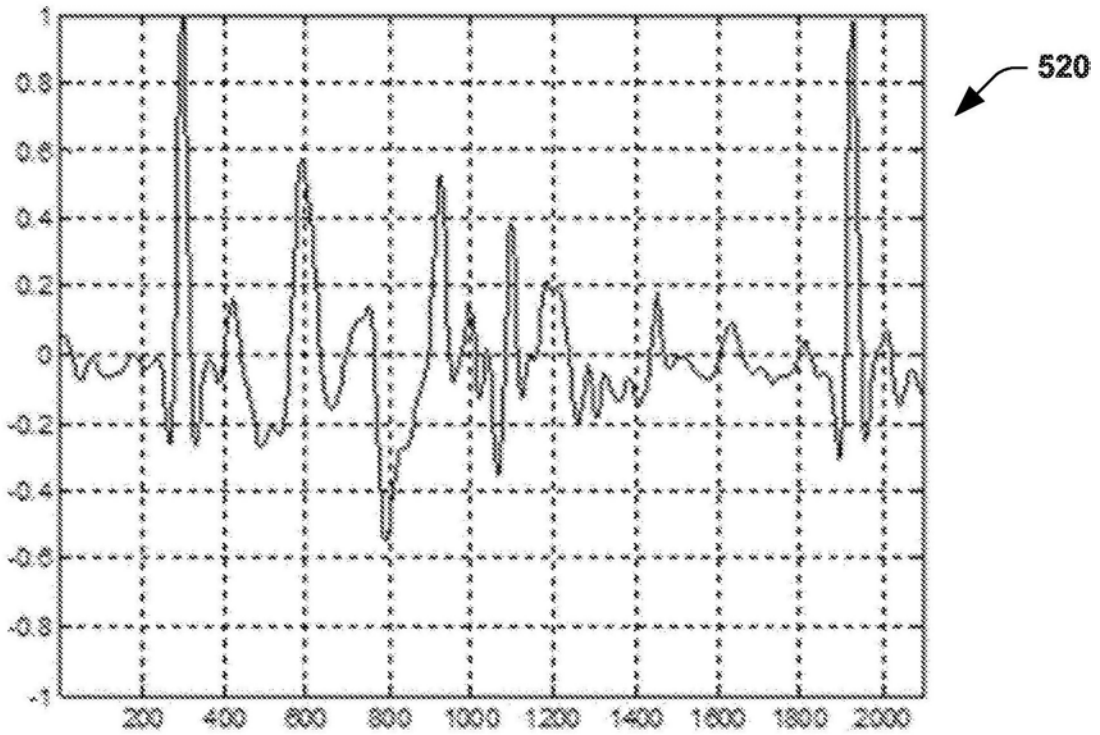


图26

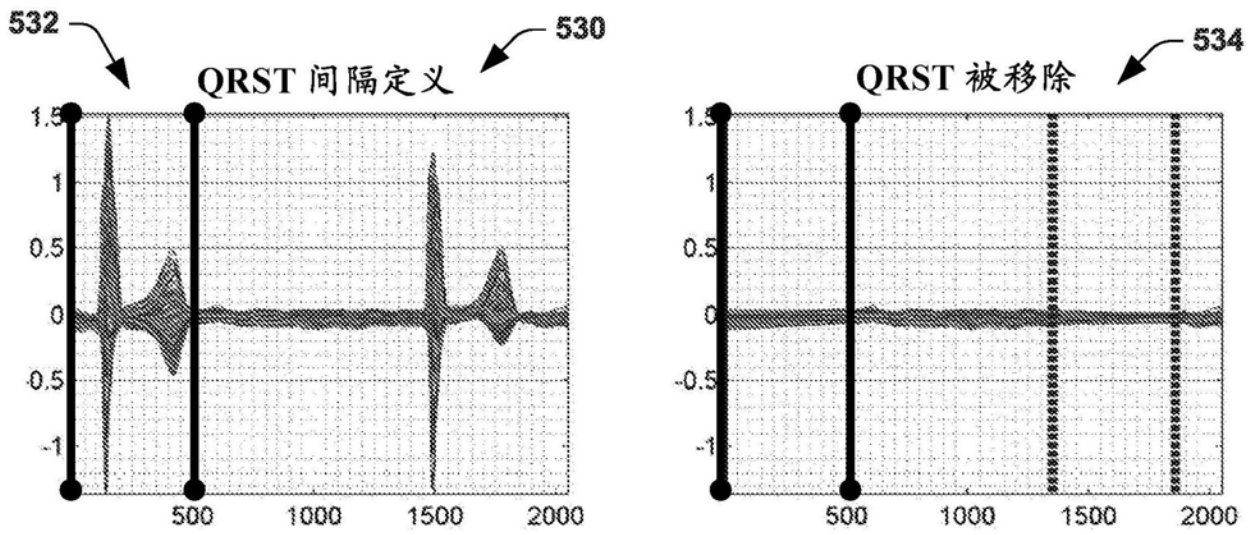


图27

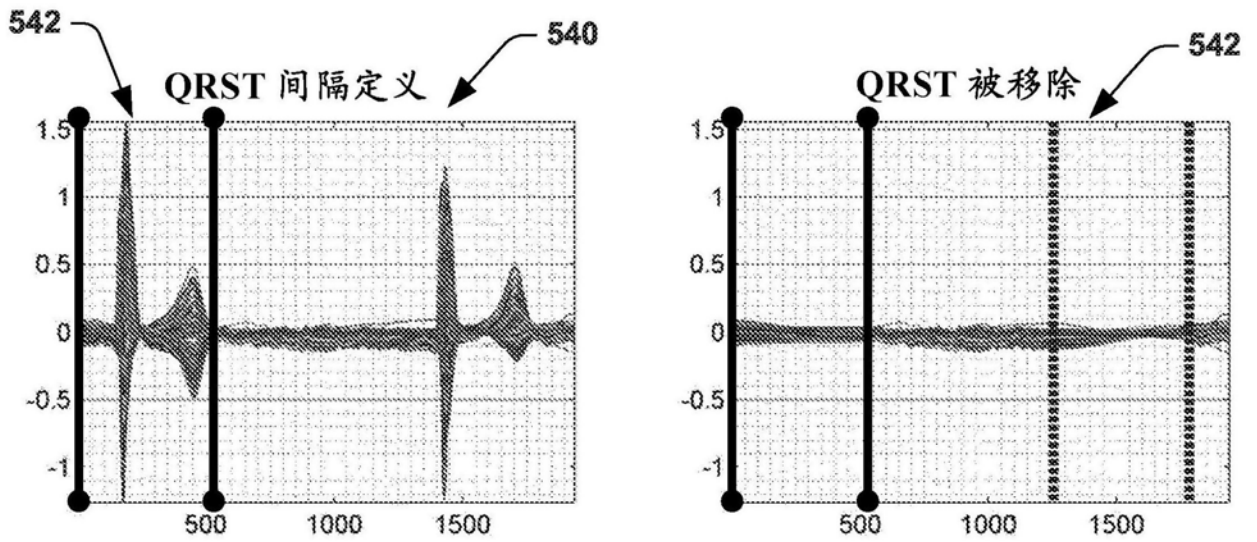


图28

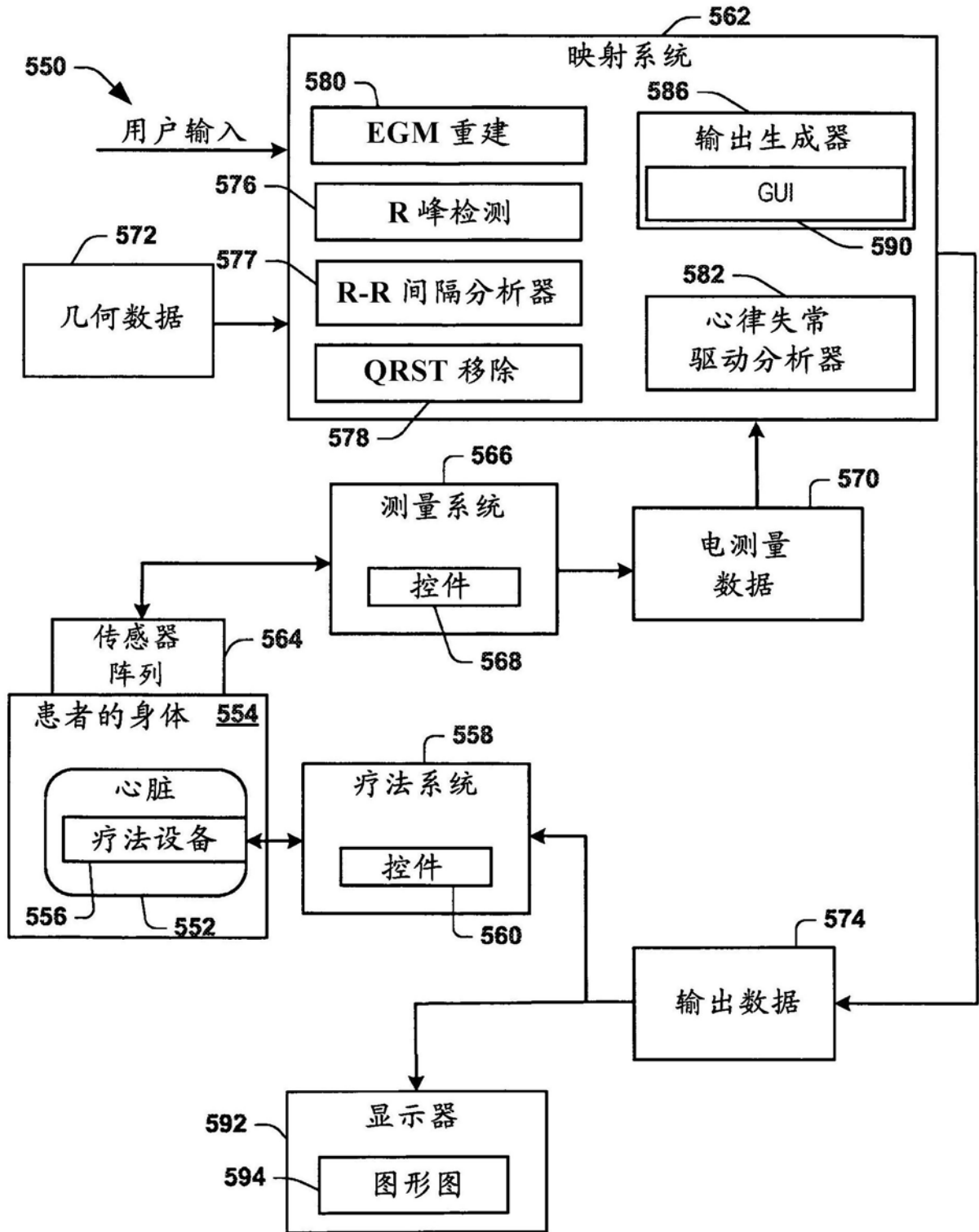


图29

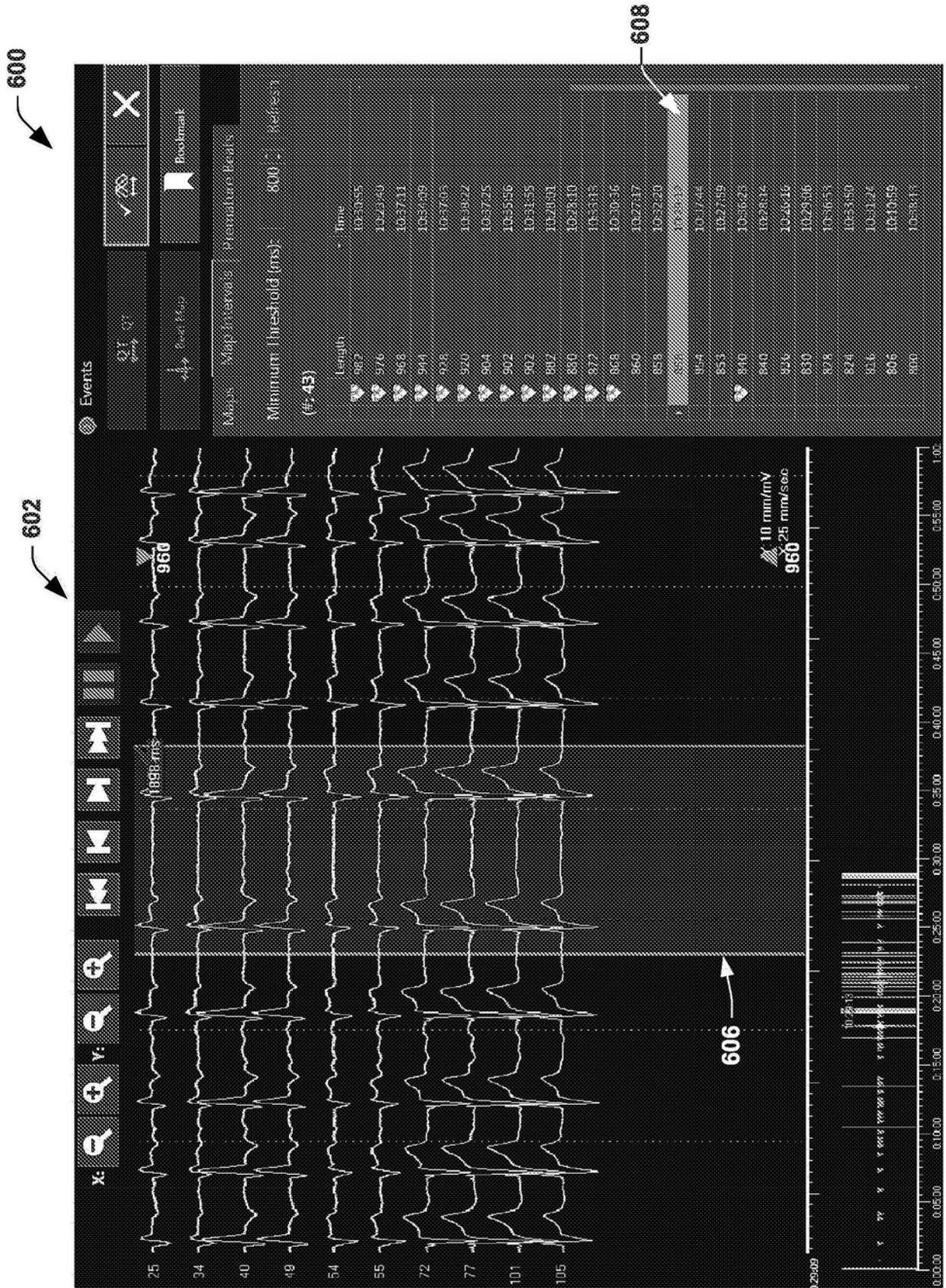


图30



1. 一种方法,包括:  
执行基于振幅的检测,以确定与相应的通道对应的多个电描记图的振幅R峰的位置;  
确定超过振幅截止的一组振幅R峰,每个振幅R峰在多个电描记图的一个电描记图中;  
执行基于小波的检测,以确定所述多个电描记图的小波R峰的位置;  
基于所述一组振幅R峰中的振幅R峰的位置调节小波R峰的位置,以针对每个相应的电描记图将小波R峰的位置放置在相对于QRS波群形态的一致的位置,每个小波R峰的位置在多个电描记图的一个电描记图中;以及  
在存储器中存储R峰位置数据,以基于调节指定所述多个电描记图的R峰位置。
2. 如权利要求1所述的方法,还包括根据所存储的R峰位置数据来计算R-R间隔。
3. 如权利要求2所述的方法,还包括相对于建议标准基于所计算出的R-R间隔来建议一个或多个搏动。
4. 如权利要求3所述的方法,其中建议标准包括缺省或可配置时间值中的至少一个,以及  
其中建议标准包括被设置为指定的R峰到R峰长度的分数部分的阈值,其中建议标准应用于所述多个电描记图中的至少一些电描记图的多个计算出的R-R间隔。
5. 如权利要求3或4所述的方法,还包括生成输出数据,以显示所建议的一个或多个搏动的电活动的图形表示,该电活动的图形表示包括所建议的一个或多个搏动的多个电描记图的一部分和/或从所建议的一个或多个搏动的所述多个电描记图导出的图形图。
6. 如权利要求1所述的方法,其中执行基于振幅的检测还包括:  
减少来自所述多个电描记图的基线漂移,以提供基线减少的电描记图;以及  
从基线减少的电描记图中检测R峰振幅。
7. 如权利要求1所述的方法,其中执行基于振幅的检测还包括:  
从所述多个电描记图构建振幅峰位置的直方图;  
分析直方图中的所述峰中的至少一个峰,以确定振幅截止。
8. 如权利要求1或7所述的方法,其中执行基于小波的检测还包括:  
采用多树复小波变换来检测小波R峰;以及  
基于小波检测来确定小波R峰。
9. 如权利要求8所述的方法,其中执行基于小波的R峰检测还包括使用预定长度的移动平均滤波器来区分噪声与检测到的小波R峰。
10. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中调节位置还包括:  
识别没有对应振幅检测的基于小波的R峰检测;以及  
基于峰之间的不应期和相邻节点处检测到的峰的评估来验证基于小波的R峰检测。
11. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中调节位置还包括:  
通过评估相继开窗片段的重叠区域中检测到的R峰来实现开窗方法,以识别错过的R峰并移除重复检测到的R峰。
12. 如前述权利要求中任一项所述的方法,还包括:  
使用R峰位置数据来选择包含QRST波群的感兴趣区域;  
相对于所述多个电描记图对所选择的感兴趣区域执行主成分分析,以定义QRST模板;

将QRST模板相对于所述多个电描记图中的每一个电描记图的间隔相关,以识别匹配的感兴趣区域;以及

使用插值从所述多个电描记图中的每一个电描记图移除识别出的匹配的感兴趣区域。

13. 如前述权利要求中任一项所述的方法,还包括在多个测量位置处测量来自多个传感器的多个电信号,以提供所述多个电描记图,所述测量位置相对于患者的身体是侵入性的或非侵入性的。

14. 一种系统,包括:

非瞬态存储器,存储表示多个电描记图的电数据和机器可读指令;以及

处理器,访问非瞬态存储器并执行机器可读指令,所述指令包括:

振幅峰检测代码,被编程为执行基于振幅的检测,以确定与相应的通道对应的多个电描记图的振幅R峰的位置,并确定超过振幅截止的一组振幅R峰,每个振幅R峰在多个电描记图的一个电描记图中;

小波峰检测码,被编程为执行基于小波的检测,以确定所述多个电描记图的小波R峰的位置;

位置调节代码,被编程为基于所述一组振幅R峰中的振幅R峰的位置调节小波R峰的位置,以针对每个相应的电描记图将小波R峰的位置放置在相对于QRS波群形态的一致的位置,每个小波R峰的位置在多个电描记图的一个电描记图中;以及

编程为在存储器中存储R峰位置数据以基于调节指定所述多个电描记图的R峰位置的代码;以及

显示器,可视化基于R峰位置数据的图形表示。

15. 如权利要求14所述的系统,还包括测量设备,该测量设备包括多个传感器,以测量来自跨身体表面的多个空间位置的电信号,以提供所述多个电描记图,所述空间位置相对于患者的身体是侵入性的或非侵入性的。

16. 如权利要求14或15所述的系统,其中所述指令还包括R-R间隔计算器代码,以基于R峰位置数据来计算R-R间隔长度。

17. 如权利要求16所述的系统,其中R-R间隔计算器代码还被编程为相对于建议标准基于所计算出的R-R间隔来建议一个或多个搏动,以及

其中建议标准包括被设置为指定的R峰到R峰长度的分数部分的阈值,该建议标准应用于所述多个电描记图中的至少一些电描记图的多个计算出的R-R间隔。

18. 如权利要求16或17所述的系统,其中图形表示包括针对所述建议的一个或多个搏动的所述多个电描记图的可视化和/或针对所述建议的一个或多个搏动从所述多个电描记图导出的图形图。

19. 如权利要求14或17所述的系统,其中所述指令还包括基线移除代码,该基线移除代码被编程为减少来自所述多个电描记图的基线漂移,以提供基线减少的电描记图,其中R峰振幅是从基线减少的电描记图检测的。

20. 如权利要求14所述的系统,其中峰振幅检测代码还包括用于以下操作的指令:

从所述多个电描记图构建振幅峰位置的直方图;

分析直方图中的所述峰中的至少一个峰,以确定振幅截止。

21. 如权利要求14或20所述的系统,其中峰小波检测代码还包括用于以下操作的指令:

采用多树复小波变换来检测小波R峰；

基于小波检测来确定小波R峰。

22. 如权利要求14、15、20或21中任一项所述的系统，其中位置调节代码还包括用于以下操作的指令：

识别没有对应振幅检测的基于小波的R峰检测；以及

基于R峰之间的不应期和相邻节点处检测到的R峰的评估来验证基于小波的R峰检测。

23. 如权利要求14所述的系统，还包括：

使用R峰位置数据来选择包含QRST波群的感兴趣区域；

相对于所述多个电描记图对所选择的感兴趣区域执行主成分分析，以定义QRST模板；

将QRST模板相对于所述多个电描记图中的每一个电描记图的间隔相关，以识别匹配的感兴趣区域；以及

使用插值从所述多个电描记图中的每一个电描记图移除识别出的匹配的感兴趣区域。

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 心脏波形的检测和分析  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN109069049A</a>  | 公开(公告)日 | 2018-12-21 |
| 申请号            | CN201780027363.6  | 申请日     | 2017-04-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 科迪影技术股份有限公司   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 科迪影技术股份有限公司   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 科迪影技术股份有限公司   |         |            |
| [标]发明人         | BP乔治<br>M E 斯通<br>曾清国<br>楼青<br>E S 康纳<br>贾平<br>J B 亚岱尔<br>V A 图罗夫斯基<br>M J 萨博<br>R M 博坎<br>KC帕特尔<br>C拉玛纳森<br>JE安德森<br>A E 胡佛<br>姚铖        |         |            |
| 发明人            | B·P·乔治<br>M·E·斯通<br>曾清国<br>楼青<br>E·S·康纳<br>贾平<br>J·B·亚岱尔<br>V·A·图罗夫斯基<br>M·J·萨博<br>R·M·博坎<br>K·C·帕特尔<br>C·拉玛纳森<br>J·E·安德森<br>A·E·胡佛<br>姚铖 |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0456 A61B5/04 A61B5/00  |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0456 A61B5/04014 A61B5/04017 A61B5/04085 A61B5/04525 A61B5/7203 A61B5/726   |         |            |
| 代理人(译)         | 高文静   |         |            |
| 优先权            | 62/331103 2016-05-03 US   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>  |         |            |
| 摘要(译)          |   |         |            |

示例方法包括执行基于振幅的检测，以确定多个电描记图的R峰的位置。该方法还包括执行基于小波的检测，以确定所述多个电描记图的R峰的位置。该方法还包括基于由基于振幅对R峰的检测确定的R峰的位置来调节由基于小波对R峰的检测确定的R峰的位置。该方法还包括在存储器中存储R峰位置数据，以基于调节指定所述多个电描记图的R峰位置。

