



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110769750 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201880040744.2

瓦西里·E·布哈林

(22)申请日 2018.04.17

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

(30)优先权数据

代理人 王小衡 王天鹏

62/486,909 2017.04.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.12.18

A61B 5/042(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/044(2006.01)

PCT/US2018/027909 2018.04.17

A61B 5/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 5/04(2006.01)

W02018/195040 EN 2018.10.25

(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 布赖恩·斯图尔特

南森·H·班尼特

莫迪凯·珀尔曼

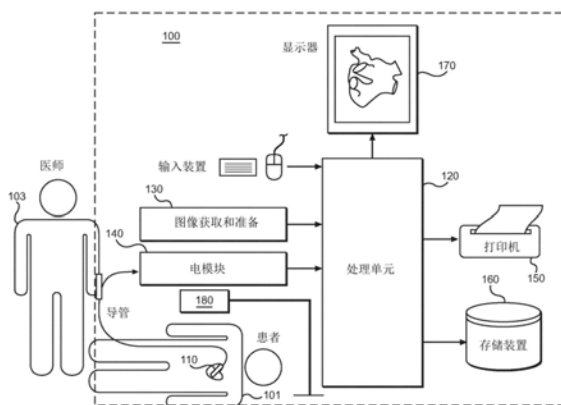
权利要求书2页 说明书23页 附图14页

(54)发明名称

由激活波形促使的电解剖标测工具

(57)摘要

用于基于感测到的电信号促进心脏信息的处理的系统和方法包括:处理单元,其被配置为:接收电信号的集合;接收与电信号的集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示;并且生成与电信号的集合相对应的激活波形。本文所公开的系统和方法可以被配置为基于激活波形来生成心脏电信号特征的表示;并且促使在显示装置上呈现心脏标测图和所述心脏电信号特征的表示。



1. 一种用于基于感测到的电信号而促使心脏信息的显示的系统,所述系统包括:  
处理单元,其被配置为:  
接收电信号集合;  
接收与所述电信号集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示;  
生成与所述电信号集合相对应的激活波形;  
基于激活波形而生成心脏电信号特征的表示;并且  
促使在显示装置上呈现心脏标测图和所述心脏电信号特征的表示。
2. 根据权利要求1所述的系统,所述心脏电信号特征的表示包括激活区域的表示,所述激活区域包括在指定时间段内识别出一个或多个激活所在的组织区域。
3. 根据权利要求2所述的系统,所述激活区域的表示包括使用颜色呈现的边界,所述颜色与相邻于所述边界的一种或多种颜色不同,其中一种或多种相邻颜色用于表示一个或多个注释。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的系统,其中,所述标测图包括动态标测图,其中,所述处理单元还被配置为使所述显示装置顺序地呈现与顺序时间段相对应的标测图的实例,其中,激活区域的位置在整个标测图的顺序实例上变化,从而表示激活波形的传播。
5. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,所述多个电信号包括多个心内电描记图(EGM)。
6. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述标测图包括电压标测图、激活标测图和细分标测图中的至少一个。
7. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述心脏电信号特征包括激活时间、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、主频率和峰间电压中的至少一个。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为基于所述激活波形来自自动分类所述电信号集合中的每个电信号。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:  
接收搜索查询,所述搜索查询包括分类的标识;  
识别具有所述分类的电信号集合的子集;和  
基于与识别出的具有所述分类的电信号子集相关联的信息,而促使经由显示装置对心脏标测图的呈现的修改。
10. 根据权利要求1或8所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:  
接收对一个或多个电信号特性的用户选择的指示;  
识别具有一个或多个所选电信号特性的电信号集合的子集;  
基于识别出的电信号子集,生成具有所述一个或多个所选电信号特性的电信号的空间分布;和  
促使在显示装置上呈现所述空间分布的表示。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述一个或多个所选电信号特性包括:双电势、细分、多分量、激活、缺乏激活、分裂电势和/或QS信号形态。
12. 一种促使对心脏信息的显示的方法,所述方法包括:  
接收电信号集合;

接收与电信号集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示；  
生成与电信号集合相对应的激活波形；  
基于激活波形而生成心脏电信号特征的表示；和  
促使在显示装置上呈现心脏标测图和心脏电信号特征的表示。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中，心脏信号特征的表示包括激活区域的表示，所述激活区域包括在指定时间段内识别出一个或多个激活所在的组织区域。

14. 根据权利要求13所述的方法，其中所述标测图包括动态标测图，所述方法还包括使所述显示装置顺序地呈现与顺序时间段相对应的标测图的实例，其中，激活区域的位置在整个标测图的顺序实例上变化，从而表示激活波形的传播。

15. 如权利要求12所述的方法，还包括基于所述激活波形而自动分类所述电信号集合中的每个电信号。

## 由激活波形促使的电解剖标测工具

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2017年4月18日提交的临时申请No. 62/486,909的优先权,其全部内容通过引用并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及用于标测身体的解剖空间的医疗系统和方法。更具体地,本公开涉及用于心脏标测的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 使用微创程序(诸如导管消融)来治疗多种心脏疾病(诸如室上性和室性心律失常)变得越来越普遍。这样的程序涉及对心脏中的电活动进行标测(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(cardiac mapping)”),以识别心律失常的起源部位,随后靶向消融该部位。为了进行这种心脏标测,可以将具有一个或多个电极的导管插入患者的腔室。

[0005] 常规的三维(3D)标测技术包括接触式标测和非接触式标测,并且可以采用接触式标测和非接触式标测的组合。在两种技术中,一个或多个导管推进到心脏中。对于某些导管,一旦在腔室中,就可以将该导管展开以呈现3D形状。在接触式标测中,在确定尖端与特定心脏腔室(heart chamber)的心内膜表面稳固和稳定接触后,可利用位于导管远端尖端处的一个或多个电极获取由心脏的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关于腔室解剖和相对电极位置的信息,该系统提供了有关心脏腔室的心内膜的生理信息。通常在心脏的内表面上约50到200个点处在逐点的基础上顺序地测量位置和电活动,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作用过程(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] 在许多常规标测系统中,临床医生目视检查或审查所捕获的电描记图(EGM),这增加了检查时间和成本。但是,在自动电解剖标测过程期间,可能会捕获大约6,000至20,000个心内电描记图(EGM),这不适合由临床医生(例如医师)进行全面的手动检查来进行诊断评估和/或EGM分类等。典型地,标测系统从每个EGM提取标量值,以构造电压、激活或其他标测图类型,从而描绘心脏内活动的整体模式。虽然标测图减少了检查被捕获的EGM的需求,但它们也浓缩了EGM中通常复杂且有用的信息。此外,由于电气伪影或特征(诸如激活时间)的不当选择,标测图可能会产生误导。另外,由于常规技术的复杂性质,心脏标测图通常不适于准确和有效的解释。

### 发明内容

[0007] 在示例1中,一种用于基于感测到的电信号而促使心脏信息的显示的系统,所述系统包括:处理单元,其被配置为:接收电信号的集合;接收与所述电信号的集合中的每个电

信号相对应的测量位置的指示;生成与电信号的集合相对应的激活波形;基于激活波形,生成心脏电信号特征的表示;并且促使在显示装置上呈现心脏标测图和心脏电信号特征的表示。

[0008] 在示例2中,示例1所述的系统,所述心脏电信号特征的表示包括激活区域的表示,所述激活区域包括在指定时间段内识别出一个或多个激活所在的组织区域。

[0009] 在示例3中,示例2所述的系统,所述激活区域的表示包括使用颜色呈现的边界,所述颜色与相邻于所述边界的一种或多种颜色不同,其中一种或多种相邻颜色用于表示一个或多个注释。

[0010] 在示例4中,示例1-3中的任一个所述的系统,其中,所述标测图包括动态标测图,其中,所述处理单元还被配置为使所述显示装置顺序地呈现与顺序时间段相对应的标测图的实例,其中,激活区域的位置在整个标测图的顺序实例上变化,从而表示激活波形的传播。

[0011] 在示例5中,前述示例中的任一个所述的系统,其中所述多个电信号包括多个心内电描记图(EGM)。

[0012] 在示例6中,前述示例中的任一个所述的系统,其中,所述标测图包括电压标测图、激活标测图和细分标测图中的至少一个。

[0013] 在示例7中,前述示例中的任一个所述的系统,其中,所述心脏电信号特征包括激活时间、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、主频率和峰间电压中的至少一个。

[0014] 在示例8中,示例1所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为基于所述激活波形来自动分类所述电信号集合中的每个电信号。

[0015] 在示例9中,示例8所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:接收搜索查询,所述搜索查询包括分类的标识;识别具有所述分类的电信号集合的子集;和基于与识别出的具有所述分类的电信号子集相关联的信息,而促使经由显示装置对心脏标测图的呈现的修改。

[0016] 在示例10中,示例1或8所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:接收对一个或多个电信号特性的用户选择的指示;识别具有一个或多个所选电信号特性的电信号集合的子集;基于识别出的电信号子集,生成具有所述一个或多个所选电信号特性的电信号的空间分布;和促使在显示装置上呈现空间分布的表示。

[0017] 在示例11中,示例10所述的系统,其中,所述一个或多个所选电信号特性包括:双电势、细分、多分量、激活、缺乏激活、分裂电势和/或QS信号形态。

[0018] 在示例12中,一种促使对心脏信息的显示的方法,所述方法包括:接收电信号集合;接收与电信号集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示;生成与电信号集合相对应的激活波形;基于激活波形而生成心脏电信号特征的表示;和促使在显示装置上呈现心脏标测图和心脏电信号特征的表示。

[0019] 在示例13中,示例12所述的方法,其中,心脏信号特征的表示包括激活区域的表示,所述激活区域包括在指定时间段内识别出一个或多个激活所在的组织区域。

[0020] 在示例14中,示例13所述的方法,其中所述标测图包括动态标测图,所述方法还包括使所述显示装置顺序地呈现与顺序时间段相对应的标测图的实例,其中,激活区域的位

置在整个标测图的顺序实例上变化,从而表示激活波形的传播。

[0021] 在示例15中,示例12所述的方法,还包括基于所述激活波形而自动分类所述电信号集合中的每个电信号。

[0022] 在示例16中,一种用于基于感测到的电信号而促使心脏信息的显示的系统,所述系统包括:显示装置,被配置为呈现心脏结构的标测图;以及处理单元,其被配置为:接收电信号的集合;接收与所述电信号的集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示;生成与电信号的集合相对应的激活波形;基于激活波形,生成心脏电信号特征并表示;并且促使在显示装置上呈现心脏标测图和心脏电信号特征并表示。

[0023] 在在示例17中,示例16所述的系统,所述心脏电信号特征并表示包括激活区域的表示,所述激活区域包括在指定时间段内识别出一个或多个激活所在的组织区域。

[0024] 在示例18中,示例17所述的系统,所述激活区域的表示包括使用颜色呈现的边界,所述颜色与相邻于所述边界的一种或多种颜色不同,其中一种或多种相邻颜色用于表示一个或多个注释。

[0025] 在示例19中,示例16所述的系统,其中,所述标测图包括动态标测图,其中,所述处理单元还被配置为使所述显示装置顺序地呈现与顺序时间段相对应的标测图的实例,其中,激活区域的位置贯穿标测图的顺序实例而变化,从而表示激活波形的传播。

[0026] 在示例20中,示例16所述的系统,其中,所述多个电信号包括多个心内电描记图(EGM)。

[0027] 在示例21中,示例16所述的系统,其中,所述标测图包括电压标测图、激活标测图和细分标测图中的至少一个。

[0028] 在示例22中,示例16所述的系统,其中,所述心脏电信号特征包括激活时间、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、主频率和峰间电压中的至少一个。

[0029] 在示例23中,示例16所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为基于所述激活波形来自动分类所述电信号集合中的每个电信号。

[0030] 在示例24中,示例23所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:接收搜索查询,所述搜索查询包括类别的标识;识别具有所述类别的电信号集合的子集;和基于与识别出的具有所述类别的电信号子集相关联的信息,而促使经由显示装置对心脏标测图的呈现的修改。

[0031] 在示例25中,示例16所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:接收对一个或多个电信号特性的用户选择的指示;识别具有一个或多个所选电信号特性的电信号集合的子集;基于识别出的电信号子集,生成具有所述一个或多个所选电信号特性的电信号的空间分布;和促使在显示装置上呈现空间分布的表示。

[0032] 在示例26中,示例25所述的系统,其中,所述一个或多个所选电信号特性包括:双电势、细分、多分量、激活、缺乏激活、分裂电势和/或QS信号形态。

[0033] 在示例27中,一种基于感测到的电信号而促使对心脏信息的显示的系统,所述系统包括:显示装置,被配置为呈现心脏结构的标测图;以及处理单元,其被配置为:接收电信号的集合;接收与所述电信号的集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示;生成与电信号的集合相对应的激活波形;基于所述激活波形来分类所述电信号集合中的每个电

信号;接收对一个或多个电信号特性的用户选择的指示;识别具有一个或多个所选电信号特性的电信号集合的子集;基于识别出的电信号子集,生成具有所述一个或多个所选电信号特性的电信号的空间分布;和促使在显示装置上呈现心脏标测图和空间分布的表示。

[0034] 在示例28中,示例27所述的系统,其中一个或多个所选电信号特性包括:双电势、细分、多分量、激活、缺乏激活、分裂电势和/或QS信号形态。

[0035] 在示例29中,一种促使对心脏信息的显示的方法,所述方法包括:接收电信号集合;接收与电信号集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示;生成与电信号集合相对应的激活波形;基于激活波形而生成心脏电信号特征的表示;和促使在显示装置上呈现心脏标测图和心脏电信号特征的表示。

[0036] 在示例30中,示例29所述的方法,其中心脏信号特征的表示包括激活区域的表示,所述激活区域包括在指定时间段内识别出一个或多个激活所在的组织区域。

[0037] 在示例31中,示例30所述的方法,其中所述标测图包括动态标测图,所述方法还包括使所述显示装置顺序地呈现与顺序时间段相对应的标测图的实例,其中,激活区域的位置在整个标测图的顺序实例上变化,从而表示激活波形的传播。

[0038] 在示例32中,示例29所述的方法,还包括基于所述激活波形而自动分类所述电信号集合中的每个电信号。

[0039] 在示例33中,示例32所述的方法,还包括接收搜索查询,所述搜索查询包括分类的标识;识别具有所述分类的电信号集合的子集;和基于与识别出的具有所述分类的电信号子集相关联的信息,而促使经由显示装置对心脏标测图的呈现的修改。

[0040] 在示例34中,示例29所述的方法,还包括:接收对一个或多个电信号特性的用户选择的指示;识别具有一个或多个所选电信号特性的电信号集合的子集;基于识别出的电信号子集,生成具有所述一个或多个所选电信号特性的电信号的空间分布;和促使在显示装置上呈现空间分布的表示。

[0041] 在示例35中,示例34所述的方法,其中所述一个或多个所选电信号特性包括:双电势、细分、多分量、激活、缺乏激活、分裂电势和/或QS信号形态。

[0042] 虽然公开了多个实施例,但是从以下详细描述,本公开的主题的其他实施例对于本领域技术人员将变得显而易见,该详细描述示出并描述了所公开的主题的说明性实施例。因此,附图和详细描述本质上应被认为是说明性的而不是限制性的。

## 附图说明

[0043] 图1是描绘根据本文公开的主题的实施例的说明性心脏标测系统的概念示意图。

[0044] 图2是描绘根据本文公开的主题的实施例的与心脏标测系统一起使用的说明性处理单元的框图。

[0045] 图3是描绘根据本文公开的主题的实施例的用于生成心脏标测图的说明性过程的流程图。

[0046] 图4是描绘根据本文公开的主题的实施例的处理电生理信息的说明性方法的流程图。

[0047] 图5A描绘了根据本文公开的主题的实施例的从标测导管接收到的电信号的说明性图形表示。

[0048] 图5B描绘了根据本文公开的主题的实施例的与图5A中描绘的电信号的说明性图形表示相对应的激活波形。

[0049] 图5C描绘了根据本文公开的主题的实施例的图5B中描绘的激活波形的说明性图形表示。

[0050] 图5D描绘了根据本文公开的主题的实施例的基于图5B和图5C中描绘的激活波形的滤波后的激活波形的说明性图形表示。

[0051] 图6A-6D描绘了根据本文公开的主题的实施例的在其上呈现常规激活标测图的说明性图形用户界面(GUI)的实例。

[0052] 图7A-7D描绘了根据本文公开的主题的实施例的在其上呈现激活波形传播标测图的说明性GUI的实例。

[0053] 图8A和8B描绘了根据本文公开的主题的实施例的从标测导管接收的电信号的说明性图形表示。

[0054] 尽管所公开的主题可以进行各种修改和替代形式,但是在附图中借由示例示出了具体的实施例,并且在下面对其进行了详细描述。然而,目的不是将本公开限制为所描述的特定实施例。相反,本公开旨在覆盖落入由所附权利要求限定的本公开范围内的所有修改、等同物和替代。

[0055] 由于本文所使用的术语是关于有形事物(例如产品、存货等)和/或无形事物(例如,数据、货币的电子表示、帐户、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、组件等)及其范围,“约”和“大约”可以互换使用,以指代一种测量结果,该测量结果包括规定的测量结果,并且还包括相当接近规定的测量结果但可能相差相当小的数量的任何测量结果,诸如相关领域的普通技术人员将理解并容易确定的可归因于:测量结果误差;测量结果和/或制造设备校准的差异;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)进行调整以优化性能和/或结构参数;特定的实施方案;由人、计算装置和/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(例如统计上无关紧要的变化、混乱的变化、系统和/或模型的不稳定性等);和/或首选项等。

[0056] 尽管术语“框”在本文中可以用来表示说明性地采用的不同元件,但是该术语不应被解释为暗示对本文所公开的各个框的任何要求或各个框当中或之间的特定顺序。类似地,尽管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当中或之间的特定顺序。但是,某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,如本文中明确描述的和/或从步骤本身的性质可以理解的(例如,某些步骤的执行可能取决于前一步骤的结果)。另外,项目(例如输入、算法、数据值等)的“集合”、“子集”或“组”可以包括一个或多个项目,并且类似地,项目的子集或子组可以包括一个或多个项目。“多个”意指超过一个。

[0057] 如本文中所使用的,术语“基于”并不意味着是限制性的,而是指示通过至少使用“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。

## 具体实施方式

[0058] 本文描述的系统和方法的实施例通过生成激活波形来促进处理感测到的心脏电信号以返回组织激活的每样本“概率”。激活波形是激活波形值的集合,并且可以包括例如离散的激活波形值的集合(例如,激活波形值的集合、激活时间注释的集合等)和/或定义了激活波形曲线的函数等。因此,在实施例中,如下面描述的,术语“激活波形(activation waveform)”可以包括“滤波后的激活波形”。类似地,如本文解释的,本文描述的系统和方法的实施例促进生成其他类型的注释波形。注释波形是注释波形值的集合,并且可以包括例如离散的激活注释值的集合(例如,注释波形值的集合、时间注释的集合等)和/或定义了注释波形曲线的函数等。因此,在实施例中,术语“注释波形(annotation waveform)”可以包括“滤波后的注释波形”。尽管本文的很多描述涉及激活波形和激活直方图,但这仅是为了描述清楚,并且应当理解,关于激活波形和/或激活直方图描述的实施例的任何数量的不同方面可以分别更一般性地应用于注释波形和/或注释直方图。

[0059] 实施例促进在抑制噪声和伪影的同时找到有意义的偏转。在实施例中,注释波形可以被显示、用于呈现激活波形传播标测图、用于促进诊断和/或用于促进电信号的分类等。根据实施例,为了执行本文描述的方法的实施例的方面,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)、记录系统、冠状窦(CS)导管或其他参考导管、消融导管、存储器装置(例如,本地存储器、云服务器等)、通信组件和/或医疗装置(例如,可植入医疗装置、外部医疗装置、遥测装置等)等。

[0060] 如本文所使用的术语,感测到的心脏电信号可以指的是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的心脏内感测到的多个心内电描记图(EGM),并且可以包括可以由系统100的各方面确定的任何数量的特征。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(peak-to-peak)电压等。心脏电信号特征可以指的是从一个或多个心脏电信号中提取出的一个或多个特征、和/或根据从一个或多个心脏电信号中提取出的一个或多个特征导出的一个或多个特征等。另外,在心脏和/或表面标测图上的心脏电信号特征的表示可以表示一个或多个心脏电信号特征和/或多个心脏电信号特征的内插等。

[0061] 每个心脏信号还可以与对应于在该处感测到心脏电信号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个可以包括三维笛卡尔坐标和/或极坐标等。在实施例中,可以使用其他坐标系。在实施例中,使用任意原点,并且相应位置坐标指的是相对于任意原点的空间中的位置。在实施例中,由于可以在心脏表面上感测到心脏信号,所以相应位置坐标可以在心内膜表面、心外膜表面、患者心脏的心肌中部和/或这些之一的附近。

[0062] 图1示出了心脏标测系统100的示例性实施例的示意图。如上面指示出的,本文公开的主题的实施例可以在标测系统(例如,标测系统100)中实施,而其他实施例可以在消融系统、记录系统和/或计算机分析系统等中实施。标测系统100包括具有多个在空间上分布的电极的可移动导管110。在心脏标测程序的信号获取阶段期间,将导管110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的远端装配有多个电极,该多个电极些许均匀地散布在导管上。例如,电极可以遵循3D橄榄形和/或篮形等安装在导管

110上。电极安装在装置上,该装置能够在心脏内部将电极展开为所期形状,并在导管从心脏中去除时缩回电极。为了允许在心脏中展开成3D形状,可以将电极安装在球囊、形状记忆材料(诸如镍钛诺)和/或可致动的铰链结构等上。根据实施例,导管110可以是标测导管、消融导管、诊断导管和/或CS导管等。例如,如本文描述的,导管110的实施例的各方面、使用导管110获得的电信号以及电信号的随后处理也可以适用于具有记录系统、消融系统和/或具有拥有可以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。

[0063] 在导管110移动到的位置中的每个处,导管的多个电极获取由心脏中的电活动产生的信号。因此,重建与心脏电活动有关的生理数据并将其呈现给用户(例如医生和/或技术人员)可以基于在多个位置处获取的信息,从而提供心内膜表面的生理行为的更准确和忠实的重建。在心脏腔室中多个导管位置处的信号的获取使能导管有效地充当“巨型导管(mega-catheter)”,其有效电极数和电极跨度成比例于执行信号获取的位置数与导管具有的电极数之积。

[0064] 为了增强心内膜表面处的重建的生理信息的质量,在一些实施例中,将导管110移动到心脏腔室内的三个以上的位置(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(heart cavity)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,基于在心脏腔室内的单个导管位置处或在数个位置上的数个心搏上测量出的信号来计算重构的生理信息。在重构的生理信息是基于数个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进行。可以基于从生理数据(诸如表面心电图(ECG)和/或心内电描记图(EGM))检测到的特征来使多个搏动上的信号测量同步。

[0065] 心脏标测系统100还包括处理单元120,其执行与标测程序有关的数个操作,包括用于确定心内膜表面处(例如,如上面描述的)和/或心脏腔室内的生理信息重建程序。处理单元120还可以执行导管配准程序。处理单元120还可以生成3D栅格,该3D栅格用于聚合由导管110捕获的信息并且促进该信息的部分的显示。

[0066] 可以使用常规的感测和跟踪系统180来确定被插入心脏腔室的导管110的位置,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由该感测和跟踪系统建立的导管坐标系的3D空间坐标。这些3D空间位置可用于构建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相结合的混合定位技术。这种组合可以使能系统100准确地跟踪被连接到系统100的导管。磁定位技术使用由定位在病床下的定位发生器生成的磁场来跟踪具有磁传感器的导管。阻抗定位技术可用于跟踪可能未配备磁定位传感器的导管,并且可利用表面ECG贴片。

[0067] 在实施例中,为了执行标测程序并在心内膜表面上重建生理信息,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的某些其他处理组件)可以确定坐标系转换函数,其将导管位置的3D空间坐标转换为以心内膜表面的坐标系表示的坐标,和/或反之亦然。在实施例中,这样的转换可能不是必需的,这是因为本文描述的3D栅格的实施例可以用于捕获接触和非接触EGM,并基于与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,以提取信息的有用特征并将其显示给系统100的操作员和/或其他人(例如,医师)。

[0068] 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传递至处理单元

120,其可以包括例如信号调节组件。电模块140接收从导管110传送的信号,并在将信号转发到处理单元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/或采样的信号调节硬件、软件和/或固件。心内信号典型地具有60mV的最大幅度,其平均为几毫伏。

[0069] 在一些实施例中,在频率范围(例如,0.5-500Hz)中对信号进行带通滤波,并利用模数转换器(例如,在1kHz处以15位分辨率)对信号进行采样。为了避免干扰房间中的电气设备,可以对信号进行滤波以去除与电源相对应的频率(例如60Hz)。还可能发生其他类型的信号处理操作,诸如频谱均衡、自动增益控制等。例如,在实施例中,心内信号可以是相对于参考(其可以是虚拟参考)、诸如例如冠状窦导管或威尔逊中央终端(WCT)测量出的单极信号,信号处理操作可以从中计算差异以生成多极信号(例如,双极信号、三极信号等)。可以在生成多极信号之前和/或之后对信号进行另外的处理(例如,滤波、采样等)。所得的经处理的信号由模块140转发到处理单元120以进行进一步处理。

[0070] 如图1中进一步示出的,心脏标测系统100还可以包括外围装置,诸如打印机150和/或显示装置170,两者都可以互连到处理单元120。另外,标测系统100包括存储装置160,其可以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的心内膜表示、用于加速标测程序的部分计算出的转换和/或对应于心内膜表面的重建的生理信息等。

[0071] 在实施例中,处理单元120可以被配置为通过使用一种或多种人工智能(即,机器学习)技术和/或分类器等来自动提高其算法的准确性。在实施例中,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(SVM)、k近邻技术和/或人工神经网络等。在实施例中,可以使用来自用户的反馈信息和/或其他度量等来训练和/或调整分类器。

[0072] 图1中示出的示例性心脏标测系统100并非旨在建议对本公开实施例的使用范围或功能的任何限制。说明性心脏标测系统100也不应被解释为具有与其中示出的任何单个组件或组件的组合有关的任何依赖性要求。另外,在实施例中,图1中所描绘的各种组件可以与其中描绘的其他组件中的各种组件(和/或未示出的组件)集成,所有这些都认为在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,心脏标测系统100的实施例的各方面可以在计算机分析系统中实施,该计算机分析系统被配置为从存储器装置(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。即,例如,计算机分析系统可以包括处理单元120,但是不包括标测导管。

[0073] 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、包括图1中描绘的处理单元120或被包括在其中。如图2中示出的,处理单元200可以在包括处理器202和存储器204的计算装置上实施。尽管本文以单数形式指代处理单元200,但是处理单元200可以在多个实例中实施(例如,作为服务器群集)、跨多个计算装置分布和/或在多个虚拟机内实例化等。可以将用于促进心脏标测的一个或多个组件存储在存储器204中。在实施例中,处理器202可以被配置为实例化一个或多个组件以生成注释波形206、注释直方图208和心脏标测图210,其中的任何一个或多个可以存储在存储器204中。

[0074] 如图2中进一步描绘的,处理单元200可以包括接受器212,该接受器212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。测量出的电信号可以包括在患者心脏内感测到的多个心内电描记图(EGM)。接受器212还可以接收与电信号中的每个相对应的测量位置的指示。在实施例中,接受器212可以被配置为确定是否接受已经接收到的电信号。接受器212可以利用任何数量的不同组件和/或技术来确定要接受哪个电信号或搏动,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。

[0075] 所接受的电信号由注释波形生成器214接收到,该注释波形生成器被配置为在电信号包括要提取的注释特征的情况下,从电信号中的每个中提取至少一个注释特征。在实施例中,至少一个注释特征包括与至少一个注释度量相对应的至少一个值。所述至少一个特征可以包括至少一个事件,其中所述至少一个事件包括与所述至少一个度量相对应的至少一个值和/或至少一个对应的时间(对于每个注释特征不一定存在对应的时间)。根据实施例,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。根据实施例,注释波形生成器214可以被配置为检测激活并且生成注释波形206,其可以是例如激活波形。

[0076] 如图2中示出的,处理单元200包括直方图生成器216,该直方图生成器216被配置为生成具有多个直条(bin)的注释直方图208,在其内包括来自电描记图(EGM)的注释。使用直方图生成器216,处理单元200可以被配置为通过在直方图中包括EGM和/或特征中的每个来聚合注释特征的集合。例如,直方图生成器216可以被配置为通过以下来聚合激活特征的集合:将置信水平分配给与激活特征相对应的每个事件;确定与每个事件相关联的加权的置信水平;并在直方图中包括加权的置信水平。处理单元包括电描记图(EGM)分类器218,其被配置为基于例如EGM的特性、注释波形206和/或注释直方图208等根据任何数量的不同分类对EGM进行分类。另外,处理单元200包括标测引擎220,其被配置为基于电信号促进与心脏表面相对应的标测图210的呈现。在实施例中,标测图210可以包括电压标测图、激活标测图、细分标测图、速度标测图和/或置信度标测图等。

[0077] 图2中示出的说明性处理单元200并非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其中示出的任何单个组件或组件的组合有关的任何依赖性要求。另外,在实施例中,图2中所描绘的组件中的任何一个或多个可以与其中描绘的其他组件中的各种组件(和/或未示出的组件)集成,所有这些都认为在本文公开的主题的范围内。例如,接受器212可以与EGM分类器218和/或标测引擎220集成。在实施例中,处理单元200可以不包括接受器212,而在其他实施例中,接受器212可以被配置为接收来自存储器装置和/或通信组件等的电信号。

[0078] 另外,处理单元200可以(单独和/或与图1中描绘的系统100的其他组件和/或未示出的其他组件组合)执行与心脏标测相关联的任何数量的不同功能和/或过程(例如,触发、消隐、场标测等),诸如例如在题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING”的美国专利8,428,700;题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING”的美国专利8,948,837;题为“CATHETER TRACKING AND ENDOCARDIUM REPRESENTATION GENERATION”的美国专利8,615,287;题为“ESTIMATING THE PREVALENCE OF ACTIVATION PATTERNS IN DATA SEGMENTS DURING ELECTROPHYSIOLOGY MAPPING”的美国专利出版物2015/0065836;题为“SYSTEMS AND METHODS FOR GUIDING MOVABLE ELECTRODE ELEMENTS WITHIN MULTIPLE-ELECTRODE STRUCTURE”的美国专利6,070,094;题为“CARDIAC MAPPING AND ABLATION SYSTEMS”的美国专利6,233,491;题为

“SYSTEMS AND PROCESSES FOR REFINING A REGISTERED MAP OF A BODY CAVITY”的美国专利6,735,465中描述的那些;在此通过引用将其公开内容明确地并入本文。

[0079] 根据实施例,可以在一个或多个计算装置上实施图1中示出的标测系统100和/或图2中示出的处理单元200的各个组件。计算装置可以包括适合于实施本公开的实施例的任何类型的计算装置。计算装置的示例包括专用计算装置或通用计算装置,诸如“工作站”、“服务器”、“手提电脑”、“台式机”、“平板电脑”、“手持装置”和“通用图形处理单元(GPGPU)”等,所有这些都都在图1和图2的范围内参考系统100和/或处理单元200的各个组件进行设想。

[0080] 在实施例中,计算装置包括直接和/或间接耦合以下装置的总线:处理器、存储器、输入/输出(I/O)端口、I/O组件和电源。计算装置中还可以包括任何数量的附加组件、不同组件和/或组件的组合。总线表示可以是一个或多个总线(诸如例如,地址总线、数据总线或其组合)。类似地,在实施例中,计算装置可以包括多个处理器、多个存储器组件、多个I/O端口、多个I/O组件和/或多个电源。另外,可以跨多个计算装置分布和/或复制任何数量的这些组件或其组合。

[0081] 在实施例中,存储器(例如,图1中描绘的存储装置160和/或图2中描绘的存储器204)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,并且可以是可移动的、不可移动、或其组合。介质示例包括随机存取存储器(RAM);只读存储器(ROM);电子可擦可编程只读存储器(EEPROM);闪存存储器;光学或全息介质;盒式磁带、磁带、磁盘存储或其他磁存储装置;数据传输;和/或可用于存储信息并可由计算装置访问的任何其他介质诸如例如量子状态存储器等。在实施例中,存储器160和/或204存储用于使处理器(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组件的各方面和/或执行本文所讨论的方法和程序的实施例的各方面的计算机可执行指令。

[0082] 计算机可执行指令可以包括例如计算机代码和机器可用指令等,诸如例如能够由与计算装置相关联的一个或多个处理器执行的程序组件。这样的程序组件的示例包括注释波形206、注释直方图208、标测图210、接受器212、注释波形生成器214、直方图生成器216、EGM分类器218和标测引擎220。可以使用任何数量的不同的编程环境(包括各种语言、开发套件和/或框架等)对程序组件进行编程。本文设想的一些或全部功能还可以或可替代地以硬件和/或固件来实施。

[0083] 图3是根据本公开的实施例的用于自动电解剖标测的说明性过程300的流程图。方法300的实施例的各方面可以例如由处理单元(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。首先将包含多个信号的数据流302输入到系统(例如,图1中描绘的心脏标测系统100)中。在自动化的电解剖标测过程期间,数据流302提供了生理和非生理信号的收集,其用作标测过程的输入。信号可以由标测系统直接收集,和/或使用模拟或数字接口从另一个系统获得。数据流302可以包括信号,诸如单极和/或双极心内电描记图(EGM)、表面心电图(ECG)、源自多种方法(磁、阻抗、超声、实时MRI等)中的一种或多种的电极位置信息、组织邻近信息、导管力和/或从多种方法(力弹簧感测、压电感测、光学感测等)中的一种或多种获得的接触信息、导管尖端和/或组织温度、声学信息、导管电耦合信息、导管展开形状信息、电极属性、呼吸阶段、血压和/或其他生理信息等。

[0084] 为了生成特定类型的标测图,在触发/对准过程304期间,一个或多个信号可以用作一个或多个参考,以相对于心脏、其他生物周期和/或异步系统时钟触发和对准数据流

302,从而产生搏动数据集。另外,对于每个传入的搏动数据集,在搏动度量确定过程306期间计算一些搏动度量。可以使用来自跨越相同搏动内的多个信号的单个信号和/或来自跨越多个搏动的信号的信息来计算搏动度量。搏动度量提供了关于特定搏动数据集的质量和/或搏动数据适合在标测图数据集中包含的可能性的多种类型的信息。搏动接受过程308聚合标准并确定哪些搏动数据集将构成标测图数据集310。可以将标测图数据集310与在数据获取期间动态生成的3D栅格相关联地存储。

[0085] 可以采用表面几何构造过程312使用相同和/或不同的触发和/或搏动接受度量在相同的数据获取过程期间同时生成表面几何数据。该过程使用数据流中包含的诸如电极位置和导管形状的数据来构造表面几何。另外地或可替代地,先前收集到的表面几何316可以用作表面几何数据318的输入。这种几何可以使用不同的标测图数据集和/或使用诸如CT、MRI、超声和/或旋转血管造影等的不同模式以相同的程序而被先前收集,并被配准到导管定位系统中。系统执行源选择过程314,其中它选择表面几何数据的源并将表面几何数据318提供给表面标测图生成过程320。表面标测图生成过程320用于从标测图数据集310和表面几何数据318生成表面标测图数据322。

[0086] 表面几何构造算法生成在其上显示电解剖标测图的解剖表面。可以例如使用如以下描述的系统的各方面来构造表面几何:题为“Impedance Based Anatomy Generation”并且于2008年5月8日提交的美国专利申请序列号12/437,794;和/或题为“Electroanatomical Mapping”并且于2015年2月3日发布的美国专利8,948,837,其中每个的内容通过引用整体并入本文。另外地或可替代地,可以通过将表面适配在由用户确定出的或自动确定为位于腔室表面上的电极位置上或由处理单元构造解剖外壳。另外,可以在腔室内的最外面的电极和/或导管位置上装配表面。

[0087] 如所描述的,从其构造表面的标测图数据集310可以采用与用于电标测图和其他类型的标测图的那些相同或不同的搏动接受标准。用于表面几何构造的标测图数据集310可以与电气数据同时或分别收集。表面几何可以表示为包含顶点(点)及其之间的连接性(例如三角形)的收集的网格。可替代地,表面几何可以由不同的功能来表示,诸如高阶网格、非均匀有理基础样条(NURBS)和/或曲线形状。

[0088] 生成过程320生成表面标测图数据322。表面标测图数据322可提供关于心脏电激发、心脏运动、组织邻近信息、组织阻抗信息、力信息和/或临床医生需要的任何其他收集到的信息。标测图数据集310和表面几何数据318的组合允许表面标测图生成。表面标测图是在感兴趣的腔室表面上的值或波形(例如EGM)的收集,而标测图数据集可以包含不在心脏表面上的数据。在题为“NON-CONTACT CARDIAC MAPPING, INCLUDING MOVING CATHETER AND MULTI-BEAT INTEGRATION”并且于2006年6月13日提交的美国7,515,954中描述了一种处理标测图数据集310和表面几何数据318以获得表面标测图数据集322的方法,其内容通过引用整体并入本文。

[0089] 可替代地,或者与以上方法结合,可以采用将接受标准应用于个别电极的算法。例如,可以拒绝距表面几何超过设定距离(例如3mm)的电极位置。另一种算法可以使用阻抗来合并组织邻近信息以包含在表面标测图数据中。在这种情况下,可能仅包括其邻近值小于3mm的电极位置。基础数据的附加度量也可以用于此目的。例如,可以在每个电极的基础上评估类似于搏动度量的EGM属性。在这种情况下,可以使用诸如远场重叠和/或EGM一致性之

类的度量。应当理解,可以存在用于将点从标测图数据集310投影到表面和/或选择合适的点的方法的变型。

[0090] 一旦获得,就可以进一步处理表面标测图数据322以从基础数据注释所期特征,该过程被定义为表面标测图注释324。一旦将数据收集到表面标测图数据322中,就可以将与收集到的数据有关的属性自动呈现给用户。这些属性可以由计算机系统自动确定并应用于数据,并且在本文中称为注释(annotation)。示例性注释包括激活时间、双重激活或细分的存在、电压幅度和/或频谱含量等。由于自动标测(例如,由计算机系统以与传入数据有关的最少人工输入所完成的标测)中有大量可用的数据,因此操作员手动审查和注释数据是不实际的。但是,人工输入可能是对数据的宝贵补充,并且因此,在提供用户输入时,计算机系统必须一次自动传播并将其应用于超过一个数据点。

[0091] 可以使用计算机系统来自动注释个别EGM的激活时间、电压和其他特性。激活时间检测可以使用与先前描述的那些类似的方法来检测触发,并且可以类似地受益于消隐和加电触发运算器的使用。所期注释可以包括瞬时电势、激活时间、电压幅度、主频率和/或信号的其他属性。一旦被计算,注释可以被叠加显示在腔室几何上。在实施例,可以采用间隙填充表面标测图内插326。例如,在实施例,在表面上的点到测量出的EGM之间的距离超过阈值的情况下,可以采用间隙填充内插,这可以指示出例如如本文描述的基于栅格的内插在这种情况下可能不那么有效。所显示的标测图328可以被分别计算和显示,和/或覆盖在彼此之上。

[0092] 图3中示出的说明性过程300并非旨在建议对本公开实施例的使用范围或功能进行任何限制。说明性过程300也不应被解释为具有与其中示出的任何单个组件或组件的组合有关的任何依赖性要求。另外,在实施例,图3中描绘的组件中的任何一个或多个可以与其中描绘的其他组件中的各种组件(和/或未示出的组件)集成,所有这些都认为在本公开的范围。

[0093] 图4是描绘根据本公开的实施例的处理电生理信息的说明性方法400的流程图。方法400的实施例的各方面可以例如由处理单元(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400的实施例包括接收来自导管的多个电信号(框402)。导管可以是具有被配置为获得电信号的一个或多个电极的任何导管(例如,图1中描绘的标测导管110、CS导管、消融导管等)。处理单元还可以接收与电信号中的每个相对应的测量位置的指示。如上面解释的,关于图3,处理单元和/或其他组件(例如,图1中描绘的电模块140)可以被配置为基于一个或多个搏动接受标准来确定是否接受特定的电信号(例如,搏动)。

[0094] 根据实施例,可以从心脏电信号(例如,EGM)中提取心脏电信号特征。心脏电信号的特征的示例包括但不限于: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、主频率和/或峰间电压等。在该处感测到心脏电信号的相应点中的每个可以具有三维位置坐标的对应集合。例如,这些点的位置坐标可以用笛卡尔坐标表示。也可以使用其他坐标系。在实施例,使用任意原点,并且相对于任意原点定义相应位置坐标。在一些实施例,这些点具有不均匀的间隔,而在其他实施例,这些点具有均匀的间隔。在实施例,与每个感测到的心脏电信号相对应的点可以位于心脏的心内膜表面上和/或心脏的心内膜表面下方。

[0095] 图5A示出了示例性图形表示500,其示出了从标测导管接收到的电信号(在这种情

况下为EGM),每个电信号表示在预定时间段期间心脏的去极化序列的大小。在该示例中,第一信号U0可以与第一电极G4相关联,第二信号U1可以与第二电极G5相关联,并且第三信号U2可以与第三电极G6相关联。信号U0、U1、U2可以表示从第一标测导管接收到的单极信号,并且第四信号B可以表示与第二电极G5和第三电极G6相关联的双极信号。在实施例中,双极信号B可以表示从第二电极G5和第三电极G6接收到的信号的图形总和。在实施例中,并且例如,取决于导管的引线尖端构造,所获取的电信号可以是单极信号、双极信号和/或其他多极信号。

[0096] 继续参考图4,为了滤除不需要的信号,方法400的实施例还包括从所获取的电信号中抑制或衰减远场信号分量(框404)。例如,与诊断评估无关的由心脏的心房通道感测到的R波可能会被抑制或衰减为不需要的信号。其他示例性不需要的信号可以包括诸如电源线噪声的共模噪声、T波、骨骼肌肌电势(例如来自胸肌)以及来自另一个装置(例如起搏器)的串扰信号,以适合不同的应用。在实施例中,可以通过创建多极信号(例如,与图5A描绘的第二电极G5和第三电极G6相关联的双极信号B、三极信号等)来抑制或衰减远场信号分量。可以实施许多其他技术来处理电信号,诸如例如,信号调节、滤波和/或转换等。在实施例中,方法400可以包括任何数量的其他类型的伪影抑制(artifact rejection)。例如,在实施例中,可以使用时空分析(例如,如下面参考框410描述的)、形态分析、连续模式伪影抑制(例如,单极抑制)和/或单极和/或多极信号的组合(例如,所有接收到的信号的非线性组合)等来实现伪影抑制。可以对电信号执行任何数量的其他类型的滤波。像这样,例如,术语电信号还可以包括滤波后的电信号(例如,如与随后的处理步骤结合使用)。

[0097] 方法400的实施例包括识别远场信号分量,但是不必抑制或衰减识别出的远场信号分量。在实施例中,例如,远场信号分量可以包括可以用于心脏电信号的分析的各方面的信息。例如,远场信号分量可以包括关于邻近解剖结构的信息。远场信号分量可以被识别、隔离和/或分析等。在实施例中,方法400可以包括识别远场信号分量,并响应于此而采取一些动作。也就是说,例如,在实施例中,远场信号分量可以与对局部、空间变化的激活(以识别维持心动过速的峡部)等的检测结合使用。

[0098] 方法400的实施例还包括在静态时间段期间确定信号基线(框406)。可以基于历史信息、群体信息、患者信息和/或环境信息等来确定出的信号基线可以包括确定出的值或值范围,使得EGM偏离了基线超出指定量的偏转被视为激活。信号基线可以是通用的、特定于患者的、特定于EGM的和/或随时间变化的等。在实施例中,信号基线可以是预定的最小值和/或最大值。

[0099] 在实施例中,信号基线可以被确定为使得偏离超出信号基线的偏转具有一些被激活的计算出的概率(或最小概率)。根据实施例,信号基线可以包括表示本底噪声和/或基于本底噪声确定出的值的范围。也就是说,例如,可以估计本底噪声并将信号基线建立为本底噪声的上下边界、本底噪声的倍数和/或本底噪声的某些其他函数(例如,在本底噪声的某些标准偏差内等)。根据实施例,例如,信号基线确定过程可以包括在指定的窗口(例如0.5秒时间窗、1秒时间窗等)内识别“安静时段(quiet period)”,并且基于安静时段确定信号基线。也就是说,例如,在指定的窗口内,可以识别出一个或多个时间段,在该时间段中,电信号的幅度在指定范围内、和/或距其他幅度的指定距离内。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,电信

号可以表示为有序值的集合(例如,每个采样点的幅度可以是该集合中的值),并且可以使用其指定的百分位和/或乘数来定义信号基线。也就是说,例如,可以使用第20个百分位的乘数(例如,第20个最低值或值的bin)来定义信号基线。在实施例中,为了确定信号基线,可以对一个或多个电信号进行扩大,并且可以将扩大后的电信号(例如,扩大后的EGM)用于计算第20个百分位数。扩大(dilation)是一种在指定的时间窗(例如15ms、20ms、25ms等)中利用样本的最大值替换每个样本的操作。扩大也可以描述为例如移动最大值(类似于移动平均值,但其中值将替换为窗口中的最大值而不是平均值)。可以针对电信号的任何一个或多个其他特性(例如,频率、信噪比(SNR)等)等实施类似的分析。

[0100] 在实施例中,可以基于特定患者的特定属性、环境信息、心动周期的对应部分和/或参考信号的各方面等来确定信号基线。另外地或可替代地,可以基于信息的某些样本,诸如例如与指定区域内的获取的EGM的集合相关联的信息,而确定信号基线。指定区域还可以用于识别方法400的实施例的任何数量的其他方面中使用的EGM。可以根据指定半径来定义指定区域(例如,在一维(1D)、二维(2D)、三维(3D)等中)。在实施例中,指定半径可以是、类似于、包括随机半径、被包括在随机半径内和/或基于随机半径来确定,诸如在于2016年8月5日提交的题为“CARDIAC MAPPING USING A 3D GRID”的美国申请号15/230,233中描述的,并且其要求具有相同标题并于2015年8月7日提交的美国临时申请号62/202,711的优先权权益,其每个的全部内容出于所有目的通过引用明确地并入本文。

[0101] 在实施例中,可以在时间的上下文中定义指定区域,诸如例如通过将指定区域定义为包括在指定时间段期间(例如,在分析的窗口期间)记录的任何EGM的空间区域。指定区域的上述特性的任何数量的不同组合可以被实施,并且可以包括任何数量的其他考虑因素(例如,指定的心率失常、指定的治疗方法、指定的医疗装置等)。

[0102] 在实施例中,指定区域可以是预定的和/或固定的。在实施例中,指定区域可以通过计算用于聚合所获取的电信号的栅格或图形上的两个相邻点之间的最大距离来确定、和/或可以被配置为优化来自可以被内插到解剖网格上的栅格和/或图形的聚合值的相关性、和/或聚合与激活波形相关联的激活信息等。可以使用对距离(例如,直线距离、L1、欧几里得距离、L2等)、时间、相关性(例如,置信水平、权重等)的任何数量的不同测量来定义指定区域。

[0103] 指定区域可以是自适应的,并且可以基于任何数量的不同因素(诸如例如,用户输入、标测质量度量(例如,表面投影距离(SPD),其为电极可以从网格表面落下并仍然投影到标测图中的最大距离,可以对其进行设置和/或调整以促进对标测图的准确性的控制)、环境参数和/或生理参数等来动态调整。

[0104] 如图4中进一步示出的,方法400的实施例包括根据一个或多个指定标准来识别电信号中偏离超出信号基线的一个或多个偏转(框408)。例如,可以识别以下偏转,其中信号的幅度超过信号基线值,和/或其中信号的幅度偏离基线超出指定量(例如,相对偏差)等。以这种方式,虽然根据一个或多个指定标准对偏离超出信号基线的偏转的识别可能具有较弱的幅度依赖性,但是这种识别通常不依赖于基于基线信号的范围内的幅度变化或不受其影响。

[0105] 在实施例中,识别偏离超出信号基线的偏转可以包括针对电信号的每个采样点而确定对应的激活波形值。例如,在实施例中,方法400可以包括确定给定采样点表示激活的

概率(例如,介于0和1之间的值,含0和1)(基于其与信号基线的关系来进行所述确定)。在实施例中,可以使用其他数值尺度来分配概率,诸如例如0到100之间的值等。在实施例中,可以基于该偏转与信号基线的偏差来确定信号偏转代表激活的可能性(例如,概率)。例如,具有最大幅度偏离信号基线最低指定量的偏转可以被分配为1的概率,而具有最大幅度偏离信号基线最多指定量的偏转可以被分配为0的概率。概率可以以线性和/或非线性方式分配给具有以下幅度的偏转,该幅度基于例如偏转幅度相对于上述标准的相对偏差而没有被任一前述标准满足。以这种方式,例如,激活波形值可以是与采样点对应的识别出的偏转表示激活的概率。

[0106] 根据实施例,在检测到的偏离基线的时间段期间的原始EGM信息可用于进一步细化激活的可能性。该信息可以包括例如EGM的斜率、EGM的单调性(例如,该斜率在变为负值之前保持正值1ms或40ms)和/或相邻的偏转的存在等。在实施例中,例如,具有接近于0的斜率(例如,在大约0的指定范围内)的检测到的基线偏差可以使它们的可能性得分减小。在指定的持续时间(例如,大于11ms)内检测到的包含单调EGM信号(例如,斜率不改变符号)的基线偏差可能会降低其可能性得分。在实施例中,检测到的与基线的偏差相邻于或重叠了具有更大幅度的与基线的其他偏差,则可以使其可能性得分减小。这可以通过将偏转的峰值的突出与相邻峰值的突出进行比较,并在该比率下降时减小可能性得分来完成。符合此描述的偏转可以在视觉上描述为较大幅度偏转的肩部。

[0107] 例如,在实施例中,激活波形值可以表示与每个采样点相关联的置信水平。也就是说,例如,激活波形值为1或大约为1可以指示:对应的采样点表示由于激活而与信号基线偏离的相对高置信水平(例如,相对于与0到1之间的其他值相关联的置信水平),而激活波形值为0或大约为0可以指示:对应的采样点表示由于激活而与信号基线偏离的相对低置信水平(例如,相对于与0和1之间的其他值相关联的置信水平)。在实施例中,可以使用任何数量的不同统计模型和/或生理模型等来确定激活波形值。根据实施例,可以将用于确定激活波形值的计算(例如,模型、公式等)配置为最小化对幅度的依赖性。在实施例中,用于确定激活波形值的计算可以偏向于生成接近(例如,近似)0或接近1的激活波形值。例如,加权、逐步函数和/或离散转换等可以用于将每个激活波形值的确定偏向0或1。以这种方式,电信号的多个采样点可以由形成了具有近似离散的分布的激活波形的多个激活波形值来表示,从而即使在被细分的EGM情况下也促进激活的有效识别。因此,实施例可以促进检测激活,这可以促进更准确和有效的标测和/或消融等。

[0108] 在实施例中,可以基于进一步的分析(诸如例如,一致性评估的结果)来确定和/或进一步调整激活波形值,如下面参考框410描述的。可以合并任何数量的其他类型的信息和/或分析,以细化对电信号的每个采样点的激活波形值的确定。在实施例中,可以使用一种或多种机器学习技术(例如,监督和/或无监督分类器、神经网络、深度学习、人工推理等)来修改方法400的实施例的各个方面,诸如例如通过增强(例如,使其更有效、更准确等)激活波形值计算公式等。

[0109] 根据实施例,根据指定标准对与基线信号的偏转的识别可以包括对潜在激活的识别,这可以例如使用激活波形(例如,图2中描绘的注释波形206)来表示。例如,图5B示出了具有激活510、512、514的激活波形A的示例性图形表示508,所有激活在预定时间段期间根据从电极G5接收到的电信号U1检测到。在实施例中,激活波形表示:基于偏离超出基线信号

的偏转的绝对值根据一个或多个指定标准(例如,具有大于或等于阈值的最大幅度的绝对值)而对激活的识别。

[0110] 如图5B中示出的,第一激活510对应于在信号U1中检测到的第一偏转502,第二激活512对应于在信号U1中检测到的第二偏转504,并且第三激活514对应于第三在信号U1中检测到的第三偏转506。如图5A中示出的,可以在用于诊断评估的预定时间段期间评估电信号U0、U1、U2。仅作为示例,可以评估具有多个心肌捕获信号的电信号,每个心肌捕获信号具有预定的幅度和预定的脉冲宽度,以检测在预定时间段期间的激活。在实施例中,在激活波形的图形表示上表示的每个激活的幅度可以对应于:指定值(例如,可以将每个激活分配1的幅度)、与识别出的激活相关联的一个或多个电信号的幅度(例如,电压、电流密度等)和/或对应于与识别出的激活相关联的一个或多个电信号的聚合幅度值(例如,平均幅度、中值幅度等)等。在实施例中,每个激活可以表示激活直方图的bin,并且激活直方图中的激活的幅度可以表示相关联的bin的相对群体(例如,相对于一个或多个其他bin的群体)。激活直方图是由一个或多个激活波形构成的直方图。类似地,注释直方图是由一个或多个注释波形构成的直方图。

[0111] 在实施例中,噪声和伪影信号(例如,信号U1中的偏转502)仍可以被包括在波形A中。为了去除噪声和/或伪影,从而创建滤波后的激活波形A,方法400的实施例包括:基于两个或更多个电信号之间的时空偏转一致性针对激活波形执行伪影抑制(框410)。根据实施例,可以以任何数量的不同方式来确定一致性。例如,两个电信号之间的时空偏转一致性可以指的是在指定的时间窗内,大约在同一时间处的对应识别出的偏转的发生,等等。在实施例中,例如,发生在少于所有指定电信号集合中的偏转可以作为伪影被抑制。在实施例中,在一致性确定中仅使用根据一个或多个标准被识别为偏离信号基线的偏转。以这种方式,例如,尽管第一单极EGM可以包括与另一EGM中识别出的偏转相对应的偏转,但是如果根据一个或多个信号标准,第一偏转没有偏离超出信号基线,则该偏转可以被认为是不一致的。根据实施例,在框410中描绘的评估偏转一致性以识别激活的步骤可以是、包括、类似于框404中描绘的抑制远场信号分量、被包括在其中或与之集成。

[0112] 上面描述的伪影抑制过程的实施例可以利用标测图和/或栅格,该标测图和/或栅格保持在相同节律期间收集到的搏动门控数据(beat-gated data)。各种收集到的信号的位置可以用于决定是否应该将这些信号中的信息用于伪影抑制。在实施例中,可以使用类似于下面讨论的关于“连续”伪影抑制的技术来完成伪影抑制。在实施例中,与“连续”伪影抑制相反,以上讨论的方法可以包括将第一信号与至少第二信号进行比较,其中该第二信号在与收集到第一信号期间的不同的时间收集到。在实施例中,这可以包括建立假设:诸如例如,用于伪影抑制的数据是在相同的节律期间收集到的和/或用于伪影抑制的数据是在心动周期的相同阶段处收集到的等。

[0113] 根据实施例,可以使用评估时空偏转一致性来检测伪影的“连续”方法。在连续方法的实施例中,可以针对导管上的EGM的各种组合(例如,通道上的双极和三极信号的所有组合,诸如例如三极信号G4-G5-G6、双极信号G4-G5、双极性信号G5-G6、双极性信号G4-G6等的所有组合)检测与基线信号的偏差。这些基线偏差信号可以一起使用,以确定在任何一个信号上的观察到的偏差是激活还是伪影。在实施例中,该连续方法可以被配置为多数规则或投票过程。在实施例中,该方法可以被配置为不同基线偏差信号之间的最小操作。在实施

例中,这种“连续”伪影抑制比较了同时收集到的数据。它不需要心脏标测图。信号的位置可以从导管上的物理电极的位置关系来确定。

[0114] 具有不一致的偏转的激活可以从激活波形中去除或减少。这样,只有一致的偏转可以保留在激活波形中以进行检查,从而减少了手动检查的时间和成本,同时促进了噪声和/或伪影的去除。在实施例中,例如,将多个电信号(诸如,第一信号U0、第二信号U1和第三信号U2)彼此比较和/或与激活波形A进行比较,以检测相对于信号基线在预定极限范围(例如,最小和最大阈值)内的一个或多个一致的偏转。

[0115] 图5C和图5D示出了激活波形A的图形表示508和滤波后的激活波形A的说明性图形表示516,其具有仅具有一致偏转的激活。在图5D中,为了易于比较,图形表示516被覆盖在图形表示508的顶部。例如,在图形表示516中,由于信号U1中表现出的不一致,实际上消除了第一激活510。更具体地说,如图5中示出的,信号U1的偏转502与其他邻近信号U0和U2不一致并且没有在其中出现。因此,有效地从滤波后的激活波形A中消除了第一激活510。相反,如图5中示出的,信号U1的偏转504和506与邻近信号U0和U2的偏转504和506一致。因此,在图5D中,与偏转504相对应的第二激活512和与偏转506相对应的第三激活514保留在滤波后的激活波形A中。由于去除了具有不一致偏转的激活,所以心脏标测图的准确性可以大大提高。

[0116] 方法400的实施例还包括确定一个或多个激活持续时间(框412),其可以表示激活的长度。也就是说,例如,EGM可以包括其一部分,针对该部分,所有幅度根据指定的标准都偏离超出信号基线。与EGM的该部分相对应的时间段的长度可以被识别为激活持续时间。在实施例中,可以沿时间尺度来表示激活波形,在这种情况下,该波形可以表示激活持续时间。例如,激活波形中的偏转的宽度可以表示对应激活的持续时间。

[0117] 方法400的实施例还包括诸如例如通过生成一个或多个激活波形和/或激活直方图等来聚合检测到的激活(框414)。激活波形和/或激活直方图可以用于促进心脏标测图的呈现(框416)。例如,实施例可以包括基于一个或多个注释波形和/或注释直方图等来注释电解剖标测图(例如,心脏标测图)。另外地或可替换地,注释波形和/或注释直方图可以用于促进其他过程,诸如例如消融、记录信息和/或诊断等。也就是说,例如,在实施例中,注释波形和/或注释直方图可以用于心脏标测图的创建(例如,作为搏动接受步骤的一部分,诸如例如如图3中描绘的搏动接受步骤308的一部分)、心脏标测图的注释(例如,用于注释激活时间)、心脏标测图的显示(例如,用于促进激活时间的空间和/或时间分布的显示)、信息的扩充(例如,用于促进确定和/或突出显示(例如,在计算上和/或视觉上强调)EGM的特性(其可以被显示)和/或具有某些特性的EGM)和/或消融程序(例如,用于检测激活、区分激活和伪影等)等。例如,在实施例中,注释波形和/或注释直方图可用于促进特定EGM特性的量化(例如,通过使用激活波形来确定度量,诸如例如,通道处于活动状态所处的一部分时间(激活持续时间)等)。

[0118] 在实施例中,可以至少部分地基于心脏电信号特征和/或激活波形(其也可以是心脏电信号特征)来生成和/或注释心脏标测图。在实施例中,还可以至少部分地使用任何数量的其他信号和/或技术等来生成和/或注释心脏标测图。例如,实施例可以利用阻抗标测技术来生成和/或注释心脏标测图的一个或多个部分,诸如例如在其上表示电信号特征的解剖学外壳。在实施例中,可以将表面适配在与心脏电信号相关联的一个或多个点上,以生

成表示一个或多个心脏结构的心内膜表面的外壳。在实施例中,表面也可以适配在与心脏电信号相关联的一个或多个点上,以生成表示心外膜表面或其他可激发的组织的外壳。在实施例中,可以将对应点处的心脏电信号特征中的一个或多个包括在外壳上,以生成一个或多个心脏结构的标测图。例如,实施例可以包括显示表示从心脏电信号提取和/或从其他特征导出的特征的心脏标测图上的注释,诸如例如,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、主频率和/或峰间电压等。

[0119] 心脏电信号特征可以在心脏标测图上表示,并且可以是或包括从一个或多个对应的感测到的心脏电信号提取的任何特征和/或从这样的特征中的一个或多个导出。例如,心脏电信号特征可以由颜色表示,使得如果心脏电信号特征具有在第一范围内的幅度或其他值,则心脏电信号特征可以由第一颜色表示,而如果心脏电信号特征具有在不同于第一范围的第二范围内的幅度或其他值,则心脏电可以由第二颜色表示。作为另一示例,心脏电信号特征可以由数字表示(例如,.2mV感测到的心脏电信号特征可以由在表面标测图上其相应位置处的.2表示)。可以在第一表面点处表示的心脏电信号特征的示例包括但不限于:激活、激活时间、激活持续时间、激活波形、滤波后的激活波形、激活波形特性、滤波后的激活波形特性、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。

[0120] 在实施例中,其他特征诸如例如非电信号特征和/或非心脏电信号特征等,可以在相应位置处的解剖标测图上表示。非电信号特征的示例包括但不限于从磁共振成像、计算机断层扫描和/或超声成像等导出的特征。

[0121] 根据实施例,如上面描述的激活波形可用于促进任何数量的不同功能。例如,在实施例中,激活波形可以用于生成更清楚地表示激活传播的激活标测图。在实施例中,激活波形可以促进电信号诸如EGM的自动分类。激活波形可以用于促进心脏标测工具,诸如例如,促进激活标测图的精确解释的工具。例如,实施例促进生成激活直方图,该激活直方图表示与指定时间段内的每个激活时间处激活的组织量相关联的分类。激活直方图波形可以呈现在显示装置上,并且可以与心脏标测图相关联。激活直方图波形可促进识别并关注某些心脏事件、和/或其激活时间满足某些标准集合的小组织区域等。类似地,局部激活直方图可以通过表示跨更小组织区域的聚合活动来促进标测图解释和导航。

[0122] 激活波形传播

[0123] 根据实施例,可以使用激活波形(例如,通过诸如图1所示的处理单元120和/或图2所示的处理单元200之类的处理单元)来促进产生动态感兴趣区域掩模(mask),其代表激活波形的至少一部分(例如,以静态表示),和/或代表变化的持续时间中的激活波形(例如,以动态表示)。在实施例中,例如,静态表示可以包括具有由一种或多种颜色表示的注释信息的心脏标测图,激活波形的所述至少一部分由注释信息的突出显示部分表示,而动态表示可以包括在其上突出显示部分随时间进展而变化的心脏标测图。可以在标测窗口上扫过该持续时间以创建动画,该动画显示了每个EGM的重要电势的传播标测图。根据实施例,激活波形传播标测图可以比仅示出每个EGM的一个所选电势的传统传播标测图更具可读性。

[0124] 表示感兴趣事件的激活波形传播标测图可以通过顺序地突出显示EGM在指定时间段内处于活动状态的标测图区域(根据其各自的激活波形)来创建。以这种方式,激活波形传播标测图可以示出激活模式,同时相对于常规系统减少与传统传播标测图相关联的可能

不正确的注释或简化的假设。在实施例中,可以使用多个激活波形来生成激活波形传播标测图,每个激活波形对应于标测图中表示的EGM之一。

[0125] 在实施例中可以采用任何数量的用于突出显示激活区域的不同方法。例如,对于给定的时间步长或时间段,处理单元可以被配置为识别标测图的激活区域,即,包括了在时间步长/时间段内识别出激活所在的激活位置的区域。可以基于误差容限、用于确定与激活发生相关的概率的统计技术、和/或在一个或多个先前时间步长/时间段处的激活区域的特性等来确定激活位置周围的区域。根据实施例,用于呈现激活波形传播标测图的图形用户界面(GUI)可以包括用于操纵该标测图的任何数量的不同输入工具。例如,GUI可以包括播放/暂停按钮、被配置为促进时间步长的手动选择的工具和/或被配置为促进参数(例如,信号基线定义、阈值、电信号特性、滤波器等)的手动调整的工具等。在实施例中,例如,GUI可以包括选择工具,该选择工具可以促进对突出显示的EGM的细化选择和/或选择特定的EGM和/或激活等。

[0126] 例如,在实施例中,GUI可以包括一个或多个选择工具,其被配置为使用户能够进行时间选择和/或特性选择。即,例如,实施例可以包括在GUI上呈现选择工具,并且在接收到与选择工具相关联的用户输入时,突出显示心脏标测图的对应部分。例如,这样的选择工具可使能用户使处理单元促进对表示了某个时间窗期间正在激活的组织的心脏标测图的表面积的突出显示。在实施例中,这样的时间选择可以导致所选信息的静态和/或动态表示。根据实施例,特性选择工具也可以被提供在GUI上,并且处理单元可以被配置为经由与特性选择工具相关联的用户输入装置来接收用户输入,其中该用户输入包括对一个或多个电信号特性(例如,提取的特征)和/或激活波形特性等的选择。在实施例中,这种特性选择工具可以导致所选信息的静态和/或动态表示,尽管通常静态表示可以更容易理解。例如,在实施例中,特性选择工具可以使能用户使处理单元便于突出显示具有特定特性的激活(例如,具有至少20毫秒的激活持续时间的所有激活,等等)。根据实施例,时间和/或特性选择工具可以包括虚拟滑块,旋钮,和/或光标等。在实施例中,时间和/或特性选择工具可以分别促进对时间段和特性的可选择表示的选择。

[0127] 图6A-6D描绘了根据本文公开的主题的实施例的来自使用与心脏标测系统相关联的显示装置而呈现的交互式图形用户界面(GUI)600的示意性屏幕截图,其示出了示意性心脏标测图的视图。根据实施例,心脏标测系统可以是图1所示的标测系统100、与其类似、包括与其类似的特征、包括其或被其所包括。图6A描绘了GUI 600的第一实例602A。GUI 600包括心脏标测图的第一实例602A的第一视图604A和心脏标测图的第一实例602A的第二视图606A。如本文中所使用的,解剖标测图(例如,心脏标测图)的“实例”是指对应于某个时间点的解剖标测图。因此,例如,心脏标测图的第一实例可以呈现与第一时间相关联的信息,并且心脏标测图的第二实例可以呈现与第二时间相关联的信息,第二时间在时间上比第一时间晚。

[0128] 如示出的,第一视图604A和第二视图606A表示相同心脏标测图的两个不同取向。在实施例中,GUI 600可以被配置为一次仅呈现心脏标测图的一个视图。在实施例中,GUI 600可以被配置为同时、顺序地和/或可备选地呈现任何数量的心脏标测图的任何数量的不同视图。在实施例中,例如,GUI 600可以被配置为呈现具有表示激活的注释的第一心脏标测图和具有表示电势和/或电流密度等的注释的第二心脏标测图。如示出的,取向指示符

608可以被配置为指示与特定视图604A、606A相对应的心脏标测图相对于容纳心脏的身体的取向。

[0129] 如图6A中示出的,心脏标测图包括解剖学外壳610和被显示在解剖学外壳610上的注释612。在实施例中,标测图可以是激活标测图,在其上由凸块614来指示激活位置,并且激活定时可以使用颜色616、618、620、622、624和626来表示。也就是说,例如,在示出的实施例中,不同的颜色表示自对应位置处检测到的最后一次激活起的不同的持续时间。在实施例中,凸块614可以被配置为表示与所获取的电信号(例如,EGM)相关联的位置和/或与所获取的电信号的聚合相关联的虚拟位置等。如示出的,GUI 600还可以包括图例(legend) 626,其被配置为指示由注释颜色616、618、620、622、624和626表示的值。

[0130] 图6B描绘了GUI 600的第二实例602B。GUI 600包括心脏标测图的第二实例602B的第一视图604B和心脏标测图的第二实例602B的第二视图606B。同样,图6C描绘了GUI 600的第三实例602C的第一视图604C和第二视图606C,并且图6D描绘了GUI 600的第四实例602D的第一视图604D和第二视图606D。如图6A-6D所示的,随着激活波前传播通过心脏结构,与心脏的每个区域相关联的颜色注释响应于被配置为针对每个区域估计自该区域中识别出激活起的时间量的算法而改变。但是,从一种颜色变为另一种颜色而没有任何清晰界限的较大颜色宽度的性质会使这种激活标测图难以解释。另外,例如,与使用本文所述的用于识别激活并生成激活波形的技术相比,用于识别激活时间的更复杂的算法还可能导致不准确。这样,实施例有助于在心脏标测图上呈现激活波形的传播的表示。

[0131] 图7A-7D描绘了根据本文公开的主题的实施例的使用与心脏标测系统相关联的显示装置呈现的来自交互式图形用户界面(GUI) 700的说明性屏幕截图,其示出了说明性心脏标测图的视图。根据实施例,心脏标测系统可以是图1中描绘的标测系统100、与其类似、包括与其类似的特征、包括其或被其所包括。GUI 700可以是图6A-6D中描绘的GUI 600、与其类似、包括与其类似的特征、包括其或被其所包括。图7A描绘了GUI 700的第一实例702A。GUI 700包括心脏标测图的第一实例702A的第一视图704A和心脏标测图的第一实例702A的第二视图706A。

[0132] 如示出的,第一视图704A和第二视图706A表示同一心脏标测图的两个不同取向。在实施例中,GUI 700可以被配置为一次仅呈现心脏标测图的一个视图。在实施例中,GUI 700可以被配置为同时、顺序地和/或可替代地呈现任何数量的心脏标测图的任何数量的不同视图。在实施例中,例如,GUI 700可以被配置为呈现具有表示激活的注释的第一心脏标测图和具有表示电势和/或电流密度等的注释的第二心脏标测图。如示出的,取向指示符708可以被配置为指示与特定视图704A、706A相对应的心脏标测图相对于容纳心脏的身体的取向。

[0133] 如图7A中示出的,心脏标测图包括解剖学外壳710和被显示在解剖学外壳710上的注释712。在实施例中,注释712可以表示任何数量的不同度量,诸如例如激活、电压、阻抗值、传播速度和/或电流密度等。在实施例中,该标测图可以是激活标测图,在其上使用第一组颜色714指示除激活之外的一些度量,并且使用激活区域的表示716来表示传播的激活波形,该激活区域可以由边界718以及第二组720颜色722、724、726、728、730、732和734限定。尽管在此示出了七个不同的颜色,但是可以将任何数量的颜色用于这种表示。

[0134] 如图所示,可以用与心脏标测图中使用的其他颜色形成对比的颜色来绘制围绕激

活区域的表示716的边界718,以便可以容易地看到激活区域的表示716。例如,在实施例中,边界718可以是白色,红色,和/或黄色等。在实施例中,处理单元(例如,图2中描绘的处理单元200)可以被配置为在表示716跨心脏标测图传播时基于周围的颜色而动态地调整边界718的颜色。激活区域可以表示在指定时间段内识别出一个或多个激活的组织区域。在实施例中,可以使用诸如“X”和/或凸块等的表示736来指示各个激活位置。在所示的实施例中,激活波前传播的表示的不同颜色仍可以表示自相应位置检测到的最后一次激活起的不同的持续时间。在其他实施例中,颜色可以表示激活持续时间,激活波形幅度,和/或与激活相关联的电压幅度等。如所示的,GUI 700还可以包括图例738,其被配置为指示由注释颜色722、724、726、728、730、732和734表示的值。

[0135] 根据实施例,在表示716内显示的颜色可以与下面的注释颜色相同,但是具有被配置为突出所述表示的不同显示特性。例如,与在表示716之外显示的颜色相比,可以使用更高的亮度水平、对比度水平、和/或饱和度等来显示表示716内的颜色。以这种方式,在不需要大量额外处理资源的情况下可以完成促使突出显示现有心脏标测图的区域,这是因为该算法可以配置为简单地突出显示各种注释的已渲染表示。在实施例中,可以调整在表示716内部显示的颜色色调以突出显示该区域。

[0136] 图7B描绘了GUI 700的第二实例702B。GUI700包括心脏标测图的第二实例702B的第一视图704B和心脏标测图的第二实例702B的第二视图706B。如所示的,激活区域738A的位置已经改变,边界726A内的颜色726A,728A,730A,732A和734A的位置也发生了变化,示出了传播的波前。激活波前的持续传播通过图7C和7D表示,其分别描绘了GUI 800的第三实例702C的第一视图704C和第二视图706C以及GUI 700的第四实例702D的第一视图704D和第二视图706D。从图6A-6D和7A-7D中的图示中可以明显看出,激活波形传播更清楚地表示在整个心脏结构上激活波形的传播,从而能够进行更准确的诊断和解释。这至少部分是由于如下事实:如图7A-7D所示出的,本公开的实施例促使随时间顺序地突出显示(例如,使用更明亮的颜色,不同的颜色,边界等)激活区域。

[0137] 分别在图6A-6D和7A-7D中示出的说明性GUI 600和700不旨在暗示对本公开的实施例的使用范围或功能的任何限制。说明性的GUI 600和700也不应被解释为具有与其中示出的任何单个组件或组件组合有关的任何依赖性要求。另外,图6A-6D和7A-7D中所描绘的组件中的任何一个或多个在实施例中可以与其中所描绘的其他组件中的各种组件(和/或未示出的组件)集成,所有这些均被视为在本公开的范围之内。

[0138] 自动EGM分类

[0139] 在电生理学(EP)程序中,临床医生通常会寻找具有特定于疾病的临床相关特性的EGM,这是因为对这些EGM的识别可能有助于诊断、和/或治疗优化等。这些特性可以包括特征诸如孤立的晚电势(ILP),局部异常心室活动(LAVA),复杂的电描记图,细分的电描记图,分裂的电描记图,间隙电势,和/或预电势等。尽管在常规系统所收集的电信号中存在这样的信息,但通常不容易获得。另外,在实施例中,自动电解剖标测图可以导致比可以手动检查的更多的电描记图的收集(例如,在6,000和20,000电描记图之间,大于20,000的电描记图等)。

[0140] 如上所述,激活波形可以促进电信号例如EGM的自动分类。在实施例中,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)可以被配置为执行自动

分类技术,例如,以识别落入指定类别(也称为“分类”)的EGM。类别可以具有可以用于进一步指定要检测的电信号特性的关联参数,例如细分的持续时间。在实施例中,这可以促进快速识别感兴趣的EGM。

[0141] 根据本文公开的主题的实施例,处理单元可以被配置为至少部分地基于对应的激活波形来自动对EGM进行分类。在实施例中,处理单元可以被配置为实例化EGM分类器,诸如例如如图2中描绘的EGM分类器218。EGM分类器可以包括例如计算机可执行指令,该计算机可执行指令被配置为使处理器(例如,图2中描绘的处理器202)实施以下分类器,其被配置为接收一组输入参数并返回EGM关于任何数量的不同类别之一的分类。根据实施例,EGM分类器可以被配置为顺序地,并行地,和/或以嵌套的方式等实施分类器(例如,对另一个分类器的输出进行分类,对已分类的EGM进行分类等)。

[0142] 在实施例中,输入参数可以包括,例如,EGM,与该EGM相对应的激活波形,一个或多个附加相关信号(例如,参考信号,相邻信号等),生理参数(例如,患者的体温,患者的血压等),环境参数(例如,相对湿度,环境温度,磁场的存在等),和/或装置参数(例如,与标测系统关联的设置),等等。在实施例中,可以由用户(例如,临床医生)设置,提供和/或调整一个或多个输入参数。

[0143] 在实施例中,EGM分类器可以被配置为利用多个分类器,每个分类器对应于多个分类类别之一。在实施例中,分类器可以被监督和/或不受监督,并且可以包括分类器和/或分类技术,诸如例如支持向量机(SVM),神经网络,决策树,k近邻算法,二次分类器,和/或线性分类器等。根据实施例,EGM分类器可以被配置为确定搏动度量,如以上关于图3中描绘的说明性方法300的搏动度量确定步骤306所解释的。在实施例中,分类可以在系统中指定,由用户提供,由另一程序组件提供,和/或由另一计算装置提供,等等。在实施例中,EGM分类器可以被配置为返回分类决策,和/或与分类决策相关联的置信水平等。

[0144] 根据实施例,处理单元可以被配置为对在标测程序期间收集的每个EGM进行分类。根据实施例,处理单元可以被配置为提供包括输入特征的GUI,该输入特征被配置为便于接收用于显示的类别的用户选择。以这种方式,例如,实施例可以促进显示仅与具有指定分类或多个分类的EGM相关联的注释。在实施例中,GUI可以被配置为从用户、计算装置和/或程序组件接收分类搜索查询。例如,在实施例中,用户可以提交分类搜索查询以识别具有指定分类的EGM。在识别出满足搜索查询的EGM时,处理单元可以被配置为显示识别出的EGM的波形表示,用与识别出的EGM相对应的注释(例如,颜色,纹理,图像等)来注释心脏标测图。以这种方式,实施例促使使用户能够调整各种参数以找到与用户当时正在执行的程序有关的EGM。

[0145] 根据实施例,EGM分类器可以被配置为至少部分地基于与EGM相对应的一个或多个激活波形来对EGM进行分类。在实施例中,例如,处理单元可以提供GUI,其包括可选的分类选项,诸如例如基于激活波形特征的选择。也就是说,例如,本文描述的EGM分类器和其他EGM分类技术的实施例的任何数量的不同方面可以包括用户可调整的参数,定义,和/或细化等。以这种方式,实施例促进了标测系统工具,该标测系统工具使系统能够有效地识别已经根据用户所选分类被自动分类的EGM。在实施例中,EGM分类器可以评估与EGM相对应的激活波形,以确定被包括在激活波形中的激活是否满足一个或多个分类标准。以这种方式,由于EGM分类器评估激活波形以确定激活是否满足一个或多个分类标准,而不是

例如对EGM执行形态分析和/或模板匹配等,因此实施例促使以比传统系统更少的计算负担的方式对EGM进行分类。因此,例如,实施例可以促进在一定持续时间内对可以指示出患病组织的重复激活和/或激活模式的识别,即使当各个EGM可能不包括容易被认识到的相似性时也是如此。

[0146] 作为示例,在实施例中,用户可能对识别具有孤立的晚电势(ILP)的EGM感兴趣,并且可以将该信息提供给处理单元。在实施例中,如果系统包括用于将EGM分类为具有ILP的分类器,则处理单元可以返回与具有该分类的每个EGM相对应的标识符。在实施例中,系统可以附加地或可替代地包括分类器,其被配置为将EGM分类为具有与ILP相关联的某些特征。在该示例的上下文中,系统可以包括:第一分类器,其将每个EGM分类为具有两个不同的激活或不具有两个不同的激活;以及第二分类器,对于被分类为具有两个不同的激活的每个EGM,其将EGM分类为其中第二激活发生在QRS复波之后的一个。在从用户接收到查询之后,处理单元可以被配置为基于查询而确定与查询相关的多个EGM分类和/或分类的组合,并识别具有那些分类和/或分类的组的EGM。

[0147] 作为另一个示例,用户可以指定被配置为返回复杂EGM的分类搜索查询。在接收到搜索查询后,EGM分类器可以被配置为确定(例如,基于查找表,语言识别等)为了满足该搜索查询,EGM会具有持续时间超过标测窗口的25%的激活特征,在QRS复杂度的末端或之后激活,并包含多个峰。在实施例中,EGM分类器可以识别满足这些特性的任何组合的EGM,并且在实施例中,可以基于它们对特性的各自满意程度来向EGM分配权重(例如,置信水平)。例如,可以将包括所有三个特性的EGM分配为值1,而可以将仅包括一个或两个特性的EGM分配为0至1之间的值。在实施例中,可以基于特定特性与搜索查询之间的关系来分配权重。也就是说,例如,如果在QRS复波的末端或之后激活的特性比具有多个峰的特性的复杂EGM更加独特,则可以为包括前者的EGM分配比包括后者但不包括前者的EGM更高的权重值。

[0148] 在实施例中,EGM分类器可以被配置为执行二进制分类并且仅通过识别包括所有指定特性的每个EGM来处理搜索查询。图8A和8B描绘了根据本文公开的主题的实施例的多个EGM的说明性表示。处理单元可以确定例如第一双极EGM 802在QRS复波的末端或之后激活,并且包括多个峰,但持续时间不超过标测窗口804的25%。另一方面,处理单元可以确定第二双极EGM 806在QRS复波的末端或之后激活,包括多个峰,并且持续超过标测窗口的25%。因此,EGM分类器可以被配置为响应于搜索查询而返回第二双极EGM,而不是第一双极EGM。在实施例中,EGM分类器可以被配置为返回第一EGM和第二EGM两者,并且基于EGM是经由搜索查询寻求的EGM的类型的可能性来分配每个置信度值。根据实施例,可以使用任意数量的各种分类器基于其对应的激活波形对EGM进行分类,并且可以显示分类的表示,和/或将其用于响应用户查询等。

[0149] 在不脱离本公开的范围的情况下,可以对所讨论的示例性实施例进行各种修改和增加。例如,尽管上面描述的实施例涉及特定特征,但是本公开的范围还包括具有特征的不同组合的实施例和不包括所有描述的特性的实施例。因此,本公开的范围旨在涵盖落入权利要求的范围内的所有这样的替代、修改和变化及其所有等同物。

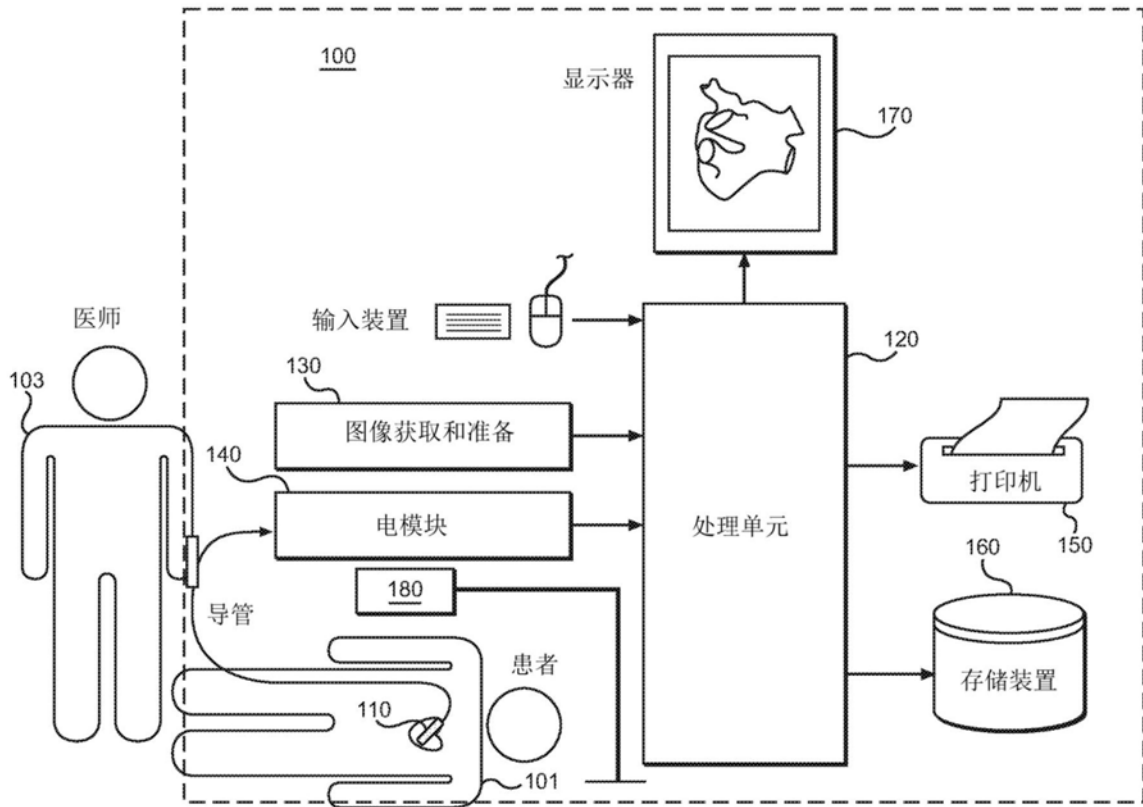


图1

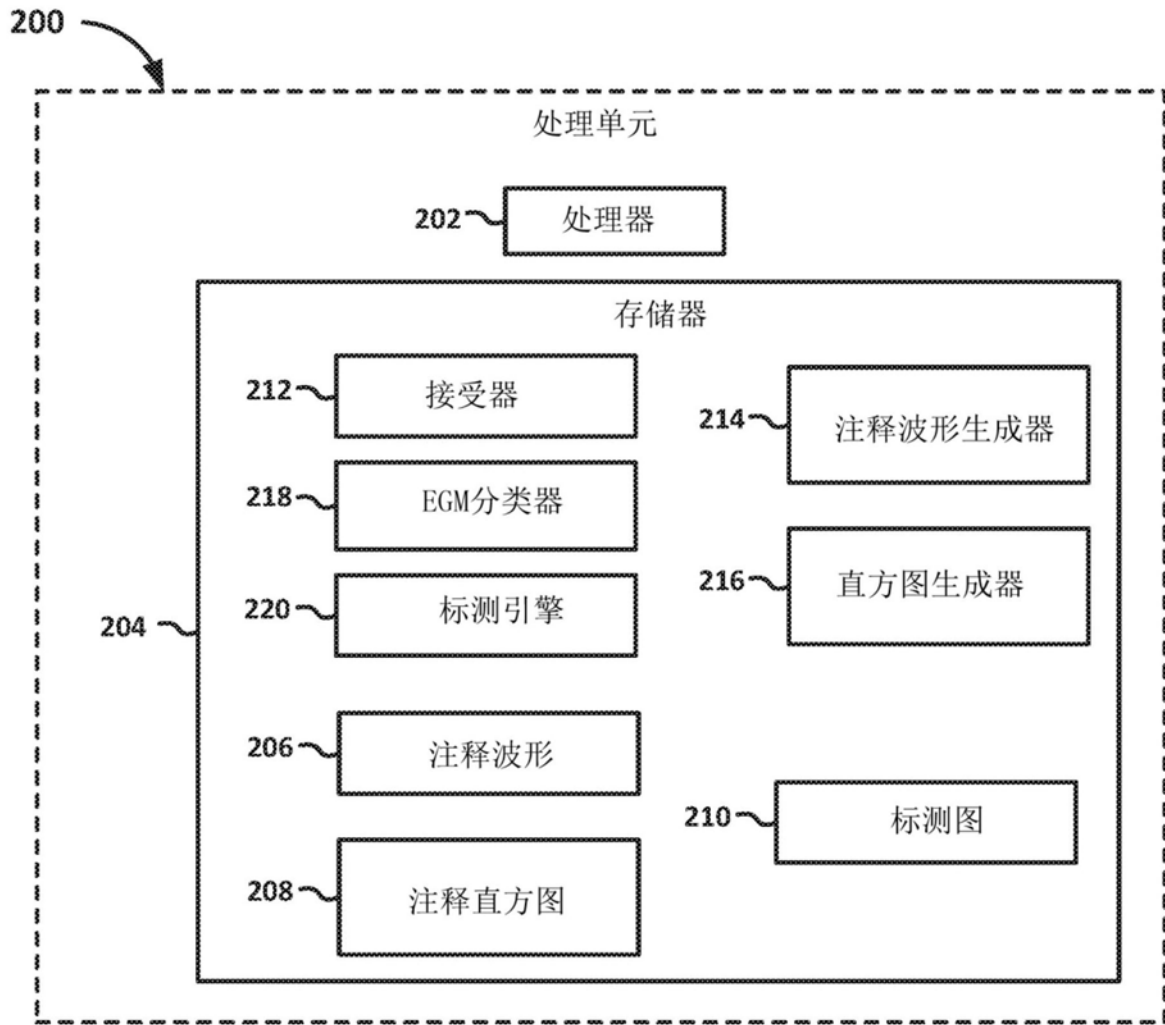


图2

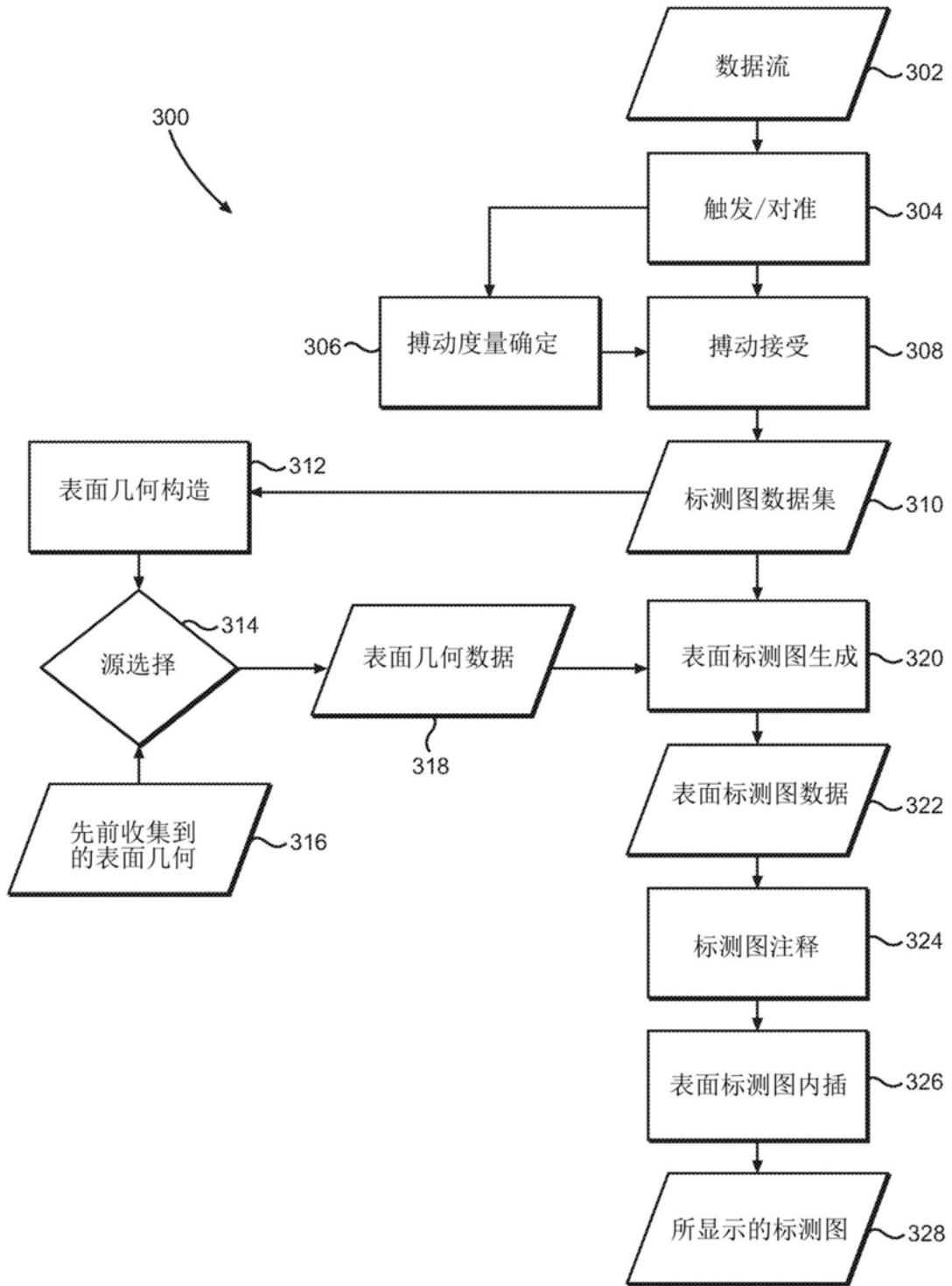


图3

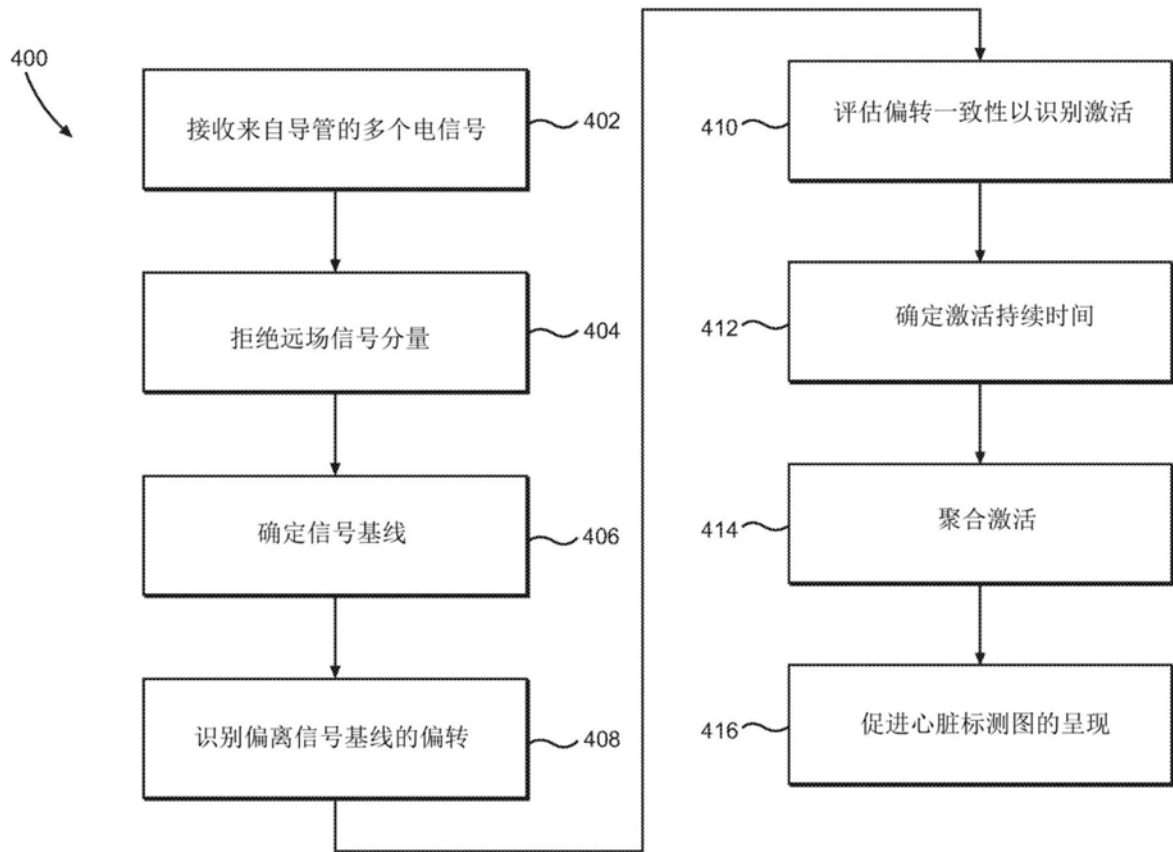


图4

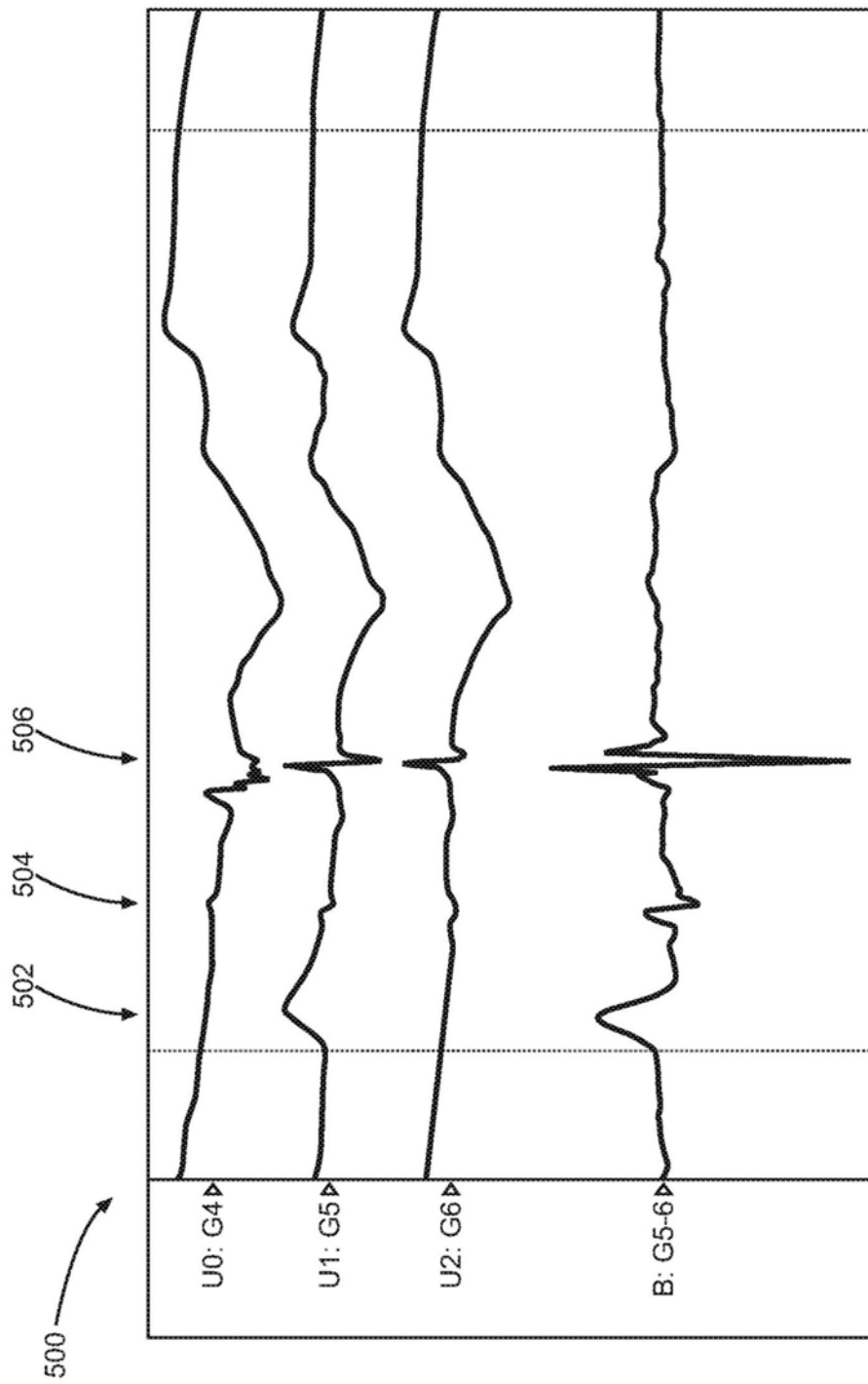


图5A

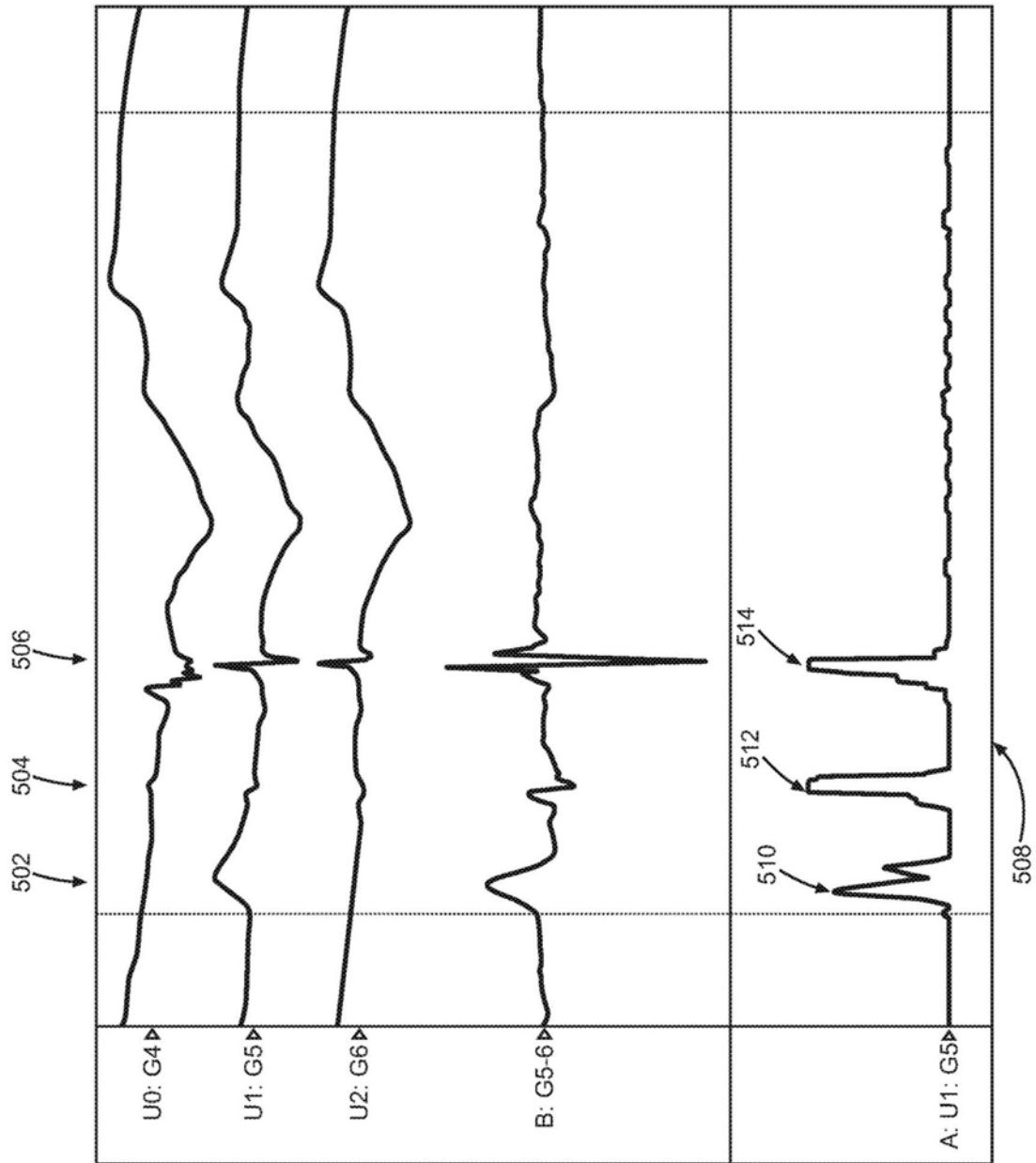


图5B

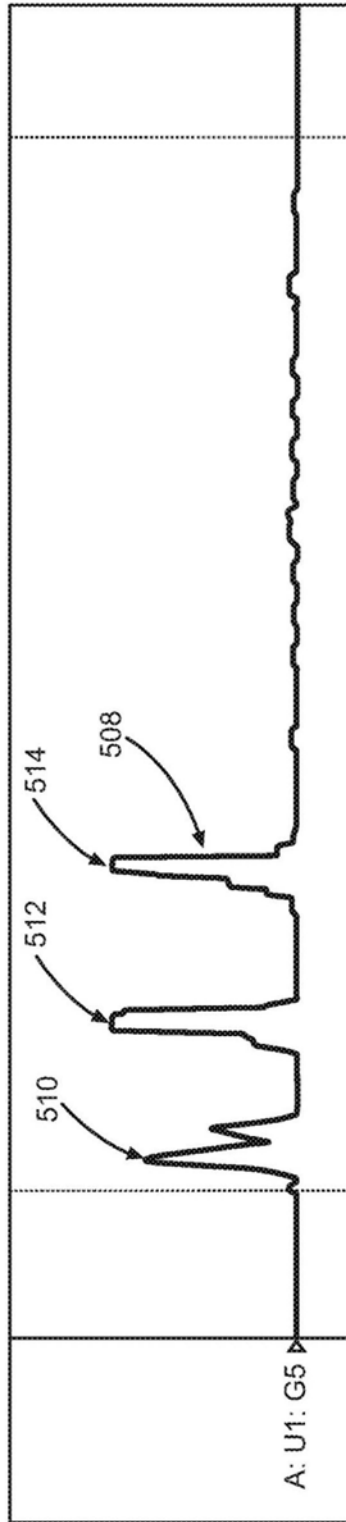


图5C

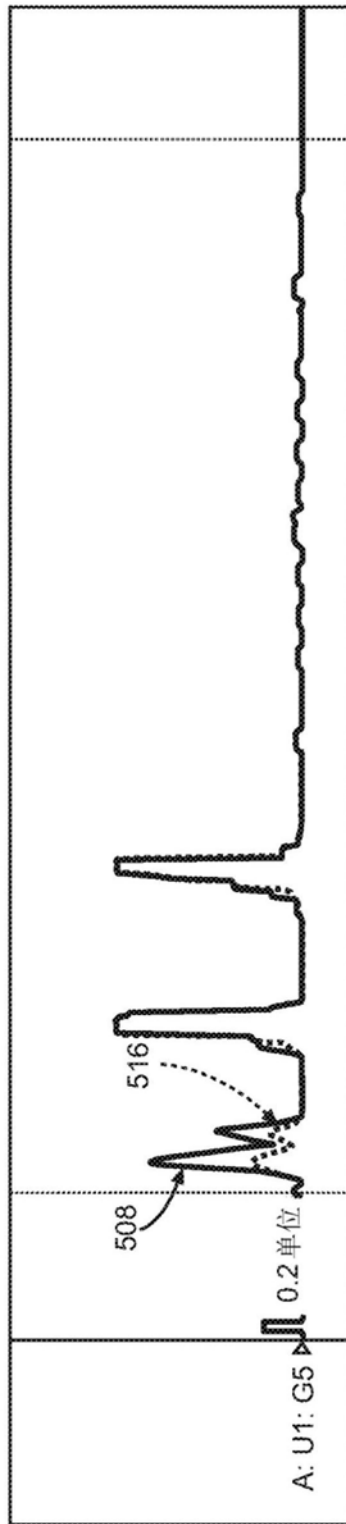


图5D

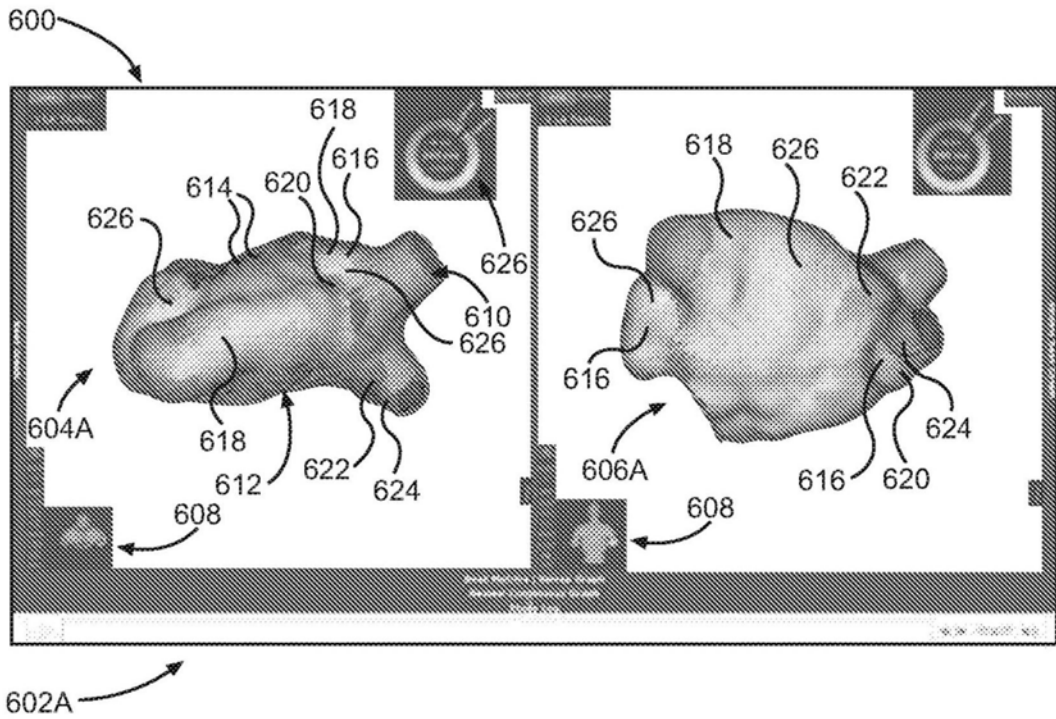


图6A

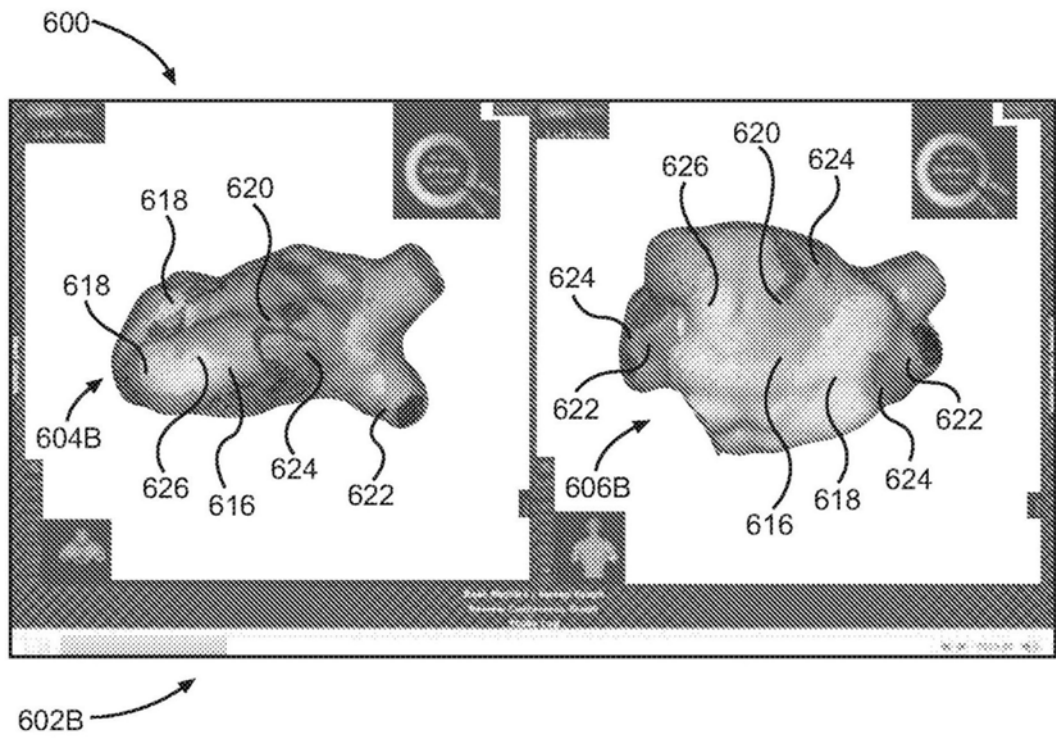


图6B

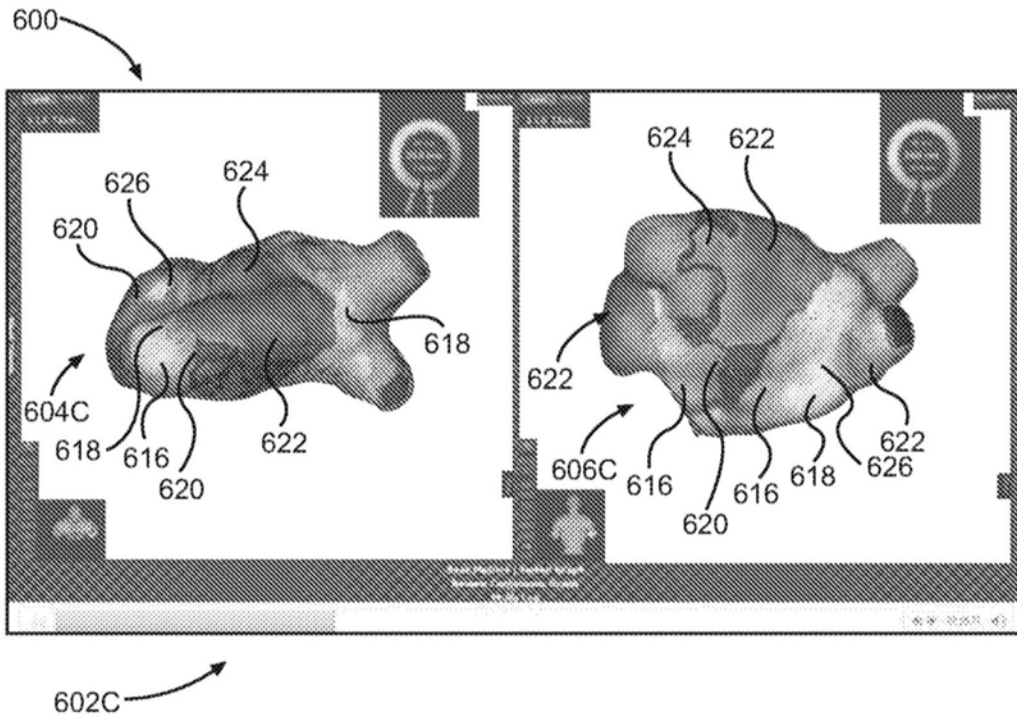


图6C

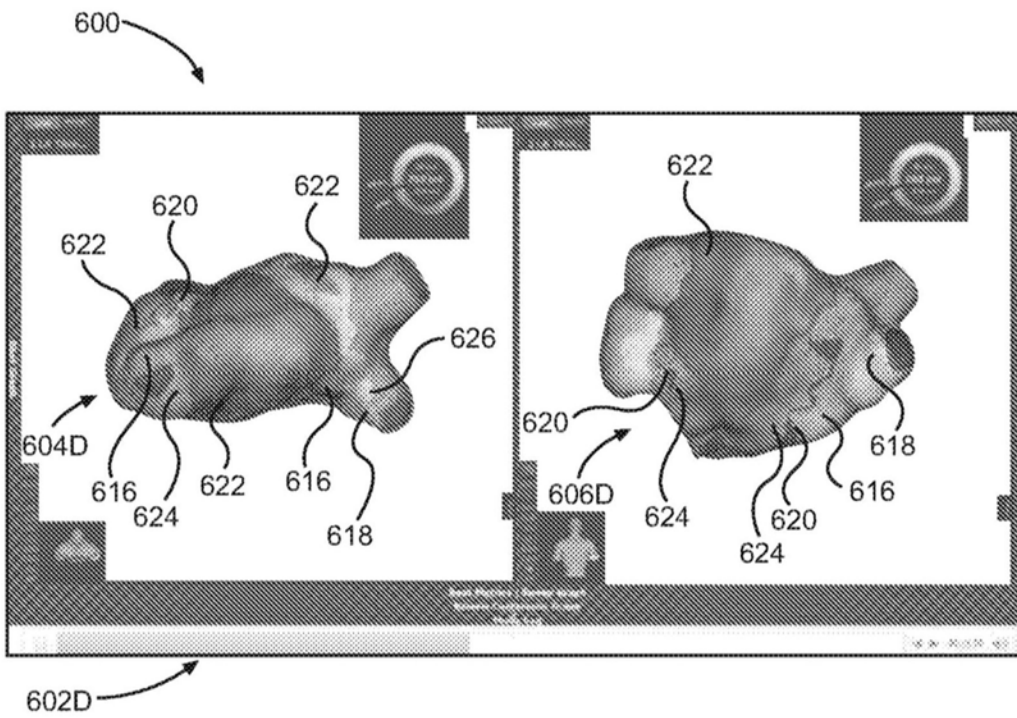


图6D

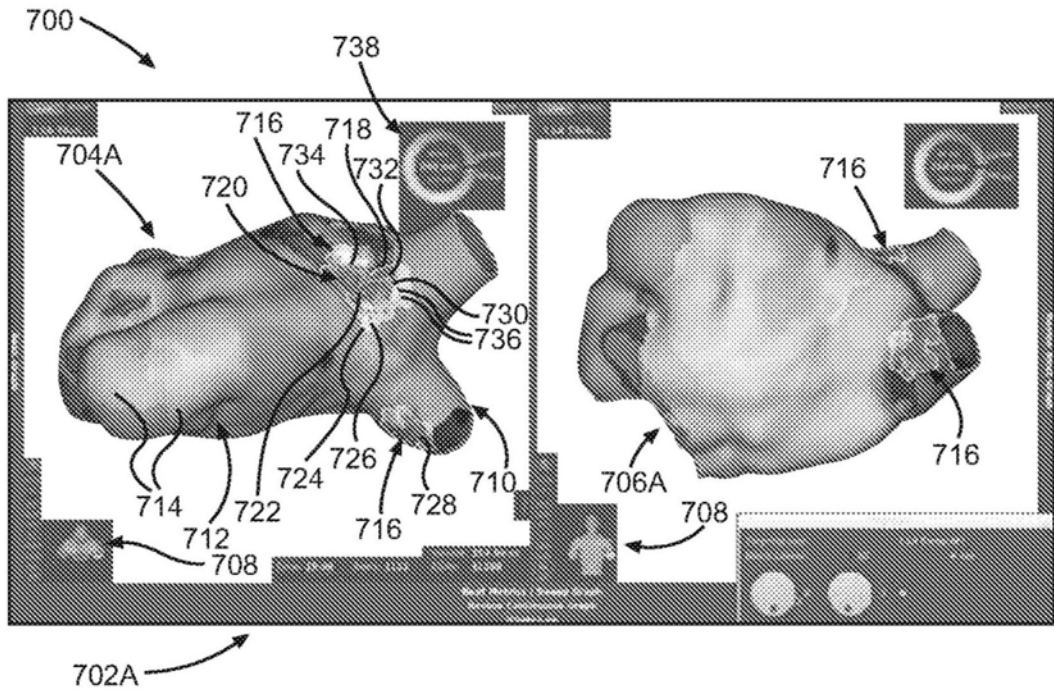


图7A

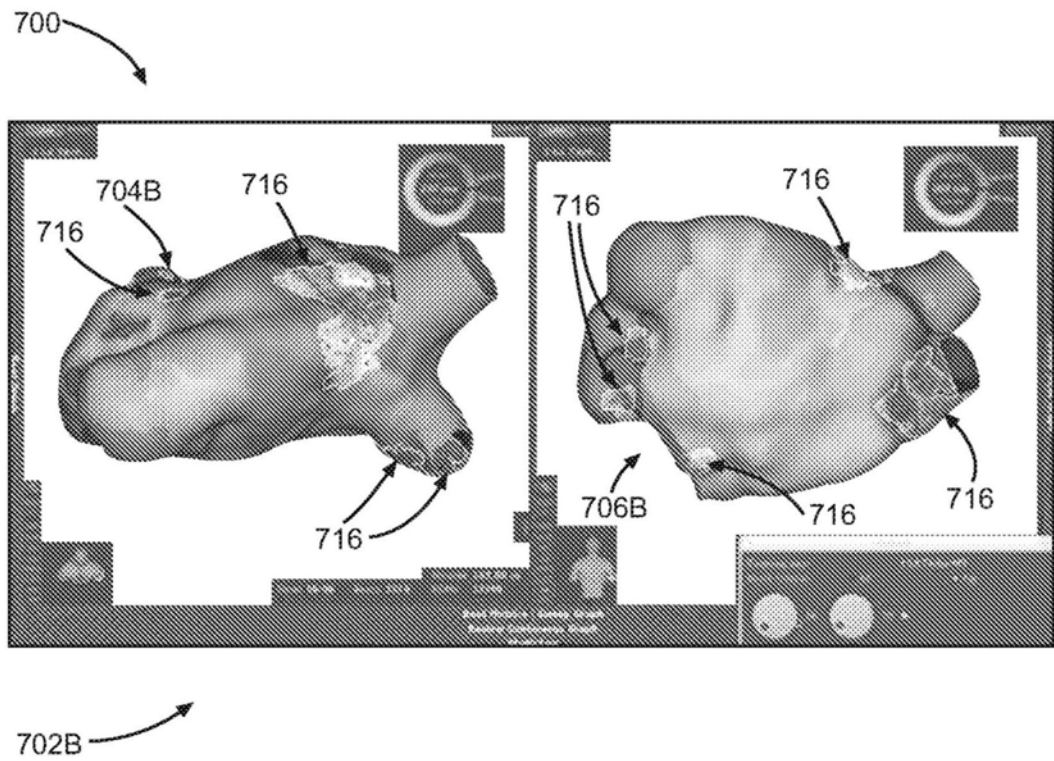


图7B

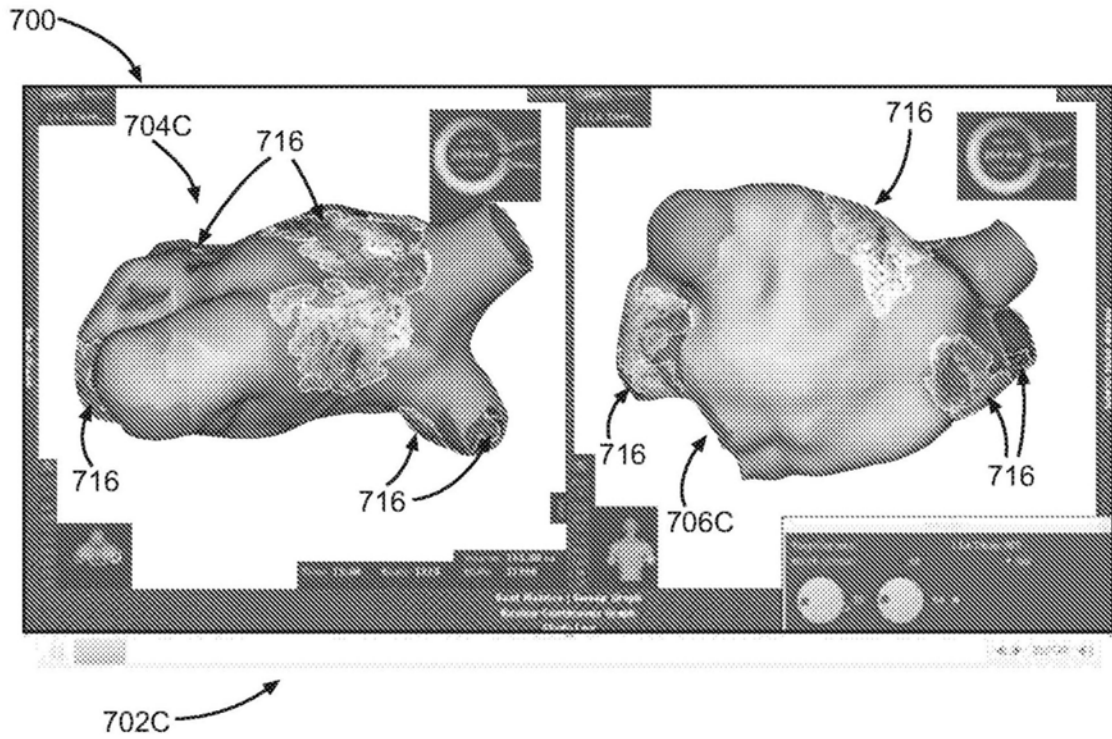


图7C

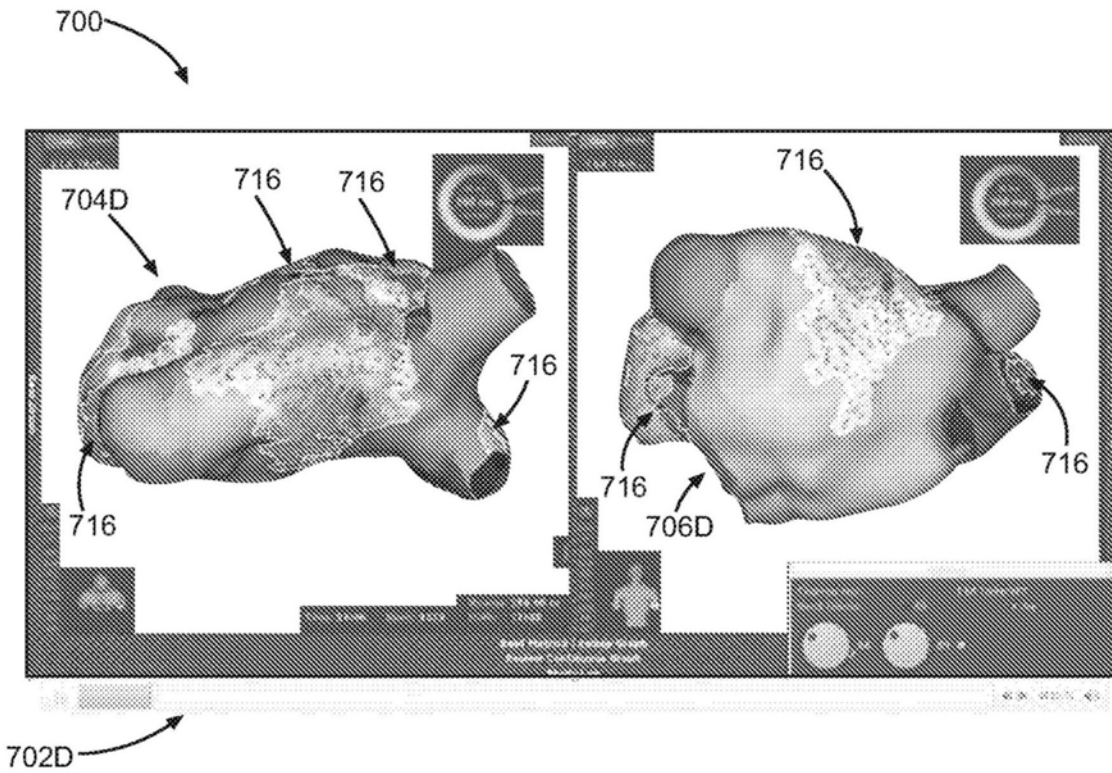


图7D

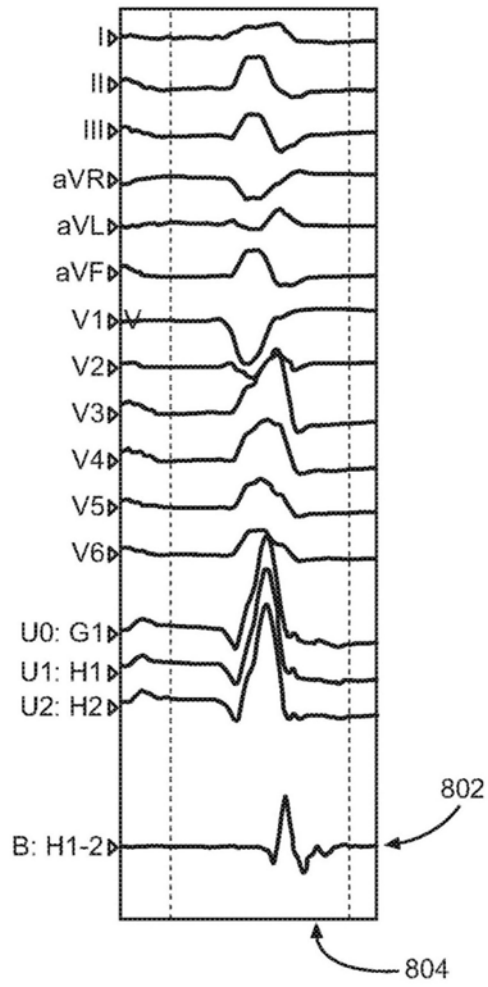


图8A

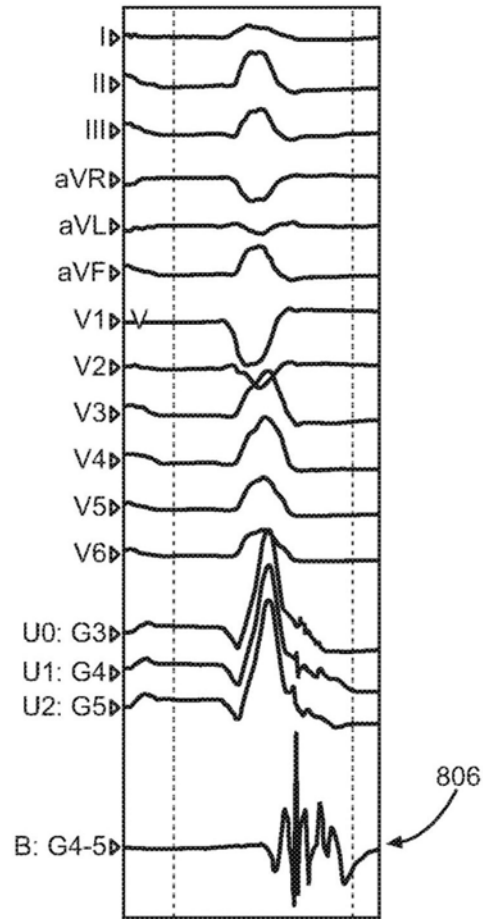


图8B

专利名称(译)	由激活波形促使的电解剖标测工具		
公开(公告)号	<a href="#">CN110769750A</a>	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201880040744.2	申请日	2018-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
[标]发明人	布赖恩斯图尔特 南森 H 班尼特 莫迪凯珀尔曼		
发明人	布赖恩·斯图尔特 南森·H·班尼特 莫迪凯·珀尔曼 瓦西里·E·布哈林		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/044 A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0422 A61B5/044 A61B5/7267 G16H50/70 A61B5/04017 A61B5/0452 A61B5/6852 A61B5/725 A61B5/742 G06T17/00 G06T19/00 G16H50/20		
代理人(译)	王天鹏		
优先权	62/486909 2017-04-18 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

用于基于感测到的电信号促进心脏信息的处理的系统和方法包括：处理单元，其被配置为：接收电信号的集合；接收与电信号的集合中的每个电信号相对应的测量位置的指示；并且生成与电信号的集合相对应的激活波形。本文所公开的系统和方法可以被配置为基于激活波形来生成心脏电信号特征的表示；并且促使在显示装置上呈现心脏标测图和所述心脏电信号特征的表示。

