



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108697334 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201780012360.5

(22)申请日 2017.02.21

(30)优先权数据

62/301,866 2016.03.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.08.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/018659 2017.02.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/151347 EN 2017.09.08

(71)申请人 圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 J·S·瑞朗 V·X·阿方索

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

G06F 17/14(2006.01)

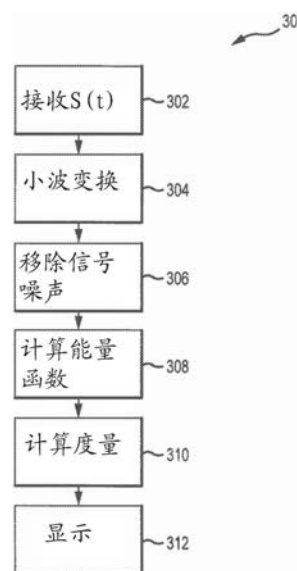
权利要求书3页 说明书9页 附图9页

(54)发明名称

用于标测心脏活动的方法和系统

(57)摘要

可以通过接收电描记图,将电描记图变换至小波域(例如,使用连续小波变换)来创建心电图的尺度图,计算尺度图的至少一个能量函数,以及使用至少一个能量函数计算电描记图的至少一个度量来标测心脏活动。电描记图的度量可以包括但不限于:电描记图的QRS活动持续时间;电描记图的近场分量持续时间;电描记图的远场分量持续时间;电描记图的多个分量的数量;电描记图的最尖锐分量的斜率;尺度图宽度;电描记图中的能量比;以及电描记图的基于周期长度的度量。



1. 一种标测心脏活动的方法,包括:

在信号处理器处接收电描记图信号 $S(t)$;以及

使用所述信号处理器:

将所述电描记图信号 $S(t)$ 变换至小波域,从而计算出尺度图 $G(f, t)$;

计算所述尺度图 $G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$;以及

使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述电描记图信号 $S(t)$ 变换至所述小波域包括:将连续小波变换应用于所述电描记图信号 $S(t)$ 以计算所述尺度图 $G(f, t)$ 。

3. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括将小于预设噪声阈值的 $G(f, t)$ 的值设置为零。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中计算所述尺度图 $G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$ 包括计算形式 $L(t) = \sum G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$ 。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量包括:计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的QRS活动持续时间。

6. 根据权利要求5所述的方法,计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的QRS活动持续时间包括:

根据等式 $L^{\text{Pulse}}(t) = \begin{cases} 1, & \text{如果 } L(t) > 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases}$ 计算具有脉冲持续时间的脉冲波 $L^{\text{Pulse}}(t)$;以

及

将所述电描记图信号 $S(t)$ 的所述QRS活动持续时间定义为等于所述脉冲持续时间。

7. 根据权利要求4所述的方法,其中 f 在由预设的频率下限和预设的频率上限定义的心脏活动频率范围内。

8. 根据权利要求7所述的方法,进一步包括:

检测所述至少一个能量函数 $L(t)$ 中的多个局部最大峰值;以及

将所述多个局部最大峰值的每个局部最大峰值分类为近场峰值、远场峰值或噪声峰值。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中将所述多个局部最大峰值的每个局部最大峰值分类为近场峰值、远场峰值或噪声峰值包括:

如果所述至少一个能量函数 $L(t)$ 超过局部最大峰值处的预设近场阈值,则将所述局部最大峰值分类为近场峰值;

如果所述至少一个能量函数 $L(t)$ 超过所述局部最大峰值处的预设的远场阈值而不超过所述预设近场阈值,则将所述局部最大峰值分类为远场峰值;以及

在其他情况下,将所述局部最大峰值分类为噪声峰值。

10. 根据权利要求8所述的方法,其中使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量包括:通过如下方法计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量持续时间和远场分量持续时间中的至少一个,所述方法包括:

根据等式 $L^{\text{Pulse}}(t) = \begin{cases} 1, & \text{如果 } L(t) > 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases}$ 计算具有一个或多个脉冲的脉冲波 L^{Pulse}

(t);以及

针对所述脉冲波 $L^{\text{Pulse}}(t)$ 的一个或多个脉冲的每个脉冲：

如果所述脉冲包括近场峰值，则将所述电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量持续时间定义为等于所述脉冲的持续时间；以及

如果所述脉冲包括远场峰值，则将所述电描记图信号 $S(t)$ 的远场分量持续时间定义为等于所述脉冲的持续时间。

11. 根据权利要求8所述的方法，其中使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量包括：计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的多个分量的数量，其中所述电描记图信号 $S(t)$ 的多个分量的数量被定义为等于所述至少一个能量函数 $L(t)$ 中的多个局部最大峰值的总数量。

12. 根据权利要求8所述的方法，其中使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量包括：计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率包括：

识别所述至少一个能量函数 $L(t)$ 中的多个局部最大峰值的最大能量近场峰值；

计算围绕所述最大能量近场峰值的预设不应窗口内的所述电描记图信号 $S(t)$ 的一阶导数 $S'(t)$ 的最大值；以及

将所述预定不应窗口内的所述电描记图信号 $S(t)$ 的一阶导数 $S'(t)$ 的最大值定义为所述电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率。

14. 根据权利要求4所述的方法，其中：

计算形式 $L(t) = \Sigma G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$ 包括：

计算高频能量函数 $L^{\text{High}}(t) = \Sigma G(f^{\text{High}}, t)$ ；以及

计算低频能量函数 $L^{\text{Low}}(t) = \Sigma G(f^{\text{Low}}, t)$ ；以及

使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量包括计算 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率。

15. 根据权利要求14所述的方法，其中 f^{High} 介于60Hz和300Hz之间，并且 f^{Low} 介于10Hz和60Hz之间。

16. 根据权利要求14所述的方法，其中使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 计算所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量包括：使用 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率计算基于周期长度的度量。

17. 根据权利要求16所述的方法，其中使用 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率计算基于周期长度的度量包括：基于当 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率超过预设阈值时检测到的多个局部激活时间来计算基于周期长度的度量。

18. 根据权利要求1所述的方法，进一步包括在心脏模型上生成所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的图形表示。

19. 一种用于标测心脏活动的系统，包括：

小波变换处理器，其被配置为：

接收电描记图 $S(t)$ ；

将所述电描记图信号 $S(t)$ 变换至小波域，从而计算出尺度图 $G(f, t)$ ；以及

计算所述尺度图 $G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$ ；以及

标测处理器,其被配置为使用所述至少一个能量函数 $L(t)$ 来计算所述小波域中的所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量。

20.根据权利要求19所述的系统,其中所述标测处理器进一步被配置为在心脏模型上输出所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的图形表示。

21.根据权利要求19所述的系统,其中所述电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量选自由以下组成的组:所述电描记图信号 $S(t)$ 的QRS活动持续时间;所述电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量持续时间;所述电描记图信号 $S(t)$ 的远场分量持续时间;所述电描记图信号 $S(t)$ 的多个分量的数量;所述电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率;尺度图宽度;所述电描记图信号 $S(t)$ 中的能量比;以及所述电描记图信号 $S(t)$ 的基于周期长度的度量。

用于标测心脏活动的方法和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年3月1日提交的美国临时申请No.62/301,866的权益,其通过引用包含于此,如同在此完全阐述一样。

技术领域

[0003] 本公开涉及诸如可以在心脏诊断和治疗程序中执行的电生理标测。特别地,本公开涉及用于标测多分量心脏活动的系统、设备和方法。

背景技术

[0004] 虽然在瘢痕或壁变薄内和周围标测,诸如在患有缺血性或扩张性心肌病的受试者中,但是表示局部近场活动的尖锐分割的双极电位可能看起来与远场电描记图融合。这些尖锐的电位通常采用两种形态形式中的一种。在形式1中,近场电位通过等电位线与远场电位分离并且延伸超过表面ECG的QRS端。在形式2中,近场电位表现为与远场电位融合并埋藏在表面ECG的QRS活动内。

[0005] 期望能够检测这种多分量信号并且使其各分量解耦。

发明内容

[0006] 本文公开了一种标测心脏活动的方法,包括:在信号处理器处接收电描记图信号 $S(t)$;以及使用信号处理器:将电描记图信号 $S(t)$ 变换至小波域,从而计算出尺度图 $G(f, t)$;计算尺度图 $G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$;以及使用至少一个能量函数 $L(t)$ 计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量。通过将连续小波变换应用于电描记图信号 $S(t)$ 以计算尺度图 $G(f, t)$,可以将电描记图信号 $S(t)$ 变换至小波域。此外,可以将小于预设噪声阈值的 $G(f, t)$ 的值设置为零。该方法还可以包括在心脏模型上生成电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的图形表示。

[0007] 在实施例中,至少一个能量函数 $L(t)$ 具有形式 $L(t) = \sum G(f, t)$,其中 f 可以介于0Hz和1000Hz之间。根据本公开的其它方面, f 可以在由预设的频率下限和预设的频率上限定义的的心脏活动频率范围内。

[0008] 预期使用至少一个能量函数 $L(t)$ 计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的步骤可包括计算电描记图信号 $S(t)$ 的QRS活动持续时间,诸如通过:根据等式

$$L^{\text{Pulse}}(t) = \begin{cases} 1, & \text{如果 } L(t) > 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases} \quad \text{计算具有脉冲持续时间的脉冲波 } L^{\text{Pulse}}(t); \text{ 以及将电描记}$$

图信号 $S(t)$ 的QRS活动持续时间定义为等于脉冲持续时间。

[0009] 该方法还可以包括:检测至少一个能量函数 $L(t)$ 中的多个局部最大峰值;以及将多个局部最大峰值的每个局部最大峰值分类为近场峰值、远场峰值或噪声峰值。例如,如果至少一个能量函数 $L(t)$ 超过局部最大峰值处的预设近场阈值,则可以将局部最大峰值分类为近场峰值;如果至少一个能量函数 $L(t)$ 超过局部最大峰值处的预设的远场阈值而不超过

预设近场阈值,则可以将局部最大峰值分类为远场峰值;以及在其他情况下可以将局部最大峰值分类为噪音峰值。

[0010] 在本文公开的其它实施例中,使用至少一个能量函数 $L(t)$ 计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的步骤包括通过包括以下步骤的方法计算电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量

持续时间和远场分量持续时间中的至少一个:根据等式 $L^{\text{Pulse}}(t) = \begin{cases} 1, & \text{如果 } L(t) > 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases}$ 计

算具有一个或多个脉冲的脉冲波 $L^{\text{Pulse}}(t)$;以及针对脉冲波 $L^{\text{Pulse}}(t)$ 的一个或多个脉冲的每个脉冲:如果脉冲包括近场峰值,则将电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量持续时间定义为等于脉冲的持续时间;以及如果脉冲包括远场峰值,则将电描记图信号 $S(t)$ 的远场分量持续时间定义为等于脉冲的持续时间。

[0011] 在另外的实施例中,使用至少一个能量函数 $L(t)$ 计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的步骤可以包括计算电描记图信号 $S(t)$ 的多个分量的数量,其中电描记图信号 $S(t)$ 的多个分量的数量被定义为等于至少一个能量函数 $L(t)$ 中的多个局部最大峰值的总数量。

[0012] 在本公开的另外的实施例中,使用至少一个能量函数 $L(t)$ 计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的步骤可以包括计算电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率。这可以通过例如以下方式实现:识别至少一个能量函数 $L(t)$ 中的多个局部最大峰值的最大能量近场峰值;计算围绕最大能量近场峰值的预设不应窗口内的电描记图信号 $S(t)$ 的一阶导数 $S'(t)$ 的最大值;以及将预设不应窗口内的电描记图信号 $S(t)$ 的一阶导数 $S'(t)$ 的最大值定义为电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率。可替代地,可以使用尺度图宽度来确定最尖锐分量的斜率。

[0013] 在本文公开的另外的实施例中,计算形式 $L(t) = \Sigma G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$ 的步骤包括:计算高频能量函数 $L^{\text{High}}(t) = \Sigma G(f^{\text{High}}, t)$;以及计算低频能量函数 $L^{\text{Low}}(t) = \Sigma G(f^{\text{Low}}, t)$;以及使用至少一个能量函数 $L(t)$ 计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量包括计算 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率。 f^{High} 可介于60Hz和300Hz之间,并且 f^{Low} 可介于10Hz和60Hz之间。

[0014] 还预期使用至少一个能量函数 $L(t)$ 计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的步骤可包括使用 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率计算基于周期长度的度量。例如,使用 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率计算基于周期长度的度量可以包括基于当 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率超过预设阈值时检测到的多个局部激活时间来计算基于周期长度的度量。

[0015] 本文还公开了一种用于标测心脏活动的系统,该系统包括:小波变换处理器,其被配置为:接收电描记图 $S(t)$;将电描记图信号 $S(t)$ 变换至小波域,从而计算出尺度图 $G(f, t)$;以及计算尺度图 $G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$;以及标测处理器,其被配置为使用至少一个能量函数 $L(t)$ 来计算小波域中的电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量。标测处理器可以进一步被配置为在心脏模型上输出电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量的图形表示。电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量可以选自由以下组成的组:电描记图信号 $S(t)$ 的QRS活动持续时间;电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量持续时间;电描记图信号 $S(t)$ 的远场分量持续时间;电描记图信号 $S(t)$ 的多个分量的数量;电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率;尺度图宽度;电描记图信号 $S(t)$ 中的能量比;以及电描记图信号 $S(t)$ 的基于周期长度的度量。

[0016] 通过阅读以下描述和权利要求以及阅读附图,本发明的前述和其它方面、特征、细

节、效用和优点将变得显而易见。

附图说明

- [0017] 图1是诸如可以用于包括标测心脏复极化活动的电生理研究的电生理系统的示意图。
- [0018] 图2描绘了用于电生理研究的示例性多电极导管。
- [0019] 图3是可以遵循以标测心脏活动的代表性步骤的流程图。
- [0020] 图4描绘了来自健康组织的电描记图和相应的尺度图。
- [0021] 图5A描绘了图4的尺度图的能量函数。
- [0022] 图5B描绘了图4的尺度图的有界能量函数。
- [0023] 图6A描绘了具有形态形式1的电描记图和相应的尺度图。
- [0024] 图6B描绘了图6A的尺度图的有界能量函数。
- [0025] 图7A描绘了具有形态形式2的电描记图和相应的尺度图。
- [0026] 图7B描绘了图7A的尺度图的有界能量函数。
- [0027] 图8是可以遵循以识别和分类能量函数中的峰值的代表性步骤的流程图。

具体实施方式

[0028] 本公开提供了用于创建提供关于心脏活动的信息的电生理标测图(例如,心电图标测图)的方法、设备和系统。将参考使用双极电描记图创建小波域度量的电生理标测图来解释本公开的某些实施例。然而,应该理解,本文的教导可以应用于需要从远场现象中辨别局部现象的其它上下文中。例如,本文的教导可以应用于将胎儿心脏信号与母体心脏信号区分开,或者将局部脑活动与脑电图(“EEG”)中更远的大脑活动区分开。

[0029] 图1示出电生理系统8的示意图,用于通过导航心脏导管并测量在患者11的心脏10中发生的电活动并且三维地标测电活动和/或与如此测量的电活动相关或代表其的信息来进行心脏电生理研究。例如,系统8可用于使用一个或多个电极创建患者心脏10的解剖模型。系统8也可用于测量电生理数据,包括但不限于在沿心脏表面的多个点处的电激活数据(例如,局部激活时间(“LAT”)),并且将测量数据与测量电生理数据的每个测量点的位置信息相关联地存储,例如,创建患者心脏10(或其一部分)的电生理标测图。

[0030] 如本领域普通技术人员将认识到的,并且如下面将进一步描述的,系统8可以确定通常在三维空间内的对象的位置,并且在一些方面确定对象的方向,并且将那些位置表达为相对于至少一个参考确定的位置信息。

[0031] 为了简化说明,患者11被示意性地描绘为椭圆形。在图1中所示的实施例中,示出了三组表面电极(例如,贴片电极)施加到患者11的表面,定义了三个大致正交的轴,在此称为x轴、y轴和z轴。在其它实施例中,电极可以定位在其它布置中,例如特定身体表面上的多个电极。作为另一替代方案,电极不需要在身体表面上,而是可以定位在身体内部或外部框架上。

[0032] 在图1中,x轴表面电极12、14沿着第一轴施加到患者,诸如在患者的胸部区域的侧面上(例如,施加到每个臂下面的患者皮肤),并且可以被称为左和右电极。y轴电极18、19沿着与x轴大致正交的第二轴(诸如沿着患者的大腿内侧和颈部区域)施加到患者,并且可以

被称为左腿和颈部电极。z轴电极16、22沿着与x轴和y轴二者大致正交的第三轴(诸如沿着胸部区域中患者的胸骨和脊柱)施加,并且可以被称为胸部和背部电极。心脏10位于这些表面电极对12/14、18/19和16/22之间。

[0033] 附加的表面参考电极(例如,“腹部贴片”)21为系统8提供参考和/或接地电极。腹部贴片电极21可以是在下面进一步详述的固定的心内电极31的替代物。还应当理解,此外,患者11可以具有在适当位置的大多数或所有传统心电图(“ECG”或“EKG”)系统导联。在某些实施例中,例如,可以利用标准的一组12个ECG导联来感测患者心脏10上的心电图。该ECG信息可用于系统8(例如,它可以作为计算机系统20的输入提供)。鉴于ECG导联容易理解,并且为了图示清楚,在图1中仅示出了一个导联6及其与计算机系统20的连接。

[0034] 在图1中还以示意性方式描绘了具有至少一个电极17(例如,远侧电极)的代表性导管13。该代表性导管电极17可被称为“测量电极”或“巡回电极”。通常,将使用导管13上或多个这种导管上的多个电极。在一个实施例中,例如,系统8可以在设置在患者的心脏和/或脉管系统内的十二个导管上使用六十四个电极。

[0035] 在其它实施例中,系统8可以利用包括多个(例如,八个)样条的单个导管,样条中的每个进而包括多个(例如,八个)电极。当然,这些实施例仅仅是示例性的,并且可以使用任何数量的电极和导管。实际上,在一些实施例中,可以利用高密度标测导管,诸如圣犹达医疗公司(St. Jude Medical, Inc.)的EnSite™ Array™非接触标测导管。

[0036] 同样地,应当理解,导管13(或多个这种导管)通常经由一个或多个引导器并使用熟悉的程序引入患者的心脏和/或脉管系统中。出于本公开的目的,图2中示出了示例性多电极导管13的一部分。在图2中,导管13通过经中隔鞘35延伸到患者心脏10的左心室50中。左心室的经中隔入路的使用是众所周知的,并且对于本领域普通技术人员来说是熟悉的,并且在此不需要进一步描述。当然,导管13也可以任何其它合适的方式引入心脏10中。

[0037] 导管13包括在其远侧尖端上的电极17,以及在所示实施例中沿其长度间隔开的多个附加测量电极52、54、56。通常,相邻电极之间的间隔将是已知的,但是应该理解,电极可以不沿导管13均匀间隔或彼此尺寸相等。由于这些电极17、52、54、56中的每一个位于患者体内,因此系统8可以针对电极中的每个电极同时收集位置数据。

[0038] 类似地,电极17、52、54和56中的每一个电极可用于从心脏表面收集电生理数据。普通技术人员将熟悉用于获取和处理电生理数据点的各种模态(包括例如接触和非接触电生理标测二者以及单极和双极电描记图的收集),以使得对于理解本文公开的心脏复极化活动标测技术,其进一步的讨论不是必需的。同样,本领域熟悉的各种技术可用于从多个电生理数据点生成图形表示。只要普通技术人员将理解如何从电生理数据点创建电生理标测图,本文将仅在理解本文公开的标测图所必需的程度描述其方面。

[0039] 现在回到图1,在一些实施例中,固定参考电极31(例如,附接到心脏10的壁)示出在第二导管29上。出于校准目的,该电极31可以是静止的(例如,附接到心脏的壁或附近),或者与巡回电极(例如,电极17、52、54、56)以固定的空间关系设置,并且因此可以称为“导航参考”或“局部参考”。固定参考电极31可以作为上述表面参考电极21的补充或替代使用。在许多情况下,心脏10中的冠状窦电极或其它固定电极可用作测量电压和位移的参考;也就是说,如下所述,固定参考电极31可以定义坐标系的原点。

[0040] 每个表面电极耦合到多路开关24,并且通过在计算机20上运行的软件选择表面电

极对,该计算机20将表面电极耦合到信号发生器25。可替代地,可以消除开关24并且可以提供信号发生器25的多个(例如,三个)实例,每个测量轴(即,每个表面电极配对)一个实例。

[0041] 例如,计算机20可以包括传统的通用计算机、专用计算机、分布式计算机或任何其它类型的计算机。计算机20可以包括一个或多个处理器28,诸如单个中央处理单元(CPU),或通常称为并行处理环境的多个处理单元,其可以执行指令以实践本文公开的多个方面。

[0042] 通常,通过一系列驱动和感测的电偶极子(例如,表面电极对12/14、18/19和16/22)生成三个名义上正交的电场,以便实现生物导体中的导管导航。可替代地,可以分解这些正交场,并且可以将任何表面电极对作为偶极子驱动,以提供有效的电极三角测量。同样地,电极12、14、18、19、16和22(或任何其它数量的电极)可以以任何其它有效布置定位,用于驱动电流到心脏中的电极或感测来自心脏中的电极的电流。例如,多个电极可以放置在患者11的背部、侧面和/或腹部。对于任何期望的轴,由预定的一组驱动(源-汇)配置产生的跨越巡回电极测量的电位可以代数地组合以产生与通过简单地沿正交轴驱动均匀电流所获得的电位相同的有效电位。

[0043] 因此,表面电极12、14、16、18、19、22中的任何两个可以被选择为相对于接地参考(诸如腹部贴片21)的偶极子源和漏极,而未激发的电极测量相对于接地参考的电压。放置在心脏10中的巡回电极17、52、54、56暴露于来自电流脉冲的场并且相对于接地(诸如腹部贴片21)测量。在实践中,心脏10内的导管可以包含比所示四个更多或更少的电极,并且可以测量每个电极电位。如前所述,至少一个电极可以固定到心脏的内表面以形成固定的参考电极31,该固定的参考电极31也相对于接地(诸如腹部贴片21)测量,并且可以定义为定位系统8测量位置所相对于的坐标系的原点。来自表面电极、内部电极和虚拟电极中的每一个电极的数据集都可以用于确定心脏10内的巡回电极17、52、54、56的位置。

[0044] 系统8可以使用测量的电压来确定心脏内的电极(诸如巡回电极17、52、54、56)相对于参考位置(诸如参考电极31)的三维空间中的位置。即,在参考电极31处测量的电压可以用于定义坐标系的原点,而在巡回电极17、52、54、56处测量的电压可以用于表示巡回电极17、52、54、56相对于原点的位置。在一些实施例中,坐标系是三维(x,y,z)笛卡尔坐标系,但是也可以考虑其它坐标系,诸如极坐标系、球坐标系和圆柱坐标系。

[0045] 从前面的讨论中应该清楚,测量用于确定心脏内的电极位置的数据,同时表面电极对在心脏上施加电场。电极数据还可以用于创建用于改善电极位置的原始位置数据的呼吸补偿值,如美国专利No.7,263,397所述,其通过引用整体包含于此。电极数据还可以用于补偿患者身体阻抗的变化,例如如美国专利No.7,885,707中所述,其也通过引用整体包含于此。

[0046] 在一个代表性实施例中,系统8首先选择一组表面电极,并且然后用电流脉冲驱动它们。在输送电流脉冲的同时,测量和存储电活动,诸如用剩余的表面电极和体内电极中的至少一个电极测量的电压。可以如上所述执行对诸如呼吸和/或阻抗移位的伪像的补偿。

[0047] 在一些实施例中,系统8是圣犹达医疗公司的EnSite™ Velocity™心脏标测和可视化系统,其生成如上所述的电场,或依赖于电场的另一个定位系统。然而,其它定位系统可以结合本教导使用,包括例如利用磁场代替电场或者除了电场之外用于定位的系统。这种系统的示例包括但不限于Biosense Webster, Inc.的CARTO导航和定位系统、Northern Digital Inc.的AURORA®系统、Sterotaxis的NIOBE®磁导航系统、以及均来自圣

犹达医疗公司的MediGuide™技术和EnSite Precision™系统。

[0048] 以下专利(所有这些专利均通过引用整体包含于此)中描述的定位和标测系统也可以与本发明一起使用:美国专利No.6,990,370;6,978,168;6,947,785;6,939,309;6,728,562;6,640,119;5,983,126;以及5,697,377。

[0049] 将参考如图3所示的代表性步骤的流程图300来解释在标测心脏活动的一种基本方法。在一些实施例中,例如,该流程图300可以表示可以由图1的计算机20(例如,通过执行一个或多个专用模块的一个或多个处理器28,诸如如下面进一步描述执行小波变换模块的小波变换处理器)执行以如本文所述生成心脏活动的标测图的若干示例性步骤。应该理解,下面描述的代表性步骤可以是硬件实现的、软件实现的、或两者。出于解释的目的,术语“信号处理器”在本文中用于描述本文教导的基于硬件和软件的实现。同样地,应当理解,本文的教导可以在单个CPU上执行,该CPU可以具有一个或多个线程,或者在并行处理环境中分布在多个CPU上,每个CPU可以具有一个或多个线程。

[0050] 在步骤302中,在信号处理器(例如,由计算机20内的一个或多个处理器28)处接收表示为 $S(t)$ (并且在图4的面板A中示为迹线402)的电描记图信号。根据本公开的方面,电描记图信号 $S(t)$ 是双极信号。然而,预期本文的教导也可以应用于单极电描记图信号和/或单相动作电位(“MAP”)信号。

[0051] 在框304中,将电描记图信号 $S(t)$ 变换至小波域,其计算尺度图 $G(f, t)$ (如图4的面板B中的尺度图404所示)。更具体地,可以针对预设窗口计算 $G(f, t)$,本文称为关于参考时间点(本文称为 T_{ref})的“巡回激活间隔”(“RAI”)。根据本文公开的方面, T_{ref} 对应于使用用户定义的参考心脏信号(诸如来自EKG导联的信号或来自体内参考电极的信号)检测的QRS活动。

[0052] 同样,RAI的宽度可以是用户定义的。根据本公开的方面,RAI的宽度在约100ms和约300ms之间。

[0053] 出于说明的目的,本文中的图以示例性RAI的整个宽度显示,该RAI以示例性 T_{ref} 为中心。

[0054] 在实施例中,框304将连续小波变换应用于电描记图信号 $S(t)$ 。用于小波变换的母小波可以是高时间分辨率母小波,诸如Paul小波,或高频分辨率母小波,诸如Morlet小波,两者都是本领域普通技术人员所熟悉的。当然,在不脱离本教导的范围的情况下,也可以采用其它母小波。本文的教导也可以使用离散小波变换来应用。

[0055] 如果需要,可以在框306中从尺度图 $G(f, t)$ 中移除噪声。例如,RAI内的能量振幅可以归一化到0和1之间的值,RAI内的最高能量振幅对应于1。一旦能量振幅已经被如此归一化,小于预设的并且可选地用户定义的噪声阈值(诸如约0.2)的 $G(f, t)$ 的值,可以被设置为零,并且因此从尺度图 $G(f, t)$ 消除。

[0056] 在框308中,计算尺度图 $G(f, t)$ 的至少一个能量函数 $L(t)$ 。至少一个能量函数可以是 $L(t) = \sum G(f, t)$ 的形式。

[0057] 在本公开的一些实施例中, f 的范围为约0Hz至约1000Hz。该频率范围将捕获典型的心脏QRS活动。图5A描绘了图4中的尺度图404的能量函数502,其中 f 的范围从约0Hz至约1000Hz。

[0058] 在本公开的其它实施例中, f 覆盖预设的频率下限和预设的频率上限之间的心脏

活动频率范围。这些实施例在本文中称为“有界能量函数”实施例，并且在捕获和解耦电描记图信号 $S(t)$ 的近场和远场分量的上下文中是有利的。一个示例性有界能量函数具有约100Hz的预设频率下限和约700Hz的预设频率上限；图5B描绘了图4中的尺度图404的这种有界能量函数504。

[0059] 在本公开的其它实施例中，至少一个能量函数 $L(t)$ 是能量频率函数。能量频率函数可以是 $L^{\text{Freq}}(t) = f$ 的形式，其中 f 是最高频率，在约0Hz和约1000Hz之间，在该频率中尺度图 $G(f, t)$ 超过预设（例如，用户定义的）峰值阈值（例如，对于近场峰值阈值约为90Hz，并且对于远场峰值阈值约为70Hz）。

[0060] 在框310中，使用能量函数 $L(t)$ 在小波域中计算电描记图信号 $S(t)$ 的至少一个度量。以下更详细地描述了几个度量。

[0061] 心脏活动持续时间。可以使用能量函数 $L(t)$ 在小波域中计算的第一度量是心脏活动持续时间，在整个附图中表示为 T^{QRS} 。为了计算心脏活动持续时间，能量函数 $L(t)$ 可以转换

为脉冲波 $L^{\text{Pulse}}(t)$ ，其中 $L^{\text{Pulse}}(t) = \begin{cases} 1, & \text{如果 } L(t) > 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases} \cdot T^{\text{QRS}}$ 然后可以被定义为脉冲波

$L^{\text{Pulse}}(t)$ 的持续时间。

[0062] 近场和远场分量的持续时间。可以使用能量函数 $L(t)$ 在小波域中计算的第二度量，以及特别地有界能量函数 $L(t)$ ，是多个近场和远场分量的持续时间。计算该度量的初始步骤是检测能量函数 $L(t)$ 中的近场和远场活动峰值。

[0063] 因此，例如，可以在能量函数 $L(t)$ 中检测多个局部最大峰值，并且每个局部最大峰值可以根据以下逻辑被分类为近场峰值、远场峰值或噪声峰值，该逻辑在图8中的流程图800中被描绘：

[0064] ●在框802中，可以识别局部最大峰值；

[0065] ●在框804中，可以将峰值处的 $L(t)$ 与远场阈值进行比较；如果它没有超过远场阈值，则可以将峰值分类为噪声峰值并丢弃（框806）；

[0066] ●在框806中，可以将峰值处的 $L(t)$ 与近场阈值进行比较；如果它超过近场阈值，则峰值可以被分类为近场峰值（框810）；

[0067] ●否则，峰值可以被分类为远场峰值（框812）。

[0068] 在一些实施例中，预设远场阈值是电描记图信号 $S(t)$ 的长度的约2.5倍，并且预设的近场阈值是电描记图信号 $S(t)$ 的长度的约5倍。

[0069] 再次参考图5B中的有界能量函数504，峰值508超过远场阈值510和近场阈值512，并且因此将被分类为近场峰值。

[0070] 类似的逻辑可用于例如使用上面讨论的峰值阈值来将上述能量频率函数 $L^{\text{Freq}}(t)$ 内的峰值分类为远场、近场或噪声。

[0071] 一旦峰值被分类，就可以计算电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量持续时间和/或远场分量持续时间。能量函数（例如，图5B中的有界能量函数502）可以被转换为具有一个或多个

脉冲的脉冲波 $L^{\text{Pulse}}(t)$ ，其中 $L^{\text{Pulse}}(t) = \begin{cases} 1, & \text{如果 } L(t) > 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases}$ 。

[0072] $L^{\text{Pulse}}(t)$ 中脉冲的数量取决于电描记图信号 $S(t)$ 的形态。如果电描记图信号 $S(t)$

来自具有单个尖锐QRS活动(诸如图4中的信号402)的健康组织,则 $L^{\text{Pulse}}(t)$ 将具有单个脉冲。

[0073] 如果电描记图信号 $S(t)$ 具有上述形式1,诸如图6A的面板A中的信号602,则 $L^{\text{Pulse}}(t)$ 将具有多个脉冲,这由图6B中的有界能量函数610中所示的多个峰值604(远场峰值)、606(近场峰值)、608(远场峰值)产生。

[0074] 如果电描记图信号 $S(t)$ 具有上述形式2,诸如图7A的面板A中的信号702,则 $L^{\text{Pulse}}(t)$ 将再次仅具有单个脉冲,因为有限能量函数712(参见图7B)的峰值704(近场峰值)、706(近场峰值)、708(远场峰值)和710(噪声峰值)将被融合在一起。

[0075] 如果 $L^{\text{Pulse}}(t)$ 中的脉冲包括近场峰值(例如,图5B中的峰值508;图6B中的峰值606;图7B中的峰值704和706),则电描记图信号 $S(t)$ 的近场分量持续时间可以被定义为等于脉冲的持续时间。这在整个附图中表示为 T^{MC1} 。

[0076] 另一方面,如果 $L^{\text{Pulse}}(t)$ 中的脉冲包括远场峰值而不是近场峰值(例如,图6B中的峰值608),则电描记图信号 $S(t)$ 的远场分量持续时间可以被定义为等于脉冲的持续时间。这在图6A和6B中表示为 T^{MC2} 。

[0077] 多个分量的数量。可以使用能量函数 $L(t)$ 在小波域中计算的第三度量是电描记图信号 $S(t)$ 中存在的分量的数量。如上所述,可以在能量函数 $L(t)$ 中检测多个局部最大峰值,并且每个局部最大峰值可以被分类为近场峰值、远场峰值或噪声峰值。能量函数 $L(t)$ 中的近场峰值和远场峰值的总数量(即,除了噪声峰值之外的局部最大峰值的总数量)可以被定义为电描记图信号 $S(t)$ 的多个分量的数量。

[0078] 最尖锐分量的斜率。可以使用能量函数 $L(t)$ 在小波域中计算的第四度量是电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率。这可以通过首先识别能量函数 $L(t)$ 中的多个局部最大峰值的最大能量近场峰值来计算。参考图5B、图6B和图7B,最大能量近场峰值分别是峰值508、606和704。

[0079] 一旦识别出最大能量近场峰值,就可以在关于峰值的预设不应窗口内检查 $S(t)$ 以确定其最大斜率。更特别地,可以在不应窗口内计算电描记图信号 $S(t)$ 的一阶导数 $S'(t)$ 的最大值,并且 $S'(t)$ 的该最大值可以被定义为 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率。在本公开的实施例中,不应窗口延伸到峰值的任一侧约5ms(例如,不应窗口宽约10ms,以峰值为中心)。

[0080] 尺度图宽度。电描记图信号 $S(t)$ 的最尖锐分量的斜率也可以从尺度图 $G(f, t)$ 的宽度推断出。与电描记图信号 $S(t)$ 中的峰值对应的尺度图 $G(f, t)$ 中的峰值的宽度越窄,关于该峰值的电描记图信号 $S(t)$ 的斜率越尖锐。

[0081] 例如,参考图6A的面板A中的电描记图信号602中的峰值609、611,面板B中的尺度图603的宽度具有两个相应的峰值605、607。因为峰值605的宽度比峰值607的宽度更窄,电描记图信号602的斜率关于峰值609比关于峰值611更尖锐。在图6B中在分别关于峰值606和608的脉冲持续时间 T^{MC1} 和 T^{MC2} 的相对宽度中也可以看到这种关系。

[0082] 能量比。可以使用能量函数 $L(t)$ 在小波域中计算的另一个度量是能量比。根据本公开的实施例,计算两个能量函数:高频能量函数 $L^{\text{High}}(t) = \sum G(f^{\text{High}}, t)$ 和低频能量函数 $L^{\text{Low}}(t) = \sum G(f^{\text{Low}}, t)$ 。在本公开的方面, f^{Low} 可以介于约10Hz和约60Hz之间,并且 f^{High} 可以介于约60Hz和约300Hz之间,但是可预期其它范围(例如,对于 f^{Low} 约10Hz至约50Hz,并且对于 f^{High} 约50Hz至约300Hz,或对于 f^{Low} 约10Hz至约100Hz,并且对于 f^{High} 约100Hz至约300Hz)。

[0083] 一旦计算出能量函数,可以计算出 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率。

[0084] 基于周期长度的度量。可以使用能量函数 $L(t)$ 在小波域中计算的更进一步的度量是基于周期长度的度量,诸如平均周期长度和/或周期长度变化/标准偏差。也可以使用上述 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率来计算这些基于周期长度的度量。特别地,当 $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率超过预设检测阈值时, $L^{\text{High}}(t)$ 与 $L^{\text{Low}}(t)$ 的比率可用于检测电描记图信号 $S(t)$ 中的局部激活时间。在实施例中,预设检测阈值约为0.5。普通技术人员将熟悉从多个局部激活时间的平均周期长度和周期长度变化/标准偏差的计算。

[0085] 再次返回到图3中的流程图300,一旦已经计算了度量,就可以在框312中显示它们,例如作为图1中所示的计算机系统20的显示器23上输出的心脏模型上的电生理标测图。如上所述,可以使用本领域中熟悉的各种技术从多个电生理数据点生成图形表示,包括本文所述的度量,以使得对于电生理标测图的创建的详细讨论对于本公开的理解不是必需的。

[0086] 尽管上面已经以一定程度的特殊性描述了本发明的若干实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下对所公开的实施例进行多种改变。

[0087] 例如,本文的教导不仅可以应用于心内电描记图信号,还可以应用于表面ECG信号。

[0088] 作为另一个示例,本文的教导可用于计算来自窦性心律电描记图信号、起搏电描记图信号和心律失常电描记图信号(例如心房或室性心动过速;心房颤动)的电描记图分级测量。

[0089] 所有方向参考(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶部、底部、上方、下方、垂直、水平、顺时针和逆时针)仅用于标识目的以辅助读者对本发明的理解,并且不会产生限制,特别是关于本发明的位置、方向或用途。结合参考(例如,附接、耦合、连接等)将被广义地解释,并且可以包括元件连接之间的中间构件和元件之间的相对移动。因此,结合参考不一定推断出两个元件直接连接并且彼此处于固定关系。

[0090] 意图是包含在以上描述中或在附图中示出的所有内容应被解释为仅是说明性的而非限制性的。在不脱离所附权利要求限定的本发明的精神的情况下,可以进行细节或结构的改变。

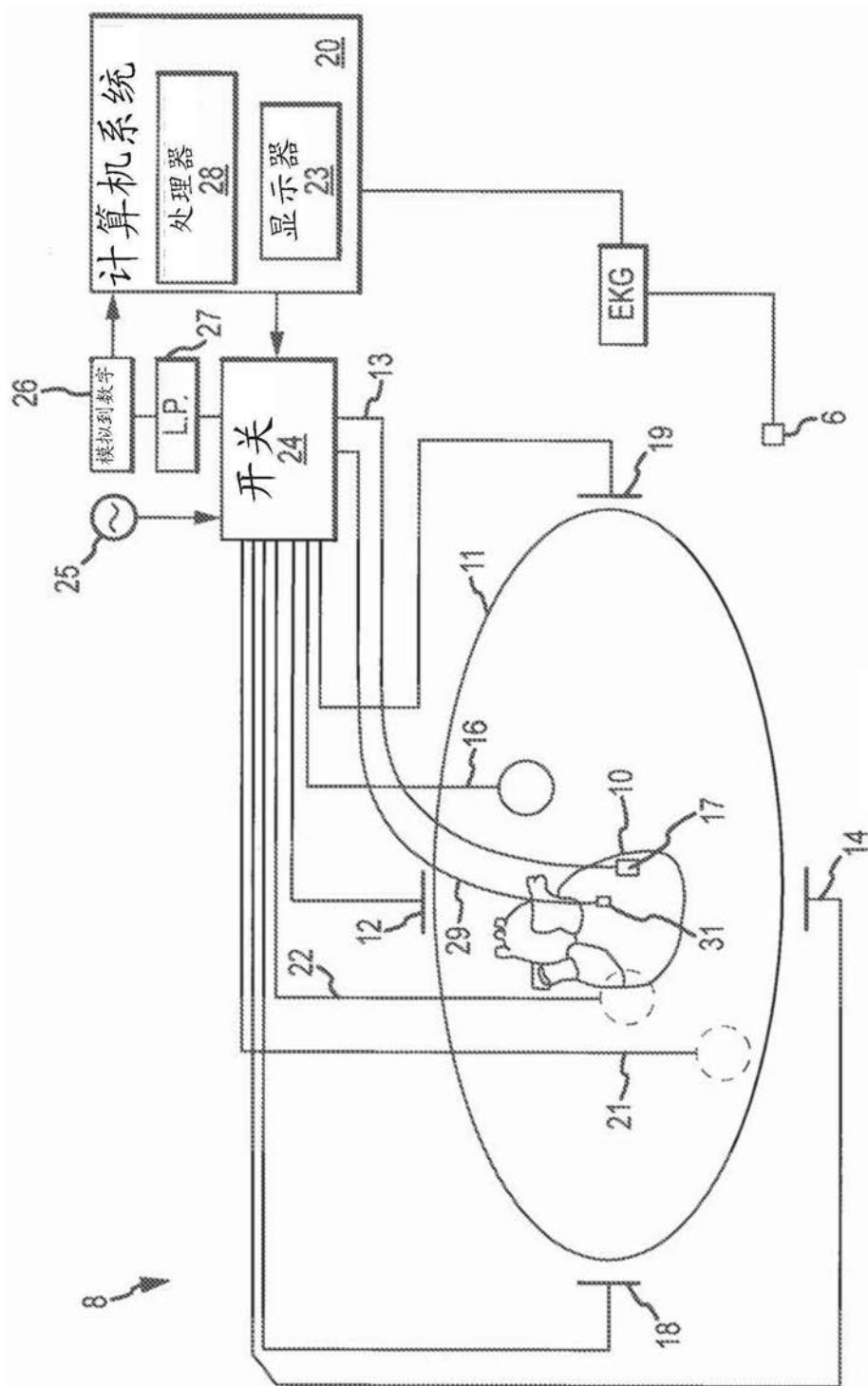


图1

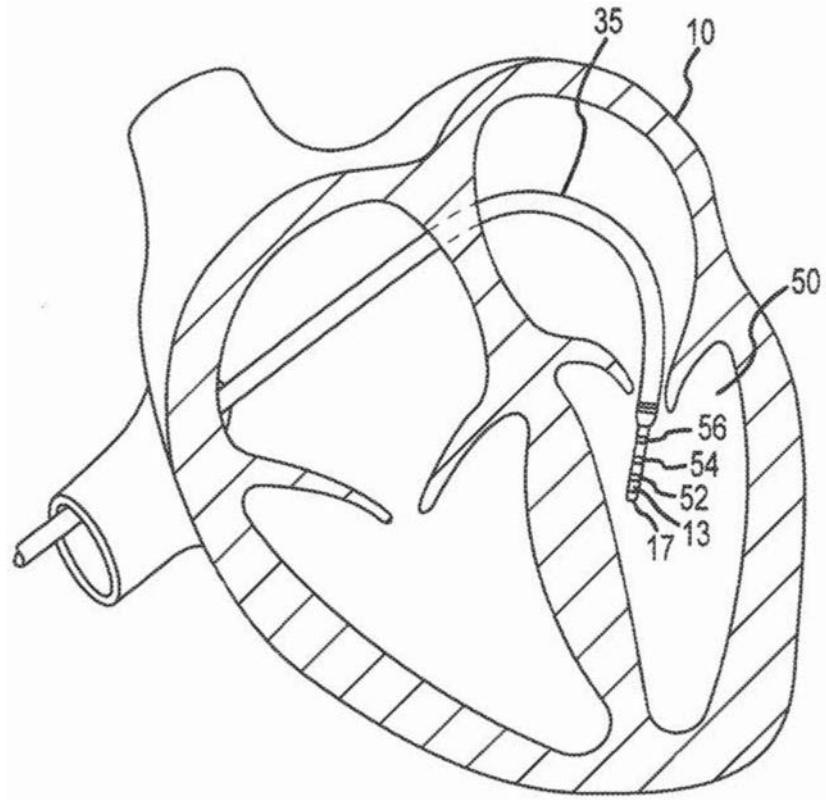


图2

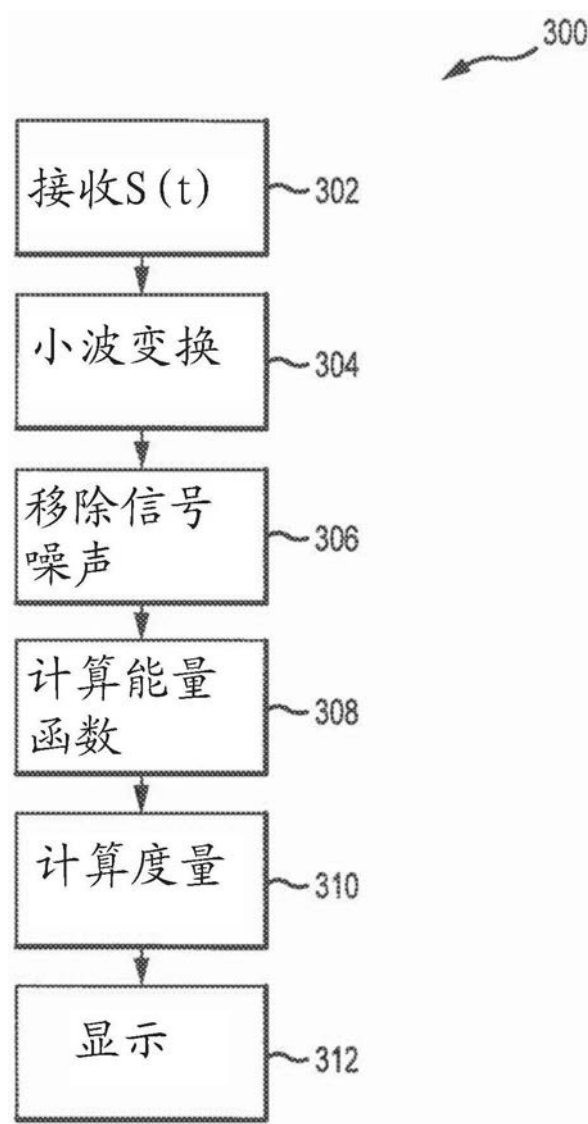


图3

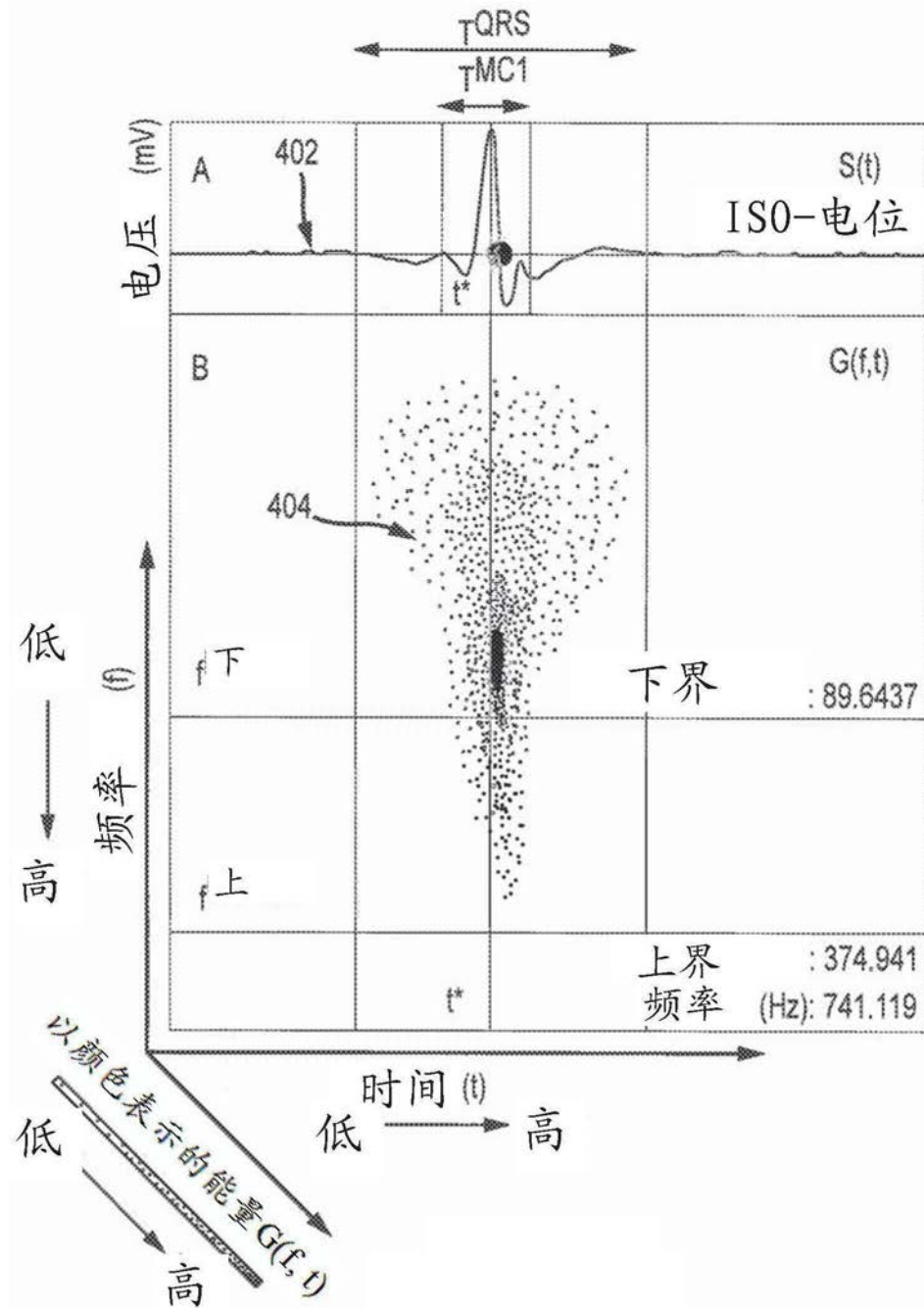


图4

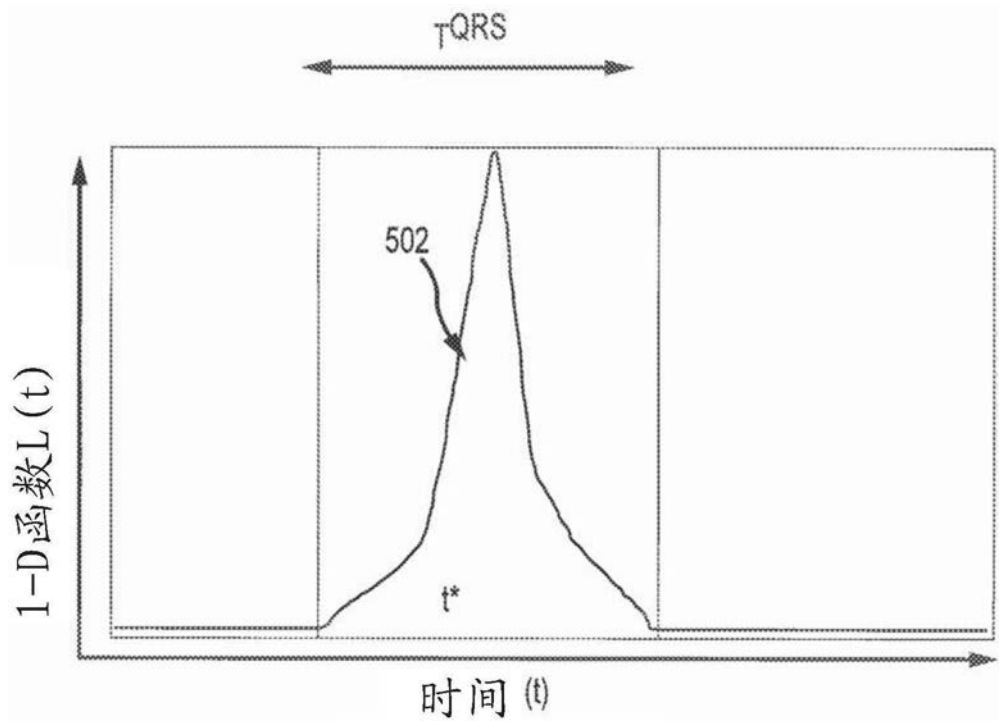


图5A

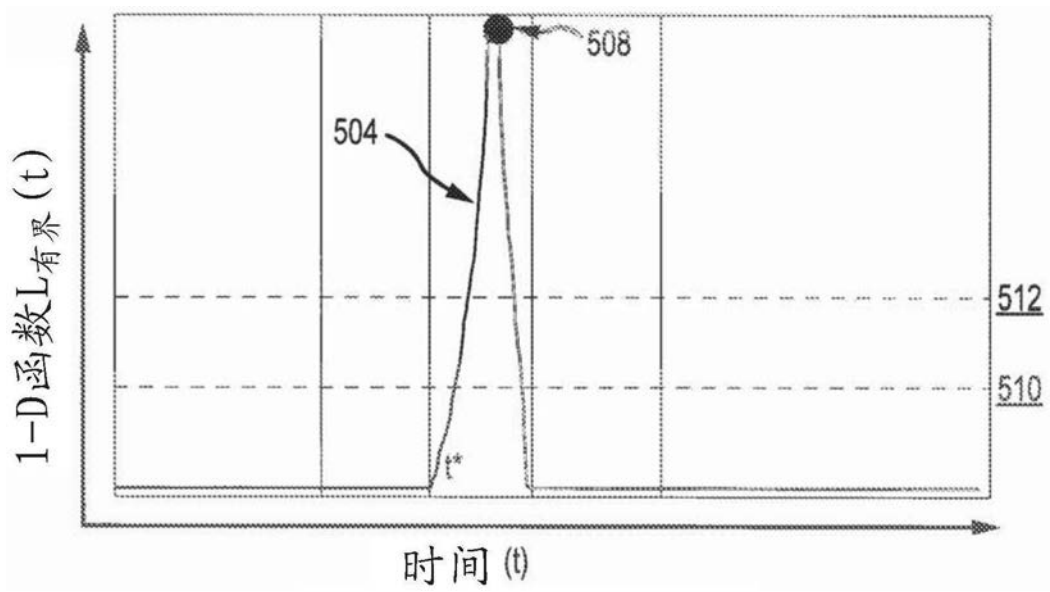


图5B

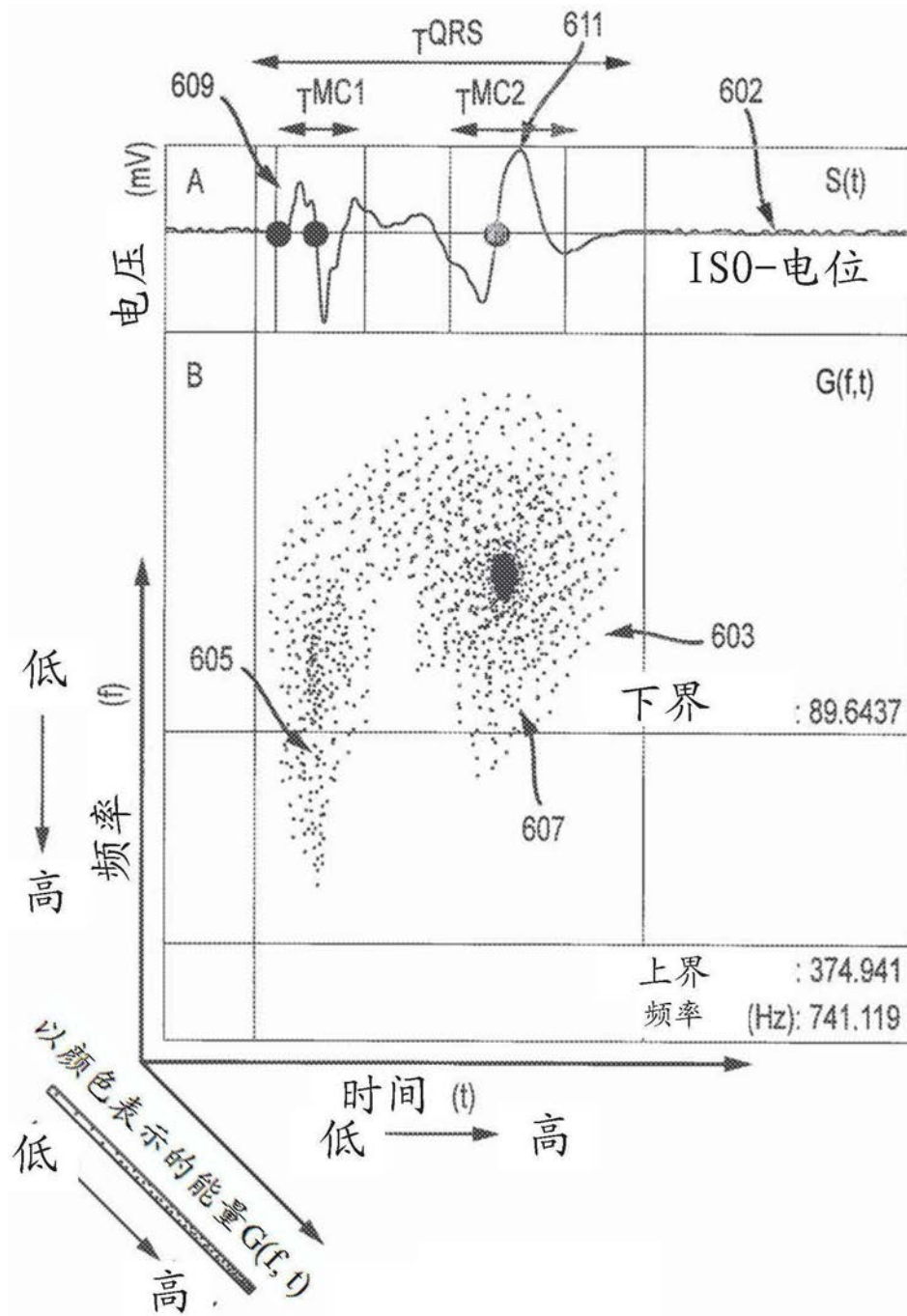


图6A

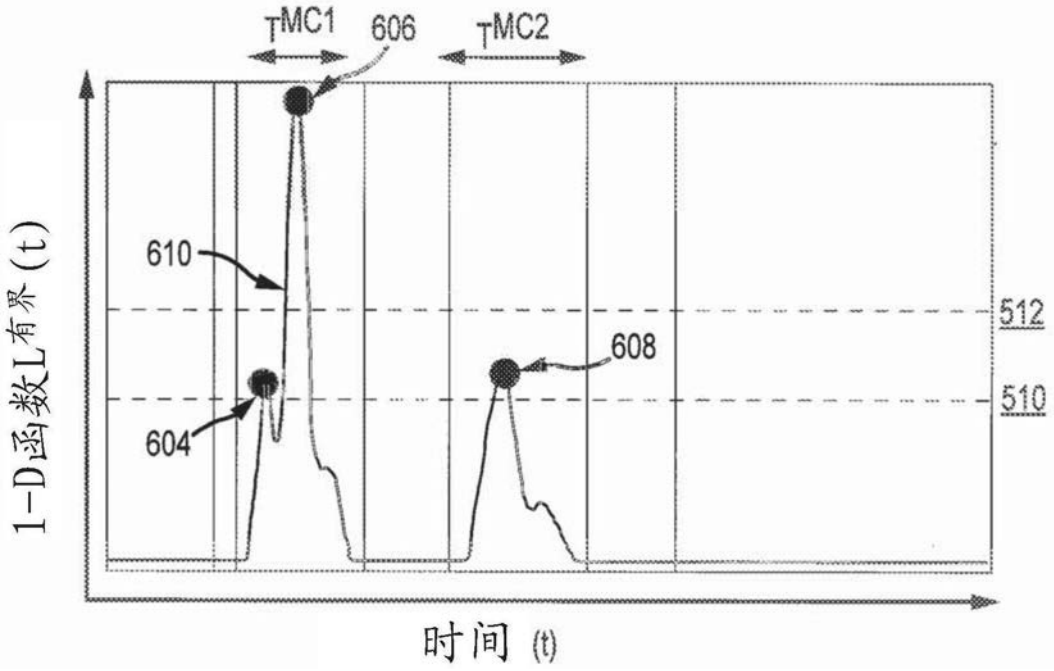


图6B

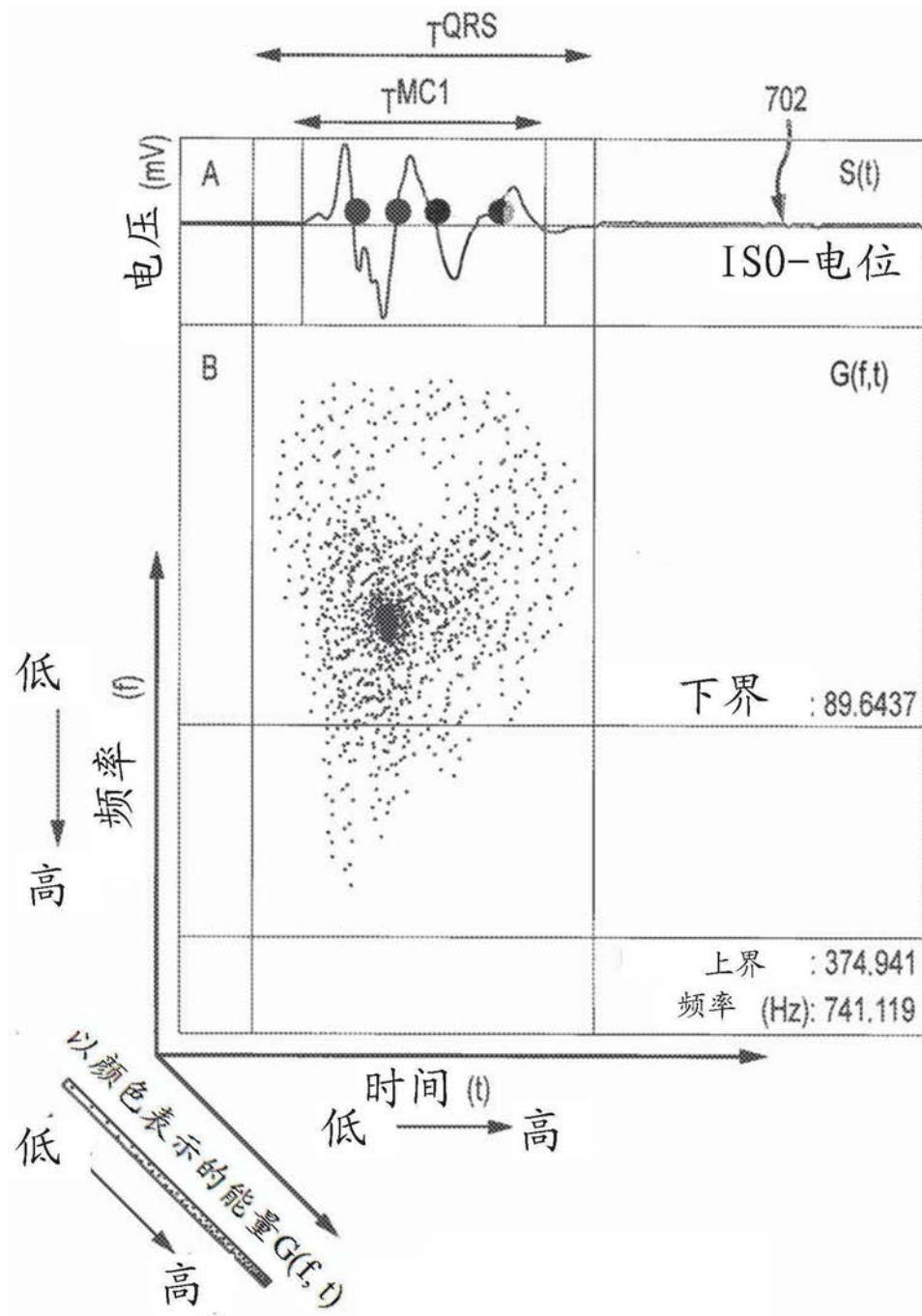


图7A

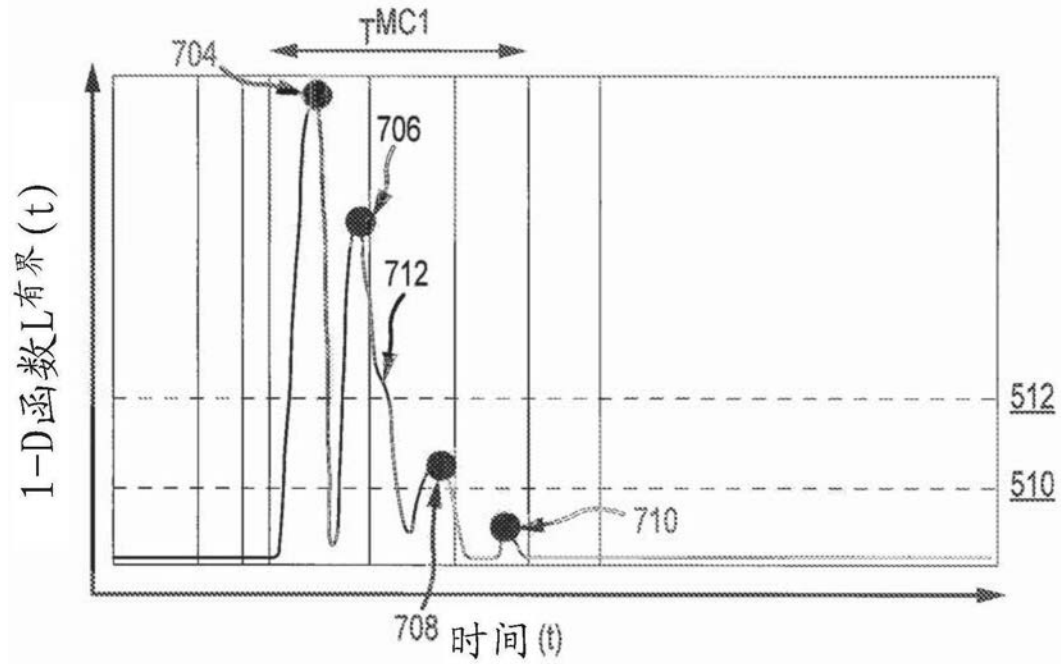


图7B

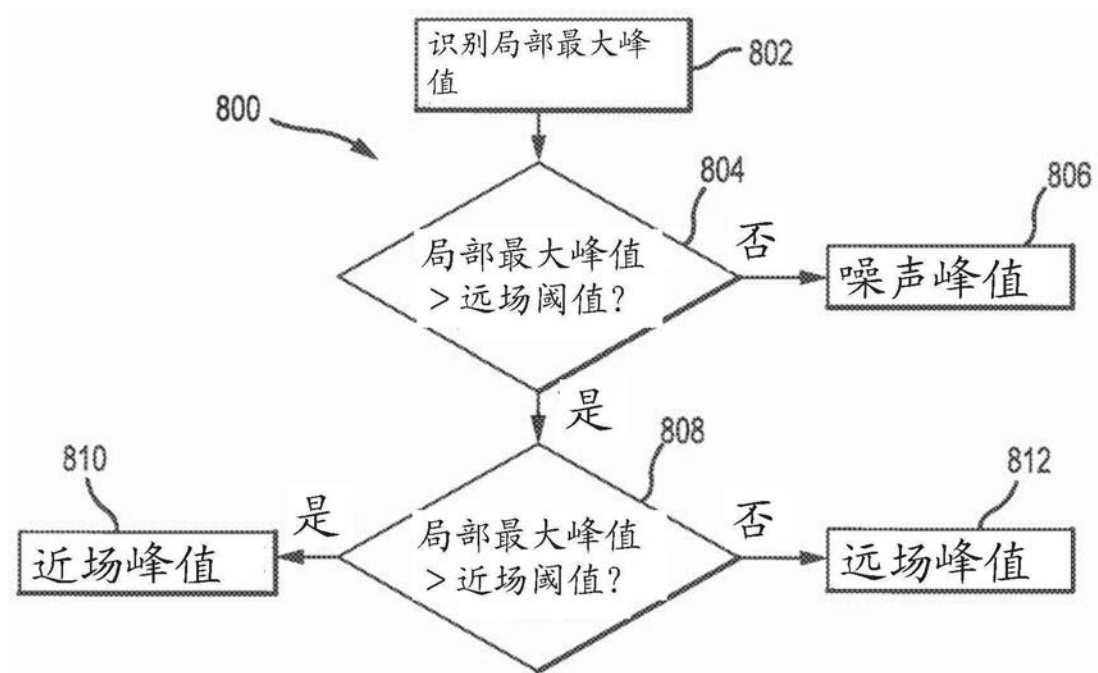


图8

专利名称(译)	用于标测心脏活动的方法和系统		
公开(公告)号	CN108697334A	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201780012360.5	申请日	2017-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
[标]发明人	J S 瑞朗 VX阿方案		
发明人	J·S·瑞朗 V·X·阿方案		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452 G06F17/14		
CPC分类号	A61B5/0452 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/7239 A61B5/726 A61B5/7264 A61B5/044 A61B5/0456 A61B5/0468		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	62/301866 2016-03-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

可以通过接收电描记图，将电描记图变换至小波域(例如，使用连续小波变换)来创建心电图的尺度图，计算尺度图的至少一个能量函数，以及使用至少一个能量函数计算电描记图的至少一个度量来标测心脏活动。电描记图的度量可以包括但不限于：电描记图的QRS活动持续时间；电描记图的近场分量持续时间；电描记图的远场分量持续时间；电描记图的多个分量的数量；电描记图的最尖锐分量的斜率；尺度图宽度；电描记图中的能量比；以及电描记图的基于周期长度的度量。

