



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110446461 A

(43)申请公布日 2019.11.12

(21)申请号 201880018488.7

(22)申请日 2018.03.13

(30)优先权数据

62/471,938 2017.03.15 US

15/915,995 2018.03.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/022133 2018.03.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/169925 EN 2018.09.20

(71)申请人 美敦力公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 S·戈什 D·库德利克 郑雅健

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 钱慰民 张鑫

(51)Int.Cl.

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

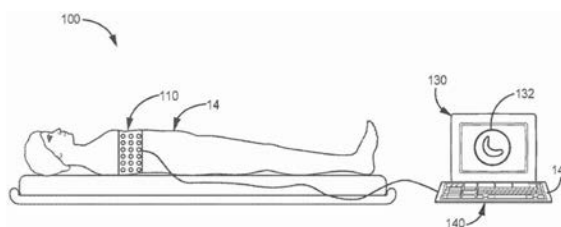
权利要求书2页 说明书28页 附图21页

(54)发明名称

QRS偏移和起始确定

(57)摘要

示例性系统和方法可以被配置成根据多个心脏信号生成分散信号,并根据多个心脏信号确定QRS起始时间值和QRS偏移时间值。QRS起始时间值和QRS偏移时间值可用于测量或捕获激动时间。



1. 一种系统,包括:

电极装置,所述电极装置包括多个电极,以从患者的组织监测电活动;以及

计算装置,所述计算装置包括处理电路系统并且被耦合到所述电极装置,所述计算装置被配置用于:

使用所述多个电极监测电活动以随时间生成多个心脏信号,

根据所述多个心脏信号生成分散信号,其中所述分散信号表示所述多个心脏信号随时间的分散,并且

基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值。

2. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述计算装置被进一步配置成确定在与所述至少一个QRS波群相对应的所述QRS起始时间值与所述QRS偏移时间值之间的QRS持续时间内的所述多个心脏信号中的每一个心脏信号内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间。

3. 如权利要求2所述的系统,其特征在于,所述计算装置被进一步配置成基于所述多个心脏信号中的每一个心脏信号内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的所述激动时间来确定电异质性的至少一个度量。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的系统,其特征在于,所述多个电极包括位于靠近所述患者的皮肤的多个外部电极。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的系统,其特征在于,所述多个电极包括位于所述患者体内的多个内部电极。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的系统,其特征在于,根据所述多个心脏信号生成分散信号包括确定所述多个心脏信号随时间的标准偏差。

7. 如权利要求1至6中任一项所述的系统,其特征在于,所述计算装置被进一步配置成选择所述分散信号中的在选定时间段内的一部分,以及

其中基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值包括:基于所述分散信号中的选定部分来确定所述选定时间段的所监测的电活动内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的所述QRS起始时间值和所述QRS偏移时间值。

8. 如权利要求1至7中任一项所述的系统,其特征在于,基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

确定所述分散信号的最大分散值;并且

使用所述最大分散值确定所述QRS起始时间值和所述QRS偏移时间值。

9. 如权利要求1至8中任一项所述的系统,其特征在于,基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

确定所述分散信号中的在所述分散信号的最大分散值之前的第一时间段内的最小分散值,以确定所述QRS起始时间值,以及

确定所述分散信号中的在所述分散信号的所述最大分散值之后的第二时间段内的最

小分散值,以确定所述QRS偏移时间值。

10. 如权利要求1至9中任一项所述的系统,其特征在于,基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

确定所述分散信号中的在所述分散信号的最大分散值之前的第一时间段内的最晚分散值,以确定所述QRS起始时间值,其中所述最晚分散值小于或等于所述分散信号中的在所述第一时间段内的最小分散值的选定百分比,以及

确定所述分散信号中的在所述分散信号的所述最大分散值之后的第二时间段内的最早分散值,以确定所述QRS起始时间值,其中所述最早分散值小于或等于所述分散信号中的在所述第二时间段内的最小分散值的选定百分比。

11. 如权利要求1至10中任一项所述的系统,其特征在于,所述计算装置被进一步配置用于:

确定所述多个心脏信号中的每一个心脏信号的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的所述QRS起始时间值和所述QRS偏移时间值之间的绝对振幅;

基于所述绝对振幅选择所述多个心脏信号中的一个或多个心脏信号;以及

确定在与所述至少一个QRS波群相对应的所述QRS起始时间值与QRS偏移时间值之间的所述QRS持续时间内的选定的一个或多个心脏信号中的每一个心脏信号内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间。

12. 如权利要求1至11中任一项所述的系统,其特征在于,所述计算装置被进一步配置成在确定所述分散信号之前从所述多个心脏信号中去除一个或多个有噪声的心脏信号,其中通过标识包括大于或等于阈值的绝对曲线下面积的心脏信号来标识所述一个或多个有噪声的心脏信号。

13. 如权利要求1至12中任一项所述的系统,其特征在于,所述计算装置被进一步配置成在图形用户界面上显示使用所确定的QRS起始时间值和QRS偏移时间值导出的一个或多个度量,其中所述一个或多个度量包括所述多个心脏信号中的每一个心脏信号的激动时间。

QRS偏移和起始确定

[0001] 本申请要求2017年3月15日提交的美国临时申请序列号62/471,938的权益,其全部内容通过引用以其整体并入本文。

[0002] 本文的公开涉及用于根据多个心脏信号确定QRS起始(onset)和偏移时间值的系统和方法。

发明内容

[0003] 本文描述的示例性系统、方法和界面可以被配置成帮助用户(例如,医生)评估患者和/或评估心脏治疗(例如,在心脏治疗装置的植入期间和/或在植入心脏治疗装置之后对患者执行的的心脏治疗)。在一个或多个实施例中,系统、方法和界面可以被描述为非侵入性的。例如,在一些实施例中,系统、方法和界面可不需要或不包括植入式设备(诸如,引线、探针、传感器、导管、植入式电极等)来从患者的组织监测或获取多个心脏信号以用于评估患者和/或心脏治疗。替代地,该系统、方法和界面可以使用非侵入性地使用例如在患者的躯干周围附连到患者的皮肤的多个外部电极获得的电测量。

[0004] 在一个或多个实施例中,系统、方法和界面可使用或包括植入式设备(诸如,引线、探针、植入式电极等)来从患者的组织监测或获取多个心脏信号,以用于评估患者和/或心脏治疗。例如,系统、方法和界面可以使用例如使用长期或临时植入患者体内的多个植入式电极获得的电测量。

[0005] 一个示例性系统可以包括电极装置和计算装置,该计算装置包括一个或多个处理器并且被耦合到电极装置。电极装置可包括多个电极以从患者的组织监测电活动。计算装置可以被配置成使用多个电极监测电活动以随时间生成多个心脏信号并且根据多个心脏信号生成分散(dispersion)信号。分散信号可以表示多个心脏信号随时间的分散。计算装置可以被进一步配置成基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值。

[0006] 一种示例性方法可包括使用多个电极从患者的组织监测电活动以随时间生成多个心脏信号,并根据多个心脏信号生成分散信号。分散信号可以表示多个心脏信号随时间的分散。示例性方法可进一步包括基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值。

[0007] 在一个或多个实施例中,计算装置可进一步被配置成执行或者该方法可以进一步包括:确定在与至少一个QRS波群相对应的QRS起始时间值与QRS偏移时间值之间的QRS持续时间内的多个心脏信号中的每一个心脏信号内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间。进一步地,计算装置可以被进一步配置成执行或者该方法可以进一步包括:基于多个心脏信号中的每一个心脏信号内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间来确定电异质性的至少一个度量。

[0008] 在一个或多个实施例中,多个电极可包括位于靠近患者皮肤的多个外部电极和/或位于患者体内的多个内部电极。在一个或多个实施例中,根据多个心脏信号生成分散信号可以包括确定多个心脏信号随时间的标准偏差。

[0009] 在一个或多个实施例中,计算装置可以被进一步配置成执行或者该方法可以进一步包括:选择分散信号中的在选定时间段内的一部分。基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值可以包括:基于分散信号中的该选定部分来确定选定时间段的所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值。在一个或多个实施例中,选定时间段可小于或等于5秒。

[0010] 在一个或多个实施例中,基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值可以进一步包括:确定分散信号的最大分散值并使用该最大分散值确定QRS起始时间值和QRS偏移时间值。在一个或多个实施例中,基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值可以进一步包括:对分散信号进行滤波,以去除分散信号中的小于或等于分散信号的最大分散值的选定百分比的一个或多个值。在一个或多个实施例中,基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值可以进一步包括:对分散信号进行滤波,以去除分散信号中的与多个心脏信号中的T波和P波中的至少一者相对应的一个或多个分散值。

[0011] 在一个或多个实施例中,基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值可以进一步包括:确定分散信号中的在分散信号的最大分散值之前的第一时间段内的最小分散值以确定QRS起始时间值,并且确定分散信号中的在分散信号的最大分散值之后的第二时间段内的最小分散值以确定QRS偏移时间值。在一个或多个实施例中,第一时间段和第二时间段中的每一者可以小于或等于120毫秒。在一个或多个实施例中,第一时间段和第二时间段中的每一者可以小于或等于200毫秒。

[0012] 在一个或多个实施例中,基于分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值可以进一步包括:确定分散信号中的在分散信号的最大分散值之前的第一时间段内的最晚 (latest) 分散值以确定QRS起始时间值,并且确定分散信号中的在分散信号的最大分散值之后的第二时间段内的最早分散值以确定QRS起始时间值,其中该最晚分散值小于或等于分散信号中的在第一时间段内的最小分散值的选定百分比,该最早分散值小于或等于分散信号中的在第二时间段内的最小分散值的选定百分比。

[0013] 在一个或多个实施例中,计算装置可以进一步被配置成执行或者该方法可以进一步包括:确定多个心脏信号中的每一个心脏信号的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值之间的绝对振幅,基于该绝对振幅选择多个心脏信号中的一个或多个心脏信号,并且确定与至少一个QRS波群相对应的QRS起始时间值与QRS偏移时间值之间的QRS持续时间内的选定的一个或多个心脏信号中的每一个心脏信号内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间。在一个或多个实施例中,基于绝对振幅选择多个心脏信号中的一个或多个心脏信号可以包括:选择多个心脏信号中的定义大于或等于阈值的绝对振幅的一个或多个心脏信号,并且该阈值可小于多个心脏信号的中值绝对振幅。

[0014] 在一个或多个实施例中,计算装置可以被进一步配置成执行或者该方法可以进一步包括:在确定分散信号之前从多个心脏信号中去除一个或多个有噪声的心脏信号。进一

步地,在一个或多个实施例中,可以通过标识包括大于或等于阈值的绝对曲线下面积的心脏信号来标识一个或多个有噪声的心脏信号。在一个或多个实施例中,至少一个QRS波群可包括多个QRS波群。

[0015] 在一个或多个实施例中,计算装置可以被进一步配置成执行或者该方法可以进一步包括:响应于使用所确定的QRS起始时间值和QRS偏移时间值导出的一个或多个度量来调整心脏治疗和/或在图形用户界面上显示使用所确定的QRS起始时间值和QRS偏移时间值导出的一个或多个度量。进一步地,一个或多个度量可以包括多个心脏信号中的每一个心脏信号的激动时间。

[0016] 电极装置(例如,“ECG带(belt)”)可以用于各种心脏再同步治疗(CRT)应用,该各种CRT应用包括基于从根据身体表面上的多个电极计算的激动时间导出的电异质性的一个或多个度量来优化引线位置/起搏参数等。激动时间的确定可以包括基于来自身体表面上的所有电极的心脏信号或心电图(ECG)信号来确定QRS波群(去极化活动)的最早起始和最晚偏移。

[0017] 各种系统和方法可以根据ECG的单个心脏信号或通道标识QRS起始/偏移。针对多个通道重复单通道QRS起始/偏移标识或确定可涉及相当大的计算开销(expense)。本文公开的示例性系统和方法可以被描述为启用基于单个复合时变信号的对QRS起始时间值和QRS偏移时间值的自动确定,该单个复合时变信号在任何时刻表示跨(across)患者身体表面上的所有或至少不止一个心脏信号/ECG通道的振幅的分散(例如,标准偏差)。

[0018] 进一步地,示例性系统和方法可以使用在每个采样时间点处的跨被确定为与身体表面接触或使得与身体表面接触(例如,基于阻抗)的所有或不止一个电极的分散测量来隔离QRS波群。分散测量可以指利用在身体表面标测(map)期间收集的跨多个通道的信号幅度和极性的差异的任何测量—包括但不限于—标准偏差、方差(variance)系数、范围和绝对偏差,它们通常是关于像平均值、众数(mode)或中值之类的集中趋势的测量获得的。更进一步地,示例性系统和方法可以建立阈标准,以从来自身体表面标测的心电图测量消除有噪声通道,以例如加强确定的准确性和置信度。

[0019] 示例性系统和方法可以用于如下的应用:根据涉及用于确定激动时间的多个ECG/远场EGM(例如,身体表面标测)的数据以及从用于逐个心跳地同时标测电活动的具有在心脏腔体(例如,RV或LV)内部的多个单极电极的一群(constellation)导管篮(catheter-basket)或球囊标测的数据,标识心脏去极化起始和偏移时间值。

[0020] 在一个或多个实施例中,示例性系统和方法可以被描述为使用QRS峰检测,该QRS峰检测使用分散测量。在每个时间点处,可以跨所有心脏信号或ECG通道计算分散测量。可以计算局部时间窗口中的最大分散,并且可以计算取决于最大分散值的阈值(例如,一时间窗口内的局部最大分散值)。窗口中的信号达到局部确定的分散阈值的第一点可用于确定QRS波群的峰值或最大值。可以描述示例性系统和方法可以获得或得到窗口或局部时间区域,找到该窗口内的最大分散,并基于最大值设置阈值(例如,最大值的75%)。在该窗口中达到该阈值的第一点处,可以确定下一局部最大值,该下一局部最大值将被标识为该窗口的QRS峰分散值或最大分散值。

[0021] 在不使用阈值的另一实施例中,来自电极的信号被高通滤波以减少T波和P波活动,可以根据经滤波的信号生成单个分散信号,并且可以在短的时间段(例如,1000毫秒)中

执行信号获取以仅包括一个或两个心动周期,该一个或两个心动周期的峰QRS可以通过找到分散信号的最大振幅来标识。

[0022] 在一个或多个实施例中,示例性系统和方法可以被描述为使用分散测量来检测QRS波群起始和偏移。使用先前确定的QRS峰,可以通过在每个QRS峰之前的局部时间帧(例如,时间窗口、选定时间段等)中标识最小分散的时间或最小分散的选定百分比(例如,具有最小分散的10%)的时间来确定每个QRS波群起始。类似地,可以通过在每个QRS峰之后的局部时间帧(例如,时间窗口、选定时间段等)中标识最小分散的时间或最小分散的选定百分比(例如,具有最小分散的10%)的时间来确定每个QRS偏移。

[0023] 在一个或多个实施例中,示例性系统和方法可被描述为被配置成消除有噪声通道。为了减少有噪声通道的数量,可以建立QRS波群振幅的软件级阈值。在确定QRS起始和偏移之后,可以针对每个心脏信号或ECG通道计算起始值与偏移值之间的绝对(例如,峰到峰)振幅。阈值随后可以被建立处于中值绝对振幅值的某个分数(fraction)。具有小于所确定的或所计算的阈值的振幅的任何心脏信号或ECG通道可以不用于计算激动时间。

[0024] 用于身体表面标测计算的自动信号特征隔离和降噪可以被描述为用于各种心脏病患者评估和/或治疗评估工具的精简(streamlining)计算。结果,患者级数据分析可以更准确和一致,并且可以进一步简化医师的角色,这可以提高患者评估的效率。进一步地,示例性系统和方法可被描述为对于电激动图的自动处理是有用的,该电激动图的自动处理可与其他设备中的其他自动化例程集成。

[0025] 在一个或多个实施例中,示例性系统和方法可用于调整心脏治疗配置并确定QRS波群的起始、偏移和持续时间以及由新的心脏设备配置产生的所得的激动异质性。进一步地,可以在图形用户界面上显示电异质性从基线状况的任何变化。进一步地,用户可以基于异质性的变化来选择一个或多个心脏治疗配置,并且示例性系统和方法可以帮助用户这样做。

[0026] 以上发明内容不旨在描述本公开的每一个实施例或每一种实现方式。通过参考以下结合所附图获得的实施方式以及权利要求书,更完整的理解将变得明显和可理解。

附图说明

[0027] 图1是包括电极装置、显示装置和计算装置的示例性系统的图。

[0028] 图2-3是用于测量躯干表面电势的示例性外部电极装置的图。

[0029] 图4是用于根据多个心脏信号确定QRS持续时间的示例性方法的框图。

[0030] 图5是根据图4的分散信号确定QRS持续时间的更详细的框图。

[0031] 图6是从表面电极监测的多个心脏信号的示例性图。

[0032] 图7是图6的多个心脏信号的子集的示例性图。

[0033] 图8是包括低频噪声的心脏信号的示例性图。

[0034] 图9是覆盖在未滤波的多个心脏信号上的分散信号的示例性图,以及在覆盖在滤波之后的多个心脏信号上的分散信号的示例性图。

[0035] 图10是覆盖在图7的多个心脏信号的子集上的分散信号的示例性图。

[0036] 图11是图10的分散信号的示例性图。

[0037] 图12是图11的分散信号的一部分的示例性图,该部分包括最大分散值或峰分散值的标识。

[0038] 图13是图12的分散信号的一部分的示例性图,该部分包括在与QRS持续时间的起始或起始时间值相对应的最大值之前的起始分散值的标识。

[0039] 图14是图12的分散信号的一部分的示例性图,该部分包括在与QRS持续时间的偏移或偏移时间值相对应的最大值之后的偏移分散值的标识。

[0040] 图15是包括多个QRS波群和使用本文描述的示例性方法和系统所标识的QRS起始和偏移的多个心脏信号的示例性图。

[0041] 图16是包括单个QRS波群和使用本文描述的示例性方法和系统所标识的QRS起始和所标识的偏移的多个心脏信号的示例性图。

[0042] 图17是使用手动确定的QRS持续时间和由本文描述的示例性方法和系统确定的QRS持续时间生成的激动时间的标准偏差(SDAT)的差异的示例性图。

[0043] 图18是使用手动确定的QRS持续时间和由本文描述的示例性方法和系统确定的QRS持续时间生成的平均左替代(left surrogate)电激动时间(LVAT)的差异的示例性图。

[0044] 图19是包括示例性植入式医疗设备(IMD)的示例性系统的图。

[0045] 图20A是图20的示例性IMD的图。

[0046] 图20B是设置在图20A的左心室中的电引线的远端的放大视图的图。

[0047] 图21A是示例性IMD(例如图19-20的系统的IMD)的框图。

[0048] 图21B是图19-20的系统中采用的示例性IMD(例如,植入式脉冲发生器)电路系统和相关联引线的另一框图。

具体实施方式

[0049] 在以下对说明性实施例的详细描述中,参考了所附附图,这些附图形成实施例的一部分,并且在这些附图中以说明方式示出了可实践的具体实施例。应当理解,可以采用其他实施例,并且可以作出结构改变而不背离(例如,仍落入)在此所呈现的本公开的范围。

[0050] 将参照图1-21来描述示例性系统和方法。对于本领域的技术人员将是清楚的是,来自一个实施例的元件或过程可以与其他实施例的元件或过程结合使用,并且使用本文阐明的特征的组合的这种方法 and 系统的可能实施例并不限于附图中示出的和/或本文描述的具体实施例。进一步地,将认识到,本文中所描述的实施例可包括并不一定按比例示出的许多元件。仍进一步地,将认识到,本文中的过程的计时以及各种元件的尺寸和形状可被修改但仍落在本公开的范围,虽然某些计时、一个或多个形状和/或尺寸、或元件的类型相对于其他计时、形状和/或尺寸、或元件的类型可能是有利的。

[0051] 可以在参考位置(例如,所述参考位置可以是在植入期间针对左心室引线的选定位置)附近使用单极心电图(ECG)记录检测或估算(estimate)心脏电激动时间。可以通过获取ECG信号并生成从不同ECG位置测得的电激动时间(例如,去极化)的度量的系统测量此类电激动时间并将其显示或传送给植入器(implanter)。

[0052] 不同的示例性系统、方法和界面可以被配置成使用包括外部电极的电极装置、显示装置和计算装置来非侵入性辅助用户(例如,医师)评估患者的状况和/或正在患者身上被执行的心脏治疗。在图1中描绘了包括电极装置110、显示装置130和计算装置140的示例

性系统100。

[0053] 所示的电极装置110包括多个电极,所述多个电极被合并到、或被包括在围绕患者14的胸部或躯干而缠绕的带内。电极装置110被可操作地耦合到计算装置140(例如,通过一个或多个有线电连接、无线地等),以将来自电极中的每一个的电信号提供给计算装置140以供分析、评估等。示例性电极装置可被描述于2016年4月26日公告的题为“生物电传感器设备和方法(Bioelectric Sensor Device and Methods)”的美国专利No.9,320,446中,该专利通过引用以其整体并入本文。进一步地,示例性电极装置110将参照图2-3被更详细地描述。

[0054] 尽管在此未描述,但是示例性系统100可以进一步包括成像装置。该成像装置可以是配置成以非侵入方式对该患者的至少一部分进行成像或提供该患者的至少一部分的图像的任何类型的成像装置。例如,除了诸如造影溶液之类的非侵入性工具之外,成像装置可不使用可位于患者体内以提供患者的图像的任何部件或部分。应当理解,本文描述的示例性系统、方法和界面可以进一步使用成像装置来与评估心脏治疗相结合地向用户(例如,医师)提供非侵入性辅助以将起搏电极或起搏向量定位在患者心脏附近或选择患者心脏附近的起搏电极或起搏向量。

[0055] 例如,示例性系统、方法和界面可以提供图像引导导航,同时还提供包括确定位置信息(例如,电极的位置信息)的无创心脏治疗评估,该图像引导导航可以用于在患者体内导航包括电极、无引线电极、无线电极、导管等的引线。使用成像装置和/或电极装置的示例性系统和方法可被描述于2013年6月12日提交的并且题为“植入式电极位置选择(Implantable Electrode Location Selection)”的美国专利申请No.13/916,353、2013年6月12日提交的并且题为“植入式电极位置选择(Implantable Electrode Location Selection)”的美国专利申请No.13/916,377、2014年3月27日提交的并且题为“用于标识有效电极的系统、方法和界面(Systems,Methods,and Interfaces for Identifying Effective Electrodes)”的美国专利申请No.14/227,955、2014年3月27日提交的并且题为“用于标识光学电向量的系统、方法和界面(Systems,Methods,and Interfaces for Identifying Optical Electrical Vectors)”的美国专利申请14/227,919,这些专利申请中的每一个通过引用以其整体并入本文。

[0056] 示例性成像装置可以被配置成捕获X射线图像和/或任何其他替代成像模式。例如,该成像装置可以被配置成使用同心荧光镜检查、双平面荧光镜检查、超声、计算机断层成像术(CT)、多层面计算机断层成像术(MSCT)、磁共振成像(MRI)、高频超声(HIFU)、光学相干断层成像术(OCT)、血管内超声(IVUS)、二维(2D)超声、三维(3D)超声、四维(4D)超声、术中CT、术中MRI等来捕获图像或图像数据。进一步地,应当理解的是,成像装置可以被配置成捕获多个连续图像(例如,连续地)以便提供视频帧数据。换言之,使用成像装置随时间获得的多个图像可以提供视频帧数据或运动图片数据。附加地,还可以以二维、三维或四维获得并显示图像。还可通过合并来自图集(map)或来自MRI、CT或超声波心动图模态捕获的术前图像数据的心脏数据或其他软组织数据来实现心脏或身体的其他区域的以更先进的形式的四维表面渲染。来自混合模态的图像数据集(诸如,与CT结合的正电子发射断层扫描(PET)、或者与CT结合的单光子发射计算机断层扫描(SPECT))也可以提供叠加在解剖学数据上的功能性图像数据,例如以用于将治疗装置导航到心脏或者其他感兴趣的区域内的目

标位置附近。

[0057] 可用于与本文描述的示例性系统和方法结合使用的系统和/或成像装置在以下申请中被描述：埃夫隆 (Evron) 等人的2005年1月13日公布的美国专利申请公开号2005/0008210、萨克 (Zarkh) 等人的2006年4月6日公布的美国专利申请公开号2006/0074285、萨克等人的2011年5月12日公布的美国专利申请公开号2011/0112398、布拉达 (Brada) 等人的2013年5月9日公布的美国专利申请公开号2013/0116739、埃夫隆等人的2005年12月27日发布的美国专利号6,980,675、欧克朗德 (Okerlund) 等人的2007年10月23日发布的美国专利号7,286,866、雷迪 (Reddy) 等人的2011年12月11日发布的美国专利号7,308,297、布瑞尔 (Burrell) 等人的2011年12月11日发布的美国专利号7,308,299、埃夫隆等人的2008年1月22日发布的美国专利号7,321,677、欧克朗德等人的2008年3月18日发布的美国专利号7,346,381、布瑞尔等人的2008年11月18日发布的美国专利号7,454,248、瓦斯 (Vass) 等人的2009年3月3日发布的美国专利号7,499,743、欧克朗德等人的2009年7月21日发布的美国专利号7,565,190、萨克等人的2009年9月8日发布的美国专利号7,587,074、亨特 (Hunter) 等人的2009年10月6日发布的美国专利号7,599,730、瓦斯等人的2009年11月3日发布的美国专利号7,613,500、萨克等人的2010年6月22日发布的美国专利号7,742,629、欧克朗德等人的2010年6月29日发布的美国专利号7,747,047、埃夫隆等人的2010年8月17日发布的美国专利号7,778,685、瓦斯等人的2010年8月17日发布的美国专利号7,778,686、欧克朗德等人的2010年10月12日发布的美国专利号7,813,785、瓦斯等人的2011年8月9日发布的美国专利号7,996,063、亨特等人的2011年11月15日发布的美国专利号8,060,185、以及弗拉德 (Verard) 等人的2013年3月19日发布的美国专利号8,401,616,这些专利中的每一个通过引用以其整体结合在此。

[0058] 显示装置130和计算装置140可以被配置成显示和分析数据,诸如,电信号(例如,心电图数据)、表示机械心脏功能和电心功能中的至少一者的心脏信息等。心脏信息可包括例如使用利用电极装置110搜集、监测或收集的电信号生成的电异质性信息或电不同步信息、替代电激动信息或数据等。在至少一个实施例,计算装置140可以是服务器、个人计算机、或者平板计算机。计算装置140可以被配置成从输入装置142接收输入并且向显示装置130传输输出。进一步地,计算装置140可以包括数据存储,该数据存储可以允许访问处理程序或例程和/或一个或多个其他类型的数据,例如,以用于驱动被配置成非侵入性地帮助用户评估起搏位置(例如,用于起搏的植入式电极的位置、由特定起搏向量递送的起搏治疗的位置等)的图形用户界面。

[0059] 计算装置140可以被可操作地耦合至输入装置142和显示装置130,以例如向或从输入装置142和显示装置130中的每一者传输数据。例如,可以使用例如模拟电气连接、数字电气连接、无线连接、基于总线的连接、基于网络的连接、基于互联网的连接等将计算装置140电耦合至输入装置142和显示装置130中的每一个。如在本文进一步描述的,用户可以向输入装置142提供输入,以便操控或修改在显示装置130上显示的一个或多个图形描绘并且查看和/或选择与心脏治疗有关的一条或多条信息。

[0060] 尽管如所描绘的输入装置142是键盘,但是应当理解的是,输入装置142可以包括能够向计算装置140提供输入以便执行在本文描述的功能、方法、和/或逻辑的任何装置。例如,输入装置142可包括鼠标、追踪球、触摸屏(例如,电容触摸屏、电阻触摸屏、多点触摸屏

等)等。同样地,显示装置130可以包括能够向用户显示信息的任何装置,诸如,包括心脏信息、文本指令、电激动信息的图形描绘、人类心脏的解剖结构的图形描绘、患者心脏的图像或图形描绘、一个或多个电极的位置的图形描绘、人类躯干的图形描绘、患者躯干的图像或图形描绘、植入的电极和/或引线的图形描绘或实际图像等的图形用户界面132。进一步地,显示装置130可以包括液晶显示器、有机发光二极管屏、触摸屏、阴极射线管显示器等。

[0061] 由计算装置140存储和/或执行的处理程序或例程可以包括用于如下各项的程序或例程:计算数学、矩阵数学、分散确定(例如,标准偏差、方差、范围、四分位范围、平均绝对差、平均绝对偏差等)、滤波算法、最大值确定、最小值确定、阈确定、移动窗口算法、分解算法、压缩算法(例如,数据压缩算法)、校准算法、图像构建算法、信号处理算法(例如,各种滤波算法、傅立叶变换、快速傅立叶变换等)、标准化算法、比较算法、向量数学或实现本文描述的一个或多个示例性方法和/或过程所需的任何其他处理。由计算装置140存储和/或使用的数据可以包括例如来自电极装置110的电信号/波形数据、分散信号、窗口化(windowed)分散信号、各种信号的各部或各部分、来自电极装置110的电激动时间、图形(例如,图形元素、图标、按钮、窗口、对话框、下拉菜单、图形区域、图形区、3D图形等)、图形用户界面、来自根据本文的公开采用的一个或多个处理程序或例程的结果(例如,电信号、心脏信息等)、或可对于执行本文描述的一个和/或多个过程或方法所需的任何其他数据。

[0062] 在一个或多个实施例中,可以使用在可编程计算机上执行的一个或多个计算机程序来实现示例性系统、方法和界面,所述可编程计算机诸如包括例如处理能力、数据存储(例如,易失性或非易失性存储器和/或存储元件)、输入设备、和输出设备的计算机。本文中所描述的程序代码和/或逻辑可以应用于输入数据以便执行本文中所描述的功能并且生成所期望的输出信息。输出信息可以作为输入而应用于如本文中所描述的或将以已知的方式应用的一个或多个其他设备和/或方法。

[0063] 可以使用任何可编程语言来提供用于实施本文中所描述的系统、方法、和/或界面的一个或多个程序,所述可编程语言例如,适用于与计算机系统通信的高级程序化编程语言和/或面向对象的编程语言。任何这种程序可以例如存储在可由通用程序或专用程序可读的任何合适的设备(例如,存储介质)上,所述通用程序或专用程序在计算机系统(例如,包括处理装置)上运行以用于在读取合适的设备来执行本文中所描述的的程序时对计算机系统进行配置和操作。换言之,至少在一个实施例中,可以使用配置有计算机程序的计算机可读存储介质来实现示例性系统、方法、和/或界面,其中,如此配置的存储介质使计算机以具体的且预定义的方式操作以便执行本文中所描述的功能。进一步地,在至少一个实施例中,示例性系统、方法、和/或界面可以被描述为由编码在一个或多个非瞬态介质中的逻辑(例如,目标代码)来实现,该一个或多个非瞬态介质包括用于执行的并且在由处理器执行时可操作用于执行诸如本文中所描述的方法、过程、和/或功能之类的操作的代码。

[0064] 计算装置140可以是例如任何固定或移动的计算机系统(例如,控制器、微控制器、个人计算机、小型计算机、平板计算机等)。计算装置140的精确配置并非限制性的,并且实质上可以使用能够提供适当的计算能力和控制能力(例如,图形处理等)的任何设备。如本文所述,数字文件可以是包含可由本文所描述的计算装置140可读取和/或可写入的数字位(例如,以二进制、三进制等编码)的任何介质(例如,易失性或非易失性存储器、CD-ROM、穿孔卡、诸如磁盘或磁带等的磁可记录介质)。同样,如本文中所描述的,用户可读格式的文件

可以是在由用户可读和/或可理解的任何介质(例如,纸张、显示器等)上可呈现的任何数据表示(例如,ASCII文本、二进制数、十六进制数、十进制数、图解等)。进一步地,计算装置140可以被描述为包括被配置成执行本文描述的说明性过程、方法和算法的一个或多个处理器或处理电路系统。

[0065] 在以上视图中,将显而易见的是,如在根据本公开的一个或多个实施例中描述的功能可以以如将对于本领域技术人员所已知的任何方式来实现。这样,计算机语言、计算机系统、或将用于实现本文中所描述的过程的任何其他软件/硬件不应当限制于本文中所描述的系统、过程或程序(例如,由此类系统、过程或程序提供的功能)的范围。

[0066] 患者心脏的电激动时间可对于评估患者的心脏状况和/或递送给患者的心脏治疗是有用的。可以使用如图1和图2-3中所示的电极装置110来监测或确定患者心脏的一个或多个区的替代电激动信息或数据。示例性电极装置110可以被配置用于测量患者14的身体表面电势,并且更具体地,患者14的躯干表面电势。如图2所示,示例性电极装置110可以包括一组电极112或电极112阵列、绑带113和接口/放大器电路系统116。电极112可以被附连或耦合到绑带113上并且绑带113可以被配置成围绕患者14的躯干缠绕,使得电极112环绕患者的心脏。如进一步所示的,电极112可以围绕患者14的外周定位,包括患者14的躯干的后部、侧面、后外侧、前外侧、和前部位置。

[0067] 进一步地,电极112可以经由有线连接118被电连接至接口/放大器电路系统116。接口/放大器电路系统116可以被配置成放大来自电极112的信号并且将这些信号提供给计算装置140。其他示例性系统可以使用无线连接来将由电极112感知到的信号传输到接口/放大器电路系统116,并且进而,传输到计算装置140,例如,作为数据的通道。例如,可以使用例如模拟电连接、数字电连接、无线连接、基于总线的连接、基于网络的连接、基于互联网的连接等将接口/放大器电路系统116电耦合到计算装置140和显示装置130中的每一者。

[0068] 尽管在图2的示例中电极装置110包括绑带113,但是在其他示例中,可以采用多种机制中的任何一个(例如,胶带或粘合剂)来帮助电极112的间隔和安置。在一些示例中,绑带113可以包括弹性带、胶带条或布。在其他示例中,电极112可以被单独放置在患者14的躯干上。进一步地,在其他示例中,电极112(例如,以阵列布置)可以是补片、背心的一部分或定位在补片、背心中,和/或将电极112紧固到患者14的躯干上的其他方式。

[0069] 电极112可以被配置成环绕患者14的心脏,并且在信号已经传播通过患者14的躯干之后记录或监测与心脏的去极化和复极化相关联的这些电信号。电极112中的每一个可以以单极配置使用以感测反映心脏信号的躯干表面电势。接口/放大器电路系统116还可以耦合至可以与每个电极112组合使用以用于单极感测的返回电极或中性电极(未示出)。在一些示例中,可能存在空间上围绕患者躯干分布的约12至约50个电极112。其他配置可以具有更多或更少的电极112。

[0070] 计算装置140可以记录并分析由电极112感知到的并且由接口/放大器电路系统116放大/调节的躯干表面电势信号。计算装置140可以被配置成分析来自电极112的信号以提供替代电激动信息或数据,诸如替代心脏电激动时间,例如表示患者的心脏的一个或多个区的实际或局部电激动时间,如在本文将进一步描述的。例如,在患者躯干的左前表面位置处测得的电信号可表示患者心脏的左前左心室区域的电信号,或可以是患者心脏的左前左心室区域的电信号的替代;在患者躯干的左侧表面位置处测得的电信号可表示患者心脏

的左侧左心室区域的电信号,或可以是患者心脏的左侧左心室区域的电信号的替代;在患者躯干的左后外侧表面位置处测得的电信号可表示患者心脏的后外侧左心室区域的电信号,或可以是患者心脏的后外侧左心室区域的电信号的替代;并且在患者躯干的后表面位置处测得的电信号可表示患者心脏的后左心室区域的电信号,或可以是患者心脏的后左心室区域的电信号的替代。在一个或多个实施例中,可以通过测量心脏去极化的起始(例如,QRS波群的起始)与心脏去极化的下一起始之间的时间段来执行对激动时间的测量。在一个或多个实施例中,可以通过测量心脏去极化的起始(例如,QRS波群的起始)与心脏复极化的结尾(conclusion)(例如,QRS波群的偏移)之间的时间段来执行对激动时间的测量。在一个或多个实施例中,可以通过选取适当的基准点(例如,近场或远场EGM的峰值、最小值、最小斜率、最大斜率、零交叉、阈交叉等)并且测量各基准点(例如,在电活动内的)之间的时间来执行对激动时间的测量。

[0071] 附加地,计算装置140可以被配置成提供描绘使用电极装置110获得的替代电激动时间的图形用户界面。示例性系统、方法和/或界面可以非侵入性地使用利用电极装置110收集的电信息来评估患者的心脏状况和/或被递送给患者的心脏治疗。

[0072] 图3示出包括多个电极112的另一示例性电极装置110,该多个电极112被配置成环绕患者14的心脏,并且在与心脏的去极化和复极化相关联的电信号已经传播通过患者14的躯干之后记录或监测这些电信号。电极装置110可以包括背心114,多个电极112可以被附连在背心114上,或电极112可以耦合至背心114上。在至少一个实施例中,多个电极112或电极112阵列可以用来收集电信息,诸如,例如替代电激动时间。类似于图2的电极装置110,图3的电极装置110可以包括通过有线连接118电耦合到电极112中的每一个并且被配置成将来自电极112的信号传输到计算装置140的接口/放大器电路系统116。如所示的,电极112可以被分布在患者14的躯干上,包括例如患者14的躯干的前表面、侧表面、后外侧表面、前外侧表面和后表面。

[0073] 背心114可以由编织物形成,其中电极112附连到编织物上。背心114可配置成维持患者14的躯干上的电极112的位置和间隔。进一步地,背心114可被标记以辅助确定患者14的躯干表面上的电极112的位置。在一些示例中,可存在围绕患者14的躯干分布的约25至约256个电极112,但其他配置可具有更多或更少的电极112。

[0074] 如在本文描述的,电极装置110可以被配置成测量表示患者心脏的不同区的电信息(例如,电信号)。例如,可以根据使用与患者心脏的不同区相对应的表面区域附近的表面电极测得的表面心电图(ECG)激动时间来粗略估计(approximate)患者的心脏的不同区域的激动时间。

[0075] 示例性系统、方法和界面可用于在评估患者的心脏健康或状态和/或评价心脏治疗(例如,在植入期间或植入之后当前被递送给患者的心脏治疗)时向用户提供非侵入性辅助。进一步地,示例性系统、方法和界面可用于辅助用户进行被递送给患者的心脏治疗的配置。

[0076] 图4中描绘的示例性方法200可用于根据多个心脏信号确定QRS波群的起始和偏移。示例性方法200通常可以被描述为用于评估患者的心脏健康和/或递送给患者的心脏治疗。

[0077] 示例性方法200可以包括使用多个电极监测或测量电活动202。如本文所述,多个

电极可包括例如使用在本文关于图1-3描述的装置和系统耦合到或附连到患者皮肤的外部表面电极。附加地,多个电极可包括例如使用本文关于图19-21描述的装置和系统植入在患者体内的一个或多个位置的植入式电极。更进一步地,多个电极可进一步包括临时植入的(例如,非永久性、非长期等)电极,诸如,使用篮状导管(basket catheter)等被定位在患者心脏的腔体中的电极、使用“护套标测(sock mapping)”工具等被定位在心脏外侧但围绕心脏(例如,心外膜空间)的电极进一步地,电极或电极装置可包括外部电极和植入的电极的混合或组合。无论所用的电极装置为哪种,示例性方法200包括监测来自至少两个电极或通道的电活动,并且更具体地,心脏信号或ECG信号。换句话说,可以从多个(n)电极(例如,身体表面电极)收集电信号。

[0078] 在图6中描绘了从表面电极监测的多个心脏信号300(例如,以毫伏为单位测得的电压信号)的示例性图。如图所示,在至少5000毫秒的时间段内监测多个心脏信号300。每条线表示多个信号中的一不同的心脏信号。如图所示,存在37个信号($n=37$) 302。

[0079] 在一个或多个实施例中,并非所有监测到的心脏信号202都可以由示例性方法200的其余部分使用。例如,可以从多个心脏信号中选择两个或更多个心脏信号以由方法200进一步使用。图7中描绘了图6的多个心脏信号301的信号子集301的示例性图。如图所示,存在32个信号($n=32$) 301。

[0080] 在一个或多个实施例中,示例性方法200可以从所监测的多个心脏信号中过滤或去除一个或多个心脏信号204。换句话说,可以从多个心脏信号中去除一个或多个有噪声的心脏信号。可以通过标识包括或定义大于或等于预滤波器阈值的绝对曲线下面积的心脏信号来标识一个或多个有噪声的心脏信号。

[0081] 在图8中描绘了包括低频噪声的心脏信号304的示例性图。该图描绘了共同的ECG伪影305,该共同的ECG伪影305可以被称为低频噪声。可以在皮下和皮肤ECG记录设备(诸如,例如植入的监测设备和/或外部电极装置)中观察到这种类型的噪声。临时和/或轻微接触问题(例如,与组织接触的电极)可能引起或生成低频基线漂移,这反过来可导致R波感测过程或算法将噪声检测为R波和/或不能感测接下来的两个或三个R波,因为例如噪声可大于后续的R波。本文描述的示例性方法和系统可以检测低频噪声305,以便能够从被监测的多个心脏信号中抑制或过滤这种类型的噪声。

[0082] 示例性方法200可以使用曲线下面积(AUC)对多个信号进行滤波204以检测低频噪声,使得例如当检测到噪声时,监测装置可以至少是暂时地停止监测或记录心脏信号。更具体地,滤波204可以评估心脏信号的选定部分的AUC,并且可以确定选定部分的AUC是否大于阈值,该阈值可以由选定部分内的所有信号数据来确定。

[0083] 例如,噪声伪影305的AUC 307大于阈值AUC值(例如,基线电压-时间值)。可以使用第一移动窗口或选定部分,该第一移动窗口或选定部分可以在当前时间点之前约0.01至约3秒。可以基于第一移动窗口或选定部分内的信号确定基线信号值(例如,电压)。阈值可以是移动窗口或选定部分内的AUC测量的中值、平均值或其他统计度量。

[0084] 在一个实施例中,可以计算在当前时间点之后的第二移动窗口或选定部分内的信号(例如,电压)的AUC 307。随后通过从第二移动窗口中的值减去来自第一移动窗口的基线值来计算AUC(例如, $AUC = \text{第二窗口中的EGM电压} - \text{第一窗口中的基线EGM电压}$)。如图8所示,低频噪声305的AUC 307可以高于典型R波或T波的AUC若干倍。

[0085] 在另一个实施例中,可以评估长达5秒长的信号的单个窗口。可以针对该窗口内的每个信号确定或计算AUC 307,如果期望的话,有机会减去基线ECG信号值。可以相对于AUC的某个统计值选择阈值(例如,该窗口中的中值AUC的3倍)。在阈值以上的信号可以被去除或“过滤掉”。

[0086] 附加地,在图9中描绘了使用曲线下面积(AUC)以检测低频噪声的对多个信号310的相同滤波204,以例如去除使用必定是脱离的电极或松散耦合的电极的外部电极所监测到的信号,以便改进R波计时准确性。更具体地,在图9中描绘了在这种滤波204之前的多个心脏信号310的示例性图和覆盖在在这种滤波204之后的多个心脏信号312上的分散信号314的示例性图。如图所示,从第一或顶部图(“滤波之前”)到第二或底部图(“滤波之后”),去除或过滤了一个或多个心脏信号,这可以导致在本文进一步的更好的分散信号描述,并且更好地标识与多个心脏信号内的QRS波群的R波相关联或相对应的峰值或最大值。

[0087] 示例性方法200可以进一步包括根据所监测的多个心脏信号202并且潜在地经滤波的多个心脏信号204生成分散信号206。分散信号可以表示多个心脏信号随时间的分散。分散信号可以是多个心脏信号随时间的标准偏差。在其他实施例中,分散信号可以是方差、方差系数、范围、平均绝对偏差、集中趋势的测量(例如,像平均值)、振幅的四分位偏差、关于像平均值、中值、众数和/或多个心脏信号随时间的另一统计测量之类的集中趋势的测量获得的中值绝对偏差。

[0088] 图10中描绘了覆盖在图7的多个心脏信号的子集301上的分散信号320的示例性图。计算在每个时间点处的跨子集中的所有信号301的标准偏差,以生成分散信号320。如图所示,细线是来自子集301的信号,并且粗黑线是在每个时间点处的跨所有信号计算的分散信号320(例如,标准偏差)。

[0089] 图11中描绘了图10的在没有多个心脏信号301的情况下的分散信号320的示例性扩展图,其在本文将参考分散信号320的用户被进一步描述。

[0090] 方法200可以使用分散信号来基于所生成的分散信号206来确定所监测的电话活动202内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值208。换句话说,所生成的分散信号可以用于确定起始时间值和QRS偏移时间值208,该起始时间值和QRS偏移时间值可稍后用于使用多个所监测的心脏信号进行各种测量,诸如,例如激动时间测量。QRS起始时间值可以被描述为指示当考虑多个所监测的心脏信号时心脏信号的QRS波群的启动或开始的时间值或时间点。QRS偏移时间值可以被描述为指示当考虑多个所监测的心脏信号时心脏信号的QRS波群的结束的时间值或时间点。QRS起始和偏移时间值可用于根据多个心脏信号计算一个或多个值或度量或使用多个心脏信号计算一个或多个值或度量,如本文将进一步描述的。

[0091] 在图5的流程图中进一步描绘了QRS起始时间值和QRS偏移时间值208的确定。如图所示,QRS起始时间值和QRS偏移时间值的确定208可以包括对分散信号窗口化230、对窗口化信号进行滤波232、确定最大分散值234、确定与最大分散值有关的最小分散值236、以及使用与最大分散值有关的起始分散值和偏移分散值确定QRS起始时间值和QRS偏移时间值238(例如,起始分散值和偏移分散值可以与同最大分散值有关的最小分散值相关238,诸如,最小分散值的一百分比)。

[0092] 可以通过选择分散信号320中的在选定的时间段322内的一部分321,来开始对QRS

起始时间值和QRS偏移时间值的确定208。选定的时间段322可以被描述为移动时间窗口，其可以沿着（由箭头325表示）分散信号320移动，使得可以沿着分散信号320在分散信号320的分散切片或部分321中执行分析。可以基于分散信号320的选定部分321，在选定时间段322的监测电活动内确定或标识每个QRS波群的QRS起始和偏移时间值。

[0093] 选定时间段或移动时间窗口可小于或等于约5秒。在其他实施例中，选定时间段或移动时间窗口可小于或等于约4.5秒、小于或等于约4秒、小于或等于约3.5秒、小于或等于约3秒、小于或等于约2.5秒、小于或等于约2秒、小于或等于约1秒等，和/或大于或等于约0.25秒、大于或等于约0.5秒、大于或等于约1.25秒、大于或等于约2.75秒、大于或等于约3.25秒、大于或等于约3.75秒、大于或等于约4.25秒等。进一步地，在一个或多个实施例中，可以基于患者的心率来选择或调整选定时间段或移动时间窗口，以便捕获例如每选定时间段一个QRS波群、每选定时间段两个或更多个QRS波群。在至少一个实施例中，在大多数情况下可以定义选定时间段或移动时间窗口以捕获单个QRS波群。

[0094] 在图11所描绘的示例中，使用1000毫秒的选定时间段或移动时间窗口322，其在评估各个分散值时移位（由箭头325表示）。

[0095] 在确定选定时间段322内的最大分散值之前，示例性方法208可以使用一种或多种滤波技术或过程来选择性地对窗口化信号进行滤波232，以例如避免不与QRS波群相对应的信号伪影，诸如P波、T波以及噪声。为此，在一个实施例中，可确定阈值327，并且可当在选定时间段322内确定最大分散值时，仅考虑大于阈值327的分散值。如图11所示，阈值由选定时间段322内的水平线327表示。阈值可以基于一个或多个统计或度量，其被设计为允许保留峰分散值或最大分散值，同时消除在标识峰值或最大值时可能不相关的分散值。阈值可以基于分散信号320的最大分散值的选定百分比或由其限定。换句话说，可以对分散信号进行滤波232以去除分散信号320中的小于或等于分散信号的最大分散值的选定百分比的一个或多个值。选定的百分比可以大于或等于约50%、大于或等于约65%、大于或等于约75%、大于或等于约85%等，和/或小于或等于约90%、小于或等于约80%、小于或等于约70%、小于或等于约60%等。

[0096] 在其他实施例中，可以使用高通滤波来对分散信号320进行滤波，以去除分散信号的与多个心脏信号中的T波和P波中的至少一者相对应的一个或多个分散值。进一步地，通过滤波器（例如，高通）对多个心脏信号进行滤波可以去除像P波和T波之类的较低频率分量，同时保留较高频率的QRS。可以与本文描述的说明性系统和方法一起使用的附加说明性滤波过程可以被描述于题为“心脏信号中的噪声信号的检测 (Detection of Noise Signals in Cardiac Signals)”并且2017年11月3日提交的美国专利申请序列号15/802,615，该美国专利申请通过引用以其整体并入本文。

[0097] 为了用于确定QRS起始和偏移时间值208，可以在选定时间段322内确定最大分散值234。在图12中描绘了在选定时间段322内的图11的分散信号320的选定部分321的示例性图。在该实施例中，可以通过针对选定时间段分析第一分散值超过阈值327之后的分散值中的每一个来确定最大分散值330。在其他实施例中，可以评估在阈值327以上的所有分散值。如图所示，选定时间段是120毫秒。在另一实施例中，选定时间段可以是200毫秒。在其他实施例中，选定时间段可以大于或等于约80毫秒 (ms)、大于或等于约100ms、大于或等于约140ms、大于或等于约160ms、大于或等于约180毫秒、大于或等于约220毫秒、大于或等于约

240毫秒等,和/或小于或等于约250毫秒、小于或等于约230毫秒、小于或等于约210ms、小于或等于约190ms、小于或等于约150ms、小于或等于约130ms等。

[0098] 如图所示,确定最大分散值330。附加地,如图所示,消隐时段331超出所确定的最大分散值330延伸达选定的消隐时间段,在该消隐时段331内将不标识进一步的峰分散值或最大分散值(例如,以避免噪声、T波等)。在该示例中,消隐时间段321是200毫秒。在其他实施例中,消隐时间段321可以大于或等于约50毫秒、大于或等于约150毫秒、大于或等于约300毫秒、大于或等于约400毫秒等,和/或小于或等于约500毫秒、小于或等于约350毫秒、小于或等于约250毫秒、小于或等于约100毫秒等。

[0099] 在确定234最大分散值或峰分散值330之后,可以确定接近最大分散值330的起始和偏移分散值236,该起始和偏移分散值可以用于确定QRS起始和偏移时间值。例如,可以确定起始分散值332以得到QRS起始时间值,并且可以确定偏移分散值334以得到QRS偏移时间值。与QRS起始时间值相对应的起始分散值332可以出现在最大分散值330之前,并且与QRS偏移时间值相对应的偏移分散值334可以出现在最大分散值330之后。

[0100] 在一个或多个实施例中,可以在如图13所示的分散信号320的最大分散值330之前的第一时间段340内确定分散信号320的与QRS起始时间值相对应的起始分散值332。同样地,可以在如图14所示的分散信号320的最大分散值330之后或往后的第二时间段342内确定分散信号320的与QRS偏移时间值相对应的偏移分散值334。

[0101] 在最大分散值330之前的以及在最大分散值330之后出现的起始和偏移分散值可用于确定QRS起始和偏移时间值,该起始和偏移分散值在分别在第一和第二时间段340、342内的最小分散值的10%、20%、30%、40%、50%、60%或另一选定百分比或统计度量内。例如,起始分散值332可以是在分散信号320的最大分散值330之前的第一时间段340内的分散信号320的最晚分散值,该最晚分散值小于或等于分散信号320在第一时间段322内的最小分散值的110%,其可用于确定QRS起始时间值。进一步地,偏移分散值324可以是在分散信号320的最大分散值330之后的第二时间段342内的分散信号320的最早分散值,该最早分散值小于或等于分散信号320在第二时间段342内的最小分散值的110%。水平线344表示比第一时间段340内的最小分散值大10%,并且水平线346表示比第二时间段342内的最小分散值大10%。

[0102] 在另一实施例中,第一和第二时间段340、342内的最小分散值可分别用作起始和偏移分散值。

[0103] 起始和偏移分散值332、334可以分别用于确定QRS起始和偏移时间值238,因为起始和偏移分散值332、334在第一和第二时间段340、342内出现的时间值可分别是QRS起始时间值和QRS偏移时间值。换句话说,起始分散值332出现的时间是QRS起始时间值,并且偏移分散值334出现的时间是QRS偏移时间值。

[0104] 在图15中描绘了包括多个QRS波群和使用本文描述的示例性方法和系统的标识的QRS起始时间值350和偏移时间值352的多个心脏信号的示例性图,并且在图16中描绘了包括单个QRS波群和使用本文描述的示例性方法和系统的标识的QRS起始时间值350和标识的QRS偏移时间值352的多个心脏信号的示例性图。

[0105] QRS起始和偏移时间值可以用于确定多个心脏信号212中的每一个心脏信号的QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间。更具体地,可以参考图1-3使用本文所述的系统、方法

和过程,使用由多个心脏信号中的每一个心脏信号的QRS起始时间值和QRS偏移时间值定义的QRS持续时间内的一个或多个基准点来确定激动时间。

[0106] 在基于心脏信号和QRS起始和偏移时间值确定激动时间212之前,可以基于与多个心脏信号中的每一个心脏信号内的QRS起始时间值和QRS偏移时间值之间的心脏信号值相对应的一个或多个度量或统计来对有噪声的信号进行滤波210。例如,可以在多个心脏信号中的每一个心脏信号的QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值之间确定绝对振幅,并且可以基于该绝对振幅选择或过滤多个心脏信号中的一个或多个心脏信号。更具体地,在至少一个实施例中,选择多个心脏信号中的一个或多个心脏信号可以定义大于或等于阈值的绝对振幅,并且阈值小于多个心脏信号的中值绝对振幅。随后,可以基于选定的或经滤波的一个或多个心脏信号生成激动时间。

[0107] 可以基于激动时间生成214诸如电和机械心脏异质性的度量之类的一个或多个度量。可以在题为“来自表面ECG电极的电不同步和电激动模式的度量(METRICS OF ELECTRICAL DYSSYNCHRONY AND ELECTRICAL ACTIVATION PATTERNS FROM SURFACE ECG ELECTRODES)”并且在2013年6月12日提交的美国临时专利申请号61/834,133中描述了电异质性信息和其他心脏治疗信息,该申请通过引用以其整体并入本文。

[0108] 电异质性信息可以被定义为指示心脏的机械同步或不同步和/或心脏的电同步或不同步中的至少一者的信息。换句话说,电异质性信息可以表示实际机械和/或电功能的替代。在至少一个实施例中,电异质性信息可用于确定表示最大左心室压力频率的替代值。通常利用位于患者心脏的左心室中的压力传感器有创地监测左心室压力。因此,使用电异质性信息来确定表示最大左心室压力频率的替代值可以避免使用左心室压力传感器的侵入式监测。

[0109] 在至少一个实施例中,电异质性信息可包括与例如电极装置110的外部电极中的一些或全部电极相对应的心室激动时间的标准偏差。进一步地,区域电异质性信息可包括与位于躯干的某些解剖区域中的电极相对应的激动时间的标准偏差和/或平均值。例如,患者的躯干左侧上的外部电极可用于计算区域左电异质性信息。

[0110] 可使用一个或多个各种系统和/或方法来生成电异质性信息。可使用如在2012年11月8日公开的且题为“评估心脏内激动模式和电不同步(ASSESSING INTRA-CARDIAC ACTIVATION PATTERNS AND ELECTRICAL DYSSYNCHRONY)”的美国专利申请公开No.2012/0283587A1、2012年11月8日公开的且题为“评估心脏内激动模式(ASSESSING INTRA-CARDIAC ACTIVATION PATTERNS)”的美国专利申请公开No.2012/0284003A1、和2012年5月15日公告的且题为“用于选择心脏起搏部位的方法和系统(METHODS AND SYSTEMS FOR USE IN SELECTING CARDIAC PACING SITES)”的美国专利No.8,180,428B2中描述的表面电极的阵列或多个表面电极和/或成像系统来生成电异质性信息,这些专利中的每一个通过引用以其整体结合于此。

[0111] 电异质性信息可包括一个或多个度量或指标(index)。例如,电异质性的度量或指标中的一个可以是由患者的躯干表面上的电极中的一些或全部电极测得的激动时间的标准偏差(SDAT)。在某些示例中,可使用在模型心脏的表面上估算的心脏激动时间来计算SDAT。

[0112] 电异质性的另一度量或指标可以是由位于靠近患者左侧的外部电极监测的替代

电激动时间的左标准偏差 (LVED)。进一步地,电异质性的另一度量或指标可包括由位于靠近患者左侧的外部电极监测的替代电激动时间的平均值 (LVAT)。可以根据仅由靠近患者左侧的电极 (其可以被称为“左”电极) 测得的电活动确定 (例如, 计算/运算等) LVED和LVAT。左电极可以被定义为位于靠近左心室的任何表面电极, 所述左心室附近包括患者胸骨和脊柱的左侧区域。在一个实施例中, 左电极可包括胸骨左侧上的所有前电极和脊柱左侧的所有后电极。在另一实施例中, 左电极可包括所有后电极和胸骨左侧上的所有前电极。在又另一实施例中, 可以基于如使用成像装置 (例如, x射线、荧光检查等) 确定的心脏的左侧和右侧的轮廓来指定左电极。

[0113] 不同步的另一示例性度量或指标可以是激动时间的范围 (RAT), 该激动时间的范围 (RAT) 可被计算为例如总体或针对一区域的最大和最小躯干表面或心脏激动时间之间的差异。RAT反映激动时间的跨度, 而SDAT给出对激动时间与平均值的分散的估算。SDAT还提供对激动时间的异质性的估算, 因为如果激动时间是空间异质的, 则各个激动时间将进一步偏离平均激动时间, 这指示心脏的一个或多个区域已经延迟激动。在某些示例中, 可使用在模型心脏的表面上估算的心脏激动时间来计算RAT。

[0114] 电异质性信息的另一示例性度量或指标可包括对位于躯干或心脏的特定感兴趣区域内的表面电极的百分比的估算, 其中所述位于躯干或心脏的特定感兴趣区域内的表面电极的相关联的激动时间大于针对表面电极测得的QRS波群持续时间或确定的激动时间的特定百分位数, 诸如, 例如第70百分位数。感兴趣的区域可以是例如后部、左前和/或左心室区域。示例性度量或指标可以被称为迟发激动的百分比 (PLAT)。PLAT可被描述为提供对感兴趣区域 (例如, 与心脏的左心室区域相关联的后部和左前部区域) 的百分比的估算, 该感兴趣区域激动迟发。PLAT的较大值可意味着区域 (例如, 左心室) 的主要部分的延迟激动, 以及通过CRT预刺激迟发区域 (例如左心室) 进行电再同步的潜在益处。在其它示例中, 可对其它区域 (诸如右前区域) 内的其它电极子集确定PLAT, 以评估右心室内的延迟激动。此外, 在某些示例中, 可对整个心脏或对心脏的特定区域 (例如左心室或右心室), 使用在模型心脏的表面上估算的心脏激动时间来计算PLAT。

[0115] 在一个或多个实施例中, 附加的心脏信息可包括诸如, 例如在Sweeney等人的“使用表面心电图分析心室激动以预测心脏再同步治疗期间的左心室逆向体积重塑 (Analysis of Ventricular Activation Using Surface Electrocardiography to Predict Left Ventricular Reverse Volumetric Remodeling During Cardiac Resynchronization Therapy)”, Circulation, 2012年2月9日, 121 (5) : 626-34和/或Van Deursen等人的“作为用于对犬科LBBB心脏的心脏再同步治疗的简易优化的工具的向量心脏描记术 (Vectorcardiography as a Tool for Easy Optimization of Cardiac Resynchronization Therapy in Canine LBBB Hearts)”, Circulation Arrhythmia and Electrophysiology, 2012年6月1日, 5 (3) : 544-52中所描述的整个心脏电激动的有利变化的指示, 这些文献中的每一个通过引用以其整体结合于此。进一步地, 这种附加的心脏信息还可包括如例如, 在Ryu等人的“使用3D心脏标测系统同时进行电气和机械标测: 最佳心脏再同步治疗的新方法 (Simultaneous Electrical and Mechanical Mapping Using 3D Cardiac Mapping System: Novel Approach for Optimal Cardiac Resynchronization Therapy)”, Journal of Cardiovascular Electrophysiology, 2010年2月, 21 (2) : 219-22、

Sperzel等人的“使用电解剖标测系统的室间机械不同步的术中表征-可行性研究(Intraoperative Characterization of Interventricular Mechanical Dyssynchrony Using Electroanatomic Mapping System—A Feasibility Study)”, Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology, 2012年11月, 35(2):189-96、和/或题为“用于优化CRT治疗的方法(METHOD FOR OPTIMIZING CRT THERAPY)”且在2009年4月16日公开的美国专利申请公开No. 2009/0099619A1中描述的由用于跟踪心脏内植入的引线的运动的成像系统或其他系统所测得的改善的心脏机械功能的测量, 这些文献中的每一个通过引用以其整体结合于此。

[0116] 图17中描绘了使用手动确定的QRS持续时间和由本文描述的示例性方法和系统确定的QRS持续时间生成的激动时间的标准偏差(SDAT)的差异的示例性图。并且, 在图18中描绘了使用手动确定的QRS持续时间和由本文描述的示例性方法和系统确定的QRS持续时间生成的平均左替代电激动时间(LVAT)的差异的示例性图。如图所示, 示例性系统和方法用于使用外部电极装置(例如, ECG带)来提供来自138个数据文件的激动时间。使用示例性系统、方法和过程确定的QRS起始和偏移时间值计算SDAT和LVAT。“手动”测量(其中用户试图“用手”来标识QRS起始和偏移时间值)被用于比较, 并且在数据收集的时间处计算SDAT和LVAT测量。所示的SDAT差异等于使用示例性系统和方法确定的SDAT减去来自“手动”测量的SDAT, 并且LVAT差异等于使用示例性系统和方法确定的LVAT减去来自“手动”测量的LVAT。如图所示, 138个文件内的SDAT差异和LVAT差异指示示例性系统和方法与“手动”计算之间的差异很小。

[0117] 示例性方法200可以进一步包括基于或响应于使用所确定的QRS起始和偏移时间值导出的一个或多个度量来调整心脏治疗216。本文可以参考图19-21进一步描述示例性心脏治疗, 该示例性心脏治疗可以使用示例性方法200来被调整。附加地, 本文描述的示例性系统和方法可进一步使用或结合Ghosh等人的于2016年2月18日公开的美国专利申请公开No. 2016/0045737、Ghosh等人的于2016年2月18日公开的美国专利申请公开No. 2016/0045738、Gillberg等人的于2016年2月18日公开的美国专利申请公开2016/0045744中描述的系统和方法, 这些专利申请公开中的全部通过引用以其整体并入于此。

[0118] 附加地, 示例性方法200可以与包括图形用户界面的系统一起使用, 以供用户使用以评估患者的心脏健康和/或调整心脏治疗。如本文参考图1所述, 本文描述的示例性系统和方法可以使用包括图形用户界面132的显示装置130。图形用户界面132可以尤其被配置成呈现信息, 以用于帮助用户评估心脏起搏或治疗、位置, 帮助用户评价患者的心脏健康, 帮助用户将至少一个植入式电极导航到患者心脏的一区域等。例如, 图形用户界面132可以被配置成显示由方法200确定的激动时间信息和异质性度量。进一步地, 例如, 图形用户界面132可以被配置成基于电极相对于彼此的几何位置来显示电激动时间的空间图。

[0119] 进一步地, 图形用户界面132可以被配置成根据在固有节律期间和/或在心脏治疗的递送期间监测的与人体解剖结构的一部分有关的所监测的电活动来描绘或显示心脏电激动时间的图形表示。在至少一个实施例中, 可以通过根据替代心脏电激动时间在图形用户界面132上对人体解剖结构的一部分进行颜色标绘(color scaling)来表示与人体解剖结构的一部分有关的心脏电激动时间。在以下的专利中描述了可利用本文描述的示例性系统和方法或可由本文描述的示例性系统和方法利用的替代电激动时间的附加示例性图形

表示:Gillberg等人的于2015年6月11日公开的美国专利申请公开No.2015/0157231、Gillberg等人的于2015年6月11日公开的美国专利申请公开No.2015/0157232、Gillberg等人的于2015年6月11日公开的美国专利申请公开No.2015/0157865、以及Ghosh等人的于2016年2月4日公开的美国专利申请公开No.2016/0030751、2012年11月8日公开的并且题为“评价心脏内激动模式 (Assessing Intra-Cardiac Activation Patterns)”的美国专利申请公开No.2012/0284003A1以及2012年11月8日公开的并且题为“评价心脏内激动模式和电不同步 (Assessing Intra-Cardiac Activation Patterns and Electrical Dyssynchrony)”的美国专利申请公开No.2012/0283587A1,这些专利中的每一个通过引用以其整体并入于此。

[0120] 可以参照被配置成靠近患者心脏的一个或多个部分定位的植入式医疗设备 (IMD) 和/或一个或多个引线的植入和配置来使用本文描述的示例性系统、方法和图形用户界面。例如,可以参照图9-11结合本文描述的示例性治疗系统10使用示例性系统、方法和界面。

[0121] 图19是示出了可用于向患者14递送起搏治疗的示例性治疗系统10的概念图。患者14可以是但不一定是人。治疗系统10可包括可以耦合至引线18、20、22的植入式医疗设备16 (IMD)。IMD 16可以是例如植入式起搏器、心脏复律器和/或除颤器,其经由耦合至引线18、20、22中的一个或多个的电极向患者14的心脏12递送或提供电信号(例如,起搏等)和/或从患者14的心脏12感测电信号。

[0122] 引线18、20、22延伸至患者14的心脏12中以感测心脏12的电活动和/或向心脏12递送电刺激。在图19所示的示例中,右心室 (RV) 引线18延伸穿过一个或多个静脉(未示出)、上腔静脉(未示出)和右心房26并进入右心室28。左心室 (LV) 冠状窦引线20延伸穿过一个或多个静脉、腔静脉、右心房26,并进入冠状窦30到达邻近心脏12的左心室32的游离壁的区域。右心房 (RA) 引线22延伸穿过一个或多个静脉和腔静脉,并且进入心脏12的右心房26。

[0123] IMD 16可经由耦合至引线18、20、22中的至少一个的电极来感测伴随于心脏12的去极化和复极化的电信号等。在一些示例中,IMD 16基于在心脏12内感知到的电信号来向心脏12提供起搏治疗(例如起搏脉冲)。IMD 16可操作用于调整与起搏治疗相关联的一个或多个参数,诸如,例如AV延迟和其他各种计时、脉冲宽度、振幅、电压、脉冲串长度等。进一步地,IMD 16可操作用于使用各种电极配置来递送起搏治疗,所述电极配置可以是单极的、双极的、四极的、或进一步多极的。例如,多极引线可以包括可用于递送起搏治疗的若干电极。因此,多极引线系统可提供或供应多个电向量以从其起搏。起搏向量可以包括至少一个阴极,所述至少一个阴极可以是定位在至少一条引线上的至少一个电极;以及至少一个阳极,所述至少一个阳极可以是定位在至少一条引线(例如,同一条引线或不不同的引线)上和/或在IMD的壳体或罐 (can) 上的至少一个电极。虽然由于起搏治疗引起的心脏功能的改善可以主要取决于阴极,但是如阻抗、起搏阈电压、电流消耗、寿命等电参数可能更依赖于包括阴极和阳极两者的起搏向量。IMD 16还可经由位于引线18、20、22中的至少一个引线上的电极来提供除颤治疗和/或心脏复律治疗。进一步地,IMD 16可检测心脏12的心律失常(诸如,心室28、32的纤颤),并以电脉冲的形式将除颤治疗递送至心脏12。在一些示例中,可对IMD 16进行编程以递送累进的治疗(例如,具有增大的能量水平的脉冲),直到心脏12的纤颤停止为止。

[0124] 图20A-20B是更详细地示出了图19的治疗系统10的IMD 16和引线18、20、22的概念

图。引线18、20、22可经由连接器块34被电耦合至IMD 16的治疗递送模块(例如,以便递送起搏治疗)、感测模块(例如,以便从一个或多个电极感测一个或多个信号)和/或任何其他模块。在一些示例中,引线18、20、22的近端可包括电触头,这些电触头电耦合至IMD16的连接器块34中的相应的电触头。另外,在一些示例中,引线18、20、22可借助于固定螺钉、连接销或另一种合适的机械耦合机构被机械地耦合至连接器块34。

[0125] 引线18、20、22中的每根引线包括细长的绝缘引线体,所述绝缘引线体可以携带通过隔离件(例如管状绝缘鞘)而彼此分隔开的多个导体(例如,同心盘绕导体、直导体等)在示出的示例中,双极电极40、42被定位在引线18的远端附近。此外,双极电极44、45、46、47被定位在引线20的远端附近,且双极电极48、50被定位在引线22的远端附近。

[0126] 电极40、44、45、46、47、48可采用环形电极的形式,并且电极42、50可采用分别可伸缩地安装在绝缘电极头52、54、56内的可延伸螺旋尖端电极的形式。电极40、42、44、45、46、47、48、50中的每一个可以被电耦合至其相关联的引线18、20、22的引线体内的导体(例如螺旋的和/或直的)中的相应一个导体,并且由此被耦合至引线18、20、22的近端上的电触头中的相应一个电触头。

[0127] 另外,电极44、45、46和47可具有约 5.3mm^2 到约 5.8mm^2 的电极表面积。电极44、45、46和47还可以分别被称为LV1、LV2、LV3和LV4。引线20上的LV电极(即左心室电极1(LV1)44、左心室电极2(LV2)45、左心室电极3(LV3)46、左心室4(LV4)47等)可按可变的距离间隔开。例如,电极44可与电极45距离例如约21毫米(mm),电极45和46可以彼此间隔例如约1.3mm至约1.5mm的距离,并且电极46和47可以彼此间隔例如20mm至约21mm的距离。

[0128] 电极40、42、44、45、46、47、48、50可进一步用于感测随着心脏12的去极化和复极化的电信号(例如,电描记图(EGM)内的形态波形)。这些电信号经由相应的引线18、20、22而被传导至IMD 16。在一些示例中,IMD 16还可以经由电极40、42、44、45、46、47、48、50递送起搏脉冲以便引起患者的心脏12的心脏组织的去极化。在一些示例中,如图20A所示,IMD 16包括一个或多个壳体电极,诸如壳电极58,该一个或多个壳体电极可与IMD 16的壳体60(例如,气密密封壳体)的外表面一体地形成或以其他方式耦合至壳体60。电极40、42、44、45、46、47、48和50中的任意电极可用于结合壳体电极58来单极感测或起搏。本领域技术人员所通常理解的是,还可以选择其他电极来限定或用于起搏和感测向量。进一步地,当不被用于递送起搏治疗时,电极40、42、44、45、46、47、48、50、58中的任意电极可用于在起搏治疗期间感测电活动。

[0129] 如参照图20A进一步详细描述,壳体60可包围治疗递送模块,该治疗递送模块可包括用于生成心脏起搏脉冲和除颤或心脏复律电击的刺激发生器、以及用于监测患者心脏的电信号(例如,患者的心律)的感测模块。引线18、20、22还可以分别包括细长的电极62、64、66,这些电极可采取线圈的形式。IMD 16可以经由细长电极62、64、66和壳体电极58的任何组合来向心脏12递送除颤电击。电极58、62、64、66还可以用于向心脏12递送心脏复律脉冲。进一步地,电极62、64、66可以由任何适当的导电材料制成,诸如,但不限于铂、铂合金、和/或已知可用于植入式除颤电极的其他材料。由于电极62、64、66通常不被配置成递送起搏治疗,因此电极62、64、66中的任何一个可用于感测电活动并且可与电极40、42、44、45、46、47、48、50、58中的任一个组合使用。在至少一个实施例中,RV细长电极62可用于在起搏治疗的递送期间感测患者心脏的电活动(例如,结合壳体电极58,或除颤电极到壳体电极向

量)。

[0130] 图19-21中所示的示例性治疗系统10的配置仅是一个示例。在其他示例中,替代图19所示的经静脉引线18、20、22或除了图19所示的经静脉引线18、20、22之外,治疗系统可包括心外膜引线和/或贴片电极。另外,在其他示例中,治疗系统10可被植入在心脏间隔区中/周围,其中不具有经静脉引线(例如,无引线/或无线起搏系统),或具有被植入(例如,经静脉植入或使用方法)到心脏的左腔室中的引线(除了如图19所示的被放置到心脏右腔室中的经静脉引线之外或代替如图19所示的被放置到心脏右腔室中的经静脉引线)。进一步地,在一个或多个实施例中,IMD 16不需要被植入患者14体内。例如,IMD 16可以经由延伸穿过患者14的皮肤至心脏12内或外的多个位置的经皮引线向心脏12递送各种心脏治疗。在一个或多个实施例中,系统10可采用无线起搏(例如,使用经由超声、电感耦合、RF等的到心脏内的起搏组件(多个)的能量传输)和感测心脏激动,所述感测心脏激动使用在罐/壳体和/或皮下引线上的电极。

[0131] 在向心脏12提供电刺激治疗的治疗系统的其他示例中,这种治疗系统可以包括耦合至IMD 16的任何适当数量的引线,并且所述引线中的每条引线可以延伸至心脏12内或附近的任何位置。例如,治疗系统的其他示例可包括三个如图9-11所示定位的经静脉引线。再进一步地,其他治疗系统可包括从IMD 16延伸进入右心房26或右心室28的单个引线,或延伸进入右心房26和右心室28中的相应一个的两根引线。

[0132] 图21A是IMD 16的一个示例性配置的功能框图。如所示的,IMD16可以包括控制模块81、治疗递送模块84(例如,其可以包括刺激发生器)、感测模块86和电源90。

[0133] 控制模块81可以包括处理器80、存储器82以及遥测模块88。存储器82可以包括计算机可读指令,当例如由处理器80执行时,这些计算机可读指令使IMD 16和/或控制模块81执行本文所描述的归因于IMD 16和/或控制模块81的各种功能。进一步地,存储器82可以包括任何易失性介质、非易失性介质、磁介质、光介质和/或电介质,比如,随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、非易失性RAM(NVRAM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、闪存和/或任何其他数字介质。示例性夺获管理模块可以是在2010年3月23日公告的并且题为“LV阈值测量和夺获管理(LV THRESHOLD MEASUREMENT AND CAPTURE MANAGEMENT)”的美国专利号7,684,863中描述的左心室夺获管理(LVCM)模块,所述专利通过引用以其整体结合在此。

[0134] 控制模块81的处理器80可包括以下各项中的任一项或多项:微处理器、控制器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、和/或等效的分立或集成的逻辑电路系统。在一些示例中,处理器80可包括多个组件,诸如以下各项的任意组合:一个或多个微处理器、一个或多个控制器、一个或多个DSP、一个或多个ASIC、和/或一个或多个FPGA、以及其他分立或集成逻辑电路系统。归因于本文中的处理器80的功能可具体化为软件、固件、硬件、或它们的任意组合。

[0135] 控制模块81可控制治疗递送模块84根据可存储在存储器82中的选定的一个或多个治疗程序向心脏12递送治疗(例如,诸如起搏之类的电刺激治疗)。更具体地,控制模块81(例如处理器80)可控制由治疗递送模块84递送的电刺激的各种参数,诸如,例如AV延迟、VV延迟、具有振幅、脉冲宽度、频率、或电极的极性的起搏脉冲等,所述各种参数可由一个或多个选定的治疗程序指定(例如AV和/或VV延迟调整程序、起搏治疗程序、起搏恢复程序、夺获管理程序等)。如所示出的,治疗递送模块84例如经由相应引线18、20、22的导体或在壳体电

极58的情况下经由被放置在IMD 16的壳体60内的电导体而被电耦合至电极40、42、44、45、46、47、48、50、58、62、64、66。治疗递送模块84可以被配置用于使用电极40、42、44、45、46、47、48、50、58、62、64、66中的一个或多个电极生成诸如起搏治疗之类的电刺激治疗并向心脏12递送诸如起搏治疗之类的电刺激治疗。

[0136] 例如,治疗递送模块84可经由耦合至引线18、20、和22的环形电极40、44、45、46、47、48和/或经由引线18、22的螺旋尖端电极42、50来递送起搏刺激(例如,起搏脉冲)。进一步地,例如,治疗递送模块84可经由电极58、62、64、66中的至少两个来将除颤电击递送至心脏12。在一些示例中,治疗递送模块84可配置成以电脉冲形式来递送起搏、心脏复律或除颤刺激。在其他示例中,治疗递送模块84可配置成以其他信号的形式(诸如,正弦波、方波和/或其他基本上连续的时间信号)来递送这些类型的刺激中的一种或多种。

[0137] IMD 16可进一步包括开关模块85,并且控制模块81(例如,处理器80)可使用开关模块85来例如经由数据/地址总线来选择可用的电极中的哪些被用于递送治疗(诸如,用于起搏治疗的起搏脉冲),或可用的电极中的哪些被用于感测。开关模块85可包括开关阵列、开关矩阵、多路复用器、或适合于选择性地将感测模块86和/或治疗递送模块84耦合至一个或多个选定电极的任何其他类型的开关设备。更具体地,治疗递送模块84可包括多个起搏输出电路。可例如使用开关模块85来选择性地将多个起搏输出电路中的每一个起搏输出电路耦合至电极40、42、44、45、46、47、48、50、58、62、64、66中的一个或多个(例如,用于将治疗递送至双极或多极起搏向量的一对电极)。换言之,可使用开关模块85来将每个电极选择性地耦合至治疗递送模块的起搏输出电路中的一个。

[0138] 感测模块86被耦合(例如,电耦合)至感测装置,该感测装置在附加的感测装置中可以包括电极40、42、44、45、46、47、48、50、58、62、64、66以便监测心脏12的电活动,例如,心电图(ECG)/电描记图(EGM)信号等。ECG/EGM信号可用于测量或监测激动时间(例如,心室激动时间等)、心率(HR)、心率变异性(HRV)、心率震荡(HRT)、减速/加速能力、减速序列发生率、T波交替(TWA)、P波到P波的间期(也被称为P-P间期或A-A间期)、R波到R波的间期(也被称为R-R间期或V-V间期)、P波到QRS波群的间期(也被称为P-R间期、A-V间期或P-Q间期)、QRS波群形态、ST段(即,连接QRS波群和T波的段)、T波改变、QT间期、电向量等。

[0139] 开关模块85还可以与感测模块86一起用于选择使用或启用可用电极中的哪些可用电极来例如感测患者心脏的电活动(例如,使用电极40、42、44、45、46、47、48、50、58、62、64、66的任意组合的患者心脏的一个或多个电向量)。同样地,开关模块85还可与感测模块86一起使用,以选择可用电极中的哪些不被用于(例如禁用)例如感测患者的心脏的电活动(例如,使用电极40、42、44、45、46、47、48、50、58、62、64、66的任意组合的患者心脏的一个或多个电向量)等。在一些示例中,控制模块81可经由感测模块86内的开关模块(例如,通过经由数据/地址总线来提供信号)来选择用作感测电极的电极。

[0140] 在一些示例中,感测模块86包括通道,所述通道包括具有比R波或P波放大器相对更宽的通带的放大器。可以向多路复用器提供来自选定感测电极的信号,并且之后由模数转换器将所述信号转换成多位数字信号以便例如作为电描记图(EGM)而存储在存储器82中。在一些示例中,此类EGM在存储器82中的存储可处于直接存储器存取电路的控制下。

[0141] 在一些示例中,控制模块81可作为中断驱动设备而操作,并且可响应于来自起搏器计时和控制模块的中断,其中,该中断可与感知到的P波和R波的出现以及心脏起搏脉冲

的生成相对应。可由处理器80执行任何必要的数学计算,并且由起搏器计时和控制模块控制的值或间期的任何更新可在此类中断之后发生。存储器82的一部分可以被配置为能够保留一个或多个系列的测得间期的多个再循环缓冲器,可响应于起搏或感测中断的发生而通过例如处理器80分析所述一个或多个系列的测得间期以便确定患者心脏12当前是否展现出房性或室性快速心律失常。

[0142] 控制模块81的遥测模块88可以包括用于与诸如编程器等另一设备通信的任何适当的硬件、固件、软件或其任何组合。例如,在处理器80的控制下,遥测模块88可以借助于天线(所述天线可以是内部和/或外部天线)来接收来自编程器的下行链路遥测并向编程器发送上行链路遥测。处理器80可例如经由地址/数据总线向遥测模块88内的遥测电路提供控制信号以及要向上传输至编程器的数据。在一些示例中,遥测模块88可以经由多路复用器向处理器80提供所接收的数据。

[0143] IMD 16的各种组件被进一步耦合至电源90,所述电源90可包括可再充电的和不可再充电的电池。可选择不可再充电的电池以维持达若干年,而可再充电的电池可例如每天或每周感应地从外部设备进行充电。

[0144] 图21B是IMD 16的功能框图的另一实施例。图21B描绘了不具有LA CS起搏/感测电极且与植入式脉冲发生器(IPG)电路31耦合的双极RA引线22、双极RV引线18和双极LV CS引线20,所述IPG电路31具有起搏领域中已知的双心室DDD/R类型的编程模式和参数。进而,传感器信号处理电路91间接地耦合至计时电路43,并且经由数据和控制总线到达微计算机电路系统33。在通常被划分成微型计算机电路33和起搏电路21的功能框图中示出了IPG电路31。起搏电路21包括数字控制器/定时器电路43、输出放大器电路51、感测放大器电路55、RF遥测收发机41、活动传感器电路35以及以下描述的多个其他电路和组件。

[0145] 晶体振荡器电路89为起搏电路21提供基本计时时钟,而电池29提供电力。上电复位电路87响应于电路到电池的初始连接以用于定义初始的操作条件,并且类似地响应于检测到低电池条件而重置设备的操作状态。参考模式电路37为起搏电路21内的模拟电路生成稳定的电压参考和电流。模数转换器(ADC)和多路复用器电路39将模拟信号和电压数字化,以提供例如来自感测放大器55的心脏信号的实时遥测,以用于经由RF发射器和接收器电路41进行上行链路传输。电压参考和偏置电路37、ADC和多路复用器39、上电复位电路87和晶体振荡器电路89可对应于用于示例性植入式心脏起搏器中的那些中的任一个。

[0146] 如果IPG被编程为频率响应(rate responsive)模式,则由一个或多个生理传感器输出的信号被用作频率控制参数(RCP)以推导出生理逸搏间期。例如,与在描绘的、示例性IPG电路31中的患者活动传感器(PAS)电路35中出现的患者的活动水平成比例地调整逸搏间期。患者活动传感器27被耦合到IPG壳体并且可以采取压电晶体换能器的形式。可以处理患者活动传感器27的输出信号并将其用作RCP。传感器27响应于感知到的身体活动而生成电信号,这些电信号由活动电路35处理并被提供给数字控制器/定时器电路43。活动电路35和相关联传感器27可以与以下文档中公开的电路系统相对应:题为“用于在脉冲发生器中植入活动感测的方法和装置(ETHOD AND APPARATUS FOR IMPLEMENTING ACTIVITY SENSING IN A PULSE GENERATOR)”并且于1991年10月1日公告的美国专利号5,052,388以及题为“频率适应起搏器(RATE ADAPTIVE PACER)并且于1984年1月31日公告的美国专利号4,428,378,所述美国专利中的每个专利都通过引用以其整体结合在此。类似地,在本文描

述的示例性系统、装置和方法可以结合替代类型的传感器(诸如, 氧合传感器、压力传感器、pH传感器和呼吸传感器)来实践, 以用于提供频率响应起搏功能。替代地, QT时间可被用作频率指示参数, 在这种情况下, 不需要额外的传感器。类似地, 在本文描述的示例性实施例还可以在非频率响应起搏器中实践。

[0147] 通过遥测天线57和相关联的RF收发器41完成向外部编程器或者从所述外部编程器的数据传输, 所述相关联的RF收发器41用于解调接收到的下行链路遥测并且用于传输上行链路遥测两者。上行链路遥测能力可包括用于传输所存储的数字信息(例如, 操作模式和参数、EGM直方图和其他事件、以及指示心房和心室中的感知到的和被起搏的去极化的发生的心房和/或心室电活动和标记通道脉冲的实时EGM)的能力。

[0148] 微型计算机33包含微处理器80和相关联的系统时钟以及分别在处理器上的RAM和ROM芯片82A和82B。另外, 微型计算机电路33包括单独的RAM/ROM芯片82C以提供另外的存储器容量。微处理器80通常以减小的功率消耗模式来进行操作, 并且是中断驱动的。微处理器80响应于定义的中断事件而被唤醒, 所述定义的中断事件可尤其包括由数字定时器/控制器电路43中的定时器生成的A触发(TIRG)信号、RV触发信号、LV触发信号, 以及由感测放大器电路55生成的A事件信号、RV事件信号和LV事件信号。由微型计算机电路33根据被编程进入的(programmed-in)参数值和操作模式通过数据和控制总线来控制由数字控制器/定时器电路43进行倒计时(time out)的间期和延迟的特定值。另外, 如果被编程成用于作为频率响应起搏器而进行操作, 则可以例如每周期或每两秒提供计时中断, 以便允许微处理器分析活动传感器数据并更新基本A-A、V-A或V-V逸搏间期, 如适用的话。另外, 微处理器80还可以用于定义可变的、可操作的AV延迟间期、V-V延迟间期以及递送到每个心室和/或心房的能量。

[0149] 在一个实施例中, 微处理器80是被适配成用于以常规方式取得并执行存储在RAM/ROM单元82中的指令的定制微处理器。然而, 设想的是, 其他实施方式可适于实践本发明。例如, 现成的可商购获得的微处理器或微控制器、或者定制的专用硬接线逻辑或状态机型电路可以执行微处理器80的功能。

[0150] 数字控制器/定时器电路43在微型计算机33的总体控制下进行操作以便控制起搏电路21内的计时功能和其他功能, 并且包括一组计时电路和相关联逻辑电路, 描绘了所述一组计时电路和相关联逻辑电路中的与本发明有关的某些电路。所描绘的计时电路包括URI/LRI定时器83A、V-V延迟定时器83B、用于对过去的V事件到V事件间期或V事件到A事件间期或V-V传导间期进行计时的固有间期定时器83C、用于对A-A、V-A和/或V-V起搏逸搏间期进行计时的逸搏间期定时器83D、用于对在前的A事件或A触发的A-LVp延迟(或A-RVp延迟)进行计时的AV延迟间期定时器83E、用于对心室后时间周期进行计时的室后定时器83F、以及日期/时间时钟83G。

[0151] AV延迟间期定时器83E被加载有用于一个心室腔的适当延迟间期(例如, A-RVp延迟或A-LVp延迟)以便从在前的A-起搏或A-事件的倒计时开始。间期定时器83E触发了起搏刺激的递送, 并且可以基于一个或多个之前的心动周期(或来自针对给定患者根据经验导出的数据集)。

[0152] 事件后定时器83F对事件RV或LV事件或RV触发或LV触发之后的心室后时间周期以及A事件或A触发之后的心房后时间周期进行倒计时。事件后时间周期的持续时间还可以被

选择作为微型计算机33中存储的可编程参数。心室后时间周期包括PVARP、心房后心室消隐期(PAVBP)、心室消隐期(VBP)、心室后心房消隐期(PVARP)和心室不应期(VRP),但是可以至少部分地根据起搏引擎中采用的操作电路系统而适当地定义其他周期。心房后时间周期包括心房不应期(ARP)(在心房不应期期间,为了重置任何AV延迟的目的而忽略A事件)以及心房消隐期(ABP)(在所述心房消隐期期间,禁用心房感测)。应当注意的是,心房后时间周期和AV延迟的开始可与每个A事件或A触发的开始或结束基本上同时开始,或者在A触发的情况下,可以在A触发之后的A起搏结束时开始。类似地,心室后时间周期和V-A逸搏间期的开始可以与V事件或V触发的开始或结束基本上同时开始,或者在V触发的情况下,在V触发之后的V起搏结束时开始。微处理器80还任选地计算AV延迟、VV延迟、心室后时间周期和心房后时间周期,它们随响应于一个或多个RCP和/或用固有心房率和/或心室率而建立的基于传感器的逸搏间期而变化。

[0153] 输出放大器电路51包含RA起搏脉冲发生器(以及LA起搏脉冲发生器(如果提供LA起搏的话))、RV起搏脉冲发生器、LV起搏脉冲发生器和/或配置成提供心房和心室起搏的任何其他脉冲发生器。为了触发RV起搏或LV起搏脉冲的生成,数字控制器/定时器电路43在A-RV_p延迟的超时(在RV预激的情况下)时生成RV触发信号或在A-LV_p延迟的超时(在LV预激的情况下)时生成LV触发,所述A-RV_p延迟的超时和A-LV_p延迟的超时由AV延迟间期定时器83E(或V-V延迟定时器83B)提供。类似地,在由逸搏间期定时器83D计时的V-A逸搏间期结束时,数字控制器/定时器电路43生成触发RA起搏脉冲的输出的RA触发信号(或触发LA起搏脉冲的输出的LA触发信号,如果提供的话)。

[0154] 输出放大器电路51包括开关电路,以用于将来自引线导体与IND-CAN电极20之间的选定的起搏电极对耦合至RA起搏脉冲发生器(和LA起搏脉冲发生器(如果被提供的话))、RV起搏脉冲发生器和LV起搏脉冲发生器。起搏/感测电极对选择和控制电路53选择要与输出放大器电路51内的心房和心室输出放大器耦合的引线导体和相关联的起搏电极对,以用于完成RA、LA、RV和LV起搏。

[0155] 感测放大器电路55包含用于心房和心室起搏和感测的感测放大器。高阻抗P波和R波感测放大器可以被用于放大压差信号,该压差信号由心脏去极化波阵面的通道横跨感测电极对而生成的。高阻抗感测放大器使用高增益来放大低幅度信号,并且依赖于通带滤波器、时域滤波、以及振幅阈比较,以便从背景电噪声中区分P波或R波。数字控制器/定时器电路43控制心房和心室感测放大器55的灵敏度设置。

[0156] 感测放大器通常在向所述起搏系统的起搏电极中的任一个起搏电极递送起搏脉冲之前、期间和之后的消隐期期间与感测电极解耦合,以避免感测放大器的饱和。感测放大器电路55包括消隐电路,该消隐电路用于在ABP、PVARP和VBP期间将选定引线导体对和IND-CAN电极20与RA感测放大器(以及LA感测放大器(如果提供的话))、RV感测放大器和LV感测放大器的输入解耦合。感测放大器电路55还包括用于将选定感测电极引线导体和IND-CAN电极20耦合至RA感测放大器(以及LA感测放大器(如果提供的话))、RV感测放大器和LV感测放大器的开关电路。同样地,感测电极选择和控制电路53选择要与输出放大器电路51和感测放大器电路55内的心房和心室感测放大器相耦合的导体和相关联的感测电极对,以便沿期望的单极和双极感测向量来完成RA、LA、RV和LV感测。

[0157] 由RA感测放大器感知到的RA感测信号中的右心房去极化或P波导致传送至数字控

制器/定时器电路43的RA事件信号。类似地,由LA感测放大器(如果提供的话)感知到的LA感测信号中的左心房去极化或P波导致传送至数字控制器/定时器电路43的LA事件信号。由心室感测放大器感知到的RV感测信号中的心室去极化或R波导致传送至数字控制器/定时器电路43的RV事件信号。类似地,由心室感测放大器感知到的LV感测信号中的心室去极化或R波导致传送至数字控制器/定时器电路43的LV事件信号。RV事件信号、LV事件信号、以及RA事件信号、LA感测信号可以是应答(refractory)的或不应的,并且可以不经意地由电噪声信号或异常传导的去极化波触发,而不是由真正的R波或P波触发。

[0158] 本公开中所描述的技术(包括归于IMD 16、计算装置140和/或各种组成组件的技术)可以至少部分地在硬件、软件、固件或其任何组合中实现。例如,这些技术的各方面可在一个或多个处理器内实现,所述一个或多个处理器包括一个或多个微处理器、DSP、ASIC、FPGA、或任何其他等效的集成或分立逻辑电路系统,以及具体化在编程器中的此类组件(诸如,医生编程器或患者编程器、刺激器、图像处理设备或其他设备)的任何组合。术语“模块”、“处理器”或“处理电路”一般可指独立的或结合其他逻辑电路系统的任何前述逻辑电路系统、或任何其他等效电路系统。

[0159] 此类硬件、软件和/或固件可在相同的设备内或在分开的设备内实现以支持本公开所描述的各种操作和功能。另外,所描述的单元、模块或组件中的任一者可一起被实现,或可被单独地实现为分立但可互操作的逻辑设备。将不同的特征描绘为模块或单元旨在强调不同的功能方面,且并不一定暗示这种模块或单元必须由分开的硬件或软件组件来实现。而是,与一个或多个模块或单元相关联的功能可由分开的硬件或软件组件来执行,或可集成在共同或分开的硬件或软件组件内。

[0160] 当在软件中实现时,归因于本公开中描述的系统、设备和技术的功能可具体化为计算机可读介质(诸如,RAM、ROM、NVRAM、EEPROM、闪存存储器、磁数据存储介质、光数据存储介质,等等)上的指令。可由一个或多个处理器执行这些指令以支持本公开中所描述的功能的一个或多个方面。

[0161] 实施例1:一种系统,包括:

电极装置,所述电极装置包括多个电极,以从患者的组织监测电活动;以及

计算装置,所述计算装置包括处理电路系统并且被耦合到所述电极装置,所述计算装置被配置用于:

使用所述多个电极监测电活动以随时间生成多个心脏信号,

根据所述多个心脏信号生成分散信号,其中所述分散信号表示所述多个心脏信号随时间的分散,并且

基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值。

[0162] 实施例2:一种方法,包括:

使用多个电极从患者组织监测电活动,以随时间生成多个心脏信号;

根据所述多个心脏信号生成分散信号,其中所述分散信号表示所述多个心脏信号随时间的分散;以及

基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值。

[0163] 实施例3:实施例1的系统或实施例2的方法,其中所述计算装置被进一步配置成执行或者所述方法进一步包括:确定在与所述至少一个QRS波群相对应的所述QRS起始时间值和QRS偏移时间值之间的QRS持续时间内的所述多个心脏信号中的每一个心脏信号内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间。

[0164] 实施例4:实施例3的系统或方法,其中所述计算装置被进一步配置成执行或所述方法进一步包括:基于所述多个心脏信号中的每一个心脏信号内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的所述激动时间来确定电异质性的至少一个度量。

[0165] 实施例5:如实施例1-4中任一项所述的系统或方法,其中所述多个电极包括位于靠近所述患者的皮肤的多个外部电极。

[0166] 实施例6:如实施例1-5中所述的系统或方法,其中所述多个电极包括位于所述患者体内的多个内部电极。

[0167] 实施例7:如实施例1-6中任一项所述的系统或方法,其中根据所述多个心脏信号生成所述分散信号包括确定所述多个心脏信号随时间的标准偏差。

[0168] 实施例8:如实施例1-7中任一项所述的系统或方法,其中所述计算装置被进一步配置成执行或者所述方法进一步包括:选择所述分散信号中的在选定时间段内的一部分,以及

其中基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值包括:基于所述分散信号的选定部分来确定所监测的所述选定时间段的电活动内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的所述QRS起始时间值和所述QRS偏移时间值。

[0169] 实施例9:实施例8的系统或方法,其中所述选定时间段小于或等于5秒。

[0170] 实施例10:如实施例1-9中任一项所述的系统或方法,其中基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

确定所述分散信号的最大分散值;并且

使用所述最大分散值确定所述QRS起始时间值和所述QRS偏移时间值。

[0171] 实施例11:实施例10的系统或方法,其中基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

对所述分散信号进行滤波以去除所述分散信号的一个或多个值,所述一个或多个值小于或等于所述分散信号的所述最大分散值的选定百分比。

[0172] 实施例12:实施例10的系统或方法,其中基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

对所述分散信号进行滤波以去除所述分散信号中的与多个心脏信号中的T波和P波中的至少一者相对应的一个或多个分散值。

[0173] 实施例13:如实施例1-12中任一项所述的系统或方法,其中基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

确定所述分散信号中的在所述分散信号的最大分散值之前的第一时间段内的最小分散值,以确定所述QRS起始时间值,以及

确定所述分散信号中的在所述分散信号的所述最大分散值之后的第二时间段内的最小分散值,以确定所述QRS偏移时间值。

[0174] 实施例14:实施例13的系统或方法,其中所述第一时间段和第二时间段中的每一者小于或等于200毫秒。

[0175] 实施例15:如实施例1-14中任一项所述的系统或方法,其中基于所述分散信号确定所监测的电活动内的至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的QRS起始时间值和QRS偏移时间值进一步包括:

确定所述分散信号中的在所述分散信号的最大分散值之前的第一时间段内的最晚分散值,以确定所述QRS起始时间值,其中所述最晚分散值小于或等于所述分散信号中的在所述第一时间段内的最小分散值的选定百分比,以及

确定所述分散信号中的在所述分散信号的所述最大分散值之后的第二时间段内的最早分散值,以确定所述QRS起始时间值,其中所述最早分散值小于或等于所述分散信号中的在所述第二时间段内的最小分散值的选定百分比。

[0176] 实施例16:如实施例1-15中任一项所述的系统或方法,其中所述计算装置被进一步配置成执行或者所述方法进一步包括:

确定所述多个心脏信号中的每一个心脏信号的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的所述QRS起始时间值和所述QRS偏移时间值之间的绝对振幅;

基于所述绝对振幅选择所述多个心脏信号中的一个或多个心脏信号;以及

确定在与所述至少一个QRS波群相对应的所述QRS起始时间值和QRS偏移时间值之间的QRS持续时间内的选定的一个或多个心脏信号中的每一个心脏信号内的所述至少一个QRS波群中的每一个QRS波群的激动时间。

[0177] 实施例17:实施例16的系统或方法,其中基于所述绝对振幅选择所述多个心脏信号中的一个或多个心脏信号包括:选择所述多个心脏信号中的定义大于或等于阈值的绝对振幅的一个或多个心脏信号,其中所述阈值小于所述多个心脏信号的中值绝对振幅。

[0178] 实施例18:如实施例1-17中任一项所述的系统或方法,其中所述计算装置被进一步配置成执行或者所述方法进一步包括:在确定所述分散信号之前从所述多个心脏信号中去除一个或多个有噪声的心脏信号。

[0179] 实施例19:实施例18的系统或方法,其中通过标识包括大于或等于阈值的绝对曲线下面积的心脏信号来标识所述一个或多个有噪声的心脏信号。

[0180] 实施例20:如实施例1-19中任一项所述的系统或方法,其中所述至少一个QRS波群包含多个QRS波群。

[0181] 实施例21:如实施例1-20中任一项所述的系统或方法,其中所述计算装置被进一步配置成执行或者所述方法进一步包括:响应于使用所确定的QRS起始时间值和QRS偏移时间值导出的一个或多个度量来调整心脏治疗,其中所述一个或多个度量包括所述多个心脏信号中的每一个心脏信号的激动时间。

[0182] 实施例22:如实施例1-21中任一项所述的系统或方法,其中所述计算装置被进一步配置成执行或者所述方法进一步包括:在图形用户界面上显示使用所确定的QRS起始时间值和QRS偏移时间值导出的一个或多个度量,其中所述一个或多个度量包括所述多个心脏信号中的每一个心脏信号的激动时间。

[0183] 已经参照说明性实施例提供了本公开,并且本公开不旨在以限制的意思进行解释。如先前所述,本领域技术人员将会认识到,其他各种说明性应用可以使用本文所描述的技术来利用本文所描述的装置和方法的有益特性。说明性实施例的各种修改以及本公开的附加实施例在参照本说明书时将会是显而易见的。

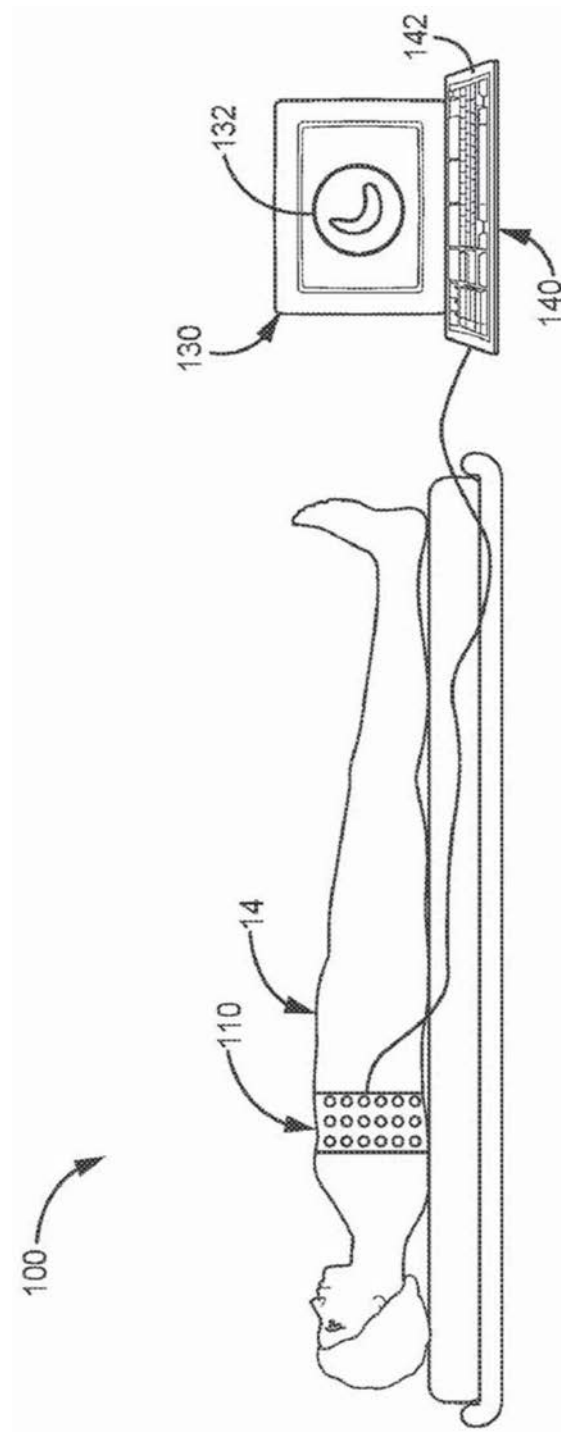


图1

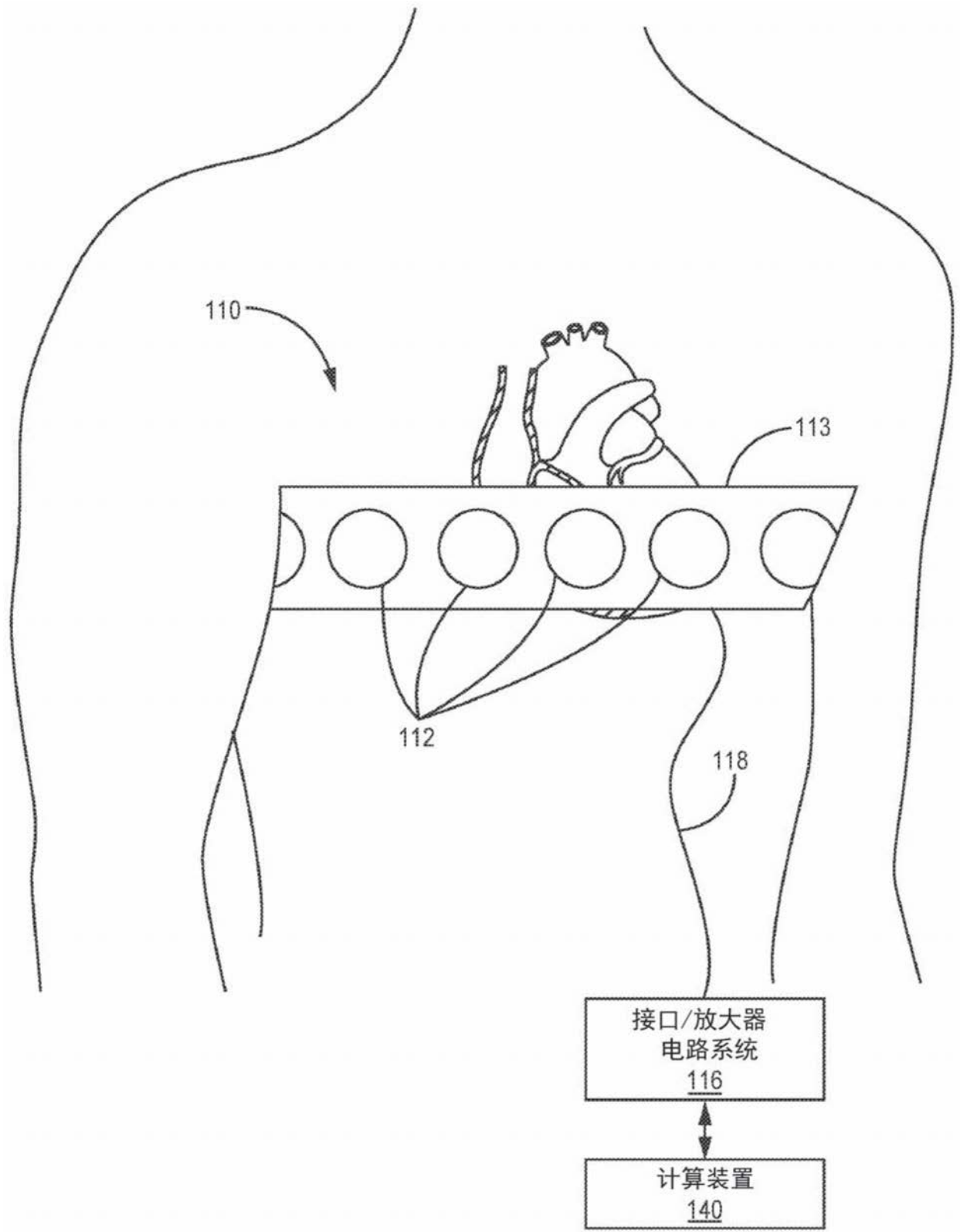


图2

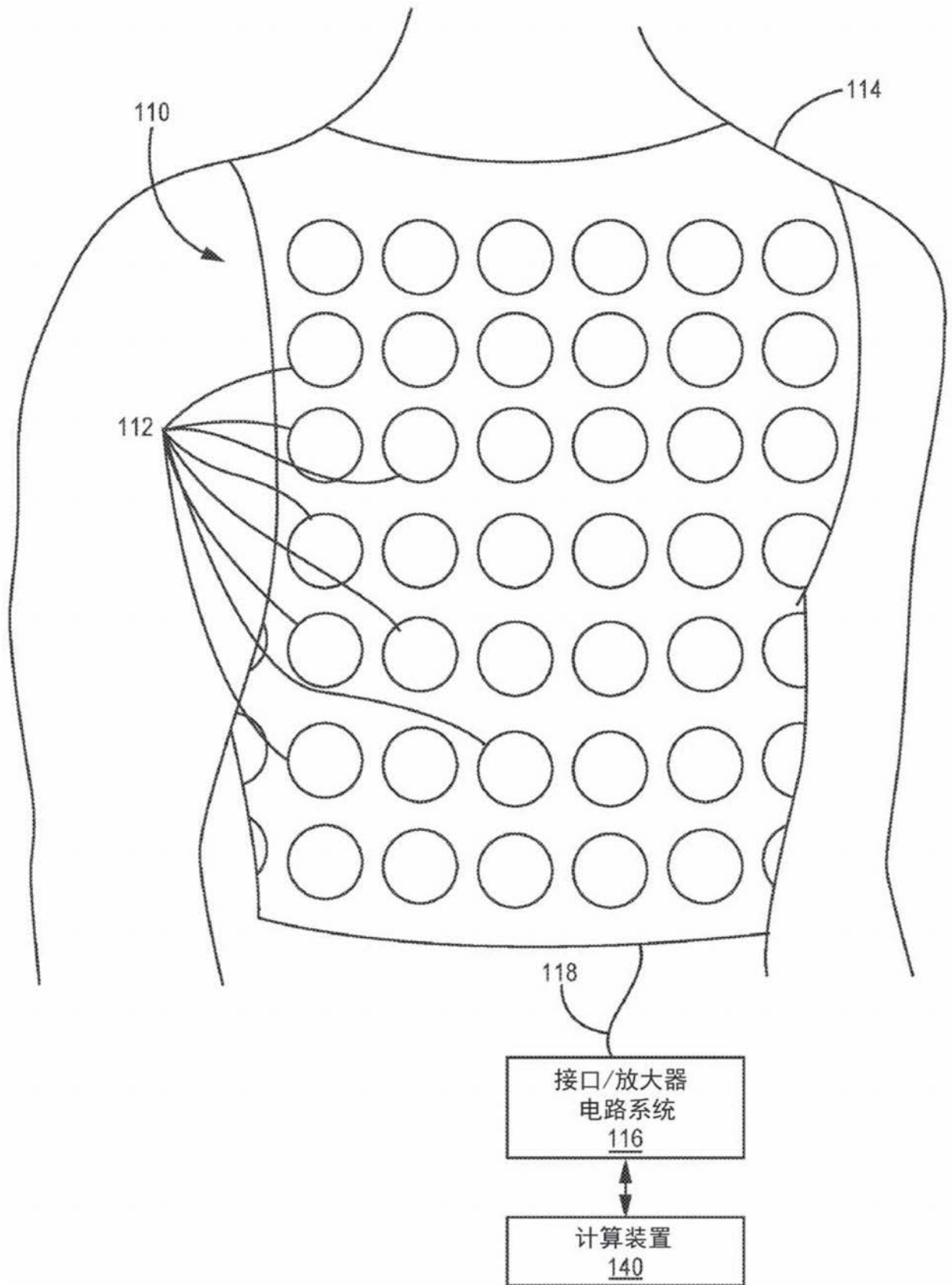


图3

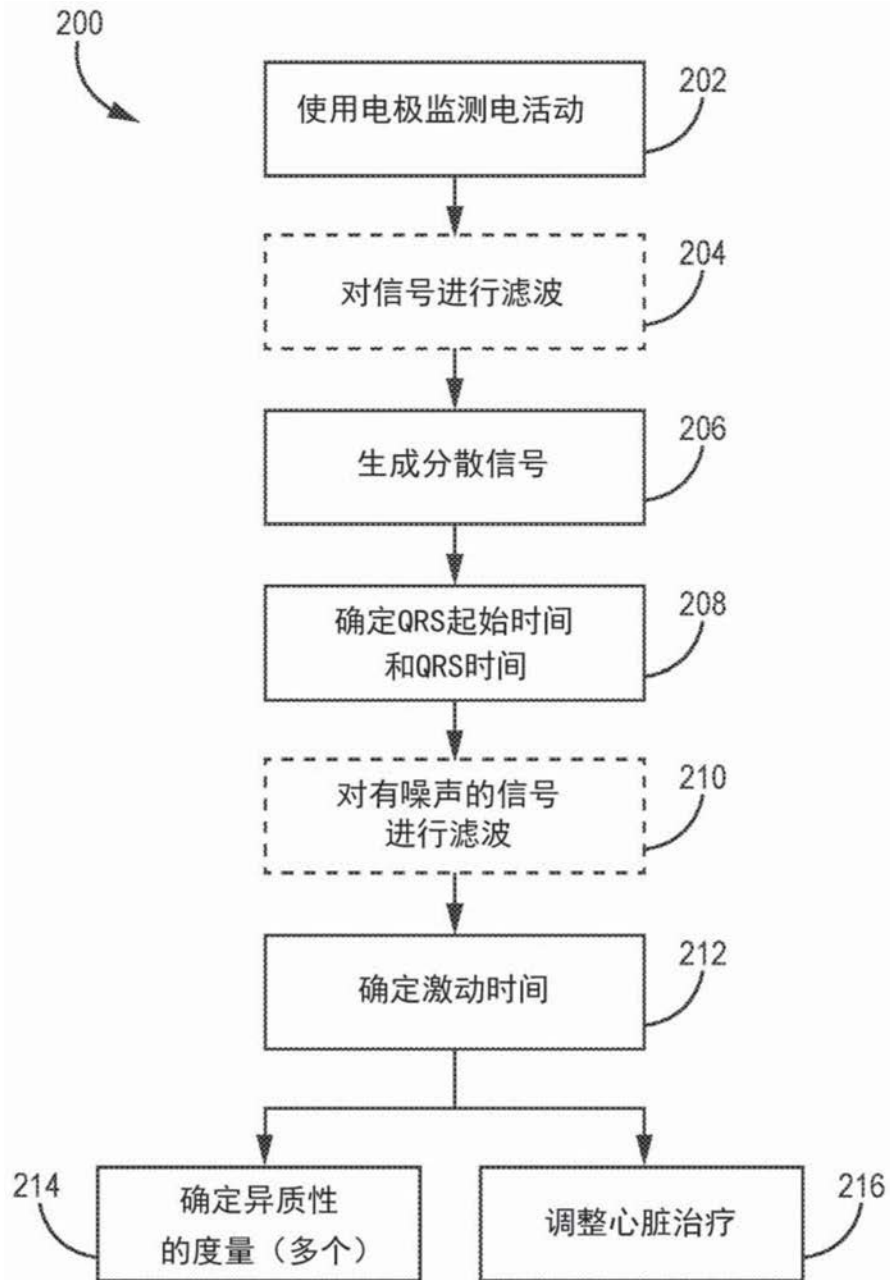


图4

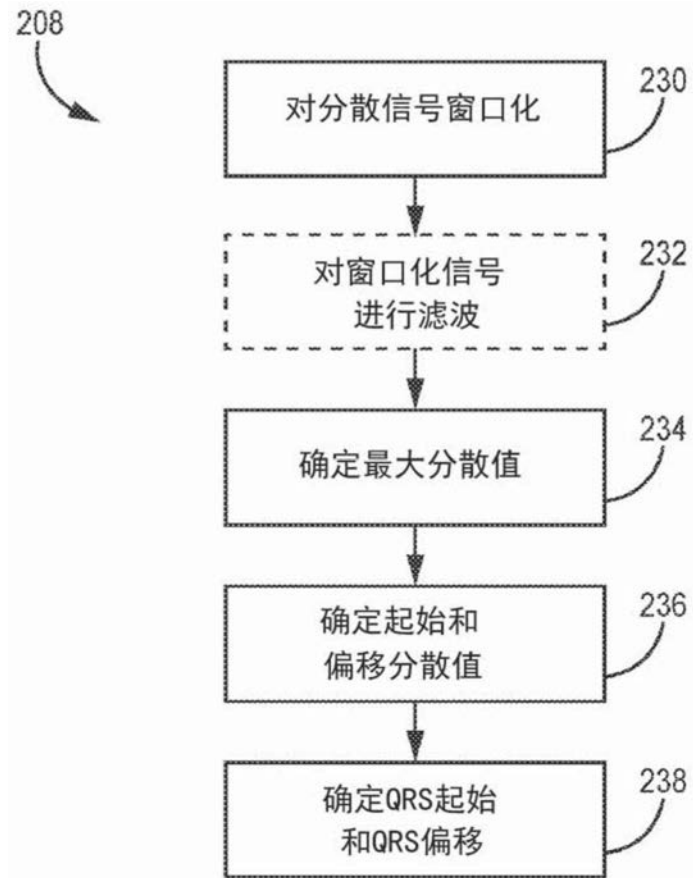


图5

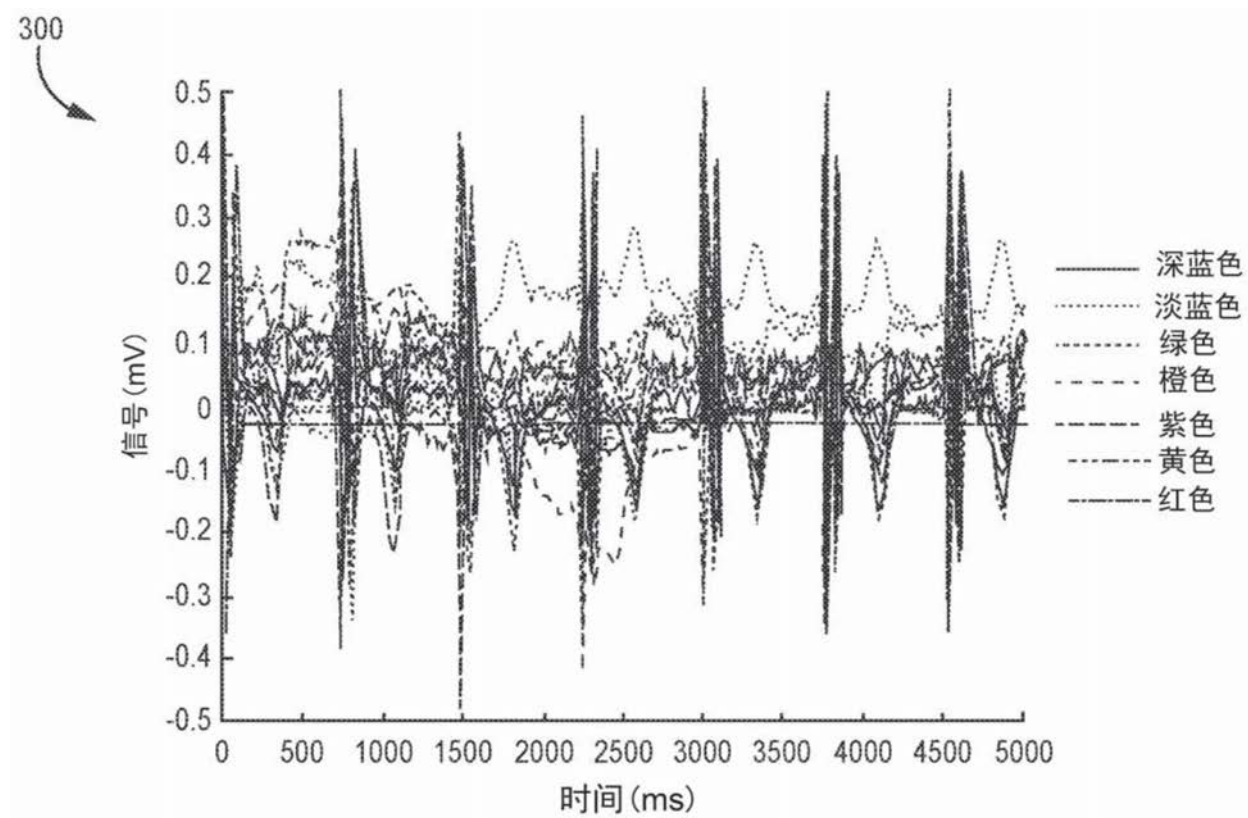


图6

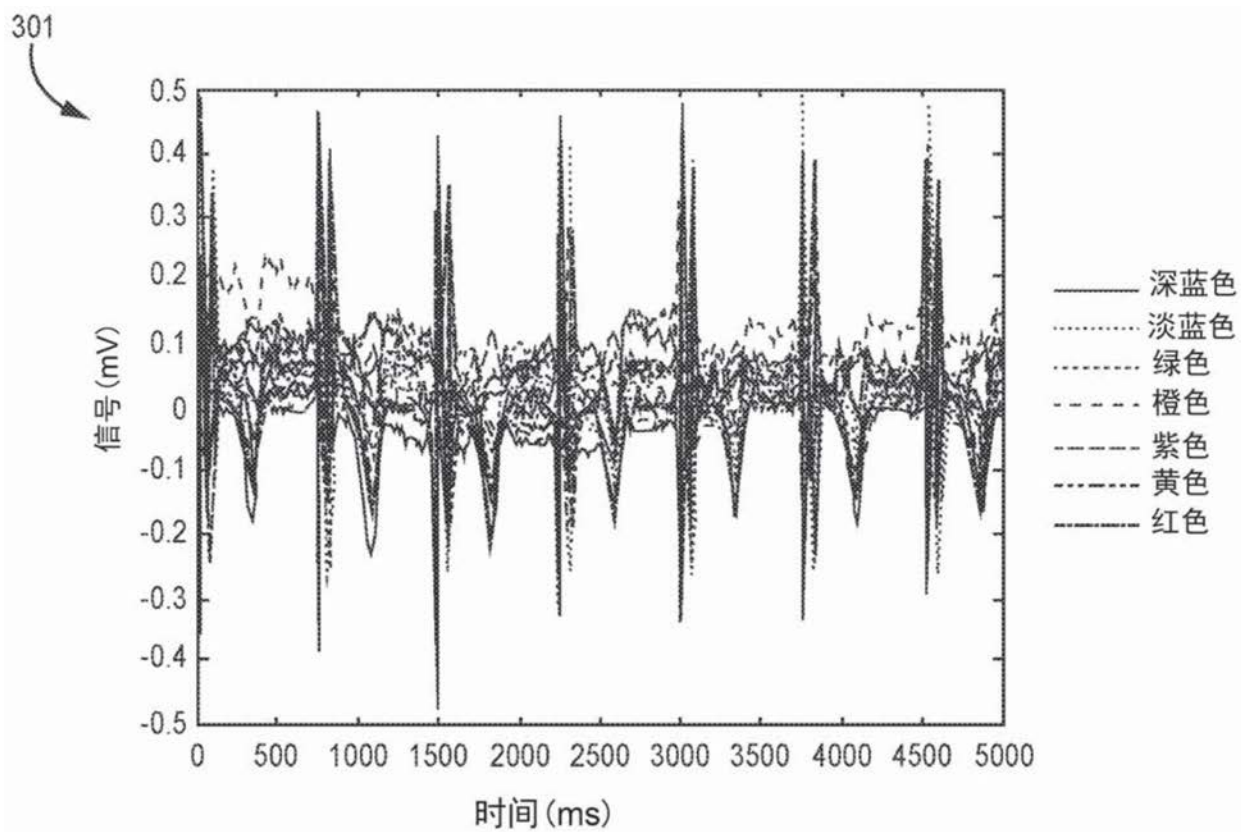


图7

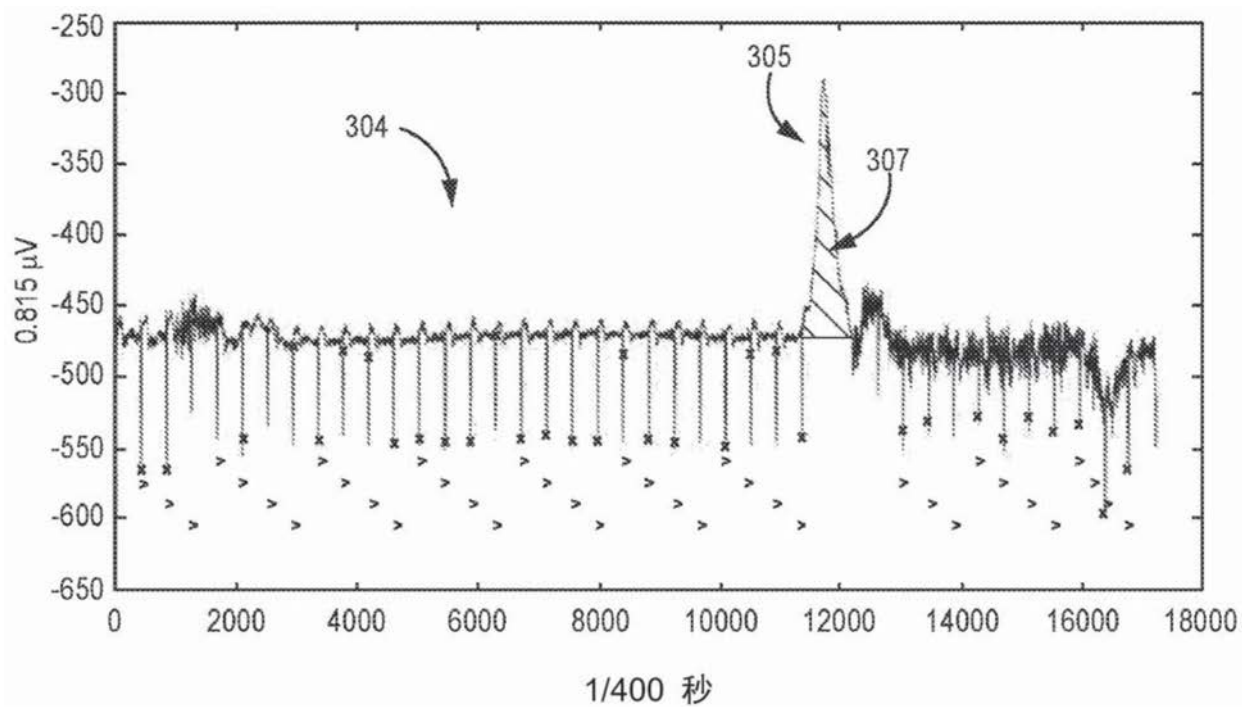


图8

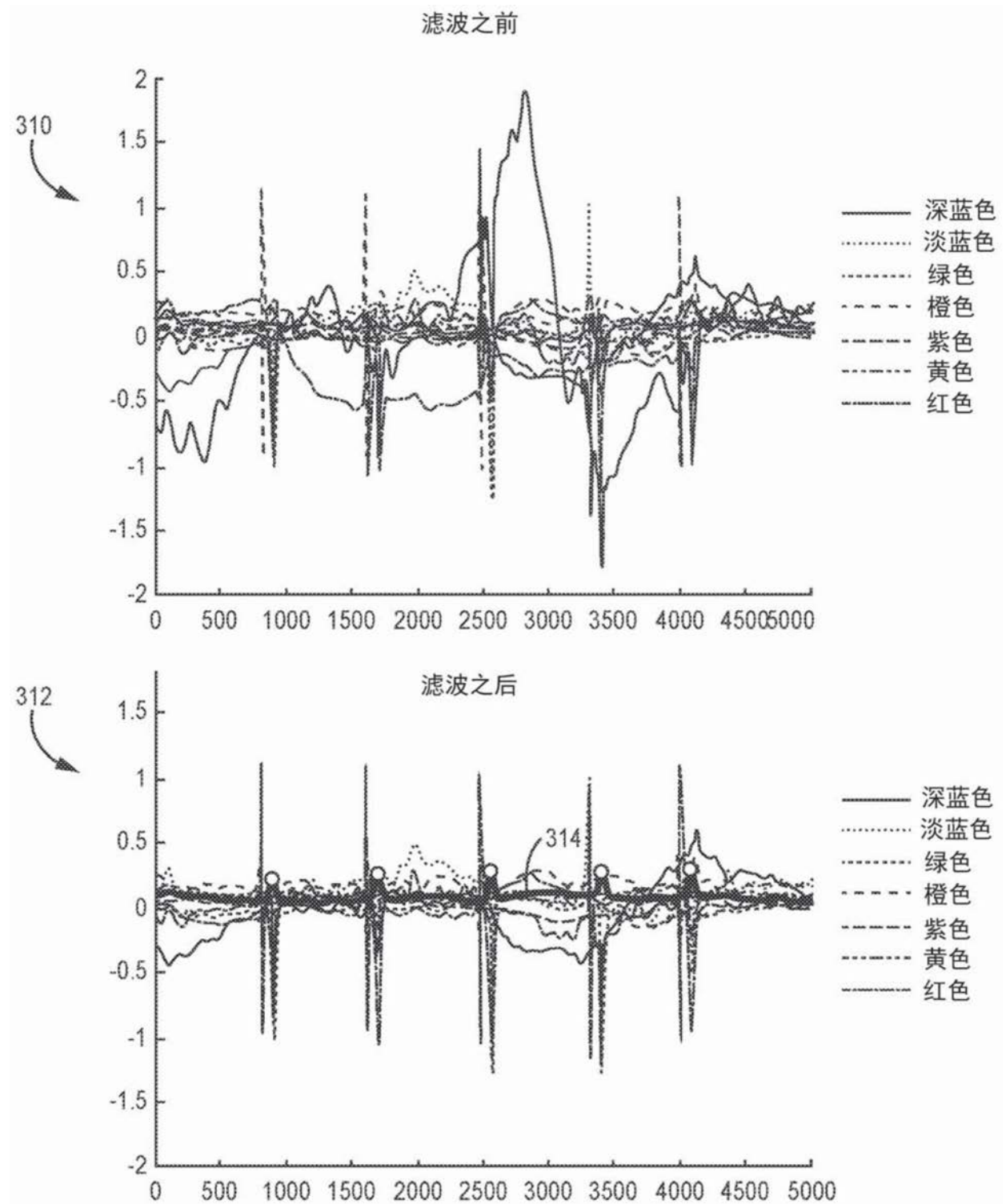


图9

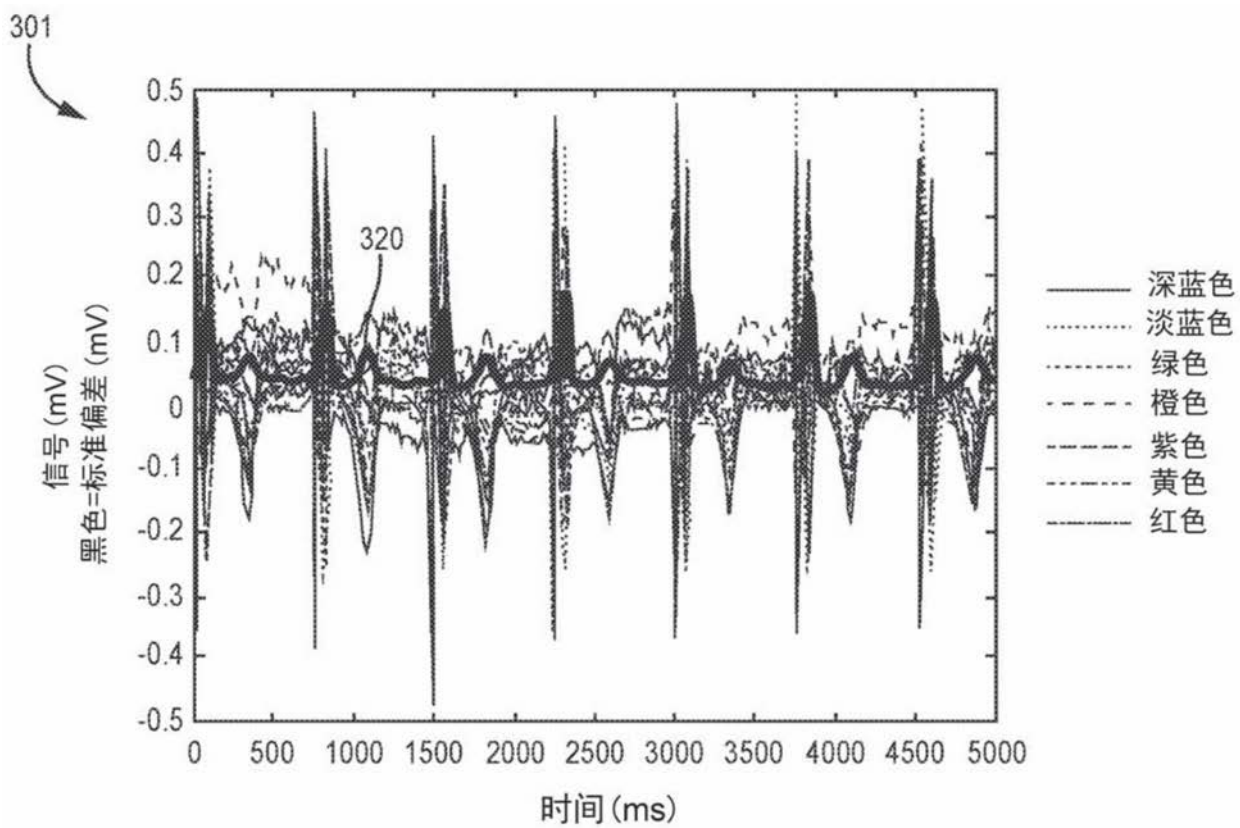


图10

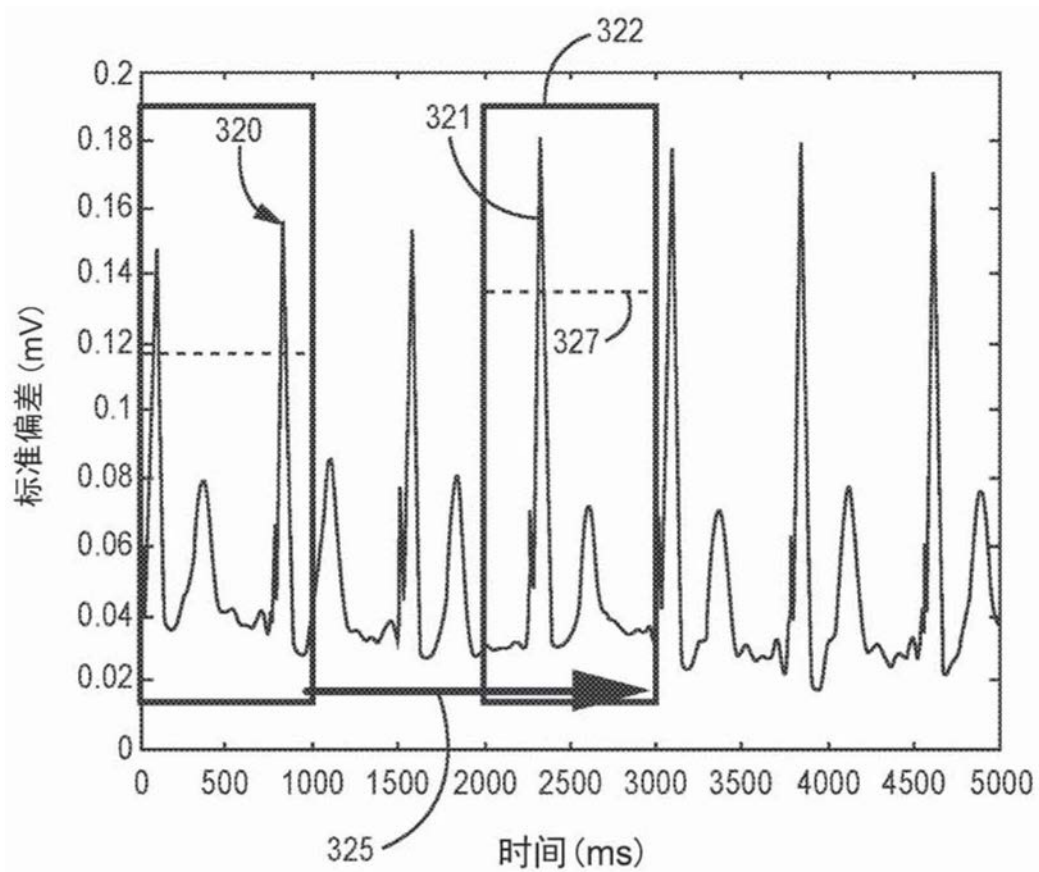


图11

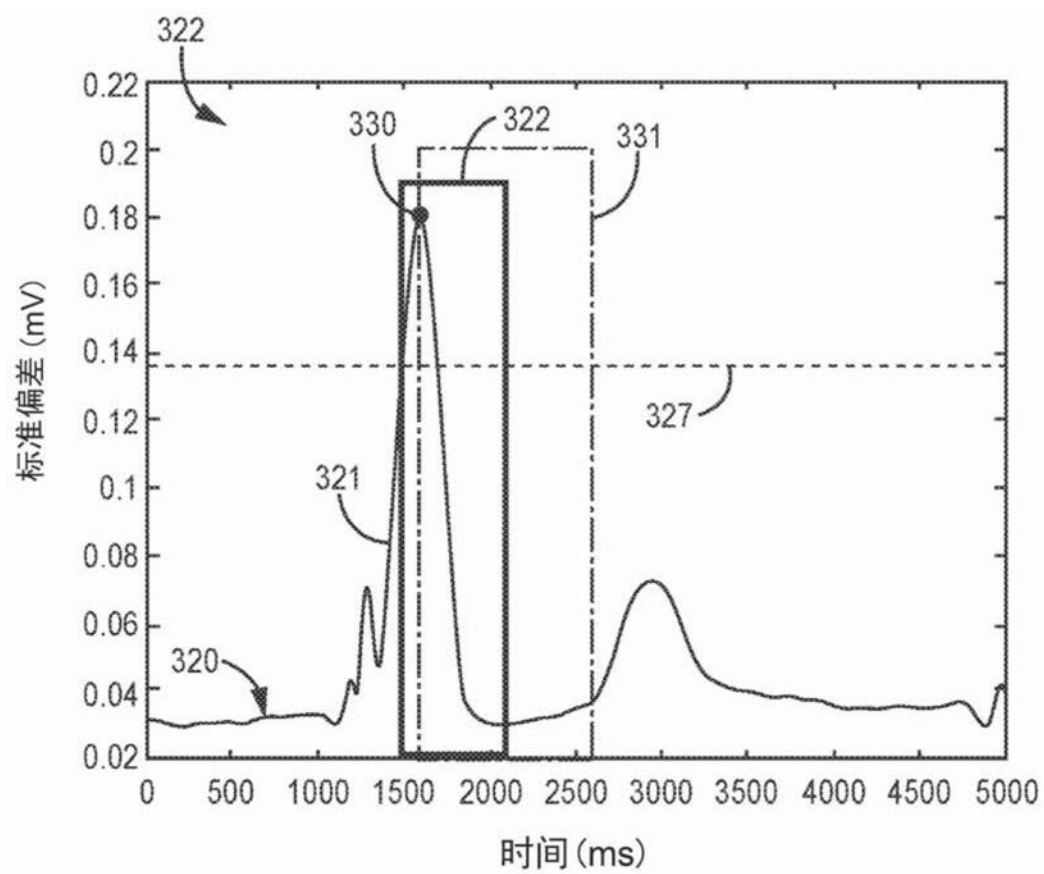


图12

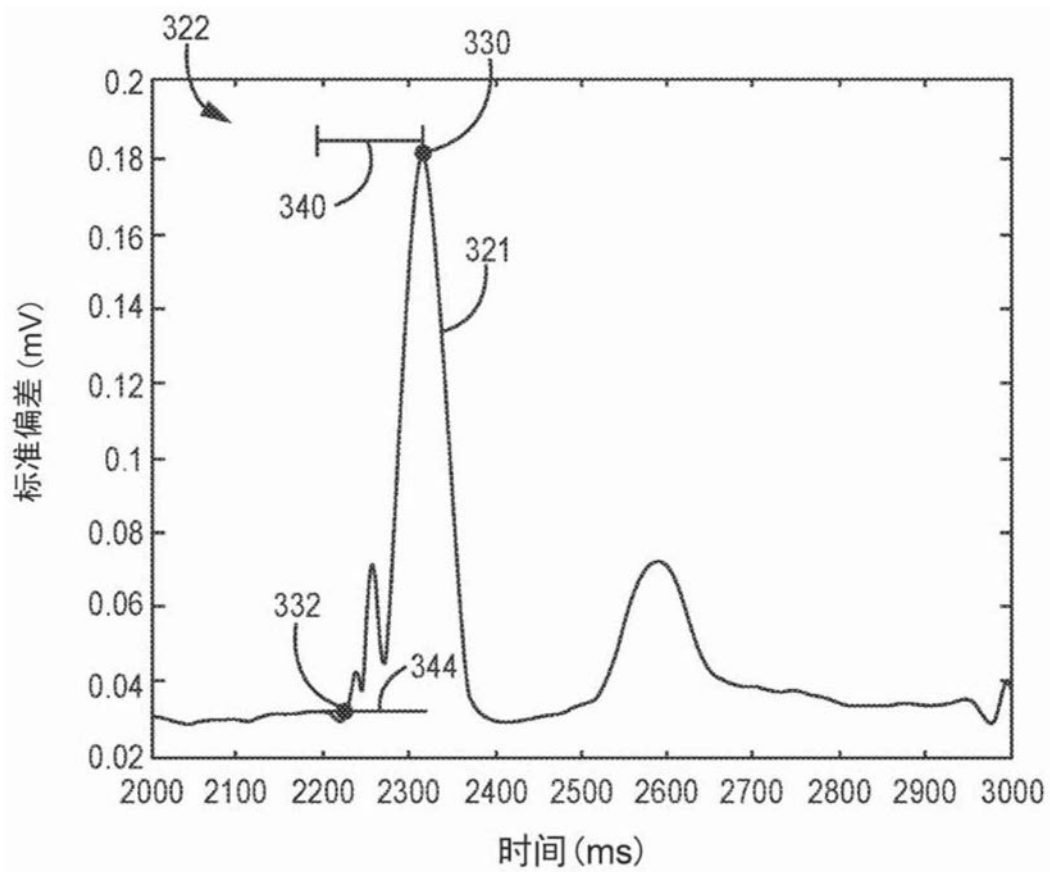


图13

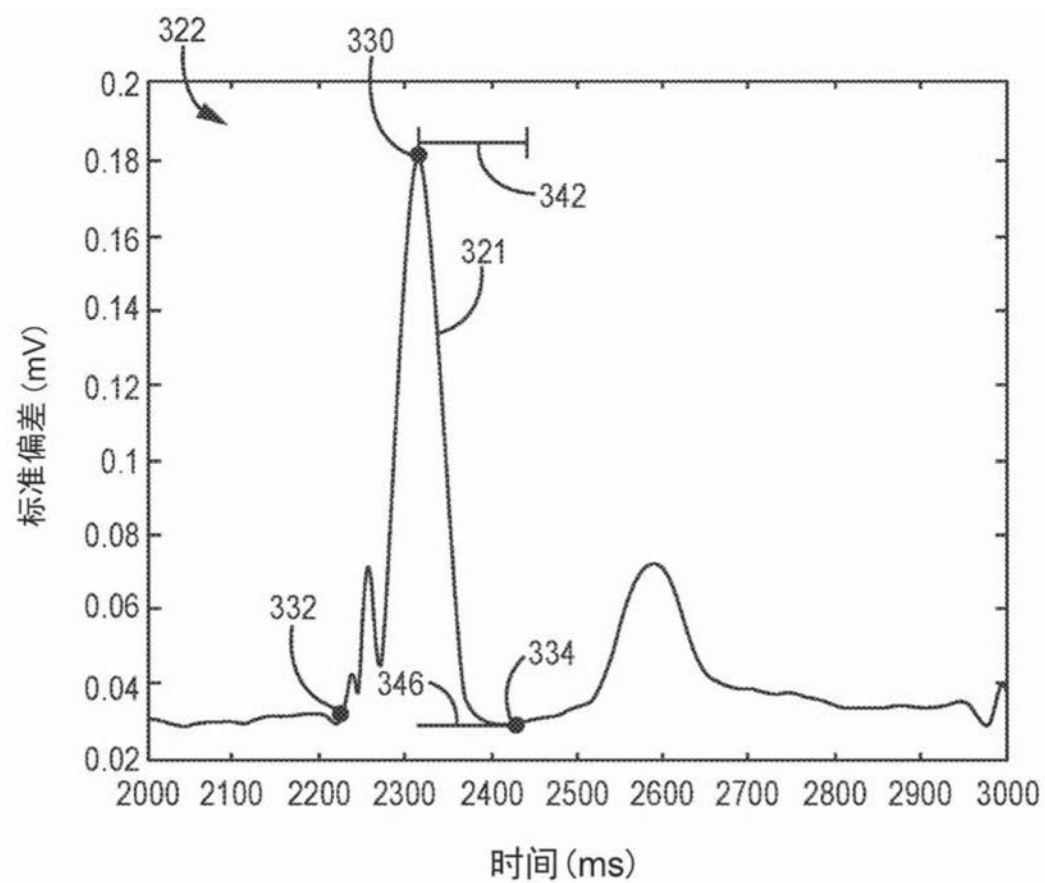


图14

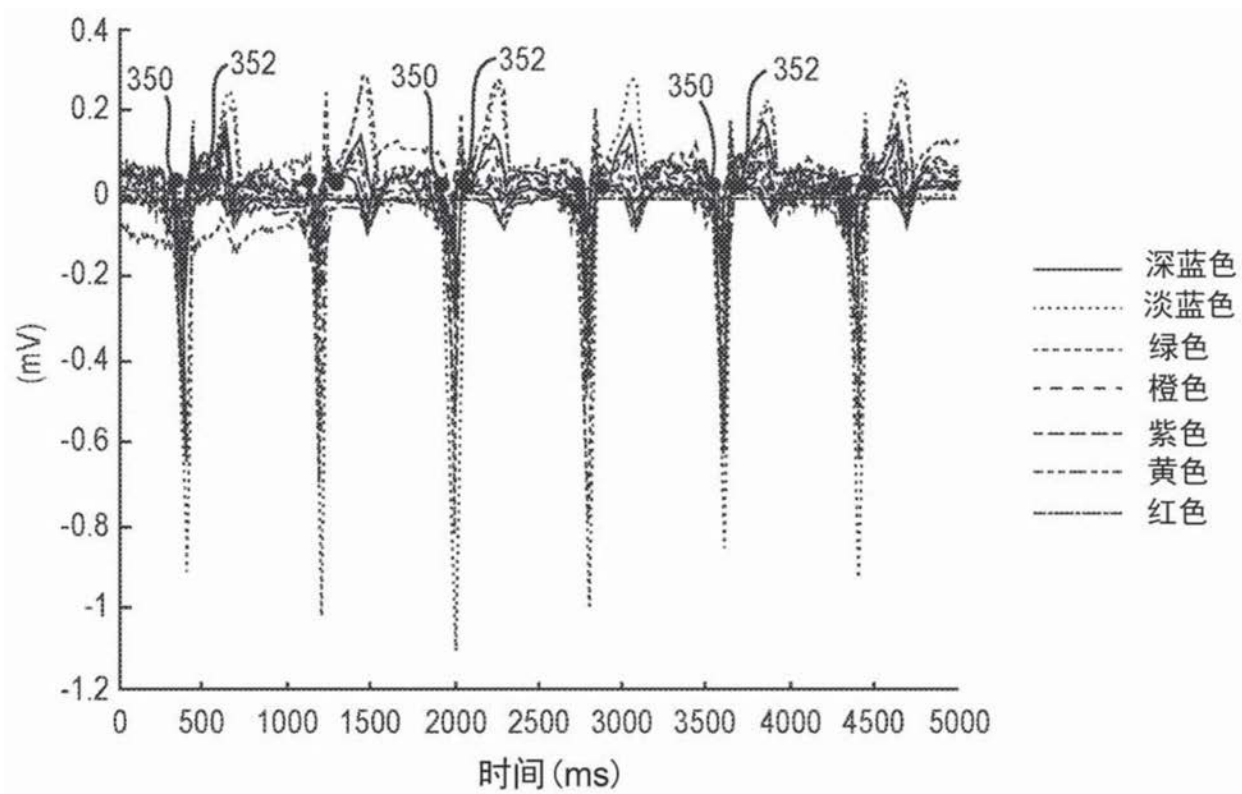


图15

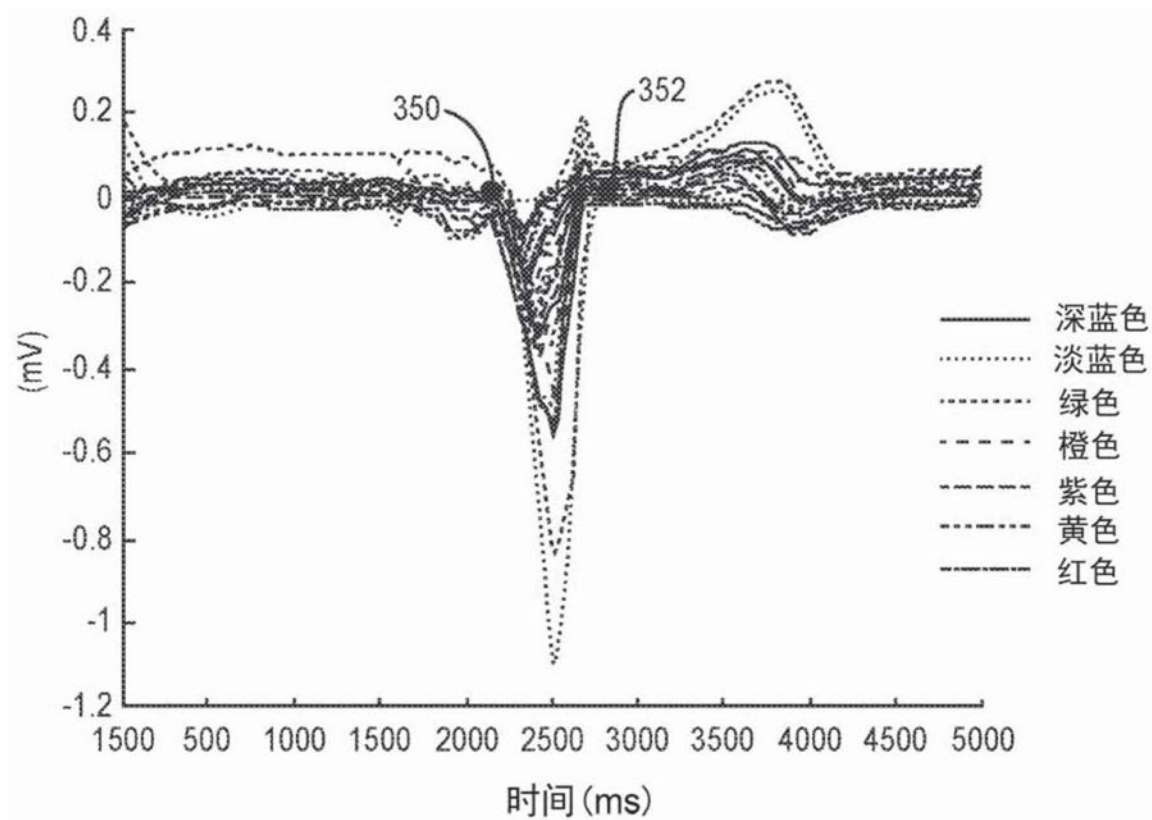


图16

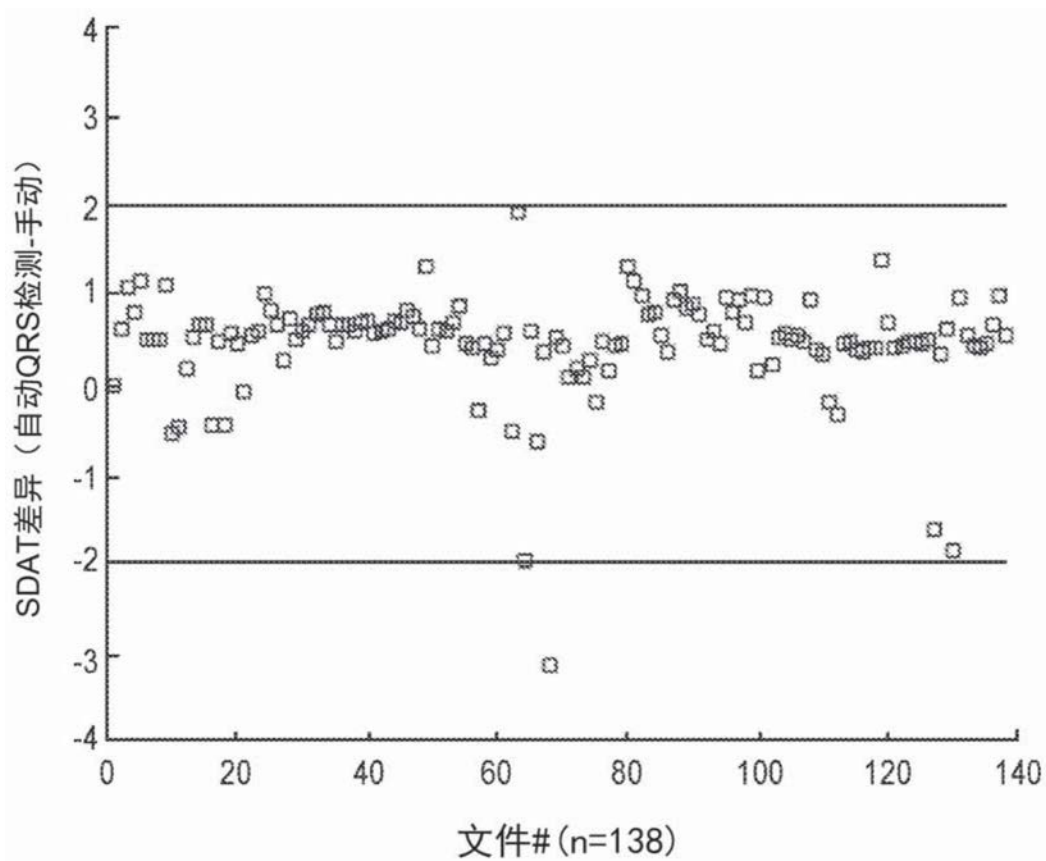


图17

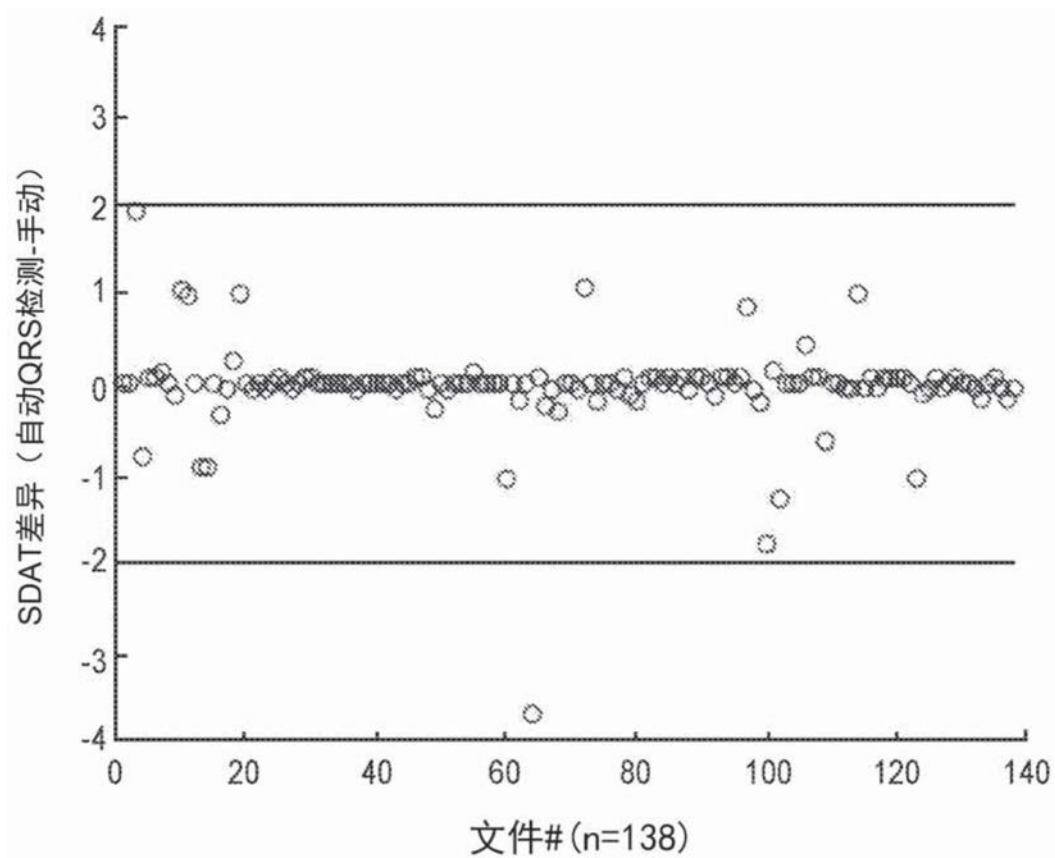


图18

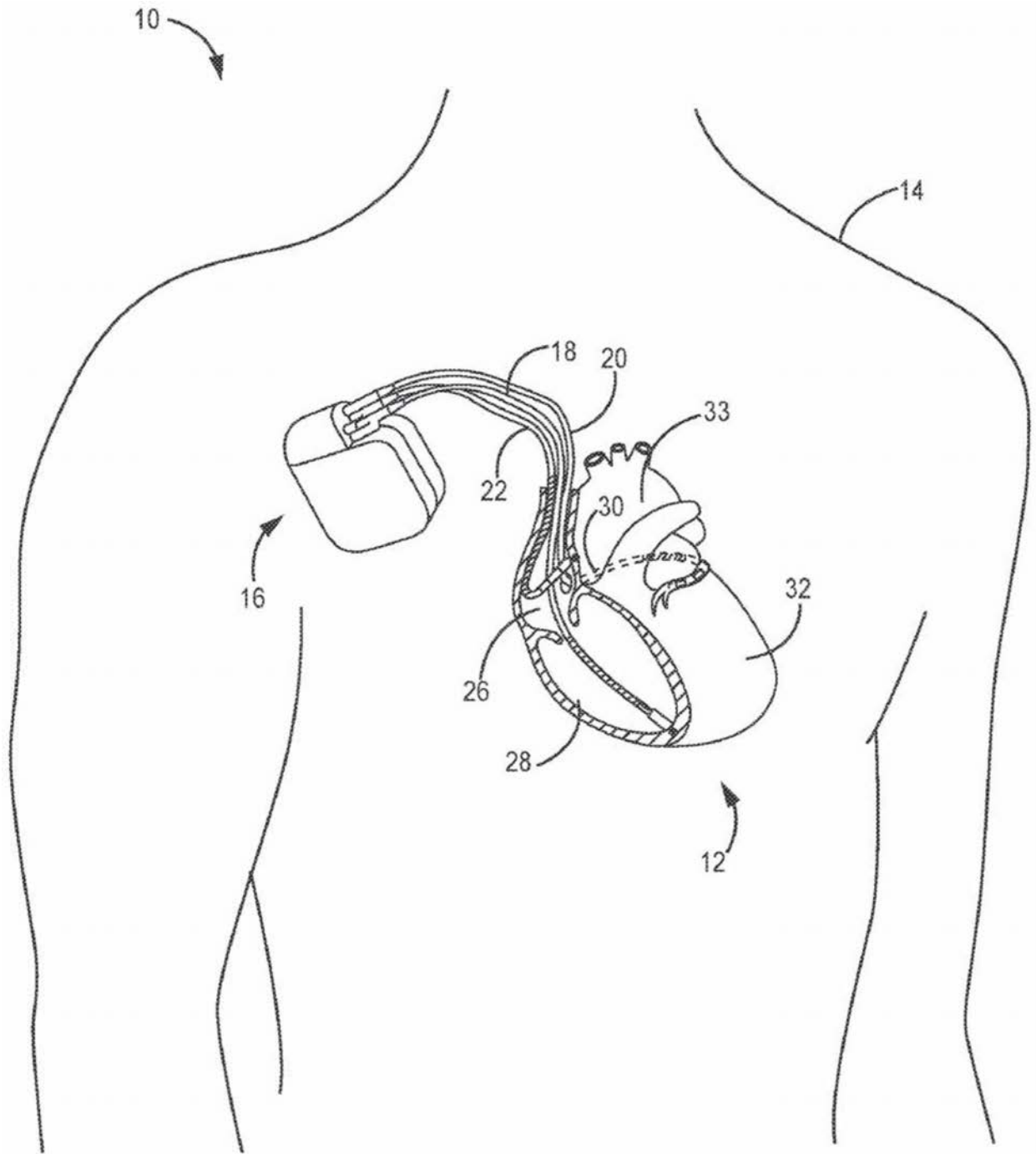


图19

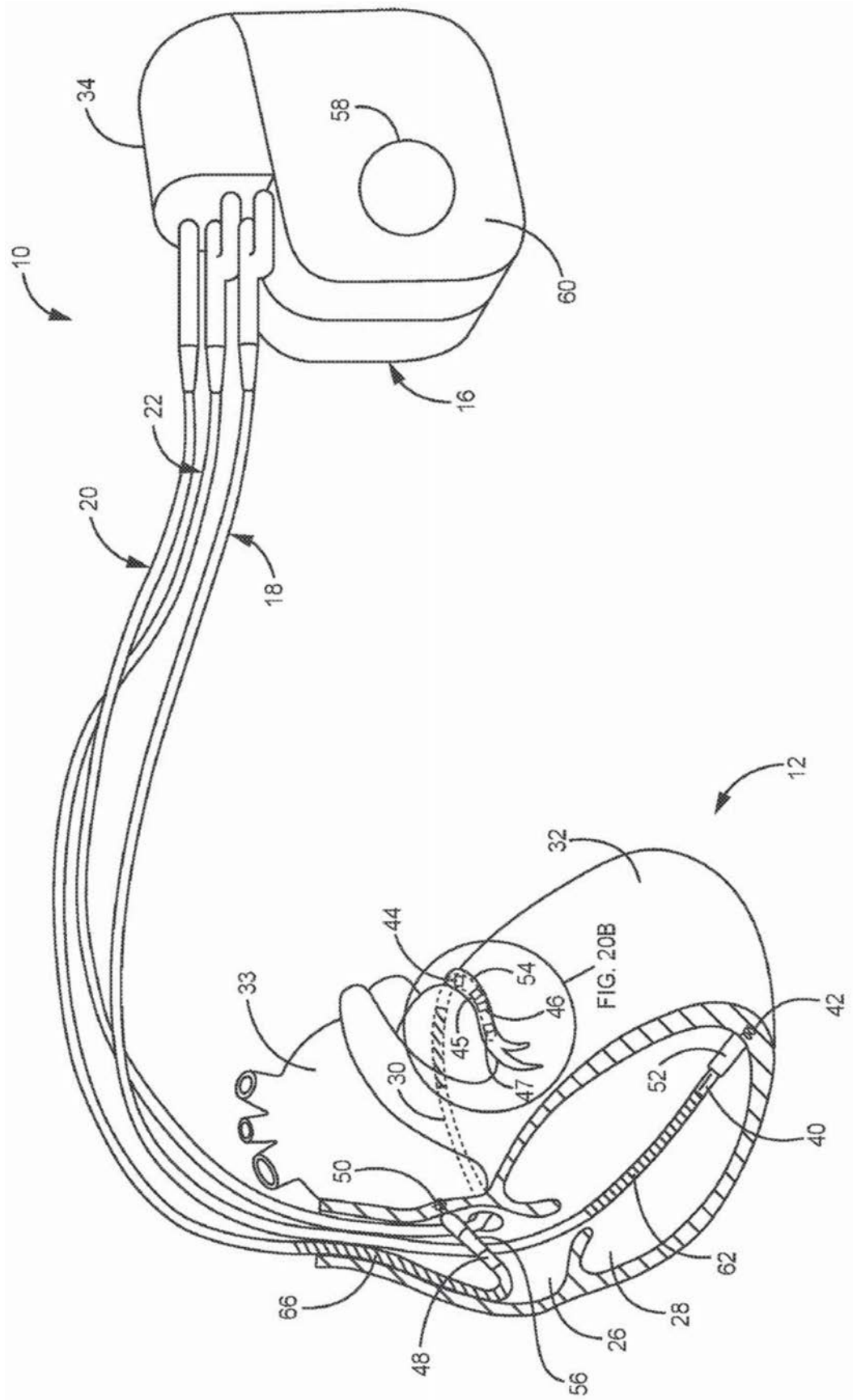


图20A

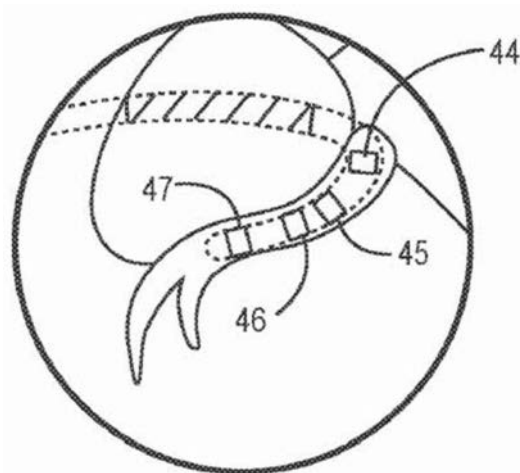


图20B

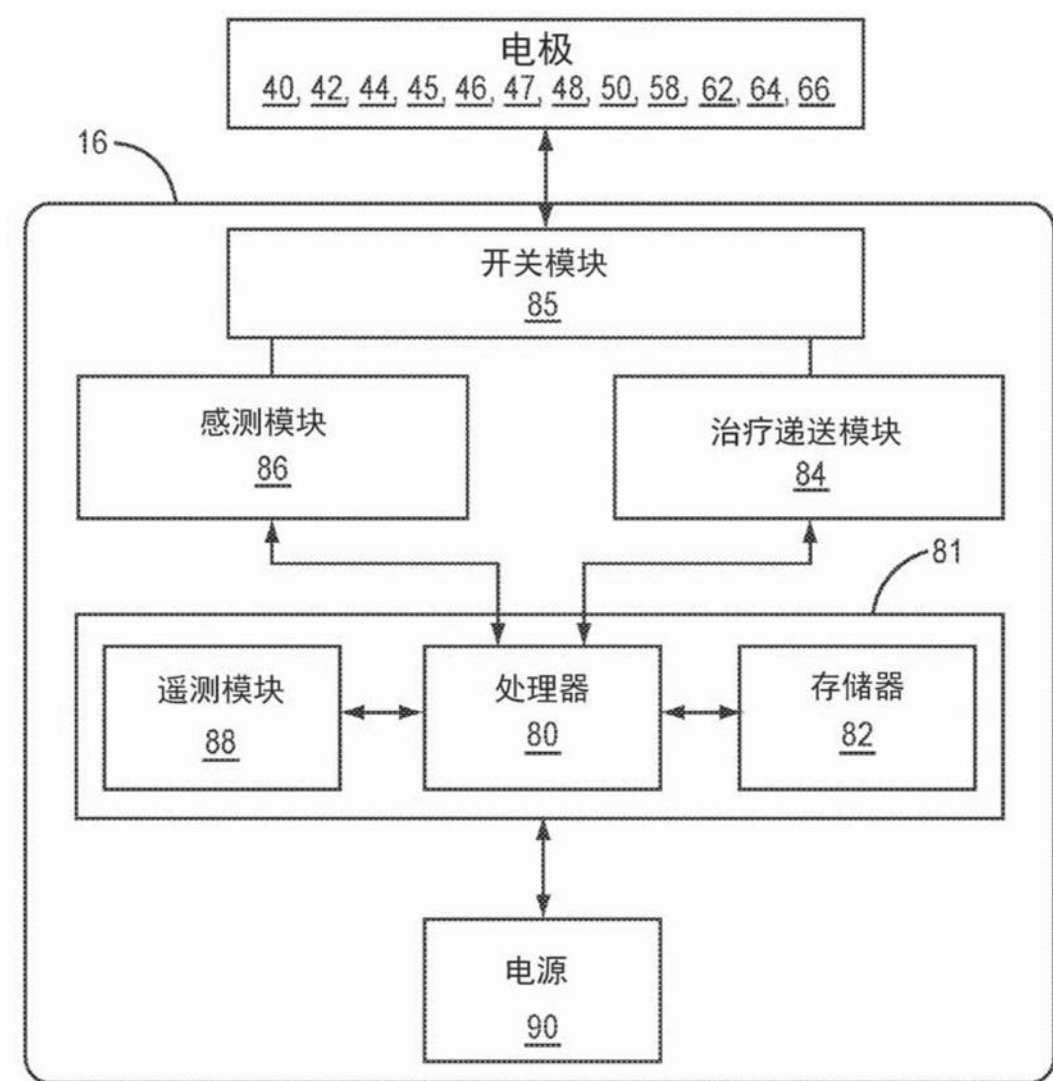


图21A

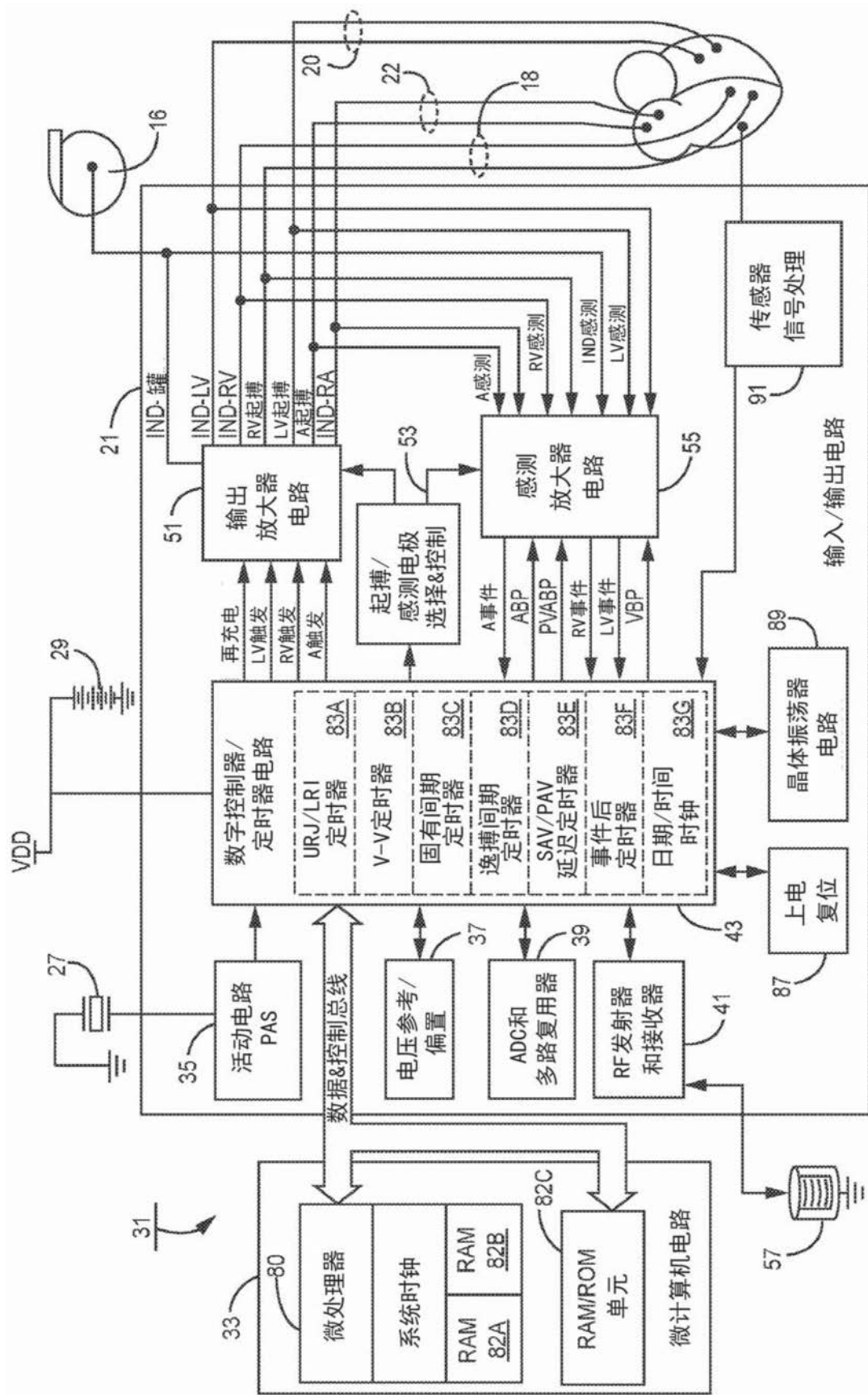


图21B

专利名称(译)	QRS偏移和起始确定		
公开(公告)号	CN110446461A	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201880018488.7	申请日	2018-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
当前申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
[标]发明人	S戈什		
发明人	S·戈什 D·库德利克 郑雅健		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/0408 A61B5/042 A61B5/00 A61B5/0472		
CPC分类号	A61B5/0408 A61B5/04085 A61B5/0422 A61B5/0428 A61B5/0452 A61B5/04525 A61B5/0456 A61B5/0472 A61B5/6801 A61B5/6823 A61B5/6852 A61B5/686 A61B5/7203 A61B5/7217 A61B5/7264 A61B5/7278 A61N1/3622 A61N1/365 A61N1/3704 A61N1/371 G16H50/20		
代理人(译)	张鑫		
优先权	62/471938 2017-03-15 US 15/915995 2018-03-08 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

示例性系统和方法可以被配置成根据多个心脏信号生成分散信号，并根据多个心脏信号确定QRS起始时间值和QRS偏移时间值。QRS起始时间值和QRS偏移时间值可用于测量或捕获激动时间。

