



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069002 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780027368.9

(22)申请日 2017.04.25

(30)优先权数据

62/331,116 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/US2017/029267 2017.04.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/192294 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 楼青 M·E·斯通 曾清国

J·B·亚岱尔 C·S·埃德尔

贾平 K·R·庞兹安尼

B·P·乔治 R·M·博坎

M·J·萨博 V·A·图罗夫斯基

K·C·帕特尔 C·拉玛纳森

(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 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/0464(2006.01)

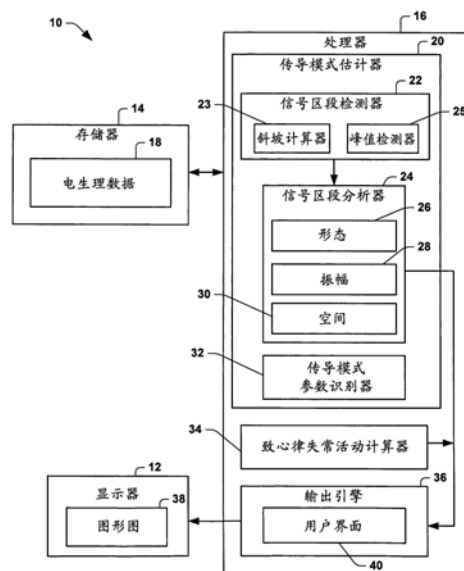
权利要求书3页 说明书11页 附图8页
按照条约第19条修改的权利要求书3页

(54)发明名称

检测传导定时

(57)摘要

示例方法包括分析跨患者身体的表面的多个电生理信号中的每个电生理信号的形态和/或振幅,以识别满足预定传导模式标准的每个信号的候选区段。该方法还包括确定每个电生理信号中的每个候选区段的传导定时参数。



1. 一种方法,包括:

分析跨患者身体的表面的多个电生理信号中的每个电生理信号的形态和/或振幅,以识别满足预定传导模式标准的每个信号的候选区段;以及

确定电生理信号中的每个电生理信号中的每个候选区段的传导定时参数。

2. 如权利要求1所述的方法,其中分析形态和/或振幅还包括确定满足向下斜坡标准的电生理信号中的每个电生理信号中的一组潜在区段。

3. 如权利要求2所述的方法,其中确定所述一组潜在区段还包括:

基于其振幅及持续时间满足振幅和持续时间标准,从所述一组潜在区段中选择候选区段的至少一部分;以及

从所述一组潜在区段中指定一部分用于进一步评估。

4. 如权利要求3所述的方法,其中所述进一步评估包括:

在所述一组潜在区段中选择在空间上和时间上与已经被选择的相邻候选区段一致的每个区段作为候选区段之一,并且聚集所述多个电生理信号中的每个电生理信号的候选区段;以及

在确定与已被选择的相邻候选区段在空间上和/或时间上不一致的传导定时参数时,从进一步考虑中移除每个相应区段。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的方法,还包括:

通过分布在患者的体外表面上的传感器的非侵入式布置来获取电信号;以及

基于所获取的电信号和描述传感器相对于包括患者心脏的解剖表面的患者几何形状的空间位置的几何数据,相对于患者心脏的解剖表面计算心脏包络上的重建的电信号。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的方法,其中所述方法还包括:

基于传导定时参数计算致心律失常活动的指示;

生成图形图以可视化关于心脏的致心律失常活动的指示;以及

将图形图输出到显示设备。

7. 如权利要求6所述的方法,其中所述致心律失常活动的指示包括多个病灶、多个旋转活动和/或至少一个旋转活动的轨迹,所述致心律失常活动的指示在图形图中在空间上相对于心脏被显示。

8. 如权利要求6或7所述的方法,还包括响应于与所显示的致心律失常活动的指示交互的对应用户输入,存储数据以记录用户对图形图中显示的致心律失常活动的每个指示的审查。

9. 如权利要求6、7或8所述的方法,还包括:

响应于拒绝给定的致心律失常活动的指示的用户输入指令,去除图形图中显示的致心律失常活动的给定指示,以及

在存储器中存储记录用户的数据。

10. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述传导定时参数是在至少一个时间间隔内针对表面上的所述多个点中的每个点计算出的激活时间。

11. 如权利要求10所述的方法,所述方法还包括:

基于信号的噪声、振幅和形态中的至少一个选择多个不同激活时间计算功能中的一个,所选择的一个激活时间计算功能执行分析以识别候选区段;以及

使用所选择的激活时间计算功能来计算传导定时参数作为电生理信号的激活时间。

12. 一种系统, 包括:

存储器, 用于存储机器可读指令和数据, 所述数据包括表示跨身体表面分布的电生理信号的电数据;

至少一个处理器, 用于访问存储器并执行指令, 所述指令包括:

传导模式估计器, 分析跨患者身体的表面的多个电生理信号中的每个电生理信号的形态和/或振幅, 以识别满足预定传导模式标准的多个信号中的每个信号的候选区段;

传导模式参数识别器, 确定电生理信号中识别出的候选区段中的每个候选区段的传导定时参数; 以及

输出引擎, 提供输出数据以利用图形图驱动显示器, 所述图形图包括针对电生理信号确定的传导定时参数的可视化或从传导定时参数导出的可视化。

13. 如权利要求12所述的系统, 其中所述传导模式估计器还被编程为:

确定满足向下斜坡标准的电生理信号中的每个电生理信号中的一组潜在区段;

基于其振幅和持续时间满足振幅和持续时间标准, 从所述一组潜在区段中选择候选区段的至少一部分; 以及

将来自所述一组潜在区段的另一部分指定为可疑候选区段用于进一步评估。

14. 如权利要求13所述的系统, 其中所述传导模式估计器还被编程为:

在所述一组潜在区段中选择在空间上和时间上与已经被选择的相邻候选区段一致的每个区段作为候选区段之一, 并且聚集所述多个电生理信号中的每个电生理信号的候选区段; 以及

在确定与已被选择的相邻候选区段在空间上和/或时间上不一致的传导定时参数时, 从进一步考虑中移除每个相应区段。

15. 如权利要求12至14中任一项所述的系统, 其中所述传导定时参数是激活时间参数, 还包括在候选区段中的每个候选区段的向下斜坡上定位激活时间。

16. 如权利要求15所述的系统, 还包括动态激活时间估计器, 其基于电生理信号的噪声、振幅和形态中的至少一个来选择多个不同激活时间计算功能中的一个, 所选择的一个激活时间计算功能分析信号区段以识别候选区段; 以及

传导模式估计器, 包括信号区段分析器, 所述信号区段分析器采用所选择的激活时间计算功能来确定电生理信号中的每个电生理信号的激活时间。

17. 如权利要求12至16中任一项所述的系统, 还包括致心律失常活动计算器, 致心律失常活动计算器基于针对电生理信号确定的传导定时参数来计算致心律失常活动的指示,

其中输出引擎生成图形图以可视化关于心脏的致心律失常活动的指示。

18. 如权利要求17所述的系统, 其中所述致心律失常活动的指示包括多个病灶、多个旋转活动和/或至少一个旋转活动的轨迹, 所述心律失常活动的指示在图形图中在空间上相对于心脏被显示。

19. 如权利要求17或18所述的系统, 还包括用户界面, 所述用户界面响应于与所显示的致心律失常活动的指示交互的对应用户输入, 在存储器中存储用户数据以记录用户对图形图中显示的致心律失常活动的每个指示的审查,

其中所述用户界面响应于拒绝给定的致心律失常活动的指示的用户输入指令, 修改存

储的用户数据以去除图形图中显示的致心律失常活动的给定指示。

20. 如权利要求12-19中任一项所述的系统,还包括信号区段检测器,信号区段检测器确定所述多个电生理信号中的每个电生理信号的斜坡和峰值,信号区段检测器基于所确定的斜坡和峰值识别向下倾斜信号区段。

21. 如权利要求12-20中任一项所述的系统,还包括:

分布在患者体外表面上的传感器的非侵入式布置,以获取来自体外表面上的多个位置的电信号;以及

基于所获取的电信号和描述传感器相对于包括心脏的解剖表面的患者几何形状的空间位置的几何数据,相对于心脏的解剖表面计算心脏包络上的重建的电信号,重建的电信号作为所述多个电生理信号被存储在存储器中。

检测传导定时

[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DETECTING CONDUCTION TIMING的美国临时专利申请No.62331116的权益,该申请的全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及检测传导定时及其对应的模式。

背景技术

[0004] 从电描记图(electrograms)提取激活时间信息的现有方法可以包括(1)积极地滤波虚拟电描记图以去除噪声,以及(2)将向下斜坡处的滤波后的信号的过零点识别为局部激活时间。这种现有方法的缺点在于,积极滤波虽然去除噪声但也可以滤掉部分信号,并因此导致信息的丢失和电描记图中向下斜坡的失真。此外,用作激活时间的替代的电描记图的过零点可能不是在身体表面记录期间存在噪声(例如,基线漂移)时的稳健测量。

发明内容

[0005] 本公开涉及检测传导定时。

[0006] 作为一个示例,一种方法包括分析跨患者身体表面的多个电生理信号中的每一个的形态和/或振幅,以识别满足预定传导模式标准的每个信号的候选区段。该方法还包括确定每个电生理信号中的每个候选区段的传导定时参数。在一些示例中,一个或多个非瞬态计算机可读介质存储被编程为执行该方法的指令。

[0007] 作为另一个示例,系统包括存储机器可读指令和数据的存储器。该数据包括表示跨身体表面分布的电生理信号的电数据。一个或多个处理器访问存储器并执行指令。指令包括传导模式估计器,其分析跨患者身体表面的多个电生理信号中的每一个的形态和/或振幅,以识别满足预定传导模式标准的多个信号中的每个信号的候选区段。传导模式参数识别器确定电生理信号中每个识别出的候选区段的传导定时参数。输出引擎提供输出数据以利用图形图驱动显示器,该图形图包括针对电生理信号确定的传导定时参数的可视化或从传导定时参数导出的可视化。

附图说明

[0008] 图1描绘了根据电生理数据估计传导模式的系统的示例。

[0009] 图2描绘了可以利用图1的传导模式估计的动态激活时间估计器的示例。

[0010] 图3描绘了重建的电解剖信号的示例。

[0011] 图4描绘了另一个电描记图信号,其展示了对该信号的一段的激活时间的检测。

[0012] 图5是图示用于检测传导模式的方法的流程图。

[0013] 图6描绘了展示在致心律失常驱动因素活动期间波前(wave fronts)的图形图。

[0014] 图7和图8展示了可以被生成的图形图的示例。

[0015] 图9描绘了对于患者执行诊断和/或治疗的系统的示例。

具体实施方式

[0016] 本公开涉及检测传导定时,诸如跨患者身体表面(例如,外部表面或内部表面)分布的电信号中的激活时间和对应的传导模式或序列。本公开还提供可以用于提供交互式图形图的基于检测到的传导模式的可视化(例如,图形用户界面(GUI))。

[0017] 作为一个示例,提供了根据电生理信号检测传导定时的系统和方法,电生理信号诸如可以被存储在存储器中作为表示已经针对心脏包络(例如,心外膜表面或另一个心脏表面)或患者身体的另一个表面(例如,外部身体表面)被重建的电描记图的电数据。

[0018] 作为示例,检测可以包括分析多个电生理信号中的每一个的形态和/或振幅,以确定满足预定传导模式标准(例如,斜坡和振幅标准)的每个信号的候选区段。电生理信号可以包括跨患者身体表面分布的一组电描记图。不满足所有预定传导模式标准的每个信号的向下倾斜区段的另一个部分可以被指定为用于进一步评估的潜在(或可疑)区段。对潜在区段的这种进一步评估可以包括确定电生理信号的每个潜在区段是否在空间上和时间上与已经被选择作为候选区段之一的相邻区段一致。如果确定其与相邻候选者在空间上和/或时间上不一致,则已被指定为潜在区段的相应区段可以从进一步考虑中移除。跨表面的这种空间和时间一致性可以指示传导模式的存在,从而验证潜在区段是否包含在空间上和时间上与可识别的传导模式相连接的激活时间。可以将多个信号中的每个信号的候选区段聚合在一起,并且为每个候选区段识别传导模式参数,诸如与沿着区段一致选择的点对应(例如,固定百分比的峰谷区段振幅)。传导模式参数可以包括每个候选序列的激活时间,该激活时间可以被组合以确定跨心脏包络的激活时间的序列。

[0019] 本文的方法对于分析在异常节律期间发生的电活动(致心律失常性活动)特别稳健。例如,可以采用非侵入式标测(mapping)来根据身体表面电测量计算心脏包络(例如,心脏的外表面)上重建的电描记图。每个电描记图包含心脏包络(心房或心室)的每个位置处的激活和复极化的信息。另一方面,手动审查电描记图不容易揭示传导模式。在审查其中传导是复杂的但对复杂传导的理解迫切需要的心律失常数据时尤其如此。

[0020] 因此,本公开有助于从电描记图识别传导模式。在异常节律期间揭示的传导模式可以因此使得能够诊断和治疗心脏的电功能障碍。可以检测导通模式,同时避免由于积极滤波引起的信号失真,并且不需要任何相位计算。因此,本文的方法因此能够分析具有较短持续时间的电描记图。因此,本文公开的系统和方法还可以增强我们的非侵入式绘图的准确性,这将导致更好的临床结果。

[0021] 作为另一个示例,本发明包括交互式图形用户界面(GUI),该图形用户界面为致心律失常性驱动因素提供在彩色图中突出显示致心律失常性活动(例如,旋转和/或病灶(focal)点)的可视化方案。例如,GUI还使得用户能够选择驱动因素,并审查和忽略单个图内各个有贡献的驱动因素。GUI在驱动因素图上实现允许用户查看例如未审查的、最终的或所有的驱动因素的过滤机制。

[0022] 图1描绘了可以用于确定传导模式以及生成可在显示器12上被可视化的图形图38的系统10的示例。系统10包括存储器14,存储器14可以包括存储指令和数据的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。

[0023] 在图1的示例中,存储器存储电生理数据18。电生理数据可以与单极电描记图,或可以测得的或基于测得的估计的其它电生理信号,或跨患者身体表面电活动对应。例如,电生理数据18可以与已经通过解决关于跨患者身体表面(诸如患者的胸腔或其一部分)非侵入式测得的电信号的逆问题被重建到患者心脏的心脏包络上的电解剖数据对应。在美国专利No.9,549,683和国际申请No.PCT/US20091063803中公开了可以用于获取身体表面电活动的传感器的示例。

[0024] 这些和其它各种测量系统可以用于非侵入式地获取身体表面电测量,该身体表面电测量可以用于提供电生理数据18,电生理数据18可以或者对应于在手术内(intraprocedurally)获取的实时数据,或者电生理数据18可以对应于已经被先验地获取并存储在存储器14中(诸如先前电生理学(EP)研究的一部分或在另一次干预期间获取)的数据。电生理数据18中的每个信号表示在空间上跨表面(例如,身体表面或心脏表面包络)分布的节点处的电信号,并且因此可以包括二维或三维空间中的节点的波形信息和几何信息。

[0025] 处理器16执行包括传导模式估计器20的机器可读指令。传导模式估计器20被编程为识别由数据18表示的每个电生理信号的所选区段的传导模式参数(例如,对应于激活时间)。如所提到的,电生理数据18可以对应于跨表面(诸如解剖表面或具有相对于解剖结构的已知几何形状的包络)分布的多个点。

[0026] 在图1的示例中,传导模式估计器20包括信号区段检测器22。信号区段检测器22用于检测具有已知与感兴趣的传导定时参数一致的形态的信号波形的区段。在一些示例中,模式估计器20建议一组潜在区段,并且响应于经由GUI的用户输入,用户选择所建议区段的一部分用于评估。因此,用户可以或者继续评估区段的所选部分以计算传导定时和其它参数,或者提供用户输入以丢弃它们,诸如通过用信息标记数据以使得能够忽略这些数据。

[0027] 为了一致性和易于解释,本文主要公开了感兴趣的传导定时参数作为激活时间参数。在其它示例中,传导定时参数可以表示随时间在感兴趣的电生理信号中重复出现的其它时间参数,诸如提供复极化时间或相对激活和复极化时间的指示。

[0028] 作为一个示例,信号区段检测器22包括斜坡计算器23和峰值检测器25。斜坡计算器23计算每个信号波形的区段的斜坡。峰值检测器25识别沿着信号波形的对应于峰值的点,该峰值包括正峰值以及负峰值(谷值)。例如,峰值检测器25将峰值识别为从正斜坡变为负斜坡或从负斜坡变为正斜坡的点,诸如被确定为计算出的斜坡的基于时间的导数。信号区段检测器22利用计算出的斜坡和峰值来识别具有潜在地与激活相关联的向下斜坡的信号区段(被称为“向下倾斜区段”)。因此,每个向下倾斜区段可以由被确定为具有负斜坡的给定信号波形的一部分限定,并且在给定信号的检测到的峰值和谷值之间延伸。向下倾斜区段可以是基本线性的或非线性的(弯曲的)。

[0029] 信号区段分析器24分析每个检测到的信号区段(例如,由检测器22检测到的向下倾斜区段),以识别系统10将被视为真正激活的区段。例如,信号区段分析器24可以包括形态分析组件26和振幅分析组件28。因此,信号区段分析器24可以基于形态和振幅组件26和28从检测到的信号区段中选择候选区段的一部分,形态和振幅组件26和28确定信号的振幅和持续时间满足某些标准(例如,足够大的振幅和足够短的持续时间)。满足这种形态和振

幅标准的向下倾斜区段可以作为表示一组候选区段的候选数据被存储在存储器14中。

[0030] 信号区段分析器24可以采用空间分析组件30来评估检测到的信号区段中不满足由组件26和28施加的形态和振幅标准的剩余组。该组剩余信号区段可以被称为潜在的候选区段。例如,空间分析组件30可以相对于在位于每个相应可疑信号区段的节点位置附近(例如,在其预定距离内)的节点处并且在限定区段的时间间隔的时间窗口内的一个或多个相邻候选区段分析每个可疑信号区段。时间窗口可以是固定的或者根据被评估的节点之间的距离而变化。因此,空间分析组件30可以确定每个可疑信号区段是否具有已经(例如,通过形态和振幅组件26、28)被确定为在相应可疑区段的时间窗口内以足够高的置信度展示激活的一个或多个相邻节点。即,如果给定信号区段在表面上的特定位置处展示激活,则应该存在在空间和时间上与给定信号区段一致的展示激活的一个或多个相邻信号区段。因此,(例如,基于形态和振幅组件26和28)已经被确定为展示激活的候选信号区段可以由信号区段分析器24使用以确认相邻的可疑信号区段是否应该作为噪声被丢弃或被视为包括真正激活时间。

[0031] 作为示例,如果没有相邻信号区段被确定为展示激活时间,则可疑信号区段可以被丢弃。如果相邻信号区段在给定可疑信号区段的时间窗口内展示激活时间,则存在增加的可能性,给定可疑信号区段同样展示激活时间并且因此可以(由空间分析组件30)指定为另一个候选区段。由空间分析组件30确定的候选区段集合和由形态和振幅组件26和28确定的候选区段集合可以被聚合在一起以提供展示激活时间的聚合候选区段集合。聚合候选区段集合可以被存储在存储器14中。

[0032] 传导模式估计器20还包括传导模式参数识别器32,以确定已经被识别出的每个候选区段的传导参数。如本文所公开的,传导模式参数识别器32可以将激活时间计算为每个候选信号区段的时间间隔内的时间点。例如,识别器32可以将激活时间确定为从每个向下倾斜的候选信号区段一致选择的向下倾斜区段周围的任何点。作为一个示例,识别器32可以将激活时间指定为当信号到达向下倾斜信号区段中峰值和谷值之间的振幅的一半(即,向下斜坡的50%)时的时间点。当然,可以使用任何百分比的振幅。

[0033] 在一些示例中,如本文关于图2所公开的,取决于噪声或信号形态,传导模式参数识别器32可以根据一种或多种不同方法计算激活时间。例如,传导模式识别器32可以被编程为计算候选区段的负斜坡的最大导数,或者在其它示例中,作为负斜坡候选区段的过零点。由模式识别器32为每个候选信号区段确定的激活时间可以被存储在存储器14中,诸如对应于关于由数据18表示的多个信号中的每个信号的时间索引指示。

[0034] 作为另一个示例,处理器16可以包括对应于致心律失常活动计算器34的指令。致心律失常活动计算器34可以被编程为特征化跨表面的电生理数据18。致心律失常活动计算器34可以计算的类型和形式的致心律失常驱动因素的一些具体示例包括旋转、旋转的轨迹、波前线、病灶源和病灶可持续性。计算这种致心律失常驱动因素的其它示例在与于2014年5月8日提交的标题为ANALYSIS AND DETECTION FOR ARYTHMIA DRIVERS的美国申请序列号14/273,458对应的美国专利公开2014/0336520中公开,该申请通过引用并入本文。可以由致心律失常活动计算器34计算并向显示器12提供相关可视化的其它类型的计算的其它示例在于2014年1月16日提交的标题为FOCAL POINT IDENTIFICATION AND MAPPING的国际公开No.WO2014/113555和于2014年1月17日提交的标题为WAVE FRONT DETECTION FOR

ELECTROPHYSIOLOGICAL SIGNALS的国际公开No.WO2014/113672中公开,这些公开中的每一个都通过引用并入本文。

[0035] 输出引擎36可以用于生成可以在显示器12上呈现的一个或多个图形图38。例如,输出引擎可以基于由传导模式估计器20确定的激活时间来生成激活图。这可以针对跨表面分布的一组所选择的信号或针对整个表面以及针对可以响应于用户输入被选择的一个或多个感兴趣的时间间隔。在本文中(参见,例如,图6、图7和图8)以及在上面并入的美国专利公开2014/0336520、国际公开No.WO2014/113672和/或国际公开No.WO2014/113672中公开了可以被生成的输出可视化和图的类型的示例。

[0036] 如本文所公开的,在一些示例中,电生理数据18跨整个心脏表面在空间和时间上是一致的,使得可以在一个或多个时间间隔内为整个心脏表面生成传导模式(激活)图。类似地,由计算器34确定的致心律失常活动也可以在时间上和空间上是一致的,使得结果得到的心脏活动的图形图可以叠加在一部分或整个心脏的图形表示上。输出引擎36还可以包括用户界面,该用户界面可以用于响应于用户输入而设置图形图的参数和以其它方式与其交互并选择电生理数据18的部分,诸如本文所公开的。

[0037] 图2描绘了诸如可以利用传导模式估计器20的动态激活时间估计器50的示例。例如,动态激活时间估计器50可以包括在激活时间Calc_1至激活时间Calc_N处展示的激活时间计算器52至54的多个实例,其中N是大于或等于2的正整数。因此,估计器50可以采用任何激活时间计算器52至54来计算被展示为重建的电解剖数据56的多个信号的激活时间。每个激活时间计算器52至54可以实现用于计算激活时间的不同计算函数。例如,其中一个计算器被配置为图1的传导模式估计器20,另一个计算器可以实现过零点检测器,并且还有的另一个计算器计算负斜坡的最大导数以确定激活时间。因此,本领域技术人员将认识到的是,可以利用各种函数来确定由电解剖数据56表示的信号的激活时间。

[0038] 例如,重建的电解剖数据56可以被存储在存储器中并且包括心脏包络的几何数据57和电数据59两者,已通过基于非侵入式测得的电信号解决逆问题为心脏包络重建信号。因此,对于一个或多个时间间隔的跨心脏包络分布的多个信号中的每个信号,估计器50可以采用激活时间计算器52至54中所选择的一个来计算每个相应区段的激活时间。公共的激活时间计算器可以用于每个信号,或者不同的激活时间计算器可以用于计算不同时间区段的相同信号位置的不同区段的激活时间。

[0039] 估计器50包括选择器58,用于选择激活时间计算器52至54中的哪一个用于计算每个给定区段的激活时间。例如,选择器58可以包括噪声分析组件60和形态分析组件62,其可以被编程以分别分析每个信号的噪声和形态。如果选择器58以其它方式确定信号展示出大量噪声(例如,大于预定噪声阈值),则选择器58可以选择性地应用激活时间计算器52来对信号进行滤波并应用过零点检测器或潜在候选区段的负斜坡的最大导数以确定激活时间。如果选择器58基于噪声分析组件60和/或形态分析组件62确定向下倾斜区段具有足够大的振幅(例如,大于振幅阈值)和足够的持续时间(例如,具有至少延长最小持续时间的持续时间),则选择器58可以选择不同的激活时间计算器54。例如,在选择器组件60和62确定向下倾斜区段具有足够的信噪比并且超过最小阈值持续时间的情况下,选择器58可以选择对应于关于图1公开的传导模式估计器20的激活时间计算器52-54之一。估计器50又可以生成激活时间数据66,该激活时间数据66被存储在存储器中并且通过相对于时间建立索引与重建

的电解剖数据相关联。

[0040] 图3描绘了信号70的示例,其展示已(被信号区段检测器22)检测到的向下倾斜部分。图3中还示出了在72处识别出的(由传导模式参数识别器32识别出的)激活时间。

[0041] 图4展示了另一个信号76,其中在虚线方框78内展示的信号的所选择部分被放大。信号的放大部分展示其中激活时间在向下倾斜区段的50%处(在80处指示)被确定的示例。这是信号的峰值和谷值82之间的振幅的一半。在图4的示例中还示出,可以选择在识别出的激活时间之前和之后的信号区段的一部分,以可视化区段的80%至50%的预激活时间窗口以及相对于80处的识别出的激活时间的幅度的50%至20%的激活后时间窗口。因此,这些激活前和激活后时间窗口可以在图形图上可视化为沿着激活波前图案的相对侧延伸的区域,诸如图6中所示。

[0042] 图5是展示确定多个电生理信号(例如,重建的电描记图)的传导模式和传导模式参数(激活时间)的示例方法90的流程图。该方法还可以被实现为生成用于可视化患者心脏的一个或多个电特性的对应输出,包括传导模式和相关联的传导模式参数。方法90开始于92,其中电描记图(例如,数据18,56)被存储。例如,电描记图对应于单极电描记图,该单极电描记图已基于跨患者身体非侵入式(例如,通过传感器164)测得的信号(例如,通过电描记图重建182)被重建到相对于患者的心脏表面的心脏包络上,诸如本文所公开的。在94处,(例如,通过分析器24)分析信号以识别候选信号区段。例如,可以分析信号的形态和振幅以识别候选区段。

[0043] 满足振幅和持续时间标准的候选区段可以在96处被识别。例如,在96处识别出的候选区段可以限定具有足够大振幅(例如,超过振幅阈值)和短持续时间(例如,小于预定时间间隔)的一组向下倾斜区段,使得它们可以被确信地视为是对传导模式活动(诸如激活)的展示。在98处,不满足大振幅和短持续时间要求(经96处的分析)或以其它方式展示出大量噪声的向下倾斜区段可以(例如,通过分析器24)被识别为潜在区段。因此,方法90首先找到可能潜在地与激活相关联的所有向下斜坡,并且然后将所有这些向下斜坡分成两类:与足够大的振幅和短持续时间相关联(基于施加振幅和形态标准)并且被视为展示出真正激活活动的一组向下斜坡;以及其中振幅小或包含噪声的另一组被定义为可能或者由于受损(但仍有功能)的心脏组织或者由于噪声或远场感测而导致的可疑斜坡。

[0044] 因此,在98处识别出的潜在区段可以定义需要在100处进一步分析(例如,通过分析器24)的一组可疑向下倾斜区段。例如,在100处,确定每个潜在区段是否在空间上和时间上与确信的相邻区段(即,在96处识别出的那些候选区段)一致。即,在表面上的特定位置处的真正激活周围,应该在相同或相似的时间存在相邻激活发生。作为对照,与噪声相关联的斜坡(由于其随机性质)在空间上是孤立的,并且因此具有低的空间连续性的机会。如果在100处的确定,通过检查展示出可疑形态的潜在信号区段的邻域激活,确定与相邻节点没有足够空间连续性的潜在区段,则该方法进行到108。因此,在108处,由于潜在区段展示出噪音或以其它方式缺乏与相邻候选区段足够的连续性,因此可以丢弃潜在区段。如果来自98处的潜在区段在空间上和时间上与相邻识别出的候选区段(在96处被认为是真正激活的那些区段)一致,则该方法可以进行到102。在102处,在96处识别出的候选区段集合可以与在100处识别出的在空间上和时间上与其相邻区段一致的区段集合进行组合。

[0045] 在104处,可以针对组合的候选区段集合中的每个候选区段(例如,通过传导模式

识别器32) 识别传导模式参数(例如, 替代激活时间参数)。例如, 传导模式参数提供替代激活时间, 诸如向下倾斜区段的振幅的50% (诸如本文所公开的) 或者可以被一致地应用到向下倾斜区段的另一个位置。在106处, 可以生成要显示的输出。例如, 输出可以包括一系列激活快照, 其中可以针对不同的时间索引显示激活时间, 诸如图6中所示的图形图120。

[0046] 在图6的示例中, 激活时间可以被展示为与针对多个不同时间帧中的每个时间帧为跨心脏包络(心脏模型)的表面的多个点中的每个点(例如, 通过方法90) 确定的激活时间对应的波前或线图案122、124、126、128、130、132。此外, 可以根据定义的色标在心脏模型的表面上进一步可视化关于激活时间的激活前和激活后区域, 从而在表面上使识别出的激活时间波前上镶边。在其它示例中, 所确定的激活时间可以在单个动态图形图中示出, 该动态图形图示出了在时间间隔内跨心脏模型的波前和相关联的前后区域的传播。

[0047] 图7描绘了心脏的图形图134的示例, 其中多个致心律失常驱动因素通过也叠加在心脏图上的对应色标在心脏上被可视化。在图7中, 该图包括在跨心脏模型134的表面的对应病灶区域处出现的病灶点的数量的指示。可以基于在心脏表面上的病灶点的数量针对任意数量的时间戳生成类似的图, 并且该图可以按顺序显示(例如, 作为一系列帧)以展示病灶点的移动和变化。

[0048] 图8描绘了心脏的另一个图形图140的示例, 其展示了跨表面分布的旋转活动的数量。在三维心脏模型上还展示了在所选择的时间间隔内跨表面的转子142的轨迹。跨心脏的不同区域的旋转活动的数量也在生成的图形图中以数字方式指示。

[0049] 在图7和图8的每个图中, 可以响应于用户输入而激活GUI, 以记录用户对在图形图134、140中或更一般地在GUI一些其它地方显示的致心律失常活动(例如, 旋转和/或病灶活动)的每个指示的审查。例如, 响应于与所显示的致心律失常活动的指示交互的对应用户输入(例如, 在心脏表面图或相邻列表上), 可以将数据存储在存储器中以记录用户对致心律失常活动的每个指示的审查。以这种方式, 可以便于用户审查, 因为旋转活动和病灶活动可以被标记为已审查或未经审查。此外, GUI可以使得用户能够响应于用户输入而移除图形图中显示的致心律失常活动的给定指示。例如, 用户可以采用用户输入设备(例如, 鼠标或触摸屏界面)来拒绝在地图上显示的一个或多个旋转活动或病灶活动。可以进一步跟踪移除的行为以记录用户审查和移除的每个实例。如果用户决定记录决定移除或保留显示的致心律失常活动指示的原因, 那么还可以提供注释并将其存储在存储器中。

[0050] 图9描绘了可以用于执行患者的诊断和/或治疗的系统150的示例。在一些示例中, 系统150可以被实现为实时地为患者的心脏152生成对应的图作为诊断程序(例如, 电生理学研究)的一部分, 以帮助评估电活动和识别患者心脏的心律失常驱动因素。附加地或替代地, 系统150可以用作治疗程序的一部分, 诸如帮助医生基于一个或多个识别出的心律失常驱动因素来确定用于向患者递送治疗的参数(例如, 递送位置、治疗的量和类型)。例如, 具有固定到其上的一个或多个治疗递送设备156的导管(诸如起搏或消融导管)可以被插入到患者的身体154中, 以在心内膜或心外膜上接触患者的心脏152。可以根据已经如本文所公开的识别出的一个或多个心律失常驱动因素(例如, 稳定的旋转活动、病灶、快速射击位置等)的位置来引导治疗递送设备156的放置。该引导可以是自动化的、半自动化的、或者基于所提供的信息手动实现。本领域技术人员将理解和认识到的是, 可以利用各种类型和配置的治疗递送设备156, 其可以取决于治疗类型和程序而不同。例如, 治疗设备156可以被配置

为递送电治疗、化学治疗、声波治疗、热治疗或其任何组合。

[0051] 作为示例,治疗递送设备156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治疗系统158提供的电信号(例如,射频能量)而生成用于消融组织的热量。在其它示例中,治疗递送设备156可以被配置为递送冷却以执行消融(例如,低温消融)、递送化学物质(例如,药物)、超声消融、高频消融,或这些或其它治疗机制的组合。在还有的其它示例中,治疗递送设备156可以包括位于起搏导管的尖端处的一个或多个电极,以响应于由治疗系统158供应的电信号(例如,起搏脉冲)而递送电刺激,诸如用于使心脏起搏。还可以经由治疗系统158和定位在身体内的侵入式治疗递送设备156递送其它类型的治疗。

[0052] 作为另一个示例,治疗系统158可以位于患者身体154的外部,并且被配置为控制由设备156递送的治疗。例如,治疗系统158包括控制件(例如,硬件和/或软件)160,其可以经由电连接在递送设备(例如,一个或多个电极)156和治疗系统158之间的传导链路来传送(例如,供应)电信号。控制系统160可以控制供应给设备156的信号参数(例如,电流、电压、重复速率、触发延迟、感测触发振幅),用于经由(一个或多个)电极154将治疗(例如,消融或刺激)递送到心脏152的一个或多个位置。控制电路160可以设置治疗参数并基于自动的、手动的(例如,用户输入)或自动和手动(例如,半自动)控制的组合来应用刺激。一个或多个传感器(未示出)也可以将传感器信息传回治疗系统158。可以经由成像模态(例如,荧光透视、X射线)、标测系统162、直接视觉等在手术内确定和跟踪设备156相对于心脏152的位置。因此,可以组合设备156的位置和治疗参数以确定对应的治疗参数数据。

[0053] 在经由治疗系统158递送治疗之前、期间和/或之后,可以利用另一个系统或子系统来获取患者的电生理信息。在图4的示例中,传感器阵列164包括可以用于记录患者电活动的一个或多个电极。作为一个示例,传感器阵列164可以对应于分布在患者躯干的一部分上的身体表面传感器(例如,大于大约200个电极)的高密度布置,用于测量与患者的心脏相关联的电活动(例如,作为心电图标测程序的一部分)。可以使用的非侵入式传感器阵列的示例在于2009年11月10日提交的国际申请No. PCT/US2009/063803中示出和描述,该申请通过引用并入本文。感测电极的其它布置和数量可以用作传感器阵列164。作为示例,阵列可以是减少的电极集合,其不覆盖患者的整个躯干并且被设计为用于测量特定目的的电活动(例如,专门设计用于分析AF和/或VF的电极阵列)和/或用于监测心脏的预定空间区域。

[0054] 一个或多个传感器也可以位于被插入患者身体中的设备156上。这些传感器可以单独使用或与非侵入式传感器164结合使用,用于标测心内膜表面(诸如心室壁)以及心外膜表面的电活动。此外,这种电极还可以用于帮助定位心脏152内的设备156,设备156可以被配准到由系统150生成的图像或图中。替代地,这种定位可以在不从心脏152内或心脏152上的电极发射信号的情况下实现。

[0055] 在用于获取患者电信息的每个这样的示例方法中(包括侵入式、非侵入式或侵入式和非侵入式感测的组合),(一个或多个)传感器阵列164将感测到的电信息提供给对应的测量系统166。测量系统166可以包括适当的控制和信号处理电路系统168,用于提供描述由传感器阵列164中的传感器检测到的电活动的对应的测量数据170。测量数据170可以包括模拟和/或数字信息(例如,对应于电数据59)。

[0056] 控制器168还可以被配置为控制用于测量电活动并提供测量数据170的数据获取

过程(例如,采样速率、线路滤波)。在一些示例中,控制器168可以与治疗系统操作分开控制测量数据170的获取,诸如响应于用户输入。在其它示例中,测量数据170可以与由治疗系统递送治疗并发且同步地被获取,诸如以检测响应于施加给定治疗而发生的心脏152的电活动(例如,根据治疗参数)。例如,可以利用适当的时间戳来索引相应的测量数据170和用于递送治疗的治疗参数之间的时间关系,以便于评估及其分析。

[0057] 由于测量系统166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164覆盖患者身体154的整个胸部),因此结果得到的输出数据(例如,识别出的传导模式的可视化属性,诸如旋转活动和/或其它心电图)可以以时间和空间一致的方式表示预定区域或整个心脏的并发数据。可以基于用户输入(例如,从一个或多个波形中选择定时器间隔)来选择计算输出数据/图的时间间隔。附加地或替代地,所选择的间隔可以与治疗系统158的治疗的应用同步。

[0058] 对于其中非侵入式地(例如,经由身体表面传感器阵列164)获得电测量数据的示例,电描记图重建180可以被编程为计算逆解并且基于过程信号和几何数据172提供对应重建的电描记图。因此,重建的电描记图可以对应于跨心脏包络的心电图活动,并且可以包括静态的(在给定时刻是三维)和/或是动态的(例如,在一个或多个时间间隔内变化的四维图)。可以在系统10中使用的逆算法的示例包括在美国专利No.7,983,743和No.6,772,004中公开的那些算法,这些专利通过引用并入本文。因此,EGM重建180可以将经由传感器阵列164测得的身体表面电活动重建到心脏包络上的多个位置上(例如,大于1000个位置,诸如大约2000个位置或更多)。在一些示例中,标测系统162可以基于诸如经由篮式导管或其它形式的测量探针侵入式测得的电活动来计算心脏的子区域上的电活动。

[0059] 如本文所公开的,心脏包络可以对应于与患者心脏对应的三维表面几何形状,该表面可以是心外膜或心内膜。可替代地或附加地,心脏包络可以对应于位于患者心脏的心外膜表面和传感器阵列164已经定位在那里的患者身体的表面之间的几何表面。此外,电描记图重建180使用的几何数据172可以对应于实际的患者解剖几何形状、预编程的通用模型或其组合(例如,基于患者解剖结构修改的模型)。

[0060] 作为示例,几何数据172可以是患者躯干的图形表示的形式,诸如为患者获取的图像数据。这种图像处理可以包括从数字图像集中提取和分割解剖特征,包括一个或多个器官和其它结构。此外,传感器阵列164中的每个电极的位置可以被包括在患者几何数据172中,诸如通过在电极布置在患者身上时获取图像并通过适当的提取和分割来识别坐标系中的电极位置。也可以利用其它基于非成像的技术来获得传感器阵列中的电极的位置,诸如数字转换器或手动测量。

[0061] 如上面所提到的,几何数据172可以对应于数学模型,诸如可以是通用模型或已经基于患者的图像数据构建的模型。可以在几何数据172中识别适当的解剖或其它界标,包括传感器阵列164中的电极的位置,以便于电测量数据170的配准并在其上执行逆方法。这些界标的识别可以手动地(例如,由人经由图像编辑软件)或自动地(例如,经由图像处理技术)完成。

[0062] 作为另一个示例,可以使用几乎任何成像模态来获取几何数据172,基于该成像模态,可以构建几何表面的对应表示,诸如本文所述。这种成像可以与记录用于生成患者测量数据170的电活动并发执行,或者成像可以被单独执行(例如,在获取测量数据之前或之

后)。

[0063] 在跨心脏152的几何表面确定电势数据(例如,从非侵入式获取的测量计算出的电描记图数据)之后(或与其并发地),传导模式估计器182可以处理电描记图数据的一个或多个间隔以确定跨表面的激活时间。传导模式估计器182构成指令,该指令可以根据本文公开的任何方法来实现(参见,例如,图1-6和对应的描述),并且因此可以由电描记图数据表示的多个信号中的每个信号提供激活时间。激活时间可以与几何数据聚合以向显示器192提供用于可视化图形激活图(参见,例如,图6) 194的输出数据174,该图形激活图基于在一个或多个时间间隔内为这种表面识别出的传导模式描绘跨心脏表面的波前及其传播。

[0064] 标测系统162还可以包括自动化心律失常驱动因素分析器方法182,以识别心律失常的一个或多个驱动因素,诸如本文所公开的(例如,对应于致心律失常活动计算器34)。心律失常驱动因素分析器182还可以被编程为计算与每个识别出的心律失常驱动因素相关联的其它特性,诸如包括驱动因素可持续性、旋转活动的轨迹、波前线、旋转活动的旋转计数、旋转活动的旋转方向、旋转活动的角速度、旋转芯之间的连接性、周期长度和与之相关联的相关统计。

[0065] 标测系统162被编程为通过应用适当的处理和计算来组合对应于心脏152的电活动的测量数据170和几何数据172(例如,对应于几何数据57)以提供对应的输出数据174。输出数据174可以包括提供给显示器192的数据,该数据用于可视化一个或多个图形图194和其它相关信息,以特征化一个或多个心律失常驱动因素,该驱动因素可以是跨心脏包络(例如,在心脏152的表面上)的局部或全局驱动因素。

[0066] 输出生成器(例如,输出引擎36) 186可以被编程为基于计算出的输出数据生成图形图,如上所述。可以响应于经由图形用户界面(GUI) 190的用户输入,来选择对应于计算出的图的输出可视化的与所显示的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。例如,用户可以采用GUI 190来选择性地编程由心律失常驱动因素分析器方法182使用的一个或多个参数(例如,时间和空间阈值、滤波器参数等)和/或选择一个或多个采样时间间隔以设置由标测系统162使用的电数据170的持续时间。因此,标测系统162可以生成对应的输出数据174,该输出数据174又可以由输出引擎186渲染为在显示器192中输出的对应图形输出,诸如包括心电图图194。例如,图生成器可以生成图和其它输出可视化,诸如包括但不限于本文公开的图和其它输出可视化。

[0067] 此外,在一些示例中,输出数据174可以由治疗系统158使用。所实现的控制器可以是基于输出数据174的全自动化控制器、半自动化控制器(部分自动化并响应于用户输入)或手动控制器。在一些示例中,治疗系统的控制器160可以利用输出数据174来控制一个或多个治疗参数。作为示例,控制器160可以基于由传导模式估计器182确定的激活定时或激活波前和/或基于由心律失常驱动因素分析器方法182识别出的一个或多个心律失常驱动因素来控制消融治疗到心脏部位(例如,心外膜或心内膜壁)的传递。在其它示例中,个人可以查看在显示器中生成的图194以手动控制治疗系统。还可以基于输出数据174和对应的图形图194来控制其它类型的治疗和设备。

[0068] 鉴于前述内容,应该理解的是,本文公开的某些系统方法利用真正激活的空间连续性来区分噪声。如以上所提到的,使用滤波器去除噪声也可能使信号和激活检测失真。因此,代替使用滤波器,本文公开的系统和方法可以基于其缺乏空间覆盖区(footprint)(即,

没有来自或朝向其空间邻居的连续激活)来识别和去除噪声相关的检测。由于这种方法不依赖于滤波器,因此它避免了由于滤波器引起的伪像的产生,并且在很大程度上维持了其中发生并检测到激活的向下斜坡的正确定时和形态。

[0069] 由于该方法不需要在激活的检测之前计算周期内的相位,因此现在可以处理更短的数据时间间隔,从而减少计算要求。因此,这些数据的可视化更多地集中在波前而不是集中在整个周期,这是集中在对传导的理解。总之,本文的系统和方法(1)避免了由于滤波而引起的信号失真,(2)使用新的且更稳健的方式来选取激活时间,(3)不需要相位计算并且因此能够以较短的持续时间分析数据,以及(4)使得能够针对激活波前进行新的且易于理解的可视化模式。

[0070] 鉴于前面的结构和功能描述,本领域技术人员将认识到的是,本发明的各部分可以被实施为方法、数据处理系统或计算机程序产品。相应地,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,本发明的各部分可以是计算机可用存储介质上的计算机程序产品,该计算机可用存储介质在介质上具有计算机可读程序代码。可以利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、光学存储设备和磁存储设备。

[0071] 本文中还参考方法、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。将理解的是,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在一个或多个方框中指定的功能。

[0072] 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,可以指示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产生制品,该制品包括实现在流程图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,以使得一系列操作步骤在计算机或其它可编程装置上执行,以产生计算机实现的过程,使得在计算机或其它可编程数据处理装置上执行的指令提供用于实现在流程图的一个或多个方框中指定的功能的步骤。

[0073] 以上描述的是示例。当然,不可能描述组件或方法的每种可想到的组合,但是本领域普通技术人员将认识到的是,许多进一步的组合和排列是可能的。相应地,本发明旨在包括落入本申请(包括所附权利要求)的范围内所有此类更改、修改和变化。在本公开内容或权利要求叙述“一”、“第一”或“另一”元件或其等同物的情况下,应当被解释为包括一个或多个此类元件,既不要求也不排除两个或更多个此类元件。如本文所使用的,术语“包括”是指包括但不限于,术语“包含”是指包含但不限于。术语“基于”是指至少部分地基于。

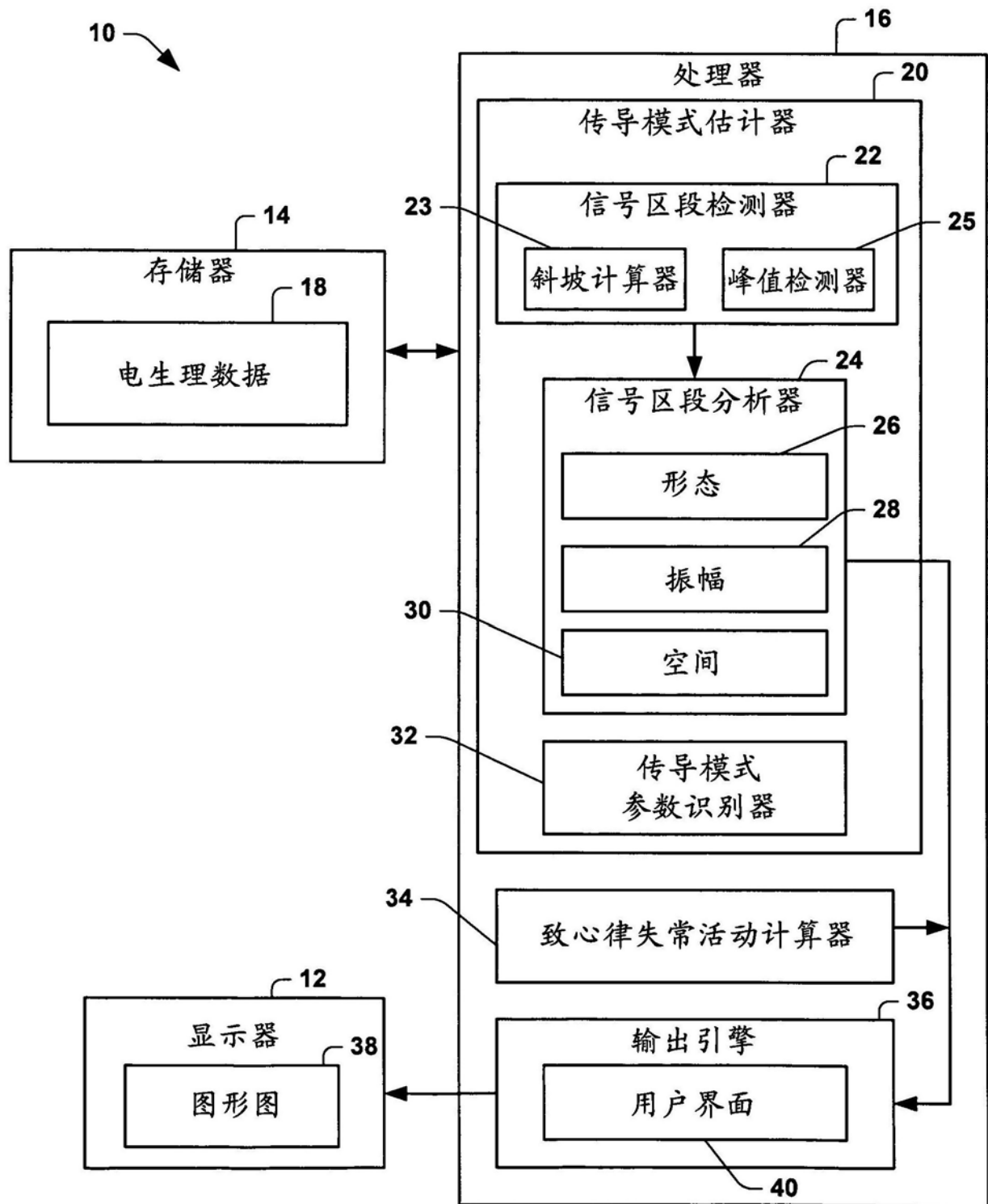


图1

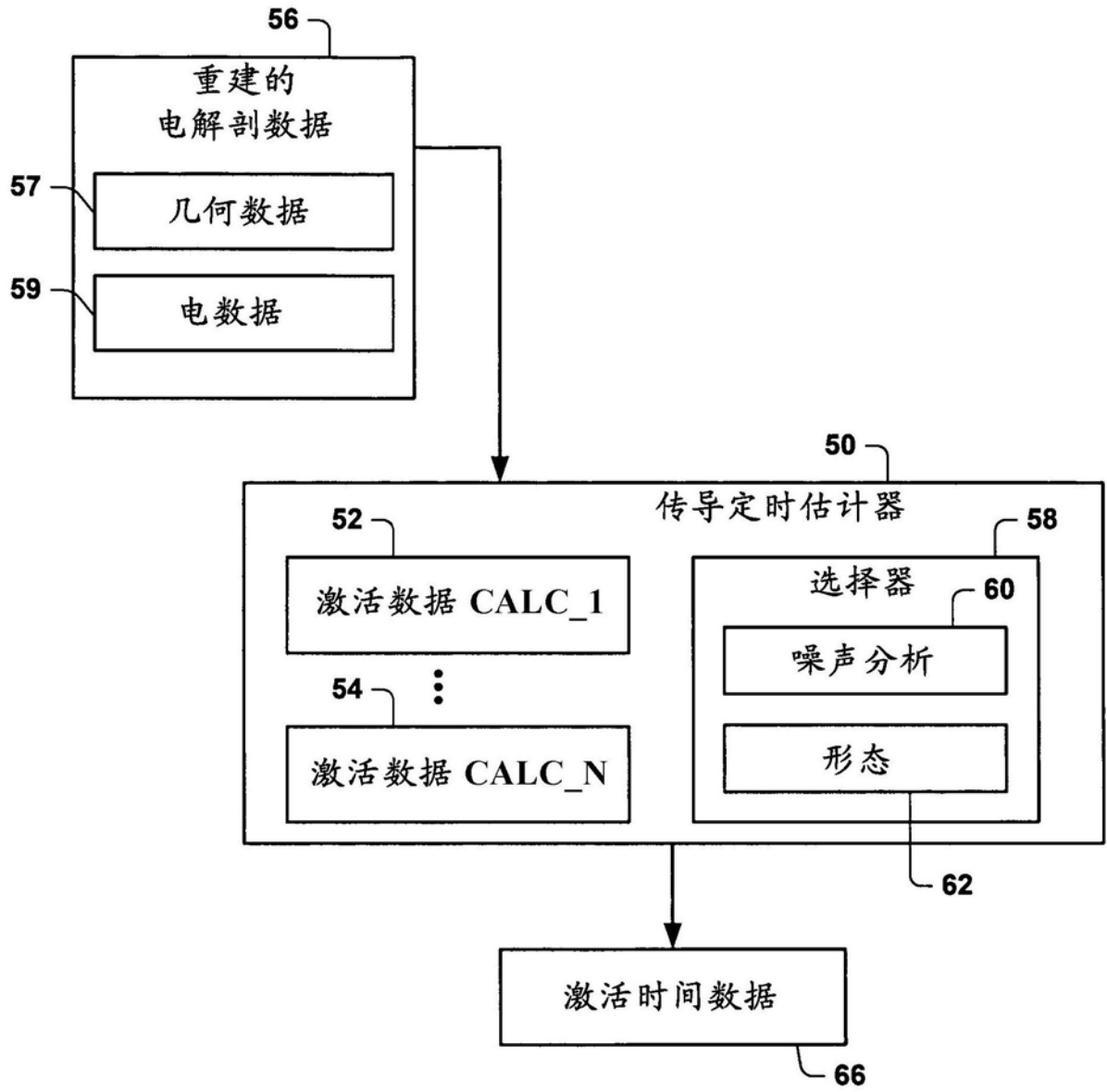


图2

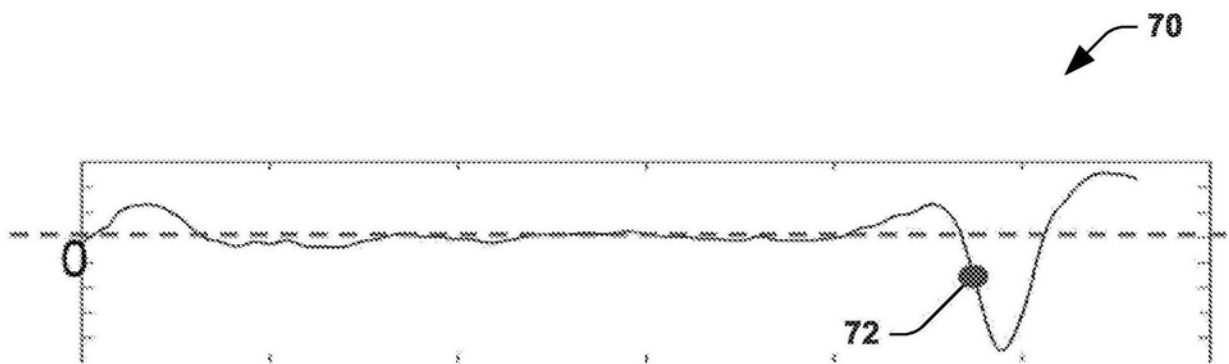


图3

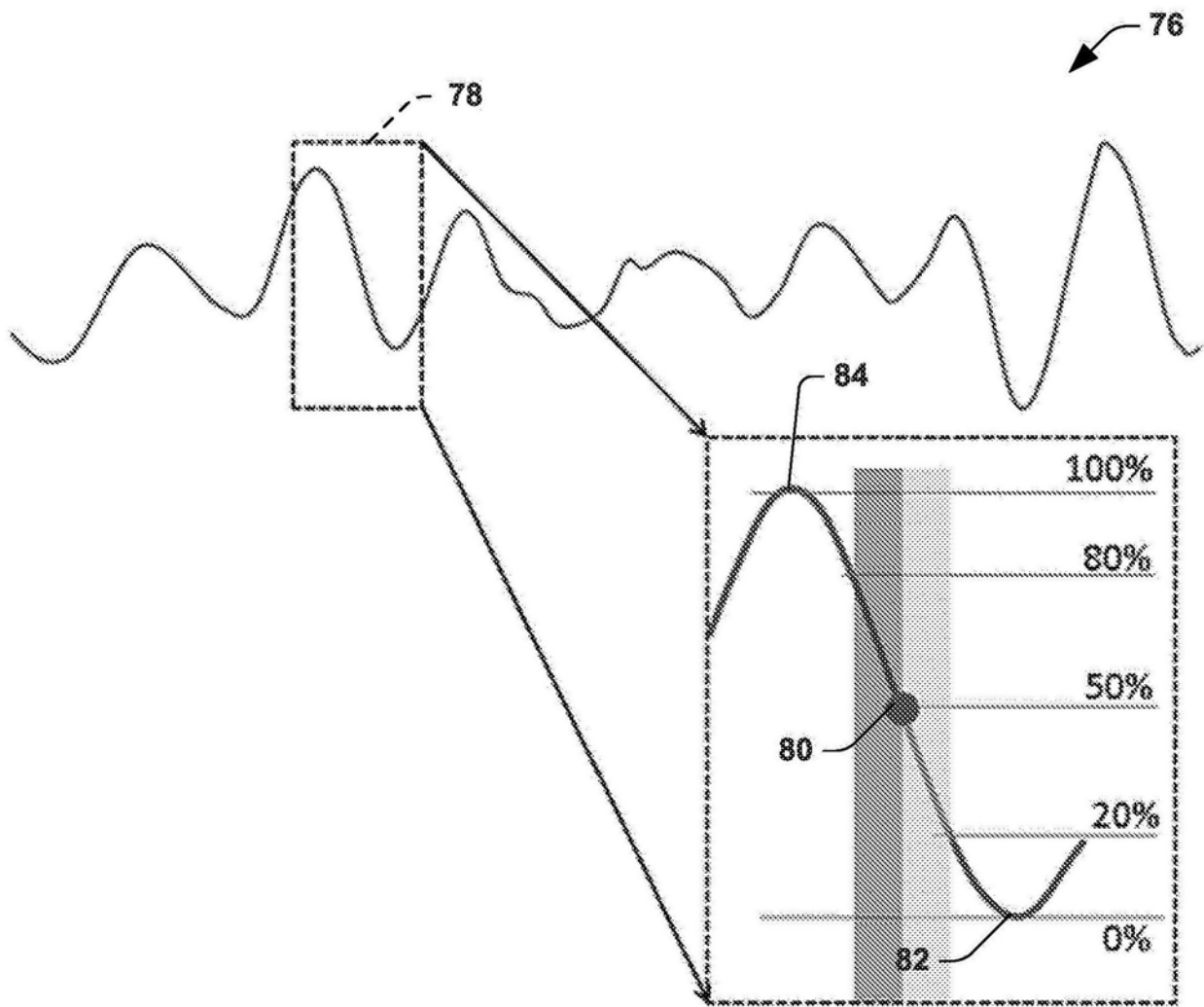


图4

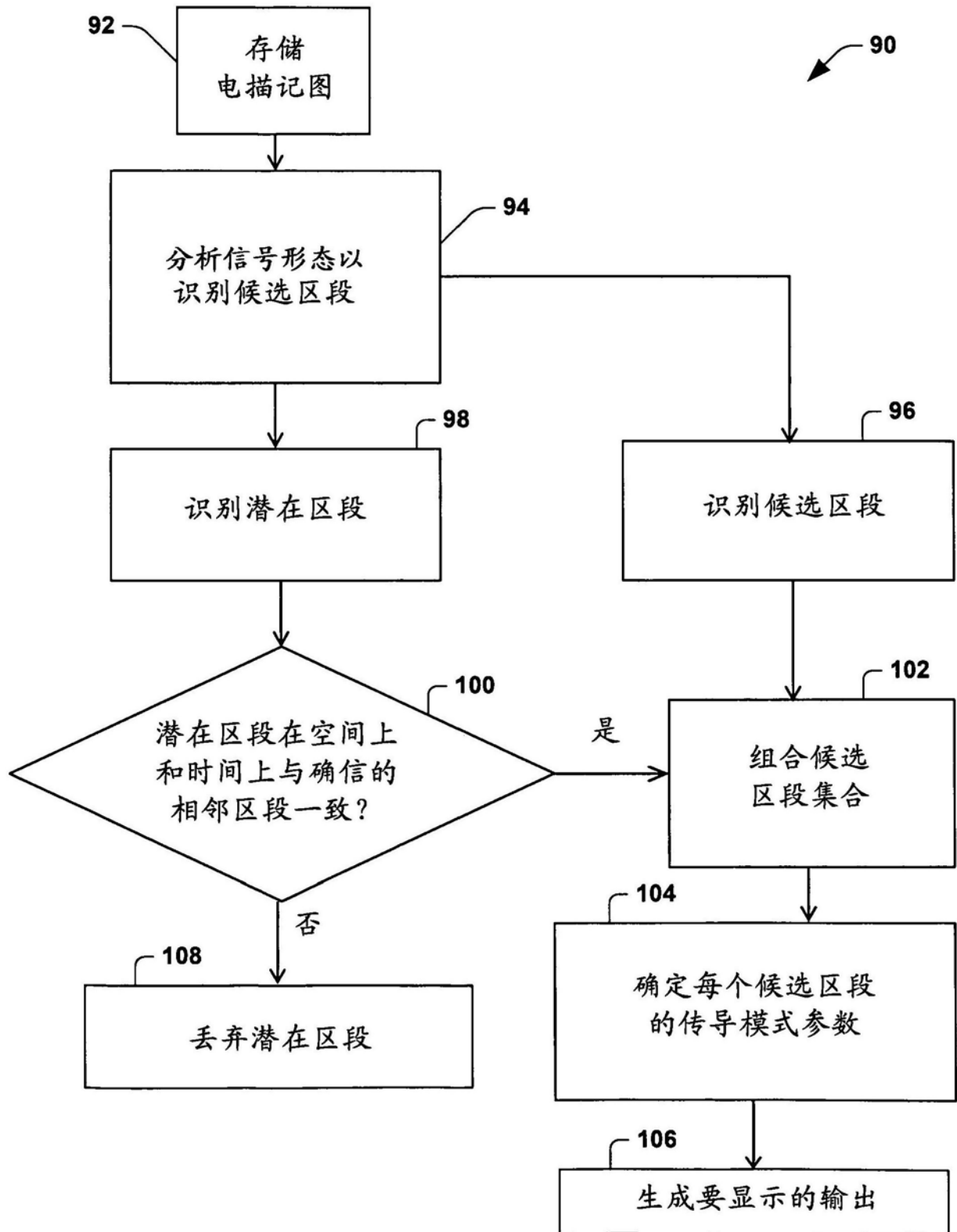


图5

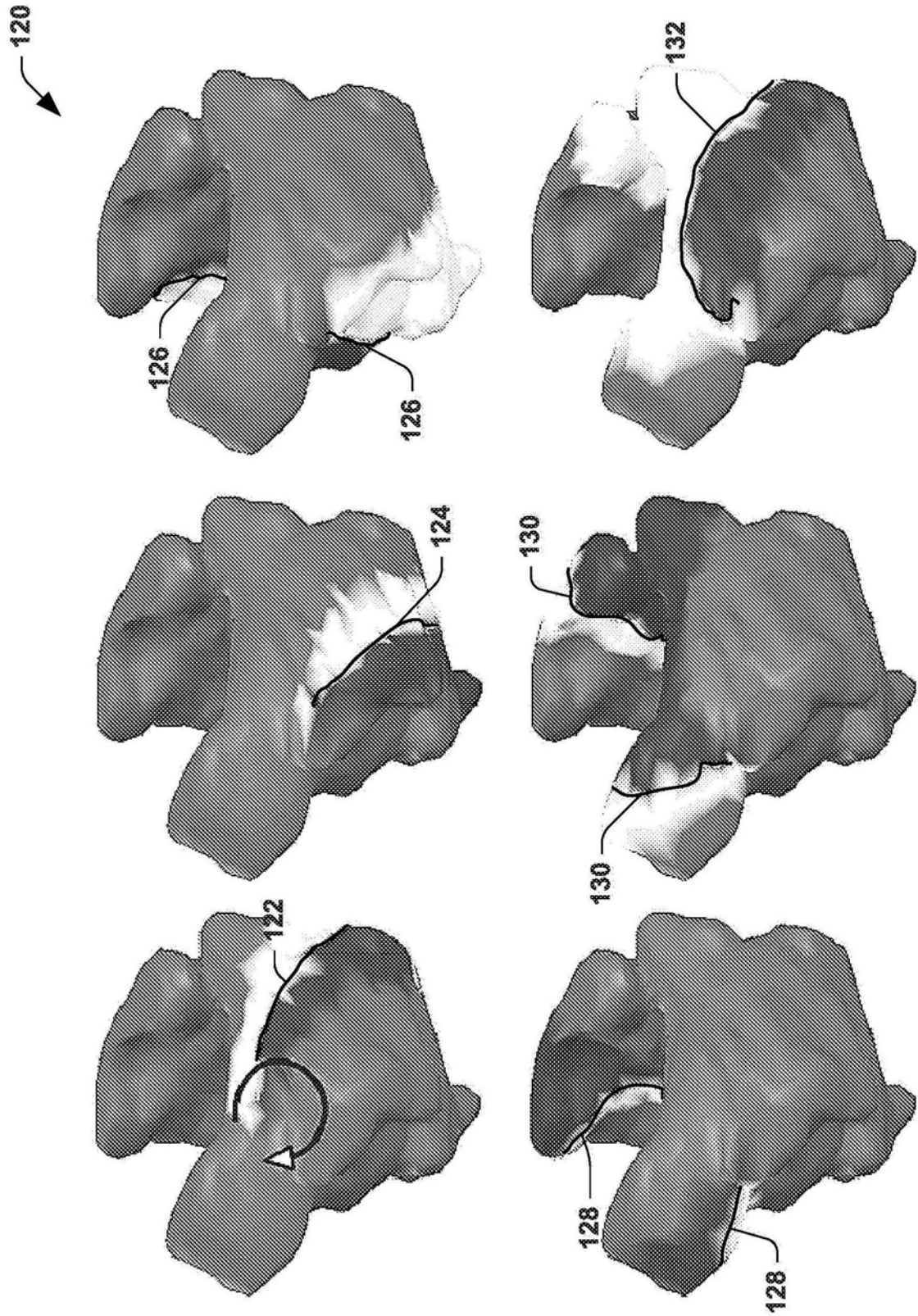


图6



图7



图8

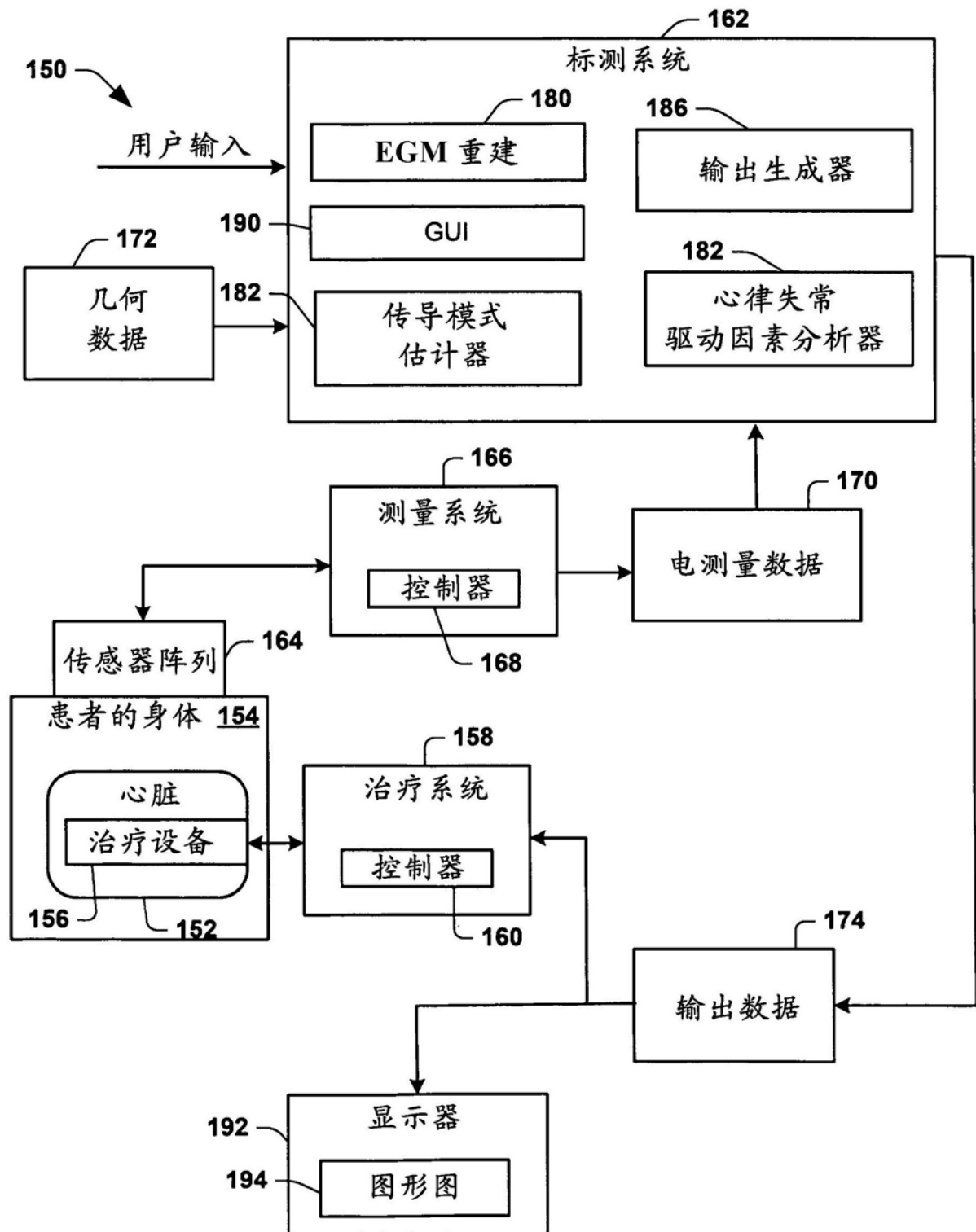


图9

1. 一种方法,包括:

分析跨患者身体的表面的多个电生理信号波形中的每个电生理信号波形的形态和/或振幅,以识别满足预定传导模式标准的每个信号波形的候选区段;以及

确定电生理信号波形中的每个电生理信号波形中的每个候选区段的传导定时参数。

2. 如权利要求1所述的方法,其中分析形态和/或振幅还包括在剩余组电生理信号波形的每个电生理信号波形中确定一组潜在区段,所述一组潜在区段满足预定向下斜坡标准,潜在区段还未被识别为候选区段。

3. 如权利要求2所述的方法,其中确定所述一组潜在区段还包括:

基于其振幅及持续时间满足振幅和持续时间标准,从所述一组潜在区段中选择候选区段的至少一部分;以及

从所述一组潜在区段中指定另一部分用于进一步评估。

4. 如权利要求3所述的方法,其中所述进一步评估包括:

在所述一组潜在区段中选择在空间上和时间上与来自相邻节点的已经被选择为候选区段的信号波形一致的每个区段作为候选区段之一,并且聚集所述多个电生理信号波形中的每个电生理信号波形的候选区段;以及

响应于确定与来自相邻节点的已经被选择为候选区段的信号波形在空间上和时间上不一致的传导定时参数,从进一步考虑中移除每个相应区段。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的方法,还包括:

通过分布在患者的体外表面上的传感器的非侵入式布置来获取电信号;以及

基于所获取的电信号和描述传感器相对于包括患者心脏的解剖表面的患者几何形状的空间位置的几何数据,相对于患者心脏的解剖表面计算心脏包络上的重建的电信号。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的方法,其中所述方法还包括:

基于传导定时参数计算致心律失常活动的指示;

生成图形图以可视化关于心脏的致心律失常活动的指示;以及

将图形图输出到显示设备。

7. 如权利要求6所述的方法,其中所述致心律失常活动的指示包括多个病灶、多个旋转活动和/或至少一个旋转活动的轨迹,所述致心律失常活动的指示在图形图中在空间上相对于心脏被显示。

8. 如权利要求6或7所述的方法,还包括响应于与所显示的致心律失常活动的指示交互的对应用户输入,存储数据以记录用户对图形图中显示的致心律失常活动的每个指示的审查。

9. 如权利要求6、7或8所述的方法,还包括:

响应于拒绝给定的致心律失常活动的指示的用户输入指令,去除图形图中显示的致心律失常活动的给定指示,以及

在存储器中存储记录用户的数据。

10. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述传导定时参数是在至少一个时间间隔上针对表面上的所述多个点中的每个点计算出的激活时间。

11. 如权利要求10所述的方法,所述方法还包括:

基于信号的噪声、振幅和形态中的至少一个选择多个不同激活时间计算功能中的一

个,所选择的一个激活时间计算功能执行分析以识别候选区段;以及

使用所选择的激活时间计算功能来计算传导定时参数作为电生理信号波形的激活时间。

12. 一种系统,包括:

存储器,用于存储机器可读指令和数据,所述数据包括表示跨身体表面分布的电生理信号波形的电数据;

至少一个处理器,用于访问存储器并执行指令,所述指令包括:

传导模式估计器,分析跨患者身体的表面的多个电生理信号波形中的每个电生理信号波形的形态和/或振幅,以识别满足预定传导模式标准的多个信号波形中的每个信号波形的候选区段;

传导模式参数识别器,确定电生理信号波形中识别出的候选区段中的每个候选区段的传导定时参数;以及

输出引擎,提供输出数据以利用图形图驱动显示器,所述图形图包括针对电生理信号波形确定的传导定时参数的可视化或从传导定时参数导出的可视化。

13. 如权利要求12所述的系统,其中所述传导模式估计器还被编程为:

确定满足向下斜坡标准的电生理信号波形中的每个电生理信号波形中的一组潜在区段;

基于其振幅和持续时间满足振幅和持续时间标准,从所述一组潜在区段中选择候选区段的至少一部分;以及

将来自所述一组潜在区段的另一部分指定为可疑候选区段用于进一步评估。

14. 如权利要求13所述的系统,其中所述传导模式估计器还被编程为:

在所述一组潜在区段中选择在空间上和时间上与来自相邻节点的已经被选择为候选区段的信号区段一致的每个区段作为候选区段之一,并且聚集所述多个电生理信号波形中的每个电生理信号波形的候选区段;以及

确定与来自相邻节点的已经被选择为候选区段的信号区段在空间上和时间上不一致的传导定时参数时,从进一步考虑中移除每个相应区段。

15. 如权利要求12至14中任一项所述的系统,其中所述传导定时参数是激活时间参数,还包括在候选区段中的每个候选区段的向下斜坡上定位激活时间。

16. 如权利要求15所述的系统,还包括动态激活时间估计器,动态激活时间估计器基于电生理信号波形的噪声、振幅和形态中的至少一个来选择多个不同激活时间计算功能中的一个,所选择的一个激活时间计算功能分析信号区段以识别候选区段;以及

传导模式估计器,包括信号区段分析器,所述信号区段分析器采用所选择的激活时间计算功能来确定电生理信号波形中的每个电生理信号波形的激活时间。

17. 如权利要求12至16中任一项所述的系统,还包括致心律失常活动计算器,致心律失常活动计算器基于针对电生理信号波形确定的传导定时参数来计算致心律失常活动的指示,

其中输出引擎生成图形图以可视化关于心脏的致心律失常活动的指示。

18. 如权利要求17所述的系统,其中所述致心律失常活动的指示包括多个病灶、多个旋转活动和/或至少一个旋转活动的轨迹,所述致心律失常活动的指示在图形图中在空间上

相对于心脏被显示。

19. 如权利要求17或18所述的系统,还包括用户界面,所述用户界面响应于与所显示的致心律失常活动的指示交互的对应用户输入,在存储器中存储用户数据以记录用户对图形图中显示的致心律失常活动的每个指示的审查,

其中所述用户界面响应于拒绝给定的致心律失常活动的指示的用户输入指令,修改存储的用户数据以去除图形图中显示的致心律失常活动的给定指示。

20. 如权利要求12-19中任一项所述的系统,还包括信号区段检测器,信号区段检测器确定所述多个电生理信号波形中的每个电生理信号波形的斜坡和峰值,信号区段检测器基于所确定的斜坡和峰值识别向下倾斜信号区段。

21. 如权利要求12-20中任一项所述的系统,还包括:

分布在患者体外表面上的传感器的非侵入式布置,以获取来自体外表面上的多个位置的电信号;以及

基于所获取的电信号和描述传感器相对于包括心脏的解剖表面的患者几何形状的空间位置的几何数据,相对于心脏的解剖表面计算心脏包络上的重建的电信号,重建的电信号作为所述多个电生理信号波形被存储在存储器中。

专利名称(译)	检测传导定时		
公开(公告)号	CN109069002A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780027368.9	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	楼青 M E 斯通 曾清国 J B 亚岱尔 C S 埃德尔 贾平 K R 庞兹安尼 BP乔治 R M 博坎 M J 萨博 V A 图罗夫斯基 KC帕特尔 C拉玛纳森		
发明人	楼青 M·E·斯通 曾清国 J·B·亚岱尔 C·S·埃德尔 贾平 K·R·庞兹安尼 B·P·乔治 R·M·博坎 M·J·萨博 V·A·图罗夫斯基 K·C·帕特尔 C·拉玛纳森		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0408 A61B5/046 A61B5/0464		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/04085 A61B5/046 A61B5/0464 A61B5/7203 A61B5/7264 A61B5/7275 A61B5/7278 A61B5/743 A61B5/7435 A61B5/7485 A61B2505/05 G16H40/63 G16H50/20 G16H50/30 A61B5/0432 A61B5/044 A61B5/0468 A61B5/0472		
代理人(译)	高文静		
优先权	62/331116 2016-05-03 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

示例方法包括分析跨患者身体的表面的多个电生理信号中的每个电生理信号的形态和/或振幅，以识别满足预定传导模式标准的每个信号的候选区段。该方法还包括确定每个电生理信号中的每个候选区段的传导定时参数。

