



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116583222 A

(43) 申请公布日 2023. 08. 11

(21) 申请号 202180067461.9

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

(22) 申请日 2021.09.29

专利代理师 谭营营 胡彬

(30) 优先权数据

63/085,671 2020.09.30 US

(51) Int.Cl.

A61B 5/287 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2023.03.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2021/052586 2021.09.29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02022/072453 EN 2022.04.07

(71) 申请人 波士顿科学医学有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 南森·H·班尼特

鲁迪·盖尔布-比克内尔

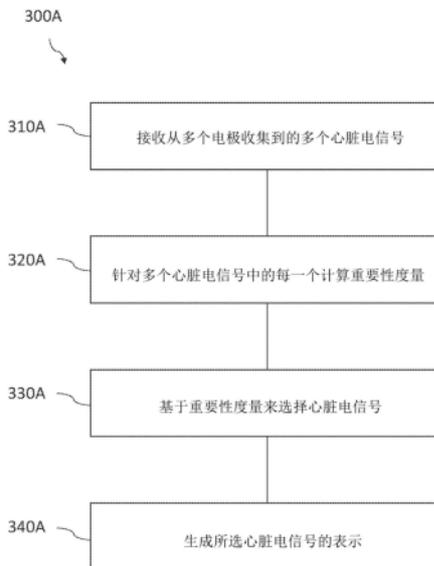
权利要求书2页 说明书13页 附图10页

(54) 发明名称

用于识别显著电描记图的电生理系统及方法

(57) 摘要

本公开的至少一些实施例涉及一种用于处理心脏信息的系统。该系统包括处理单元，该处理单元被配置为：接收从布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号，其中该多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的；以及针对该多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量，其中该重要性度量将相应心脏电信号对心脏搏动的总占空比的贡献量表示为周期长度的函数。



1. 一种用于处理心脏信息的系统,所述系统包括:
处理单元,所述处理单元被配置为:
接收从被布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号,其中所述多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的;
针对所述多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量,其中所述重要性度量将相应的心脏电信号对所述心脏搏动的总占空比的贡献量表示为所述周期长度的函数;以及
促进在显示设备上呈现所选的心脏电信号的图形表示,其中所选的心脏电信号中的每一个都符合基于相应的重要性度量的选择标准。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述多个心脏电信号中的每一个都包括心脏内电描记图(EGM)。
3. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:
基于所述多个心脏电信号来生成多个激活波形。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:
针对多个电信号中的每一个识别偏离量,所述偏离量包括与信号基线的偏差,
其中,所述多个激活波形中的每一个都基于相应被识别的偏离量来生成,其中所述激活波形包括对应于被识别的偏离量表示心脏组织激活的概率的激活波形值。
5. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述重要性度量基于激活度和新颖性度量来计算,其中所述激活度量表示所述相应的心脏电信号对激活区的第一贡献量,并且其中所述新颖性度量表示所述相应的心脏电信号对激活区外的第二贡献量。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述激活度量基于激活波形值的平均值来计算。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述激活度量通过使所述激活波形值的平均值归一化来计算。
8. 根据权利要求5所述的系统,还包括:
基于所述激活度量来选择一个或多个激活波形;以及
基于所选的一个或多个激活波形来确定激活区波形,所述激活区波形表示所述激活区。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所选的一个或多个激活波形中的每一个都具有大于预定激活度量阈值的激活度量。
10. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述新颖性度量基于所述激活区波形使用权重因子来计算,其中第一权重因子对应于第一激活区值,第二权重因子对应于第二激活区值,并且其中在所述第一激活区值小于所述第二激活区值的情况下,所述第一权重因子大于所述第二权重因子。
11. 根据权利要求5至10中任一项所述的系统,其中,所述重要性度量通过对所述激活度量和所述新颖性度量应用非线性函数来确定。
12. 根据权利要求1至11中任一项所述的系统,其中,所述选择标准包括相应的重要性度量大于预定阈值。
13. 一种处理心脏信息的方法,所述方法包括:
接收从被布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号,其中所述多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的;

针对所述多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量,其中所述重要性度量将相应的心脏电信号对所述心脏搏动的总占空比的贡献量表示为所述周期长度的函数;以及

促进在显示设备上呈现所选的心脏电信号的图形表示,其中所选的心脏电信号中的每一个都符合基于相应的重要性度量的选择标准。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

基于所述多个心脏电信号来生成多个激活波形,

其中,所述多个激活波形中的每一个都基于所述多个心脏电信号与信号基线的偏离量来生成,其中所述激活波形包括对应于被识别的偏离量表示心脏组织激活的概率的激活波形值。

15. 根据权利要求13或14所述的方法,其中,所述重要性度量基于激活度和新颖性度量来计算,其中所述激活度量表示所述相应的心脏电信号对激活区的第一贡献量,其中所述新颖性度量表示所述相应的心脏电信号对激活区外的第二贡献量,并且其中所述激活度和所述激活区基于所述激活波形值来确定。

用于识别显著电描记图的电生理系统及方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2020年9月30日提交的临时申请号为63/085,671的优先权,其通过引用以其整体纳入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于处理心脏电信号的电生理系统和方法。

背景技术

[0004] 使用微创手术诸如导管消融以治疗各种心脏疾病诸如室上性和室性心律失常正变得越来越普遍。这样的程序涉及对心脏中电活动进行标测(例如,基于心脏信号),诸如在心内膜表面上的各个位置处(“心脏标测(mapping)”),以识别心律失常的原发部位,随后对该部位进行靶向消融。为了进行这样的心脏标测,可以将带有一个或多个电极的导管插入到患者的心脏腔室中。

[0005] 常规的三维(three-dimensional,3D)标测技术包括接触式标测、非接触式标测以及接触式与非接触式标测的组合。在接触式和非接触式标测两者中,一个或多个导管被推进到心脏内。对于某些导管,一旦在腔室中,导管就可以被展开以呈现出3D形状。在接触式标测中,在确定导管远端尖端与特定心脏腔室的心内膜表面稳定且牢固地接触之后,利用位于导管远端尖端的一个或多个电极获取由心脏电活动产生的生理信号。在基于非接触式的标测系统中,使用由非接触式电极检测到的信号以及有关腔室解剖和相对电极位置的信息,系统提供关于心脏腔室的心内膜的生理信息。位置和电活动通常在心脏内表面上约50至200个点处在逐点的基础上顺序地测量,以构造心脏的电-解剖描绘。然后,生成的标测图可以用作决定治疗行动过程(例如,组织消融)的基础,以改变心脏电活动的传播并恢复正常心律。

[0006] 在许多常规的标测系统中,临床医生直观地察看或检查所捕获的电描记图(electrogram,EGM),这增加了检查时间和成本。然而,在自动电-解剖标测过程期间,可能会捕获到大约6000至20000个心内电描记图(EGM),这并不适合由临床医生(例如,医师)针对诊断评估和/或EGM分类等进行手动全面检查。典型地,标测系统从每个EGM中提取标量值来构造电压、激活或其他标测图类型以描绘心脏内活动的总体模式。尽管标测图减少了察看所捕获的EGM的需要,但是它们也压缩了EGM中通常复杂而有用的信息。此外,由于电伪迹(artifact)或特征(诸如激活时间)的不恰当选择,标测图可能会产生误导。另外,由于常规技术的复杂性质,心脏标测图往往不适合于准确和有效的解释。

发明内容

[0007] 如示例中叙述的,示例1是一种用于处理心脏信息的系统。该系统包括:处理单元,该处理单元被配置为:接收从布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号,其中该多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的;针对多个心脏电信号中的每

一个计算重要性度量,其中该重要性度量将相应心脏电信号对心脏搏动的总占空比的贡献量表示为周期长度的函数;以及促进在显示设备上呈现所选心脏电信号的图形表示,其中所选心脏电信号中的每一个都符合基于相应重要性度量的选择标准。

[0008] 示例2是示例1的系统,其中,多个心脏电信号中的每一个都包括心脏内电描记图(EGM)。

[0009] 示例3是示例1或2的系统,其中,处理单元还被配置为:基于多个心脏电信号来生成多个激活波形。

[0010] 示例4是示例3的系统,其中,处理单元还被配置为:针对多个电信号中的每一个识别偏离量(deflection),该偏离量包括与信号基线的偏差(deviation),其中该多个激活波形中的每一个都基于相应被识别的偏离量来生成,其中该激活波形包括对应于被识别的偏离量表示心脏组织激活的概率的激活波形值。

[0011] 示例5是示例3的系统,其中,重要性度量基于激活度和新颖性度量(novelty metric)来计算,其中该激活度量表示相应心脏电信号对激活区的第一贡献量,并且其中该新颖性度量表示相应心脏电信号对激活区外的第二贡献量。

[0012] 示例6是示例5的系统,其中,该激活度量基于该激活波形值的平均值来计算。

[0013] 示例7是示例6的系统,其中,该激活度量通过使激活波形值的平均值归一化来计算。

[0014] 示例8是示例5的系统,还包括:

[0015] 基于激活度量来选择一个或多个激活波形;以及基于所选的一个或多个激活波形来确定激活区波形,该激活区波形表示激活区。

[0016] 示例9是示例8的系统,其中,所选的一个或多个激活波形中的每一个都具有大于预定激活度量阈值的激活度量。

[0017] 示例10是示例8的系统,其中,该新颖性度量基于激活区波形使用权重因子来计算,其中第一权重因子对应于第一激活区值,第二权重因子对应于第二激活区值,并且其中在第一激活区值小于第二激活区值的情况下,第一权重因子大于第二权重因子。

[0018] 示例11是示例5至10中任一个的系统,其中,重要性度量通过对激活度和新颖性度量应用非线性函数来确定。

[0019] 示例12是示例1至11中任一个的系统,其中,选择标准包括相应重要性度量大于预定阈值。

[0020] 示例13是一种处理心脏信息的方法,该方法包括:接收从布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号,其中该多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的;针对多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量,其中该重要性度量将相应心脏电信号对心脏搏动的总占空比的贡献量表示为周期长度的函数;以及促进在显示设备上呈现所选心脏电信号的图形表示,其中所选心脏电信号中的每一个都符合基于相应重要性度量的选择标准。

[0021] 示例14是示例13的方法,还包括:基于多个心脏电信号来生成多个激活波形,其中,该多个激活波形中的每一个都基于多个心脏电信号与信号基线的偏离量来生成,其中该激活波形包括对应于被识别的偏离量表示心脏组织激活的概率的激活波形值。

[0022] 示例15是示例13或14的方法,其中,重要性度量基于激活度和新颖性度量来计

算,其中该激活度量表示相应心脏电信号对激活区的第一贡献量,其中该新颖性度量表示相应心脏电信号对激活区外的第二贡献量,并且其中该激活度量和该激活区基于该激活波形值来确定。

[0023] 示例16是一种用于处理心脏信息的系统。该系统包括处理单元,该处理单元被配置为:接收从布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号,其中该多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的;针对多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量,其中该重要性度量将相应心脏电信号对心脏搏动的总占空比的贡献量表示为周期长度的函数;以及促进在显示设备上呈现所选心脏电信号的图形表示,其中所选心脏电信号中的每一个都符合基于相应重要性度量的选择标准。

[0024] 示例17是示例16的系统,其中,多个心脏电信号中的每一个都包括心脏内电描记图(EGM)。

[0025] 示例18是示例16的系统,其中,处理单元还被配置为:基于多个心脏电信号来生成多个激活波形。

[0026] 示例19是示例18的系统,其中,处理单元还被配置为:针对多个心脏电信号中的每一个识别偏离量,该偏离量包括与信号基线的偏差,其中该多个激活波形中的每一个都基于相应被识别的偏离量来生成,其中该激活波形包括对应于被识别的偏离量表示心脏组织激活的概率的激活波形值。

[0027] 示例20是示例18的系统,其中,重要性度量基于激活度量和新颖性度量来计算,其中该激活度量表示相应心脏电信号对激活区的第一贡献量,并且其中该新颖性度量表示相应心脏电信号对激活区外的第二贡献量。

[0028] 示例21是示例20的系统,其中,该激活度量基于该激活波形值的平均值来计算。

[0029] 示例22是示例21的系统,其中,该激活度量通过使激活波形值的平均值归一化来计算。

[0030] 示例23是示例20的系统,还包括:基于激活度量来选择一个或多个激活波形;以及基于所选的一个或多个激活波形来确定激活区波形,该激活区波形表示激活区。

[0031] 示例24是示例23的系统,其中,所选的一个或多个激活波形中的每一个都具有大于预定激活度量阈值的激活度量。

[0032] 示例25是示例23的系统,其中,该新颖性度量基于激活区波形使用权重因子来计算,其中第一权重因子对应于第一激活区值,第二权重因子对应于第二激活区值,并且其中在第一激活区值小于第二激活区值的情况下,第一权重因子大于第二权重因子。

[0033] 示例26是示例20的系统,其中,重要性度量通过对激活度量和新颖性度量应用非线性函数来确定。

[0034] 示例27是示例16的系统,其中,选择标准包括相应重要性度量大于预定阈值。

[0035] 示例28是一种处理心脏信息的方法,该方法包括:接收从布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号,其中该多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的;针对多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量,其中该重要性度量将相应心脏电信号对心脏搏动的总占空比的贡献量表示为周期长度的函数;以及促进在显示设备上呈现所选心脏电信号的图形表示,其中所选心脏电信号中的每一个都符合基于相应重要性度量的选择标准。

[0036] 示例29是示例28的方法,还包括:基于多个心脏电信号来生成多个激活波形,其中,该多个激活波形中的每一个都基于多个心脏电信号与信号基线的偏离量来生成,其中该激活波形包括对应于被识别的偏离量表示心脏组织激活的概率的激活波形值。

[0037] 示例30是示例29的方法,其中,重要性度量基于激活度和新颖性度量来计算,其中该激活度量表示相应心脏电信号对激活区的第一贡献量,其中该新颖性度量表示相应心脏电信号对激活区外的第二贡献量,并且其中该激活度和该激活区基于该激活波形值来确定。

[0038] 示例31是示例28的方法,其中,多个心脏电信号中的每一个都包括心脏内电描记图 (EGM)。

[0039] 示例32是示例30的方法,其中,该激活度量基于该激活波形值的平均值来计算。

[0040] 示例33是示例32的方法,其中,该激活度量通过使激活波形值的平均值归一化来计算。

[0041] 示例34是示例30的方法,还包括:

[0042] 基于激活度量来选择一个或多个激活波形;并且基于所选的一个或多个激活波形来确定激活区波形,该激活区波形表示激活区。

[0043] 示例35是示例34的方法,其中,所选一个或多个激活波形中的每一个都具有大于预定激活度量阈值的激活度量。

[0044] 虽然公开了多个实施例,但是对于本领域技术人员而言,本发明的其他实施例将从以下详细描述中变得显而易见,该详细描述显示和描述了本发明的说明性实施例。因此,附图和详细描述应被视为本质上是说明性的,而不是限制性的。

附图说明

[0045] 图1显示了电生理系统的示例性实施例的示意图。

[0046] 图2是根据本公开的实施例的说明性处理单元的框图。

[0047] 图3A是描绘处理心脏电信号以评估重要性度量的说明性方法的流程图。

[0048] 图3B是描绘处理心脏电信号以评估重要性度量的说明性方法的流程图。

[0049] 图4A描绘了多个心脏电信号和多个对应激活波形的说明性示例。

[0050] 图4B描绘了心脏电信号、激活波形和归一化平均值的说明性示例。

[0051] 图4C描绘了激活区的说明性示例。

[0052] 图4D描绘了激活波形、新颖性波形和新颖性评分的说明性示例。

[0053] 图4E描绘了具有对应重要性度量和心脏电信号选择的心脏电信号的说明性示例。

[0054] 图4F描绘了具有所选心脏电信号的多个心脏电信号的说明性示例。

[0055] 尽管本发明服从各种修改和替代形式,但是在附图中通过示例的方式显示出具体实施例,并且在下文中对其进行详细描述。然而,意图不是将本发明限制于所描述的具体实施例。相反,本发明旨在覆盖落入由所附权利要求限定的本发明范围内的所有修改、等同物和替代物。

具体实施方式

[0056] 如本文中相对于有形事物(例如,产品、库存等)和/或无形事物(例如,数据、货币

的电子表示、账目、信息、事物的部分(例如,百分比、分数)、计算、数据模型、动态系统模型、算法、参数等)的测量结果(例如,尺寸、特性、属性、组成部分等)及其范围所使用的术语,“大约(about)”和“近似地(approximately)”可以互换使用,以指代一种测量结果,其包括规定测量结果同时也包括相当接近于规定测量结果但可能相差相当小量的任何测量结果,这种相差量诸如由相关领域普通技术人员将理解并容易确定为可归因于:测量误差;测量和/或制造仪器校准的差异;读取和/或设置测量结果时的人为误差;鉴于其他测量结果(例如,与其他事物相关联的测量结果)为优化性能和/或结构参数而进行的调整;特定的实施场景;由人员、计算设备和/或机器对事物、设置和/或测量结果的不精确调整和/或操纵;系统公差;控制回路;机器学习;可预见的变化(例如,统计上微不足道的变化、混沌的变化、系统和/或模型不稳定性等);和/或偏好等。

[0057] 虽然说明性方法可以由一个或多个附图(例如,流程图、通信流程等)表示,但是附图不应被解释为暗示本文所公开的各个步骤的任何要求或其之中或之间的特定顺序。然而,有些实施例可能需要某些步骤和/或某些步骤之间的某些顺序,如本文中可能明确描述的和/或如从步骤本身的性质中可以理解的(例如,有些步骤的执行可能取决于上一步的结果)。另外,项目(例如,输入、算法、数据值等)的“集合(set)”、“子集(subset)”或“组(group)”可以包括一个或多个项目,类似地,项目的子集或子组可以包括一个或多个项目。“多个(plurality)”意指不止一个。

[0058] 如本文所用,术语“基于(based on)”并不意味着是限制性的,而是表明通过至少使用“基于”之后的术语作为输入来执行确定、识别、预测和/或计算等。例如,基于特定的一条信息来预测结果可以另外地或可替代地将相同的确定基于另一条信息。

[0059] 本公开的实施例从有助于心脏搏动的角度促进评估用于从电极收集到的信号的重要性度量。在实施例中,重要性度量表示对具有周期长度的心脏搏动的占空比的贡献量,其中占空比表示激活在周期长度期间的百分比。本公开的实施例促进基于从心脏电信号生成的激活波形来评估从电极收集到的信号的重要性度量。激活波形或被称为注释波形(annotation waveform)是激活波形值的集合,并且可以包括例如离散激活波形值的集合(例如,激活波形值的集合、激活时间注释的集合等)和/或定义激活波形曲线的函数等。在一些实施例中,激活波形的每个数据点表示组织激活的每样本“概率(probability)”。在一些实施例中,心脏电信号和/或激活波形可以被显示,用于呈现在激活传播标测图中,用于促进诊断,和/或用于促进心脏电信号的分类(例如,重要性度量)等。为了执行本文所描述的方法的实施例的各方面,可以从以下获得心脏电信号:标测导管(例如,与标测系统相关联),其可以与通常用于电生理实验室中的其他设备例如记录系统结合使用、冠状窦(CS)导管或其他参考导管、消融导管,存储器设备(例如,本地存储器、云服务器等)、通信部件、医疗设备(例如,可植入医疗设备、外部医疗设备、遥测设备等)等。

[0060] 如本文所用的术语,感测到的心脏电信号可以是指一个或多个感测到的信号。每个心脏电信号可以包括在患者心脏内感测到的心内电描记图(EGM),并且可以包括可由电生理系统的各方面确定的任意数量的特征。心脏电信号,也被称为电信号,可以是电描记图(EGM),滤波后的EGM、EGM的绝对值的集合、峰位置处的EGM的峰值、和/或这些的组合等。例如,心脏电信号可以被表示为有序值的集合(例如,每个样本点的振幅可以是该集合中的值),并且其指定的百分位和/或乘数(multiplier)可以被用于限定信号基线。

[0061] 心脏电信号特征的示例包括但不限于：激活时间、激活、激活波形、滤波后的激活波形、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电势、电压幅度、主频率、和/或峰间电压等。心脏电信号特征可以是指从一个或多个心脏电信号中提取的一个或多个特征，和/或从被提取自一个或多个心脏电信号的一个或多个特征推导的一个或多个特征等。在实施例中，心脏电信号特征可以包括重要性度量。另外，心脏电信号特征的表示可以代表一个或多个心脏电信号特征，和/或多个心脏电信号特征的插值等。在一些情况下，心脏电信号的表示在心脏和/或表面标测图上。

[0062] 每个心脏信号还可以与对应于感测到心脏电信号所在的位置的相应位置坐标的集合相关联。感测到的心脏信号的相应位置坐标中的每一个可以包括三维笛卡尔坐标、极坐标和/或类似坐标。在一些情况下，可以使用其他坐标系。在一些实施例中，使用任意原点，并且相应位置坐标是指相对于该任意原点的空间中的位置。在实施例中，由于心脏信号可以在心脏表面上感测到，所以相应位置坐标可以在心内膜表面、心外膜表面、患者心脏的中层心肌和/或这些之一的附近。

[0063] 图1显示了电生理系统100的示例性实施例的示意图。如上文指出的，本文所公开的主题的实施例可以实施在电生理系统（例如，标测系统、心脏标测系统）中，而其他实施例可以实施在消融系统、记录系统和/或计算机分析系统等中。电生理系统100包括具有多个空间分布的电极的可移动导管110。在信号获取阶段期间，导管110可以被移位到导管110所插入的心脏腔室内的多个位置。在一些实施例中，导管110的远端装配有稍许均匀地分布在导管上的多个电极。例如，电极可以按照3D橄榄形、篮形和/或类似形状安装在导管110上。电极安装在这样的设备上，该设备能够在心脏内部时将电极展开成期望的形状并在导管从心脏中移除时收回电极。为了允许在心脏中展开成3D形状，电极可以安装在球囊、形状记忆材料（诸如镍钛诺）、和/或可致动铰接结构等上。根据实施例，导管110可以是标测导管、消融导管、诊断导管、CS导管等。例如，如本文所述，导管110、使用导管110获得的电信号以及电信号的后续处理的实施例的各方面也可以适用于具有记录系统、消融系统和/或具有带有可被配置为获得心脏电信号的电极的导管的任何其他系统的实施方式中。

[0064] 在导管110移动到的每个位置处，导管的多个电极获取由心脏中电活动产生的信号。由此，重构与心脏的电活动有关的生理数据并将其呈现给用户（诸如医生和/或技术人员）可以基于在多处位置获取的信息，从而提供对心内膜表面的生理行为的更加准确和忠实的重构。在心脏腔室中的多个导管位置处的信号的获取使导管能够有效地充当“巨型导管（mega-catheter）”，其有效电极数和电极跨度与执行信号获取的位置数和导管具有的电极数的乘积成正比。

[0065] 为了提高重构的心内膜表面处的生理信息的质量，在一些实施例中，导管110被移动到心脏腔室内三个以上的位置（例如，5、10或甚至50个以上的位置）。此外，导管移动的空间范围可以大于心腔直径的三分之一（1/3）（例如，大于心腔直径的35%、40%、50%或甚至60%）。另外，在一些实施例中，重构的生理信息基于在心脏腔室内的单个导管位置处或在多处位置上的数次心搏上测量出的信号来计算。在重构的生理信息是基于数次心搏上的多次测量的情况下，测量可以彼此同步，使得测量在心动周期的大致相同阶段执行。多次心搏上的信号测量可以基于从诸如表面心电图描记图（electrocardiogram, ECG）和/或心内电图描记图（EGM）的生理数据中检测到的特征来同步。

[0066] 电生理系统100还包括处理单元120,该处理单元120执行与标测程序有关的若干操作,该标测程序包括用于确定心内膜表面(例如,如上所述)处和/或心脏腔室内的生理信息的重构程序。处理单元120还可以执行导管配准(registration)程序。处理单元120还可以生成3D栅格,该3D栅格被用于聚合由导管110捕获到的信息和促进显示该信息的部分。

[0067] 插入到心脏腔室中的导管110的位置可以使用常规的感测和跟踪系统180来确定,该感测和跟踪系统180提供了导管和/或其多个电极相对于如感测和跟踪系统所建立的导管坐标系的3D空间坐标。这些3D空间位置可被用于构建3D栅格。系统100的实施例可以使用将阻抗定位与磁定位技术结合的混合定位技术。这种组合可以使系统100能够准确地跟踪被连接到系统100的导管。磁定位技术使用由放置在患者台下方的定位发生器生成的磁场以跟踪带有磁传感器的导管。阻抗定位技术可以被用于跟踪可能未配备有磁定位传感器的导管,其可以与表面ECG贴片一起使用。

[0068] 在一些实施例中,为了执行标测程序和重构心内膜表面上的生理信息,处理单元120可以将导管110的坐标系与心内膜表面的坐标系对准。处理单元110(或系统100的一些其他处理部件)可以确定坐标系变换函数,其将导管位置的3D空间坐标变换成以心内膜表面的坐标系表述的坐标,和/或反之亦然。在一些情况下,这样的变换可能不是必需的,因为3D栅格的一些实施例可以被用于捕获接触式和非接触式EGM,并且基于与3D栅格的节点相关联的统计分布来选择标测值。处理单元120还可以对生理信息执行后处理操作,以提取该信息的有用特征并将其呈现给系统100的操作员和/或其他人员(例如,医师)。

[0069] 根据实施例,由导管110的多个电极获取的信号经由电模块140被传递到处理单元120,该电模块140可以包括例如信号调理部件。电模块140接收从导管110传送的信号,并且在信号被转发到处理单元120之前对其执行信号增强操作。电模块140可以包括可被用于对一个或多个电极测量出的心内电势进行放大、滤波和/或采样的信号调理硬件、软件和/或固件。心内信号典型地具有60mV的最大振幅,均值为几毫伏。

[0070] 在一些实施例中,信号由具有频率范围(例如,0.5-500Hz)的带通滤波器进行滤波,并且用模数转换器(例如,具有1kHz下15位分辨率)进行采样。为了避免干扰室内的电气设备,可以对信号进行滤波以滤除对应于电源的频率(例如,60Hz)。其他类型的信号处理操作诸如频谱均衡、自动增益控制等也可能发生。在一些实施方式中,心内信号可以是相对于参考(其可以是虚拟参考)测量出的单极信号。在这样的实施方式中,参考可以是例如冠状窦导管或威尔逊中心终端(Wilson's Central Terminal, WCT),信号处理操作可以从其中计算差值以生成多极信号(例如,双极信号、三极信号等)。在一些其他实施方式中,信号可以在生成多极信号之前和/或之后进行处理(例如,滤波、采样等)。所得处理后的信号由电模块140转发到处理单元120以进行进一步处理。

[0071] 如图1进一步所示,电生理系统100还可以包括外围设备诸如打印机150和/或显示设备170,这两者可以互连到处理单元120。另外,电生理系统100包括存储设备,其可被用于存储由各种互连模块获取的数据,包括体积图像、由电极测量出的原始数据和/或由此计算出的所得心内膜表示、用于加速标测程序的部分计算出的转换、重构的对应于心内膜表面的生理信息等。

[0072] 在一些实施例中,处理单元120可以被配置为通过使用一种或多种人工智能技术(例如,机器学习模型、深度学习模型)和/或分类器等来自动提高其算法的准确性。在一些

实施例中,例如,处理单元可以使用一种或多种有监督和/或无监督的技术,诸如例如支持向量机(support vector machine,SVM)、k最近邻技术、神经网络、卷积神经网络、和/或递归神经网络等。在一些实施例中,分类器可以使用来自用户的反馈信息、其他度量等来训练和/或调整。

[0073] 图1所示的说明性电生理系统100不旨在建议对本公开的实施例的使用范围或功能的任何限制。说明性电生理系统100也不应被解释为具有与在其中说明的任何单个部件或部件组合相关的任何依赖性要求。另外,在一些实施例中,图1中描绘的各种部件可以与在其中描绘的其他部件中的各种部件(和/或未示出的部件)集成,所有这些都认为是本文所公开的主题的范围内。例如,电模块140可以与处理单元120集成。另外地或可替代地,电生理系统100的实施例的各方面可以实施在计算机分析系统中,该计算机分析系统被配置为从存储器设备(例如,云服务器、标测系统存储器等)接收心脏电信号和/或其他信息,并执行本文所描述的用于处理心脏信息(例如,确定注释波形等)的方法的实施例的各方面。也就是说,例如,计算机分析系统可以包括处理单元120,但不包括标测导管。

[0074] 图2是根据本公开的实施例的说明性处理单元200的框图。处理单元200可以是、类似于、包括或被包括在图1中描绘的处理单元120中。如图2所示,处理单元200可以实施在包括一个或多个处理器202和一个或多个存储器204的计算设备上。虽然处理单元200在本文中以单数形式提及,但是处理单元200可以在多个实例中(例如,作为服务器集群)实施,跨多个计算设备分布,和/或在多个虚拟机内实例化等。用于促进心脏标测的一个或多个部件可以存储在存储器204中。在一些实施例中,处理器202可以被配置为实例化一个或多个部件以生成激活波形、度量分析结果的集合、波形分析结果的集合、电描记图特性、直方图和心脏标测图,其中的任何一个或多个都可以存储在数据储存库206中。

[0075] 如图2中描绘的,处理单元200可以包括被配置为接收来自标测导管(例如,图1中描绘的标测导管110)的电信号的接受器212。被测量的电信号可以包括在患者心脏内感测到的许多心内电描记图(EGM)。接受器212还可以接收对应于每个电信号的测量位置的指示。在一些实施例中,接受器212可以被配置为确定是否接受已经被接收到的电信号。接受器212可以利用任意数量的不同部件和/或技术来确定要接受哪些电信号或搏动,诸如滤波、搏动匹配、形态分析、位置信息(例如,导管运动)、和/或呼吸门控等。接收到的电信号和/或处理后的电信号可以存储在数据储存库206中。

[0076] 所接受的电信号由激活波形发生器214接收,该激活波形发生器214被配置为在电信号包括待提取的注释特征的情况下,从每个电信号中提取至少一个注释特征。在一些实施例中,至少一个注释特征包括对应于至少一个激活度量的至少一个值。至少一个特征可以包括至少一个事件,其中至少一个事件包括对应于至少一个度量的至少一个值和/或至少一个对应的时间(对于每个激活特征不一定存在对应的时间)。在一些实施例中,至少一个度量可以包括例如激活时间、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电势、电压幅度、主频率、峰间电压、和/或激活持续时间等。在一些实施例中,激活波形发生器214可以被配置为检测激活并生成激活波形。在一些情况下,波形发生器214可以使用激活波形实施例中的任何一个,例如,包括题为“ANNOTATION WAVEFORM(注释波形)”的美国专利出版物2018/0296113中描述的那些,其公开内容由此通过引用明确纳入本文。

[0077] 如图2所示,处理单元200包括度量分析器216,用于分析所接收的心脏电信号和/

或由激活波形发生器214生成的激活波形以确定与心脏电信号相关联的度量。在实施例中，度量分析器216被配置为确定心脏电信号的重要性度量和其他度量。在一些实施例中，度量分析器216被配置为通过估计对应于信号的激活波形来确定心脏电信号是否有意义地贡献心脏搏动。另外，处理单元200包括表示引擎220，该表示引擎220被配置为促进呈现心脏电信号和/或度量分析结果的表示，例如，具有等于或大于预定阈值的重要度量的所选心脏电信号。

[0078] 图2所示的说明性处理单元200不旨在建议对本公开的实施例的使用范围或功能的任何限制。说明性处理单元200也不应被解释为具有与在其中说明的任何单个部件或部件组合相关的任何依赖性要求。另外，图2中描绘的部件中的任何一个或多个可以在一些实施例中与在其中描绘的其他部件中的各种部件(和/或未示出的部件)集成，所有这些都认为是本文所公开的主题的范围内。例如，波形发生器214可以与度量分析器216集成。在一些实施例中，处理单元200可以不包括接受器212，然而在其他实施例中，接受器212可以被配置为从存储器设备、通信部件等接收电信号。

[0079] 另外，处理单元200可以(单独地和/或与图1中描绘的系统100的其他部件和/或未示出的其他部件结合)执行与心脏标测相关联的任意数量的不同功能和/或过程(例如，触发、消隐(blanking)、场标测等)，诸如例如，在题为“ANNOTATION WAVEFORM(注释波形)”的美国专利出版物2018/0296113；题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING(电解剖标测)”的美国专利8,428,700；题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING(电解剖标测)”的美国专利8,948,837；题为“CATHETER TRACKING AND ENDOCARDIUM REPRESENTATION GENERATION(导管跟踪和心内膜表示生成)”的美国专利8,615,287；题为“ESTIMATING THE PREVALENCE OF ACTIVATION PATTERNS IN DATA SEGMENTS DURING ELECTROPHYSIOLOGY MAPPING(在电生理标测期间估计数据段中激活模式的普遍性)”的美国专利出版物2015/0065836；题为“SYSTEMS AND METHODS FOR GUIDING MOVABLE ELECTRODE ELEMENTS WITHIN MULTIPLE-ELECTRODE STRUCTURE(用于多电极结构内引导可移动电极元件的系统及方法)”的美国专利6,070,094；题为“CARDIAC MAPPING AND ABLATION SYSTEMS(心脏标测与消融系统)”的美国专利6,233,491；题为“SYSTEMS AND PROCESSES FOR REFINING A REGISTERED MAP OF A BODY CAVITY(用于完善体腔的配准标测图的系统及过程)”的美国专利6,735,465中描述的那些；其公开内容由此通过引用明确纳入本文。

[0080] 根据实施例，图1所示的电生理系统100和/或图2所示的处理单元200的各种部件可以实施在一个或多个计算设备上。计算设备可以包括适合于实施本公开的实施例的任何类型的计算设备。计算设备的示例包括专用计算设备或通用计算设备诸如“工作站”、“服务器”、“膝上型电脑”、“桌上型电脑”、“平板计算机”、“手持设备”和“通用图形处理单元(general-purpose graphics processing units, GPGPUs)”等，所有这些都参照系统100和/或处理单元200的各种部件在图1和图2的范围内考虑。

[0081] 在一些实施例中，计算设备包括总线，该总线直接和/或间接地耦合下列设备：处理器、存储器、输入/输出(input/output, I/O)端口、I/O部件和电源。任意数量的附加部件、不同部件和/或部件的组合也可以被包括在计算设备中。总线表示可能是一条或多条总线的事物(诸如例如，地址总线、数据总线或其组合)。相似地，在一些实施例中，计算设备可以包括多个处理器、多个存储器部件、多个I/O端口、多个I/O部件和/或多个电源。另外，任意

数量的这些部件或其组合可以跨多个计算设备分布和/或复制。

[0082] 在一些实施例中,存储器(例如,图1中描绘的存储设备160、图2中描绘的存储器204和/或数据储存库206)包括以易失性和/或非易失性存储器形式的计算机可读介质,暂时和/或非暂时存储介质,并且可以是可移动的、不可移动的或其组合。介质示例包括随机存取存储器(Random Access Memory, RAM);只读存储器(Read Only Memory, ROM);电子可擦除可编程只读存储器(Electronically Erasable Programmable Read Only Memory, EEPROM);闪存;光学或全息介质;磁带盒、磁带、磁盘存储或其他磁存储设备;数据传输;和/或可被用于存储信息且可由计算设备访问的任何其他介质诸如例如量子态存储器等。在一些实施例中,存储器160和/或204存储计算机可执行指令,用于致使处理器(例如,图1中描绘的处理单元120和/或图2中描绘的处理器202)实施本文所讨论的系统部件的实施例的各方面和/或执行本文所讨论的方法和过程的实施例的各方面。

[0083] 计算机可执行指令可以包括例如计算机代码、机器可用指令等,诸如例如能够由与计算设备相关联的一个或多个处理器执行的程序部件。这样的程序部件的示例包括接受器212、波形生成器214、度量分析器216和表示引擎220。程序部件可以使用任意数量的不同编程环境(包括各种语言、开发工具包、和/或框架等)进行编程。本文所考虑到的一些或所有功能也可以或者可替代地被实施在硬件和/或固件中。

[0084] 数据储存库206可以使用下文所描述的任何一种配置来实施。数据储存库可以包括在一个或多个数据库服务器或数据中心上执行的随机访问存储器、平面文件、XML文件和/或一个或多个数据库管理系统(database management system, DBMS)。数据库管理系统可以是关系(RDBMS)、层次(HDBMS)、多维(MDBMS)、面向对象(ODBMS或OODBMS)或对象关系(ORDBMS)数据库管理系统等。数据储存库可以是例如单一关系数据库。在一些情况下,数据储存库可以包括多个数据库,这些数据库可以通过数据集成过程或软件应用来交换和聚合数据。在示例性实施例中,数据储存库206的至少一部分可以托管在云数据中心的中心。在一些情况下,数据储存库可以托管在单个计算机、服务器、存储设备、或云服务器等上。在其他一些情况下,数据储存库可以托管在一系列联网的计算机、服务器或设备上。在一些情况下,数据储存库可以托管在包括本地、区域和中央的数据存储设备的层上。

[0085] 图3A是描绘根据本公开的一些实施例的处理心脏电信号以评估重要性度量的说明性方法300A的示例流程图。方法300A的实施例的各方面可以例如由电生理系统或处理单元(例如,图1中描绘的处理单元120和/或图2中描绘的处理单元200)执行。方法300A的一个或多个步骤是可选的和/或可以由本文所描述的其他实施例的一个或多个步骤进行修改。另外,本文所描述的其他实施例的一个或多个步骤可以被添加到方法300A中。首先,电生理系统接收从布置在心脏腔室内的多个电极收集到的多个心脏电信号(310A),其中该多个心脏电信号是在具有周期长度的心脏搏动上获取的。图4A描绘了心脏搏动上的多个心脏电信号(例如,EGM)的说明性示例。图4F描绘了少量心脏搏动上的多个心脏电信号440的说明性示例。

[0086] 该系统针对多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量(320A)。在实施例中,该重要性度量将相应心脏电信号对心脏搏动的总占空比的贡献量表示为周期长度的函数。在一些情况下,对总占空比的贡献量包括对心脏搏动的主激活时段的贡献量,也被称为激活度量。在一些情况下,心脏搏动的主激活时段是基于作为对心脏搏动的激活的主要贡献者

(例如,信号对搏动占空比的贡献量超过60%)的一个或多个心脏电信号来确定。在实施例中,对总占空比的贡献量包括心脏搏动的主激活时段以外的贡献量,也被称为新颖性度量。新颖性度量可以表示由一个或多个电极收集到的信号的独特性。

[0087] 电生理系统可以基于重要性度量来选择心脏电信号(330A)。在一些实施例中,该系统可以基于一个或多个标准来选择心脏电信号,其中该标准中的至少一个使用重要性度量作为参数。在一个实施例中,该标准中的至少一个是相应的重要性度量等于或大于预定阈值。在一个实施例中,该标准中的至少一个将重要性度量与心电信号的至少一个其他特性聚合。该系统可以生成所选心脏电信号的表示(340A)。在一个实施例中,该表示是图形表示。图4F描绘了所选心脏电信号445的图形表示的说明性示例。

[0088] 图3B是描绘了根据本公开的一些实施例的处理心脏电信号以评估重要性度量的说明性方法300B的示例流程图。方法300B的实施例的各方面可以例如由电生理系统或处理单元(例如,图1中描绘的处理单元120和/或图2中描绘的处理单元200)执行。方法300B的一个或多个步骤是可选的和/或可以由本文所描述的其他实施例的一个或多个步骤进行修改。另外,本文所描述的其他实施例的一个或多个步骤可以被添加到方法300B中。首先,电生理系统在心脏搏动上接收从多个电极收集到的多个心脏电信号(310B)。该系统可以生成对应于多个心脏电信号的多个激活波形(315B)。

[0089] 在一个实施例中,电生理学系统针对多个电信号中每一个识别偏离量,其中该偏离量是与信号基线的偏差。多个激活波形中的每一个都基于电信号的一个或多个被识别的偏离量来生成。激活波形包括对应于被识别的偏离量表示心脏组织激活的概率的值。该系统还可以针对心脏电信号中的每一个计算激活度量(320B)。在一些情况下,激活度量基于对应的激活波形来计算。在一个示例中,激活度量可以基于激活波形值来计算。在一些实施例中,激活度量表示心脏电信号在激活区内的贡献量(contribution),这将在下文更详细地解释。图4A描绘了多个心脏电信号400(例如,信号401、402、403、404和405)及多个对应的激动波形410(例如,波形411、412、413、414和415)的说明性示例,每个激活波形针对相应的心脏电信号。在一种实施方式中,计算出激活波形的激活值的算术平均值。在图4A所示的示例中,用于激活波形411、412、413、414、415的算术平均值分别是0、0.05、0.20、0.25和0.08。

[0090] 在一种实施方式中,该系统还使多个心脏电信号的激活波形的算术平均值归一化,其中归一化值被称为归一化平均值。在一个示例中,最大的算术平均值被乘数设置为1,而其他算术平均值使用相同的乘数被归一化。图4B描绘了激活波形410和归一化平均值的说明性示例。在本示例中,激活波形411、412、413、414、415的归一化平均值分别是0、0.20、0.80、1.00和0.32。在一些实施例中,心脏电信号的激活度量被设置为对应激活波形的归一化平均值。

[0091] 返回参照图3B,该电生理系统可以基于对应于多个心脏电信号的多个激活波形来确定激活区(330B)。在一个实施例中,该系统基于归一化平均值来选择一个或多个激活波形。例如,选择激活波形,如果其归一化平均值大于预定的中值(mean-value)阈值。在一些情况下,预定的中值阈值是0.6。接下来,该系统基于所选激活波形来确定激活区。在一个示例中,激活区由使用下面的等式(1)确定的来表示:

$$[0092] \quad AZ(t) = \max(\nabla AW_s(t) \mid \text{Metric}_A > 0.6) \quad (1),$$

[0093] 其中,AZ(t)是作为时间的函数的激活区, $AW_s(t)$ 是所选电信号的激活波形,并且

$Metric_A$ 是电信号的激活度量。

[0094] 图4C描绘了激活区的说明性示例。在图4C所示的示例中,系统选择具有预定中值为0.6的对应于心脏电信号403和404的激活波形413和414,并且使用所选激活波形413和414以确定由波形425表示的激活区420。

[0095] 在一些实施例中,该系统针对多个心脏电信号中的每一个计算新颖性度量(335B)。在一些实施例中,新颖性度量基于激活区外的每个激活波形来计算。在一些实施例中,激活区被用作用于确定新颖性度量的逆权重因子(即,较高的激活值对应于较低的权重因子)。在一个示例中,新颖性度量使用下面的等式(2)来生成:

$$[0096] \quad NW_{CS}(t) = (1-AZ(t)) \times AW_{CS}(t) \quad (2),$$

[0097] 其中, $NW_{CS}(t)$ 是作为时间的函数的心脏电信号的新颖性波形, $AZ(t)$ 是作为时间的函数的激活区,以及 $AW_{CS}(t)$ 是心脏电信号的激活波形。在一个实施例中,新颖性度量基于新颖性波形来确定。在一种情况下,新颖性度量被设置为新颖性波形的最大值。图4D描绘了激活波形410、新颖性波形430和新颖性评分的说明性示例。如图所示,新颖性波形431、432、433、434和435基于激活波形411、412、413、414和415以及激活区波形425来生成。在图4D的示例中,对应于激活波形411、412、413、414和415的心脏电信号的新颖性度量分别是0、0、0、0和1。

[0098] 在一些实施例中,电生理系统基于对应的激活度和新颖性度量来针对多个心脏电信号中的每一个计算重要性度量(340B)。在一个实施例中,重要性度量使用下面的等式(3)来确定:

$$[0099] \quad Metric_I = f(Metric_A, Metric_N) \quad (3),$$

[0100] 其中, $Metric_I$ 是重要性度量, $Metric_A$ 是激活度量, $Metric_N$ 是新颖性度量,以及 $f()$ 是函数。在一些情况下,函数 $f()$ 是线性函数。在一些情况下,函数 $f()$ 是非线性函数。在一些情况下,函数 $f()$ 是误差函数。在一个示例中,重要性度量使用下面的等式(4)来确定

$$[0101] \quad Metric_I = \frac{\text{erf}(6 \times (\max(Metric_A, Metric_N) - 0.5)) + 1}{2} \quad (4),$$

[0102] 其中, $Metric_I$ 是重要性度量, $Metric_A$ 是激活度量, $Metric_N$ 是新颖性度量,以及 $\text{erf}()$ 是误差函数。图4E描绘了具有对应重要性度量和心脏电信号选择的心脏电信号400的说明性示例。在本示例中,心脏电信号401、402、403、404和405分别具有重要性度量0、0.01、0.99、1和1。

[0103] 在一些实施例中,该系统基于计算出的重要性度量来选择心脏电信号(350B)。在一个示例中,选择心脏电信号,如果其计算出的重要性度量大于预定阈值。图4E描绘了心脏电信号401、402、403、404和405以及基于相应重要性度量所选择的心脏电信号403、404和405。在一些情况下,如果符合标准的集合,则选择心脏电信号。在一些设计中,标准使用重要性度量作为参数。例如,该标准的集合包括计算出的重要性度量大于预定阈值的标准。图4F描绘了具有所选心脏电信号445的多个心脏电信号440的说明性示例,其中信号选择和对应电极(例如,单极电极、双极电极、三极电极等)的选择基于使用重要性度量作为参数的标准。

[0104] 在不脱离本发明的范围的情况下,可以对所讨论的示例性实施例进行各种修改和添加。例如,尽管上文所描述的实施例涉及特定特征,但是本发明的范围还包括具有特征的

不同组合的实施例以及不包括所有所描述的特征的实施例。因此,本发明的范围旨在涵盖落入权利要求范围内的所有这样的替代、修改和变型以及其所有等同物。

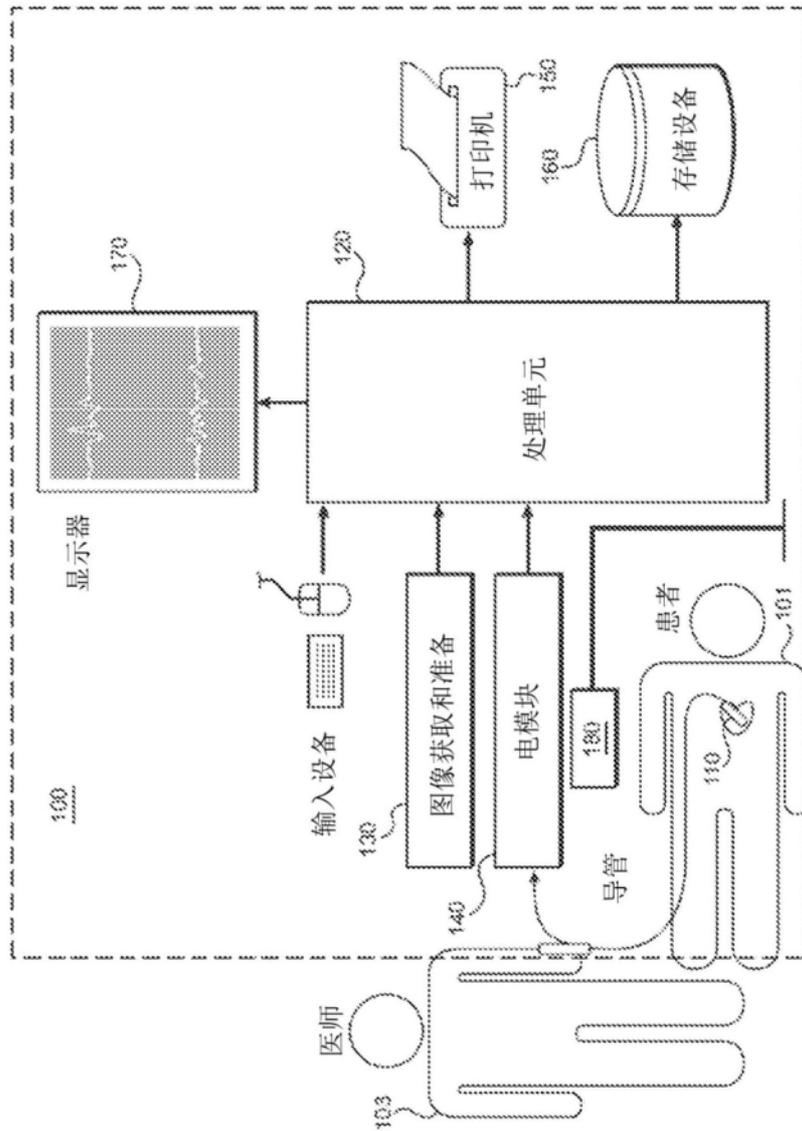


图1

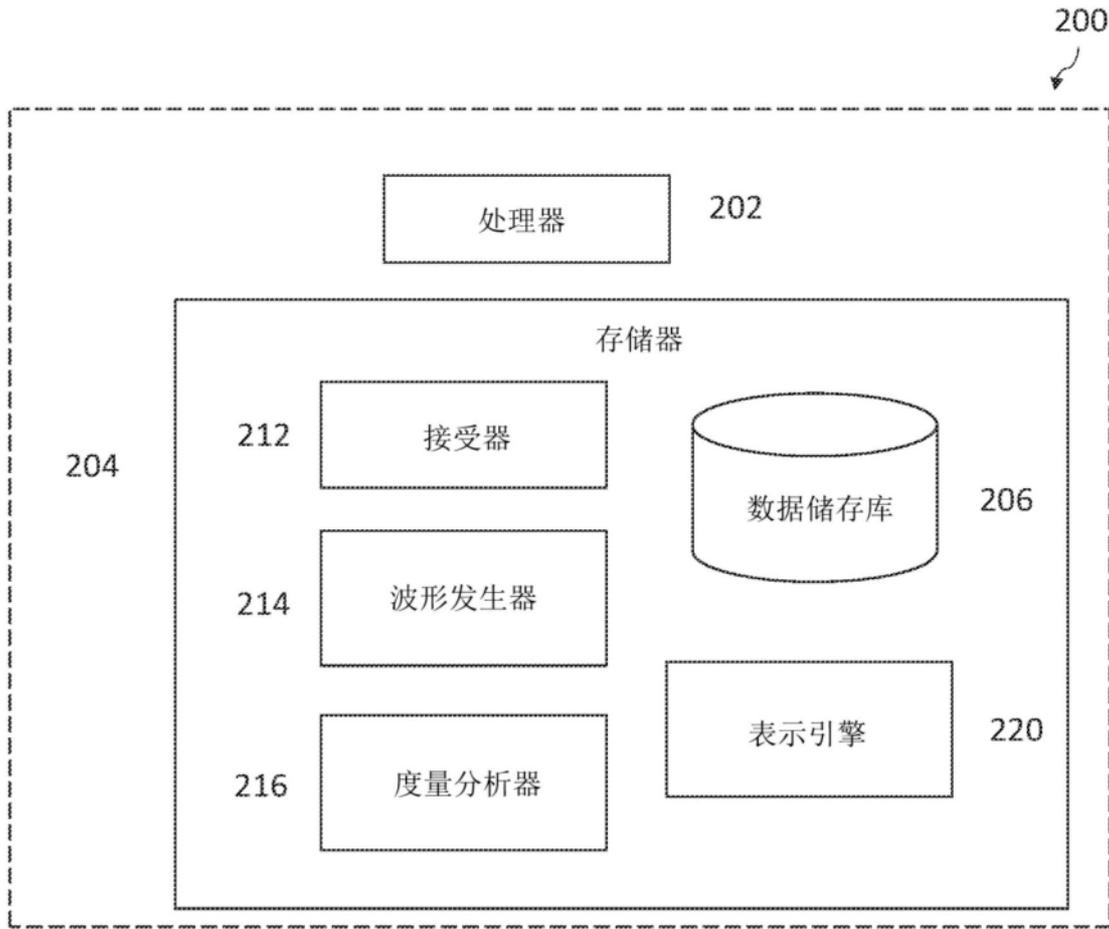


图2

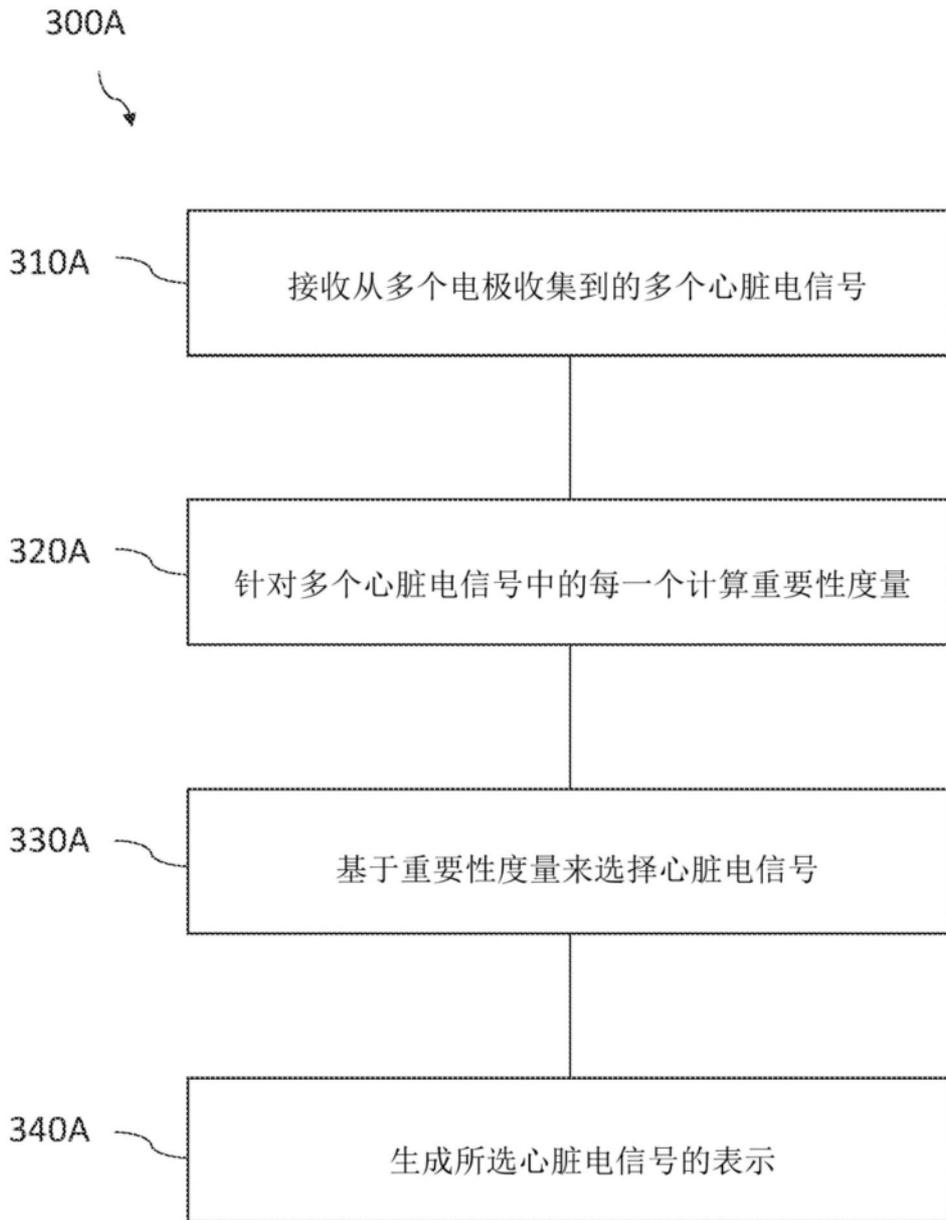


图3A

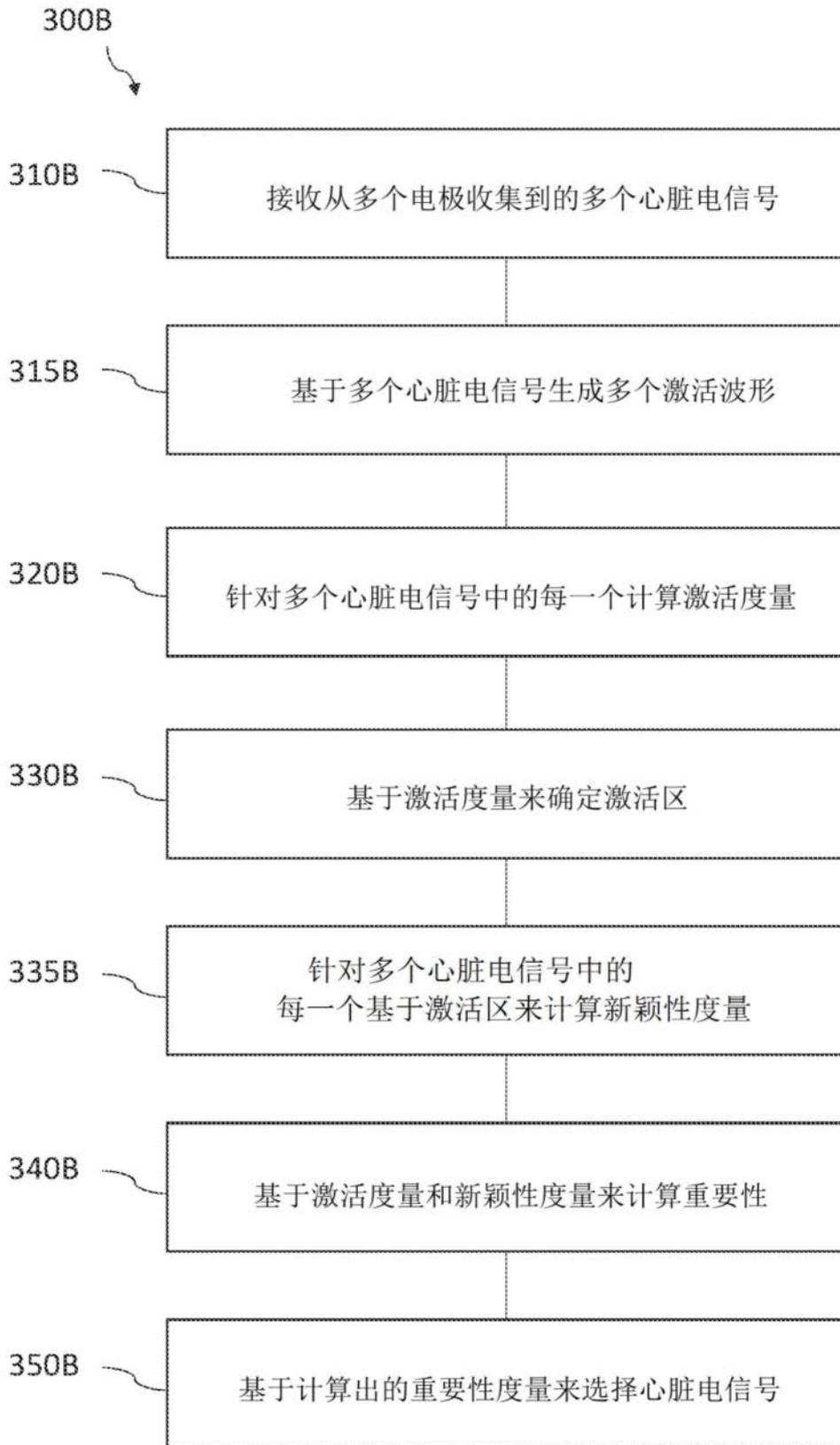


图3B

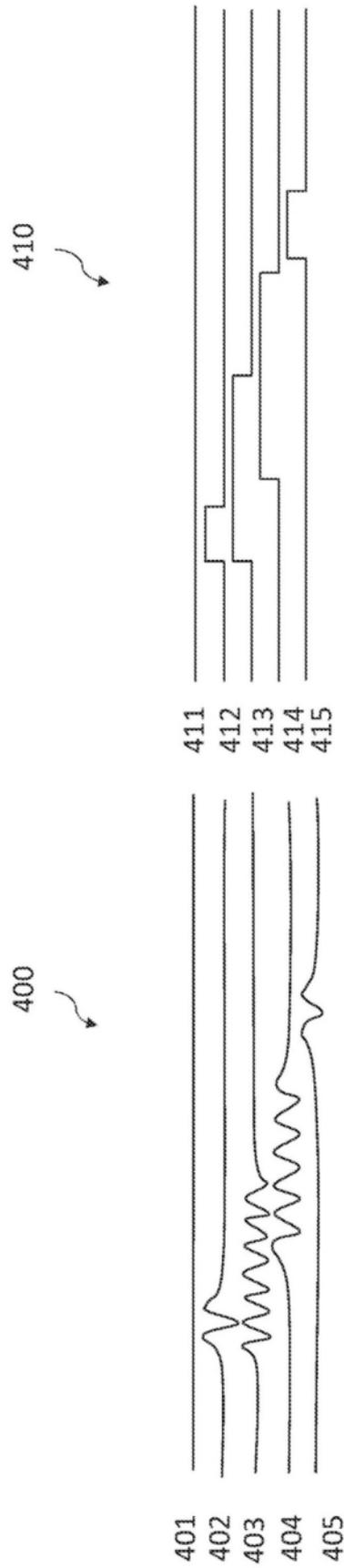


图4A

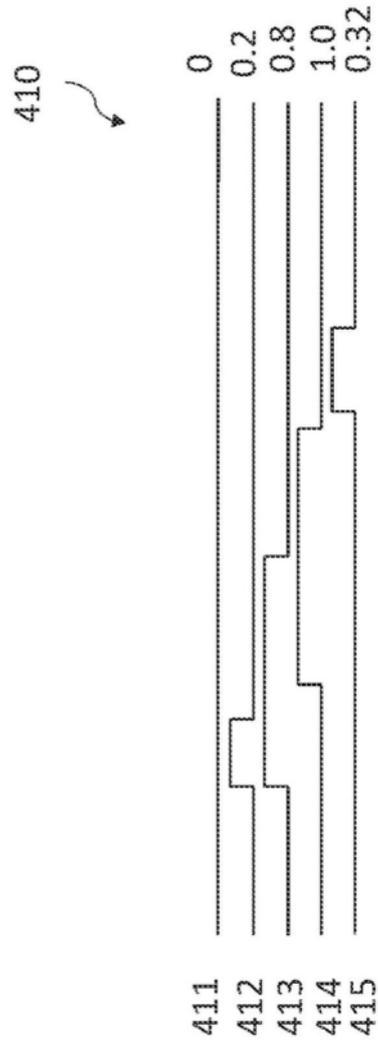


图4B

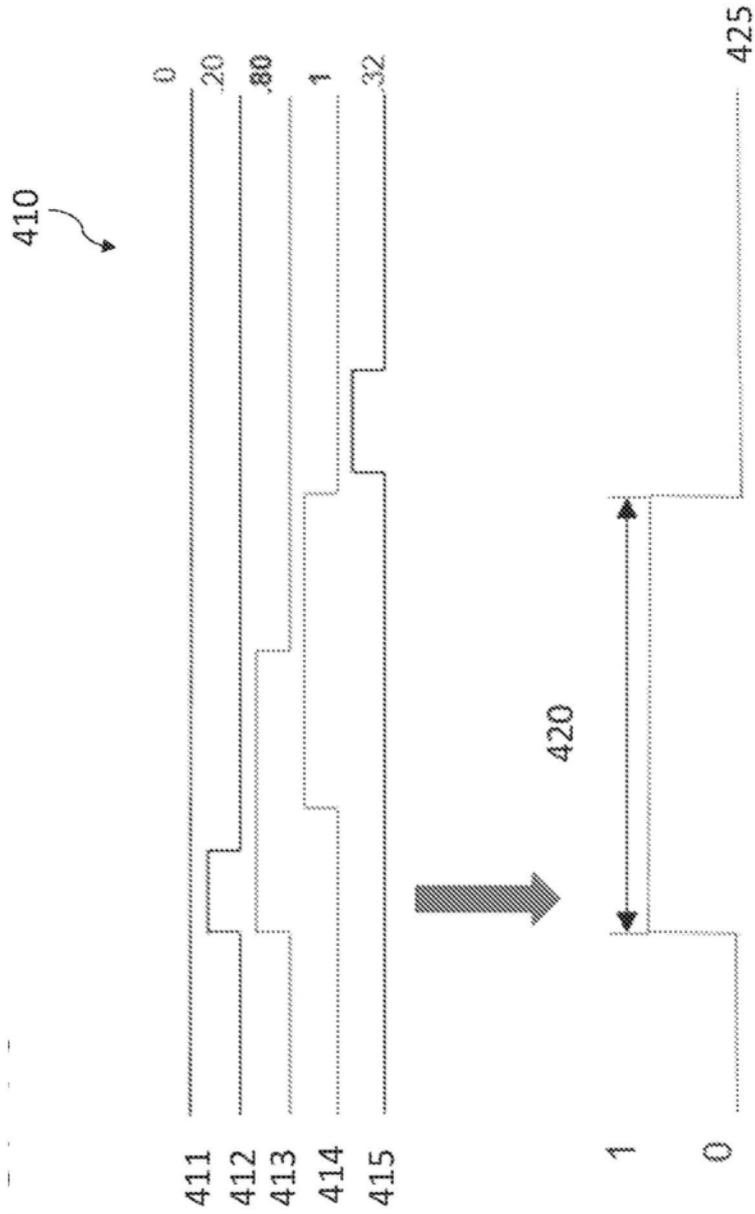


图4C

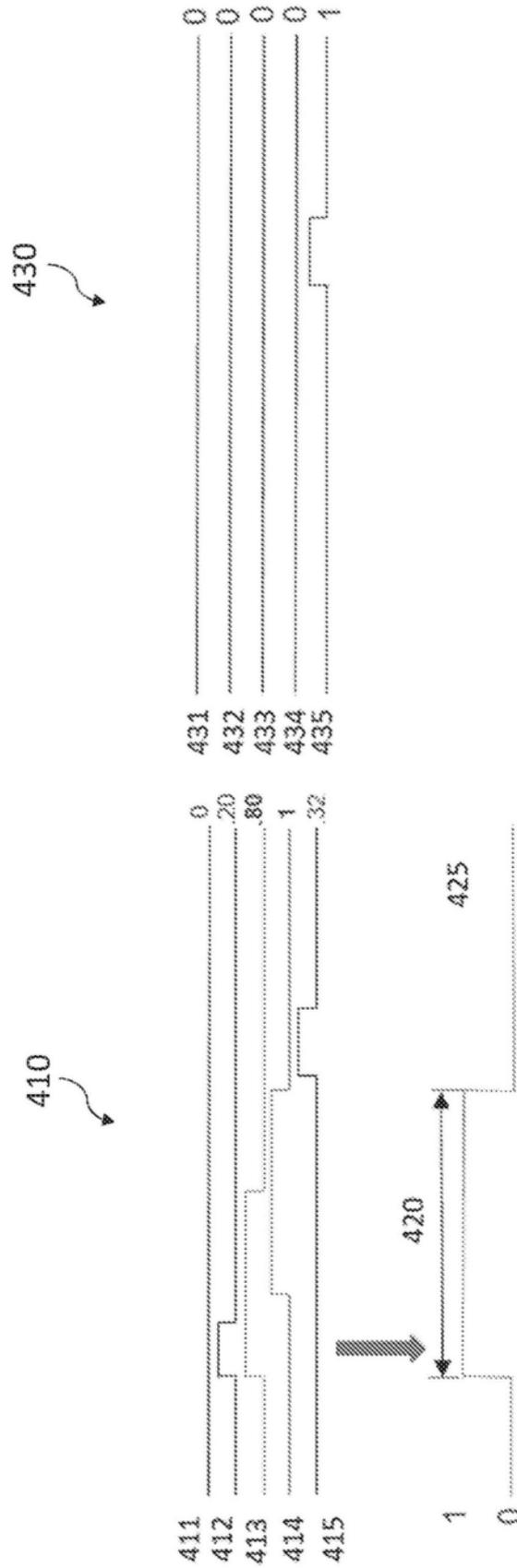


图4D

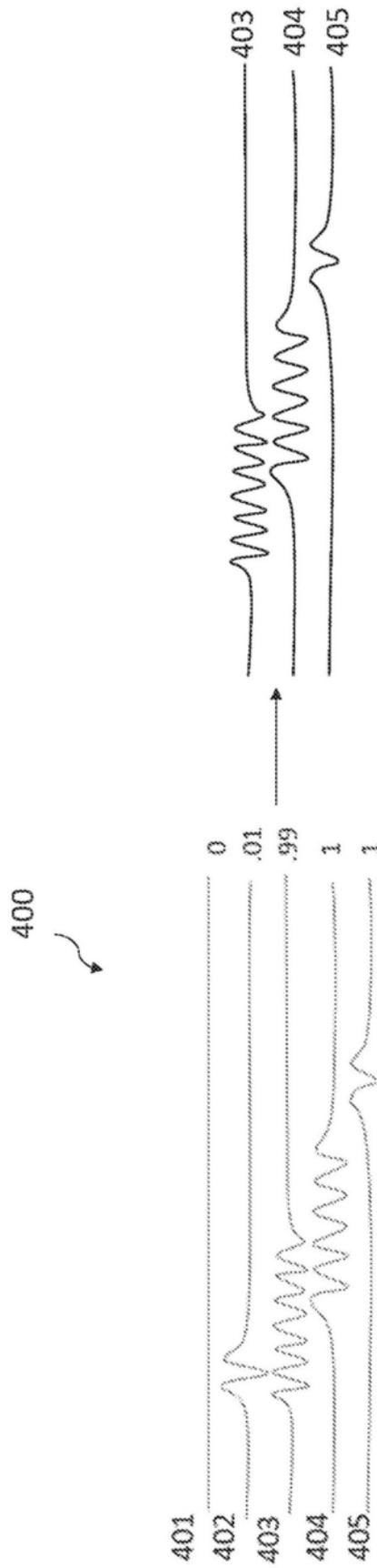


图4E

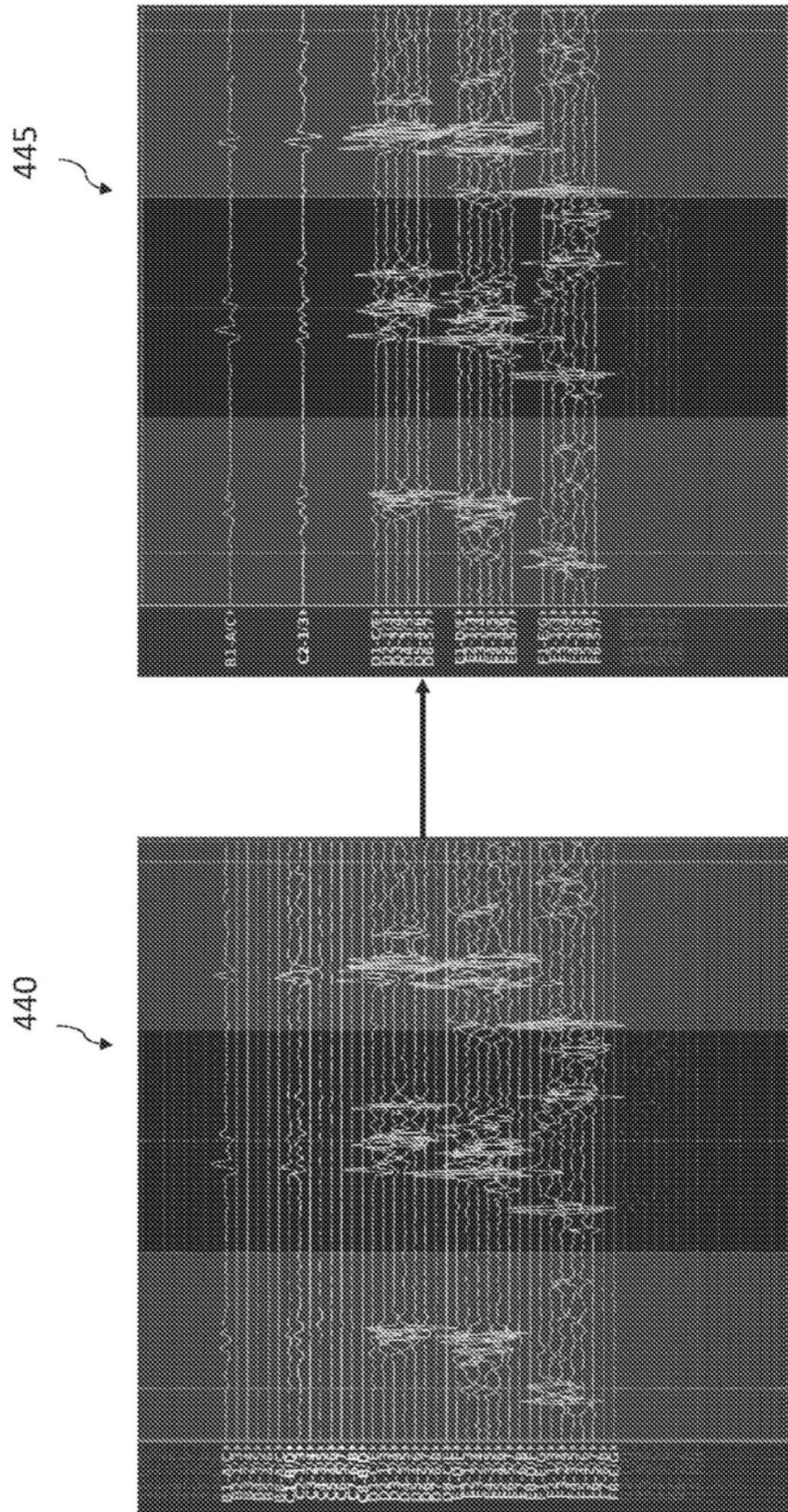


图4F