



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110769744 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201880040747.6

南森·H·班尼特

(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

(30)优先权数据

62/486,920 2017.04.18 US

11332

代理人 王小衡 王天鹏

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.18

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/044(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 34/20(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/027927 2018.04.17

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/195052 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

瓦西里·E·布哈林

莫迪凯·珀尔曼

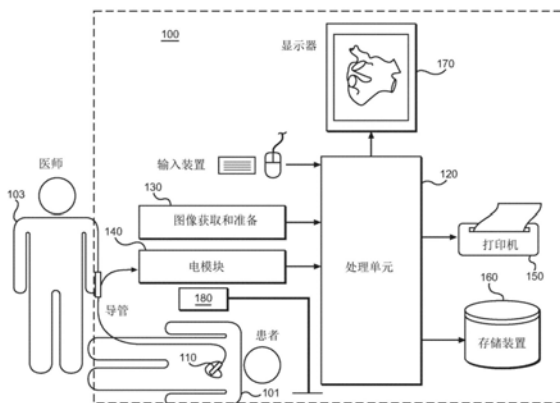
权利要求书2页 说明书28页 附图17页

(54)发明名称

用于电生理学信号的注释直方图

(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;并且基于与电信号的集合中的每个电信号相对应的注释波形和注释标测值的集合中的至少一个而生成注释直方图。



1. 一种用于基于感测到的电信号促进心脏信息的处理的系统,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;并且  
基于与所述电信号集合中的每个电信号相对应的注释波形和注释标测值集合中的至少一个而生成注释直方图。
2. 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:  
基于所述电信号集合和对应的位置而生成心脏结构的电解剖心脏标测图;并且  
促进图形用户界面(GUI)在显示装置上的呈现,所述GUI包括所述心脏标测图以及所述注释直方图的表示中的至少一个。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述注释直方图表示与某些注释值相对应的的心脏标测图的表面积。
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:  
促进卡尺的交互式表示在显示装置上的呈现;  
经由用户输入装置接收对注释直方图的表示中的一部分的用户选择的指示;并且  
基于所述注释直方图,促进与所述注释直方图的所选部分相对应的标测图的表面积的数量表示的呈现。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中,与所述注释直方图的所选部分相对应的标测图的表面积的数量表示包括:所述心脏标测图的突出显示部分和所述表面积的数量数值表示中的至少一个。
6. 根据权利要求4所述的系统,其中,与注释直方图的所选部分相对应的标测图的表面积的数量表示包括:表面绝对量的表示和表面相对量的表示中的至少一个。
7. 根据权利要求2-6中的任一项所述的系统,所述GUI包括所述注释直方图的表示,其中所述注释直方图的表示包括离散直方图和连续直方图中的至少一个,其中连续直方图被表示为所显示的波形。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述处理单元基于被包括在所述注释直方图的一个或多个bin中的值的数量来确定是促进离散直方图还是连续直方图的表示的呈现。
9. 根据权利要求2至8中任一项所述的系统,所述GUI还包括选择工具,并且其中,所述处理器被配置为:  
确定出所述选择工具定位于第一位置;  
基于所述第一位置和一个或多个选择参数来确定所选区域;并且  
生成所述注释波形,所述注释波形对应于与所选区域相关联的电信号集合的子集。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:响应于确定出所述选择工具定位于所述第一位置,促进所述注释波形的表示和所述注释直方图的表示中的至少一个的呈现。
11. 根据前述权利要求中任一项所述的系统,其中,注释包括激活、电压、细分和速度中的至少一个。
12. 一种促进心脏信息的显示的系统,所述系统包括:  
显示装置,其被配置为呈现心脏标测图的表示;以及

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;

基于所述电信号集合,生成所述心脏标测图;

促进包括所述心脏标测图和选择工具的图形用户界面(GUI)在所述显示装置上的呈现;

确定出所述选择工具定位于第一位置;

基于所述第一位置和一个或多个选择参数来确定所选区域;并且

生成注释波形,所述注释波形对应于与所选区域相关联的电信号集合的子集。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:响应于确定出虚拟探针定位于所述第一位置,促进注释波形的表示和注释直方图的表示中的至少一个的呈现。

14. 根据权利要求12或13所述的系统,其中,注释包括激活、电压、细分和速度中的至少一个。

15. 一种促进心脏信息的处理的方法,所述方法包括:

接收电信号集合;

接收与所述电信号集合中的每个相对应的测量位置的指示;并且

基于与所述电信号集合中的每个电信号相对应的注释波形和注释标测值集合中的至少一个而生成注释直方图。

## 用于电生理学信号的注释直方图

[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. 62/486,920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促进心脏信息的处理的系统,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;并且基于与所述电信号的集合中的每个电信号相对应的注释波形和注释标测值的集合中的至少一个而生成注释直方图。

[0008] 在示例2中,示例1所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:基于所述电信号的集合和对应的位置而生成心脏结构的电解剖心脏标测图;并且促进图形用户界面(GUI)在显示装置上的呈现,所述GUI包括所述心脏标测图和所述注释直方图的表示中的至少一个。

[0009] 在示例3中,示例2所述的系统,其中,所述注释直方图表示与某些注释值相对应的的心脏标测图的表面积。

[0010] 在示例4中,示例3所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:促进卡尺的交互式表示在显示装置上的呈现;经由用户输入装置接收对注释直方图的表示的一部分的用户选择的指示;并且基于所述注释直方图,促进与所述注释直方图的所选部分相对应的标测图的表面积的量表示的呈现。

[0011] 在示例5中,示例4所述的系统,其中,对应于所述注释直方图的所选部分的标测图的表面积的量表示包括所述心脏标测图的突出显示的部分和所述表面积的量数值表示中的至少一个。

[0012] 在示例6中,示例4所述的系统,其中,对应于注释的直方图的所选部分的标测图的表面积的量表示包括表面积的绝对量的表示和表面积的相对量的表示中的至少一个。

[0013] 在示例7中,示例2-6中的任一个所述的系统,所述GUI包括所述注释直方图的表示,其中所述注释直方图的表示包括离散直方图和连续直方图中的至少一个,其中连续直方图被表示为显示的波形。

[0014] 在示例8中,示例7所述的系统,其中,所述处理单元基于被包括在所述注释直方图的bin中的一个或多个中的值的数量来确定是否促进离散直方图或连续直方图的表示的呈现。

[0015] 在示例9中,示例2-8中的任一个所述的系统,所述GUI还包括选择工具,并且其中,所述处理器被配置为:确定出所述选择工具定位于第一位置;基于所述第一位置和一个或多个选择参数来确定所选区域;并且生成所述注释波形,所述注释波形对应于与所述所选区域相关联的电信号的集合的子集。

[0016] 在示例10中,示例9所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:响应于确定出所述选择工具定位于所述第一位置,促进所述注释波形的表示和所述注释直方图的表示中的至少一个的呈现。

[0017] 在示例11中,前述示例中的任一个所述的系统,其中,注释包括激活、电压、细分(fractionation)和速度中的至少一个。

[0018] 在示例12中,一种促进心脏信息的显示的系统,所述系统包括:显示装置,其被配置为呈现心脏标测图的表示;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;基于所述电信号的集合,生成所述心脏标测图;促进包括所述心脏标测图和选择工具的图形用户界面(GUI)在所述显示装置上的呈现;确定出所述选择工具定位于第一位置;基于所述第一位置和一个或多个选择参数来确定所选区域;并且生成注释波形,所述注释波形对应于与所述所选区域相关联的电信号的集合的子集。

[0019] 在示例13中,示例12所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:响应于确定出所述虚拟探针定位于所述第一位置,促进所述注释波形的表示和注释直方图的表示中的至少一个的呈现。

[0020] 在示例14中,示例12或13中的任一个所述的系统,其中,注释包括激活、电压、细分和速度中的至少一个。

[0021] 在示例15中,一种促进心脏信息的处理的方法,所述方法包括:接收电信号的集合;接收与所述电信号的集合中的每个相对应的测量位置的指示;并且基于与所述电信号的集合中的每个电信号相对应的注释波形和注释标测值的集合中的至少一个而生成注释直方图。

[0022] 在示例16中,一种用于基于感测到的电信号促进心脏信息的处理的系统,该系统包括: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;并基于与电信号的集合相对应的注释波形和注释标测值的集合中的至少一个而生成注释直方图。

[0023] 在在示例17中,示例16所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:基于电信号的集合和对应的位置而生成电解剖心脏标测图;并且促进图形用户界面(GUI)在显示装置上的呈现,所述GUI包括所述心脏标测图和所述注释直方图的表示中的至少一个。

[0024] 在示例18中,示例17所述的系统,其中注释直方图表示与某些注释值相对应的心脏标测图的表面积。

[0025] 在示例19中,示例18所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:促进卡尺的交互式表示在显示装置上的呈现;经由用户输入装置接收对注释直方图的表示的一部分的用户选择的指示;并且基于所述注释直方图,促进与所述注释直方图的所选部分相对应的标测图的表面积的量表示的呈现。

[0026] 在示例20中,示例19所述的系统,其中,对应于所述注释直方图的所选部分的标测图的表面积的量表示包括所述心脏标测图的突出显示的部分和所述表面积的量数值表示中的至少一个。

[0027] 在示例21中,示例19所述的系统,其中,对应于注释的直方图的所选部分的标测图的表面积的量表示包括表面积的绝对量的表示和表面积的相对量的表示中的至少一个。

[0028] 在示例22中,示例17所述的系统,所述GUI包括所述注释直方图的表示,其中所述注释直方图的表示包括离散直方图和连续直方图中的至少一个,其中连续直方图被表示为所显示的波形。

[0029] 在示例23中,示例22所述的系统,其中,所述处理单元基于被包括在所述注释直方图的bin中的一个或多个bin中的值的数量来确定是否促进离散直方图或连续直方图的表示的呈现。

[0030] 在示例24中,示例17所述的系统,所述GUI还包括选择工具,并且其中,所述处理器被配置为:确定出所述选择工具定位于第一位置;基于所述第一位置和一个或多个选择参数来确定所选区域;并且生成所述注释波形,所述注释波形对应于与所述所选区域相关联的电信号的集合的子集。

[0031] 在示例25中,示例24所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:响应于确定出所述选择工具定位于所述第一位置,促进所述注释波形的表示和所述注释直方图的表示中

的至少一个的呈现。

[0032] 在示例26中,示例16所述的系统,其中,注释包括激活、电压、细分和速度中的至少一个。

[0033] 在示例27中,一种促进心脏信息的显示的系统,所述系统包括:显示装置,其被配置为呈现心脏标测图的表示;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;基于所述电信号的集合,生成所述心脏标测图;促进包括心脏标测图和虚拟探针的图形用户界面(GUI)在所述显示装置上的呈现;确定出所述虚拟探针定位于第一位置;基于所述第一位置和一个或多个选择参数来确定所选区域;并且生成注释波形,所述注释波形对应于与所选区域相关联的电信号的集合的子集。

[0034] 在示例28中,示例27所述的系统,其中,所述处理单元还被配置为:响应于确定出所述虚拟探针定位于所述第一位置,促进所述注释波形的表示和注释直方图的表示中的至少一个的呈现。

[0035] 在示例29中,示例28所述的系统,其中,注释包括激活、电压、细分和速度中的至少一个。

[0036] 在示例30中,一种促进心脏信息的处理的方法,该方法包括:接收电信号的集合;接收与电信号的集合中的每个相对应的测量位置的指示;并且基于与电信号的集合相对应的注释波形和注释标测值的集合中的至少一个而生成注释直方图。

[0037] 在示例31中,示例30所述的方法,还包括:基于电信号的集合和对应的位置而生成心脏结构的电解剖心脏标测图;并且促进图形用户界面(GUI)在显示装置上的呈现,该GUI包括心脏标测图和注释直方图的表示中的至少一个。

[0038] 在示例32中,示例31所述的方法还包括:促进卡尺的交互式表示在显示装置上的呈现;经由用户输入装置接收对注释直方图的表示的一部分的用户选择的指示;并且基于所述注释直方图,促进与所述注释直方图的所选部分相对应的标测图的表面积的量的表示的呈现。

[0039] 在示例33中,示例32所述的方法,其中,对应于所述注释直方图的所选部分的标测图的表面积的量的表示包括所述心脏标测图的突出显示的部分和所述表面积的量的数值表示中的至少一个,对应于注释的直方图的所选部分的标测图的表面积的量的表示包括表面积的绝对量的表示和表面积的相对量的表示中的至少一个。

[0040] 在示例34中,示例31所述的方法,其中,所述注释直方图的表示包括离散直方图和连续直方图中的至少一个,其中连续直方图被表示为所显示的波形。

[0041] 在示例35中,示例34所述的方法,还包括:基于被包括在所述注释直方图的bin中的一个或多个中的值的数量来确定是否促进离散直方图或连续直方图的表示的呈现。

[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交互式图形用户界面(GUI)的说明性屏幕截图,其示出了说明性心脏标测图的视图。

[0052] 图6B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交互式图形用户界面(GUI)的说明性屏幕截图,其示出了说明性心脏标测图的视图。

[0053] 图7A描绘了根据本文公开的主题的实施例的呈现单极和双极EGM的GUI的一部分。

[0054] 图7B描绘了根据本文公开的主题的实施例的与在图7A中描绘的EGM周围的所选区域相对应的激活直方图的说明性表示。

[0055] 图8描绘了根据本文公开的主题的实施例的由处理单元使用显示装置而渲染的心脏标测图的一部分。

[0056] 图9A-图9E描绘了根据本文公开的主题的实施例的GUI的第一部分和第二部分的说明性顺序实例,分别包括心脏标测图的一部分和激活直方图的表示。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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

[0061] 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个样本“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，但这仅是为了描述的清楚，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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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的重建程序。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。

[0069] 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。

[0070] 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)。

[0071] 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可以包括可用于对由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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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,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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] 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。

[0093] 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。

[0094] 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操作器的使用。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。

[0095] 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。

[0096] 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)。

[0097] 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。在实施例中,使用任意原点,并且相对于任意原点定义相应位置坐标。在一些实施例中,这些点具有不均匀的间隔,而在其他实施例中,这些点具有均匀的间隔。在实施例中,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。

[0098] 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。

[0099] 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)。

[0100] 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。

[0101] 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。

[0102] 在实施例中,可以确定信号基线,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。

[0103] 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。

[0104] 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)。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 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。

[0109] 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。

[0110] 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。

[0111] 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。

[0112] 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。

[0113] 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。

[0114] 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。

[0115] 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。

[0116] 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。

[0117] 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。

[0118] 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。

[0119] 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。

[0120] 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)。另外地或可替代地,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)。

[0121] 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心脏组织的外壳。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。

[0122] 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。

[0123] 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。

[0124] 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。

[0125] 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激活标测图,该激活标测图通过表示激活波形传播来更清楚地表示激活波前传播。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。

[0126] 注释直方图

[0127] 通常难以理解电解剖激活标测图,特别是在与某些患者群体相关联的情况下,诸如例如患有房性和/或室性心动过速和/或心房颤动等的群体。激活标测图的准确解释典型地涉及跟随在复杂3D表面上传播的多个波前。像这样,标测图解释在很大程度上仍然是手动过程,高度依赖于用户技能。不良的标测图解释可能会导致无效的治疗和/或误诊等。

[0128] 根据实施例,处理单元(例如,通过诸如图1中描绘的处理单元120和/或图2中描绘的处理单元200的处理单元)可以被配置为构造激活直方图,其表示激活信息的分布,诸如例如标测窗口内的激活的发生率和/或与标测窗口内的激活相关联的组织的表面积(surface area)等。在实施例中,例如,激活直方图包括多个直方图bin,直方图bin中的每个对应于时间段(例如,激活持续时间、激活时间、标测窗口等)和/或激活区域等。在实施例中,激活直方图包括标测图中每个EGM的所有激活时段。可以对直方图进行标准化,以避免由于EGM的不均匀空间采样而造成的偏差。所得到的直方图可以促进找到感兴趣的关键区域,从而有助于标测图解释。

[0129] 根据实施例,可以至少部分地基于一个或多个激活波形、一个或多个激活标测图和/或激活信息等来生成激活直方图。在实施例中,处理单元可以被配置为实例化直方图生成器,诸如例如图2中描绘的直方图生成器216。直方图生成器可以包括例如被配置为致使处理器(例如,图2中描绘的处理器202)生成与激活波形、激活标测图和/或激活信息等相对应的激活直方图。直方图生成器可以被配置为生成与任何数量的不同激活波形、激活标测图和/或激活信息等相关联的任何数量的不同激活直方图。

[0130] 根据实施例,并且如上面指示出的,直方图生成器可以被配置为至少部分地基于激活标测图来生成激活直方图。在实施例中,可以通过利用激活的指示注释解剖学外壳来生成激活标测图。例如,在实施例中,可以使用三维网格来生成解剖学外壳,并且标测引擎可以被配置为通过将激活信息(例如,激活时间)与网格的顶点相关联来利用激活信息注释外壳。在实施例中,标测引擎可以从空间上对应于网格的给定顶点的激活时间的集合中选择一个激活时间(或基于激活时间的集合来生成标测值)。标测引擎可以被配置为例如执行促进心脏标测信息的显示的方法的实施例的各方面,如于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,出于所有目的

通过引用将其整体并入本文。类似地,图1中描绘的系统100和/或图2中描绘的处理单元200的实施例可以是、包括、类似于上面并入的美国申请号15/230,233的图1中描绘的系统100和/或图2中描绘的处理单元200或包括在其中。

[0131] 在实施例中,为了基于激活标测图生成激活直方图,直方图生成器(例如,图2中描绘的直方图生成器216)可以被配置为将与例如对应于顶点、激活时间、激活位置和/或区域(例如,使用随机半径定义)等的bin中的每个顶点相关联的带注释的表面积放入bin。在实施例中,例如,处理单元可以被配置为通过对带注释的网格部分的表面积求和来确定已经被着色以指示激活时间的网格的百分比,如激活直方图中表示的。在实施例中,可以基于电极定时来生成激活直方图。例如,直方图生成器可以被配置为基于电极将带注释的表面积放入bin。在实施例中,直方图生成器可以被配置为在生成激活直方图时利用密度归一化,并且在实施例中,可以使用加权(例如,在实施例中与用于创建激活波形的加权类似的加权,即,例如类似的偏差概率计算等可用于生成激活直方图)。在实施例中,可以生成激活直方图,使得例如一个或多个电极促成多个bin,每个电极促成一个bin(例如,其可以例如被使用来基于激活时间生成激活直方图)等。

[0132] 例如,在实施例中,因为如上面描述生成的激活标测图对于每个顶点仅表示一个激活时间(以及,在实施例中,顶点之间表示的内插),所以一些激活标测图可能不表示真实的激活模式。例如,在实施例中,标测值(例如,表示的激活时间)选择过程可能会错过重要信息(例如,关联于与给定顶点相关联的一个或多个栅格节点的邻域(例如,随机半径)内的其他的未选择的激活时间)。在实施例中,例如,选择过程可以表示识别出的激活时间,但是可以不表示与顶点表示的位置相对应的多次激活,在这种情况下,激活标测图可能不能准确地表示在给定时间(或在给定时间窗内)激活的组织量(例如,表面积)。

[0133] 实施例包括使用激活直方图和激活波形的组合来检测激活标测图中的不准确性。也就是说,例如,直方图生成器可以被配置为基于激活标测图来生成激活直方图,如上面描述的。因为激活直方图是使用标测的激活值生成的,所以它将包括相同的不准确性(例如,重要信息的过度概括、丢失的信息等)。激活波形生成器可以基于用于生成和/或注释标测图的信号的相同集合来生成激活波形,并且处理单元可以被配置为将从激活波形生成的直方图与从标测值生成的直方图进行比较。通过比较,处理单元可以确定出从标测的激活值以及因此的标测图生成的直方图包括不准确性。在实施例中,可以向用户呈现已经检测到不准确性的通知。

[0134] 在实施例中,标测引擎可以被配置为利用对应于与不准确性相关联的激活信息的补充注释来注释标测图。例如,标测引擎可以被配置为利用多个识别出的激活时间中的每个激活时间的表示来注释标测图,这可以基于激活波形来确定。以这种方式,实施例可以促进增强激活标测图的准确性,而无需通过重新分析EGM和/或从中提取出的特征来花费典型地被需要用于注释标测图的处理资源。实施例可以被用于,例如,在对应的EGM中的一个或多个为例如长的被细分的EGM的情况下,确定在特定时间(或在特定时间窗期间)激活的组织的表面积的量。

[0135] 上面描述的用于生成和/或使用激活直方图的方法的实施例的各方面可以用于生成和/或使用与任何数量的不同类型的注释相对应的直方图(在本文中通常称为“注释直方图”)。注释可以包括例如瞬时电势、激活时间、细分的存在、电压幅度、频谱含量、主频率和/

或电信号或信号的其他属性。在实施例中,例如,注释直方图可以用于确定具有特定范围的注释值(例如,特定电压范围等)的标测图的表面积百分比。在实施例中,注释直方图的表示可以被呈现给临床医生以促进对心脏信息的探索。例如,在实施例中,电压直方图可以被呈现并且包括交互式GUI特征,所述交互式GUI特征使能临床医生动态地探索是否存在与更大数量的带注释的表面积相对应的某些电压,等等。例如,在实施例中,注释直方图的表示可以包括bin的可选表示,使得例如在接收到对一个或多个bin的用户选择的指示时,处理单元被配置为突出显示带注释的标测图的对应表面积和/或呈现带注释的标测图的对应表面积的数字表示等。

[0136] 在实施例中,处理单元可以被配置为促进直方图的离散表示和/或直方图的连续表示。例如,离散表示可以包括个别bin的表示,而连续表示可以包括波形(例如曲线)。在实施例中,处理单元可以被配置为基于被包括在注释直方图的一个或多个bin中的值的数量来确定是促进离散直方图还是连续直方图的表示的呈现。例如,在实施例中,处理单元可以确定直方图bin中的一个或多个(例如,具有最多成员的直方图bin)是否包括超过阈值的成员数。如果一个或多个指定bin的成员数超过阈值,则处理装置可以促进直方图的连续表示的呈现,而如果成员数不超过阈值,则处理装置可以促进直方图的离散表示的呈现。根据实施例,可以将任何数量的不同考虑因素、算法和/或用户输入等结合到关于直方图的表示的呈现的任何数量的不同决定中。

[0137] 本文描述的用于生成和/或使用注释标测图的技术的实施例的各方面可以促进患者分类,其可以在病人筛选分类过程、计费过程、保险风险预测过程和/或预后确定等中使用。在实施例中,例如,注释直方图可以用于通过促进对具有某些特性的标测图的每个部分的识别(其例如基于注释直方图确定出)来表征心脏标测图。例如,实施例可以促进识别哪些EGM被细分、细分的持续时间和/或可以与细分相关的其他特性等。在实施例中,标测系统的GUI可以提供表面积确定工具,其可以利用如本文描述的注释直方图来确定与由用户选择的、或者以其他方式作为用户输入提供给处理单元的一个或多个特性相关联的表面积。在实施例中,可以生成注释直方图,但是不在显示器中表示(例如,注释直方图可能对如何数量的不同类型的分析有用,包括例如本文描述的实施例的各个方面、本文未描述的分析、和/或这些的组合)。

[0138] 根据实施例,如上面指示出的,直方图生成器可以被配置为至少部分地基于激活波形来生成激活直方图。在实施例中,基于激活波形的激活直方图可以包括本文相对于从激活标测图生成的激活直方图(以及通常如本文描述的注释直方图)描述的任何数量的不同特征。在实施例中,直方图生成器可以被配置为通过接收特定标测图中的每个EGM的激活波形、将标测图中的每个EGM的激活的局部密度粗略估计(approximate)来生成激活直方图。激活的局部密度可以基于激活区域。在实施例中,标测引擎(例如,图2中描绘的标测引擎220)可以被配置为使显示装置显示直方图波形。在实施例中,直方图波形的幅度表示对应bin的密度或相对群体。例如,在实施例中,激活波形包括基于多个EGM的聚合而识别出的激活。可以配置激活直方图,使得每个bin的相对群体基于所选区域内的EGM对对应时间处表示的激活的贡献。也就是说,例如,激活直方图可以表示在标测窗口内每次激活的组织量和/或组织位置。以这种方式,例如,用户可以通过在激活直方图的波形表示上寻找最小值来识别慢速通道。

[0139] 直方图生成器可以被配置为促进GUI的呈现,其使能用户修改用于生成、解释和/或表示激活直方图的一个或多个标准。GUI可以被配置为响应于对激活直方图的表示的一部分的用户选择来突出显示电解剖标测图的区域。以这种方式,直方图波形的实施例可以表示来自某些区域或时间段的激活对激活传播的相对贡献。根据实施例,激活直方图可以用于促进突出显示标测图上的感兴趣区域。

[0140] 在实施例中可以采用任何数量的不同的方法来突出显示与激活直方图的选出的一个或多个bin相对应的区域。对一个或多个bin的选择例如通过使用用户输入装置选择直方图波形的表示的一部分来实现。例如,对于选出的直方图bin,处理单元可以被配置为识别标测图中与该选出的直方图bin相关联的EGM。响应于识别与选出的一个或多个直方图bin相对应的EGM,处理单元可以被配置为致使与识别出的EGM相关联的标测图的区域可以被强调。在实施例中,可以通过突出显示标测图的区域(例如,添加突出显示颜色)、改变与该区域相关联的颜色和/或改变与该区域相关联的显示参数(例如,对比度、亮度、白平衡等)等来强调标测图的区域。

[0141] 根据实施例,用于呈现标测图的GUI可以包括用于操纵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、被配置为促进一个或多个直方图bin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、EGM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。

[0142] 根据实施例,激活直方图可以用于促进在标测图上发现和突出显示具有与某个心率失常和/或激活电路等相关的激活时间的小区域,其中计算负担比常规的兴趣区域特征更少。例如,由于通过狭窄通道(诸如峡部)的缓慢传导,导致出现许多房性和室性心动过速。这导致了自我维持的折返(reentrant)激活模式。通常,当其余腔室的大部分未激活时,峡部正在激活,但是由于用于生成常规标测图的聚合的不精确性质,用户很难看到这种激活。

[0143] 图6A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)600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 600包括心脏标测图的第一视图602和心脏标测图的第二视图604。如示出的,第一视图602和第二视图604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 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606可以被配置为指示与特定视图602、604相对应的心脏标测图相对于容纳心脏的身体的取向。

[0144] 如图6A中示出的,心脏标测图包括解剖学外壳608和显示在解剖学外壳608上的注释610。在实施例中,标测图可以是激活标测图,在其上由凸块612来指示激活位置,并且激活定时可以使用颜色614、616、618、620、622、624和626来表示。也就是说,例如,在示出的实施例中,不同的颜色表示相对于在参考位置处检测到的上一次激活的不同的持续时间。在

实施例中,凸块612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) 628,其被配置为指示由注释颜色614、616、618、620、622、624和626表示的值。

[0145] 在实施例中,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该区域中的激活与参考位置处的激活之间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。像这样,实施例促进在心脏标测图上呈现感兴趣区域的强调表示。

[0146] 图6B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) 630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。GUI630可以是图6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6B包括第一屏幕区域632和第二屏幕区域634。

[0147] 第一屏幕区域包括下列各项的堆叠显示:心脏电信号特征的表示,诸如例如搏动度量636;EGM波形638、640和642;以及激活直方图的表示644。信号特征636、638、640、642和644可以全部沿着时间尺度对准。颜色图例646可以将标测图上的注释颜色与信号特征636、638、640、642和644的对应部分相关联,并且可以与被配置为将注释颜色与特定值(例如时间段持续时间)相关联的另一个颜色图例648(示出为在第二屏幕区域634中呈现)相协调。

[0148] 第二屏幕区域634描绘了心脏标测图的第一视图650和第二视图652。如示出的,第一视图650和第二视图652表示同一心脏标测图的两个不同取向。在实施例中,GUI 630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 630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 630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654可以被配置为指示与特定视图650、652相对应的的心脏标测图相对于容纳心脏的身体的取向。

[0149] 如图6B中示出的,心脏标测图包括解剖学外壳656和显示在解剖学外壳656上的注释658。在实施例中,注释658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,如图6A中示出的,该标测图可以是激活标测图,在其上使用颜色660、662、664、666、666、668、670和672的第一集合来指示激活。尽管本文讨论了七个不同的颜色,但是任何数量的颜色可以用于这种表示。在实施例中,除了颜色之外或代替颜色,可以使用其他表示来表示激活,诸如例如,纹理、位置标记物、曲线和/或矢量等。

[0150] 根据实施例,直方图波形644可以是可选择的GUI元素,使得例如用户可以将光标移动到直方图波形644的一部分上并且例如通过按下鼠标按钮和/或点击触摸屏等来选择光标所指向的直方图波形644的部分。在实施例中,响应于接收到对直方图波形的一部分的用户选择的指示,处理单元可以使标测图650、652的对应区域(在本文中称为“所选区域”)被强调。处理单元可以使显示装置呈现所选区域的表示674。

[0151] 所选区域的表示674可以被配置为强调所选区域。在实施例中,例如,通过突出显示,可以将所选区域的表示674与标测图的相邻区域区分开。也就是说,例如,所选区域的表示674可以是标测图所选区域的突出显示(例如,通过使所选区域674中的电信号特征的

表示更亮、使其具有不同颜色等)。如示出的,所选区域的表示674可以包括围绕内部区域678的边界676。内部区域678可以表示所选区域的一部分(在实施例中,可以是边界676)。在实施例中,可以使用将所选区域的表示674与标测图的相邻区域区分开的显示特征,来渲染边界676和/或内部区域678。在实施例中,例如,边界676和/或内部区域678可以具有与相邻区域的一种或多种颜色不同的一种或多种颜色,并且/或者边界676和/或内部区域678可以具有显示参数值,其不同于与标测图的相邻区域等相关联的同一显示参数的值,等等。在实施例中,可以使用诸如“X”和/或凸起的凸块等的表示680来指示个别激活位置。

[0152] 在实施例中,处理单元还可以被配置为使显示装置显示虚拟探针682。虚拟探针682可以用于检查由标测探针感测到的任何心脏电信号特征和/或对应的心脏电信号。为此,处理单元可以被配置为响应于接收到用户输入而将虚拟探针682定位在心脏标测图上的一个或多个不同位置处。可以指示将虚拟探针682定位在某个位置处的用户输入的示例包括但不限于单次或两次鼠标单击、触摸屏上的触摸和/或将光标悬停在选择位置上等。在虚拟探针682处于某个位置之后,处理单元可以被配置为响应于接收到用户输入而将虚拟探针682重新定位在心脏标测图和/或表面标测图上的不同位置。可以指示将虚拟探针682重新定位到不同位置的用户输入的示例包括但不限于对虚拟探针的鼠标点击和拖动和/或对虚拟探针的触摸和拖动。在实施例中,处理单元可以被配置为将虚拟探针682放置在与直方图波形的所选部分相对应的位置。在实施例中,处理单元可以被配置为使显示装置呈现与用户将虚拟探针682放置在心脏标测图上的位置相对应的直方图波形的部分。

[0153] 在实施例中,GUI 632可以促进显示EGM 638、640和642、和/或在虚拟探针的尖端的位置的阈值距离内的位置处感测到的心脏电信号的特征。可以被显示的电信号的示例包括但不限于:由标测探针在最接近虚拟探针的尖端的位置处感测到的EGM波形(其可以包括双极EGM和构成的单极EGM)的图形(以下称为“远端EGM”)、由标测探针感测到的关联于与远端EGM相关联的搏动相同的搏动的其他EGM的图形(以下称为“近端EGM”)、远端和近端EGM的激活时间以及远端和近端EGM的细分指数。

[0154] 根据实施例,例如,GUI 630可以被配置为从用户输入装置接收心脏标测图的选择。用于进行选择的用户输入装置可以包括鼠标和/或触摸屏等,其用于操纵由显示装置提供的GUI 632上提供的选择工具。选择工具可以包括例如刷子、用于通过在区域周围绘制自由形状来封闭所选区域的光标、可扩展多边形选择工具和/或虚拟探针682等,并且在实施例中可以从许多可选的选择工具中选择。在实施例中,选择工具可以具有可调节的大小、行为和/或其其他特性。以这种方式,例如,用户可以选择所期选择工具及其尺寸。选择标测图的区域可以包括,例如,使用鼠标或触摸屏装置来操纵光标来环绕标测图的区域和/或使用输入装置来操纵刷子在标测图的区域上刷等。

[0155] 根据实施例,激活(和/或其他注释)直方图可以用于任何数量的不同类型的分析。在实施例中,例如,激活直方图可以用于更清楚地表示与心脏标测图的所选区域相关联的信息。例如,在许多情况下,发现并显示激活时间对于维持电路至关重要的小区域将指导并帮助验证标测图解释。在实施例中,例如,在心动过速周期长度内每次激活的组织量的直方图通常将具有与关键峡部相对应的最小值。以此方式,例如对于折返性心动过速,在直方图波形中选择最小值可以使处理单元在标测图中突出显示关键峡部(和/或其他相关区域)。当突出显示超过一个区域时,标测图上下文可能仍然对确定关键峡部有用。在另一个示例

中,对于局灶性心动过速,选择大块直方图正好之前的直方图波形的部分将突出显示焦点部位。根据实施例,可以出于任何数量的不同原因而突出显示任何数量的不同区域,以诊断和/或监视任何数量的不同类型的心率失常等。

[0156] 在实施例中,注释直方图可以用于促进提供表面积确定工具。例如,GUI可以提供卡尺(caliper)的表示,用户可以将其定位在注释直方图的表示的特定部分上,以确定与注释直方图的该部分相对应的组织的百分比(例如,基于卡尺位置确定在与选择相关联的时间段内激活的组织的表面积)。

[0157] 局部注释直方图

[0158] 在实施例中,注释波形和注释直方图可以用于在任何数量的不同情况下促进标测图解释。例如,实施例可以促进在消融程序期间使用的标测图解释。用于消融指导的标测图解释典型地涉及陡峭的学习曲线,从而导致采用和使用障碍。例如,用于消融线中的间隙发现、心动过速峡部检测和/或心动过速焦点检测等的标测图解释通常是具有挑战性的。虽然完整的标测图可以很好地用作心脏状况的宏观指示符,但它们典型地不够准确和精确而无法用于指导某些消融程序。而且,由于在标测期间获取的EGM密度很高,因此使用逐个EGM分析来指导消融是计算和时间密集型的。因此,相关信息的本地化区域表示可能是期望的。

[0159] 实施例包括动态区域审查GUI工具。区域审查工具可以被实施为例如存储在存储器(例如,图2中示出的存储器204)中并且可由处理器(例如,图2中示出的处理器202)执行的程序组件。在实施例中,区域审查工具可以与一个或多个其他程序组件、工具、插件和/或应用程序等集成。区域审查工具可以配置为跨组织的目标贴片呈现易于读取的聚合“活动快照”。在实施例中,活动快照可以是例如一个或多个激活波形的聚合的表示和/或激活直方图的表示。以这种方式,该工具利用了检测和伪影抑制算法,其用于生成有效且相关的激活波形,以仅显示可由用户快速解释的简单波形中的实际活动。

[0160] 根据实施例,例如,GUI可以包括选择工具,诸如例如虚拟探针,如上面参考图6B所描述的。在实施例中,选择工具可以是或包括光标(指针)工具、套索工具和/或可扩展盒工具等。选择工具可以包括可以被操纵以定位在心脏标测图的感兴趣区域上方的光标。在接收到已经选择了标测图的区域(“所选区域”)的指示时,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)可以生成对应于所选区域的局部激活波形和/或局部激活直方图。处理单元可以使显示装置呈现局部激活波形的表示或局部激活直方图(例如,局部直方图波形)的表示。用户可以快速评估所选区域中的激活活动,并可以移动虚拟探针以在标测图的任何其他区域中进行相同的操作。

[0161] 例如,图7A描绘了根据本文公开的主题的实施例的呈现单极EGM 702和704以及双极EGM 706的GUI 700的一部分。在许多情况下,可能期望快速确定EGM 702、704、706中的激活。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)可以配置为接收用户输入;响应于用户输入,生成与EGM 702、704和706相关联的激活波形;并在GUI 700上呈现激活波形的表示708。例如,用户输入可以包括生成激活波形的请求的指示以及所选窗口710的指示。用户使用用户输入装置,诸如例如鼠标和/或触摸屏等选择窗口710。在实施例中,激活波形的表示708促进对激活712的快速识别,这可以促进对与心脏标测图相关联的激活信息的更快速和准确的理解。根据实施例,除了激活波形的表示之外或者代替激活波形的表示,可以呈现与激活波形相对应的激活直方图的表示,并且

该表示可以被配置为表示在心动周期期间的每个采样时间点处激活的组织量和/或组织位置。

[0162] 为了解释区域审查工具的实施例,下面的讨论是在说明性用例的上下文中提出的;但是,相关领域的技术人员应该容易理解,在该用例的上下文中描述的技术可以应用在任何数量的不同类型的情况下、任何数量的其他技术以及在任何数量的不同用例的上下文中。图8描绘了根据本文公开的主题的实施例的由处理单元使用显示装置渲染的心脏标测图800的一部分。在一些消融程序期间,目的是在两个组织区域804和806之间燃烧组织的线802(“块”),以防止激活波前从第一组织区域804穿越到第二组织区域806中,以阻止第一组织区域804中的激活影响第二组织区域806中的激活,等等。

[0163] 为了评估消融的有效性,用户可能希望检查线802以确定线802中是否存在任何间隙。在上下文中,间隙是其中激活从第一组织区域804跨线802传播到第二组织区域806的区域,或者其中第一组织区域804中的激活以其他方式影响第二组织区域806中的激活的区域。从对包括使用大量数据的聚合和内插生成的彩色区域的心脏标测图800的审查中,这通常不是很清楚,并且检查个别EGM的大量表示808中的每个将是很耗时的。另外,异常810可能由远场干扰引入,这可能会误导用户。

[0164] 根据实施例,如本文描述的,可以使用局部活动的简单表示(诸如例如,局部激活波形或局部激活直方图的表示)来容易地识别消融线中的间隙。因此,在实施例中,可以经由使能用户查看与所选区域相关联的激活活动信息的表示的GUI来提供区域审查工具(例如,以上参考图6A和图6B描述的区域审查工具)。

[0165] 图9A-图9E描绘了根据本文公开的主题的实施例的GUI的第一部分900和第二部分902的说明性顺序实例,分别包括心脏标测图的一部分904和激活直方图的表示906。如本文所使用的,解剖标测图(例如,心脏标测图)的“实例”指的是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,第二时间在时间上晚于第一时间。第一部分902和第二部分904在图9A-图9E中被示出为分离的——也就是说,第一部分902和第二部分904不一定以与它们可能在GUI 900上具有的相同取向示出。在实施例中,GUI的第一部分902和第二部分904可以根据任何数量的不同取向来布置。

[0166] 如示出的,处理单元还可以被配置为使显示装置显示虚拟探针908。虚拟探针908可以用于检查由标测探针感测到的任何心脏电信号特征和/或对应的心脏电信号。为此,处理单元可以被配置为响应于接收到用户输入而将虚拟探针908定位在心脏标测图上的一个或多个不同位置处。也就是说,例如,虚拟探针908可以是用户可以使用诸如鼠标和/或触摸屏等输入装置来操纵的光标。

[0167] 在实施例中,如示出的,GUI的第一部分900可以包括所选区域的表示910。如图9A-图9E中示出的,所选区域的表示910可以定位于虚拟探针908附近,并且可以通过重新定位虚拟探针908来重新定位。在示出的实施例中,所选区域由概念上的圆形912表示,其内部914包括对心脏标测图的可察觉的改变。在图9A-图9E中描绘的说明性GUI中,所选区域的表示910的内部914被配置为通过突出显示心脏标测图的与所选区域相对应的部分来强调所选区域。也就是说,如示出的,表示910的内部914比心脏标测图904的其余部分被渲染的更亮。在实施例中,可以根据用于强调心脏标测图的一部分的任何数量的不同技术来配置表

示910,诸如例如,通过使用不同的调色板、通过更改其他显示参数(例如,对比度、清晰度、白平衡、滤波器、包络等)、通过显示可分辨的边界和/或通过显示标记物等。

[0168] 在实施例中,处理单元可以被配置为确定虚拟探针908被定位在第一位置(例如,相对于心脏标测图);并确定所选区域。处理单元可以通过检测到虚拟探针908的移动的停止(例如,通过执行来自用户输入装置的用以停止虚拟探针908的移动的指令)来确定虚拟探针908处于第一位置,并且确定虚拟探针908的位置。在一些实施方式中,处理单元可以基于以下的组合来确定虚拟探针908定位于第一位置:检测到虚拟探针908的移动停止、确定虚拟探针908的位置、并确定虚拟探针908在指定量的时间(例如,预定的时间阈值、用户定义的参数等)内保持在第一位置。

[0169] 处理单元可以基于位置和一个或多个选择参数来确定所选区域。例如,在实施例中,选择区域可以被定义为具有围绕第一位置的一定半径的区域,其中,在实施例中,可以使用允许考虑到心脏标测图的表面的曲率的技术来跟踪半径。以这种方式,例如,所选区域的表示910可以被配置为表现为照亮心脏标测图所选区域的手电筒光束。在实施例中,GUI可以促进接收用户输入以定义、调整、选择和/或以其他方式操纵一个或多个选择参数。例如,实施例可以允许用户改变手电筒光束入射的半径,以扩大或缩小所选区域的尺寸。

[0170] 根据实施例,响应于确定虚拟探针908定位于第一位置(和/或确定所选区域),处理单元可以自动生成与所选区域相对应的激活波形和/或激活直方图,其表示906可以被自动地呈现在GUI的第二部分902中。响应于进一步的用户输入,处理单元可以被配置为将虚拟探针908重新定位到心脏标测图上的不同位置。处理单元可以被配置为使显示装置表示与选择位置相对应的激活波形和/或激活直方图的一部分。在实施例中,处理单元可以被配置为连续地、不断地或按需更新激活波形和/或直方图的表示906的显示。

[0171] 根据以上介绍的说明性用例的实施例,可能是这样的情况:基于对心脏标测图的评估、某些其他工具的审查和/或其组合,从第一组织区域916到第二组织区域918的一定量的突破(即,间隙)是明显的,但是尚不清楚从心脏标测图发生突破的位置,并且因此,临床医生可能无法从标测图容易地确定适当的位置来消融以阻止突破。使用上面讨论的区域审查工具,用户可以将虚拟探针908沿消融线920移动到不同位置,并且随着虚拟探针908的移动,GUI的第二部分902被更新以呈现分别对应于虚拟探针908的位置和所得选择区域的表示906、922或926。

[0172] 以这种方式,例如,用户可以能够基于对应于所选区域的激活直方图的表示906的激活(例如,在它们之间具有平坦信号)的清楚分离的表示930和932而容易地确定传播在所选区域内被阻止——也就是说,第一激活930不会引起和/或影响第二激活932。类似地,用户可以能够基于相应的激活934、936、938、940来确定图9B和图9C中描绘的所选区域内不存在间隙。然而,由于在图9D中描绘的激活944与946之间存在附加活动942,在对应的激活波形的生成期间未被伪影抑制过程所排除,因此用户可以容易地确定在对应的所选区域内存在间隙端点,这可能对观察到的突破有些许贡献。类似地,基于图9E中描绘的激活950和952之间的附加活动948,用户可以确定在对应的所选区域内存在完全突破(间隙)。以这种方式,用户可以比常规系统更准确和有效地识别消融目标。

[0173] 上面描述的区域审查工具的实施例对于任何数量的情况和实施方式可能是有用的。例如,实施例可以促进有效的复杂心动过速分析。复杂的房性心动过速可能会导致难以

解释的标测图,并且在室性心动过速的情况下,大块激活通常会在标测图注释中隐藏通道电势。由区域审查工具促进的简化的区域定性分析的实施例可以减轻这些挑战。另外地或可替代地,实施例对于涉及由于定位“大范围活动”的区域中的固有挑战而导致的检测微小再进入的用例可能是有用的,这可以使用区域审查工具的实施例容易地确定。区域审查工具的实施例可以用于评估丢失的数据和/或与在心脏标测图上未描绘的内部结构相关联的数据。例如,实施例可以通过增加选择区域半径并在激活波形和/或直方图波形中寻找平坦区域来促进识别丢失的数据。根据实施例,可以通过实施本文描述的区域审查工具的实施例来改善和/或获得许多其他用例。

[0174] 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征的实施例。例如,在实施例中,可以基于任何数量的不同类型的注释(例如,从诸如EGM之类的电信号提取的特征)来生成与激活波形相似的任何数量的不同类型的波形。例如,实施例可以使用本文描述的用于生成激活波形的方法的实施例的任何数量的不同方面来促进注释波形的生成。这样的波形的说明性示例包括电压波形、细分波形和/或速度波形等。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。

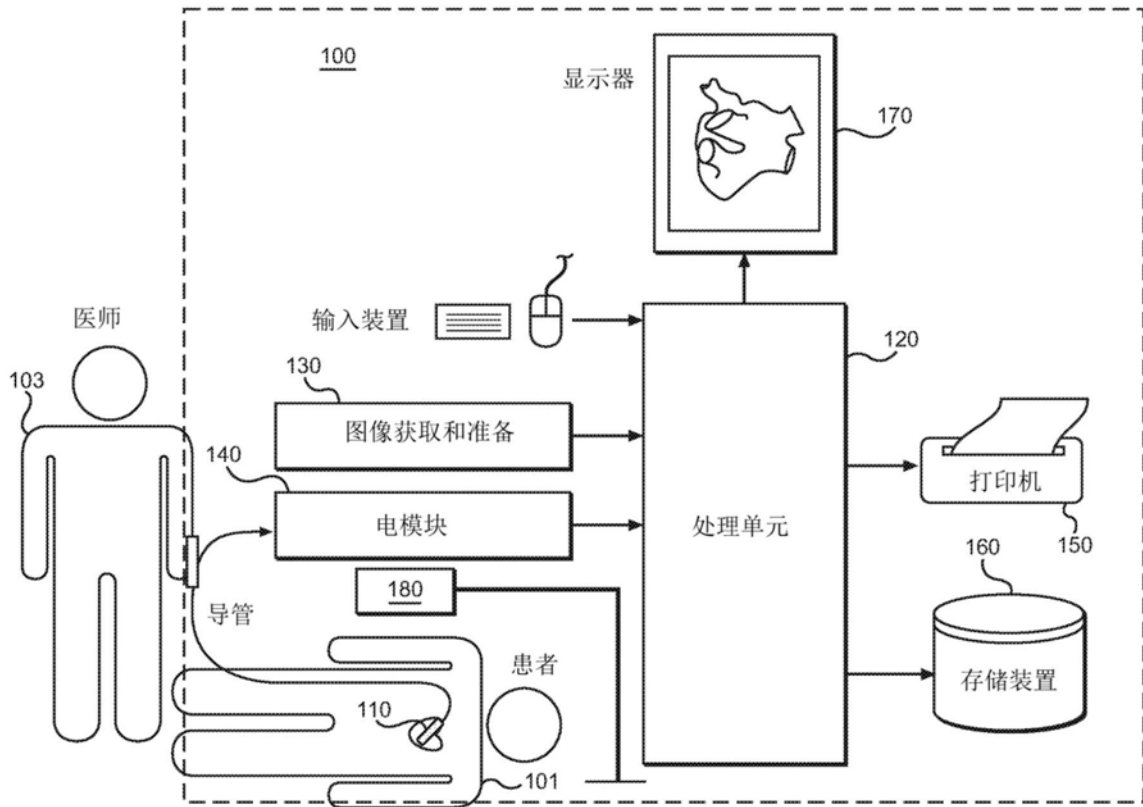


图1

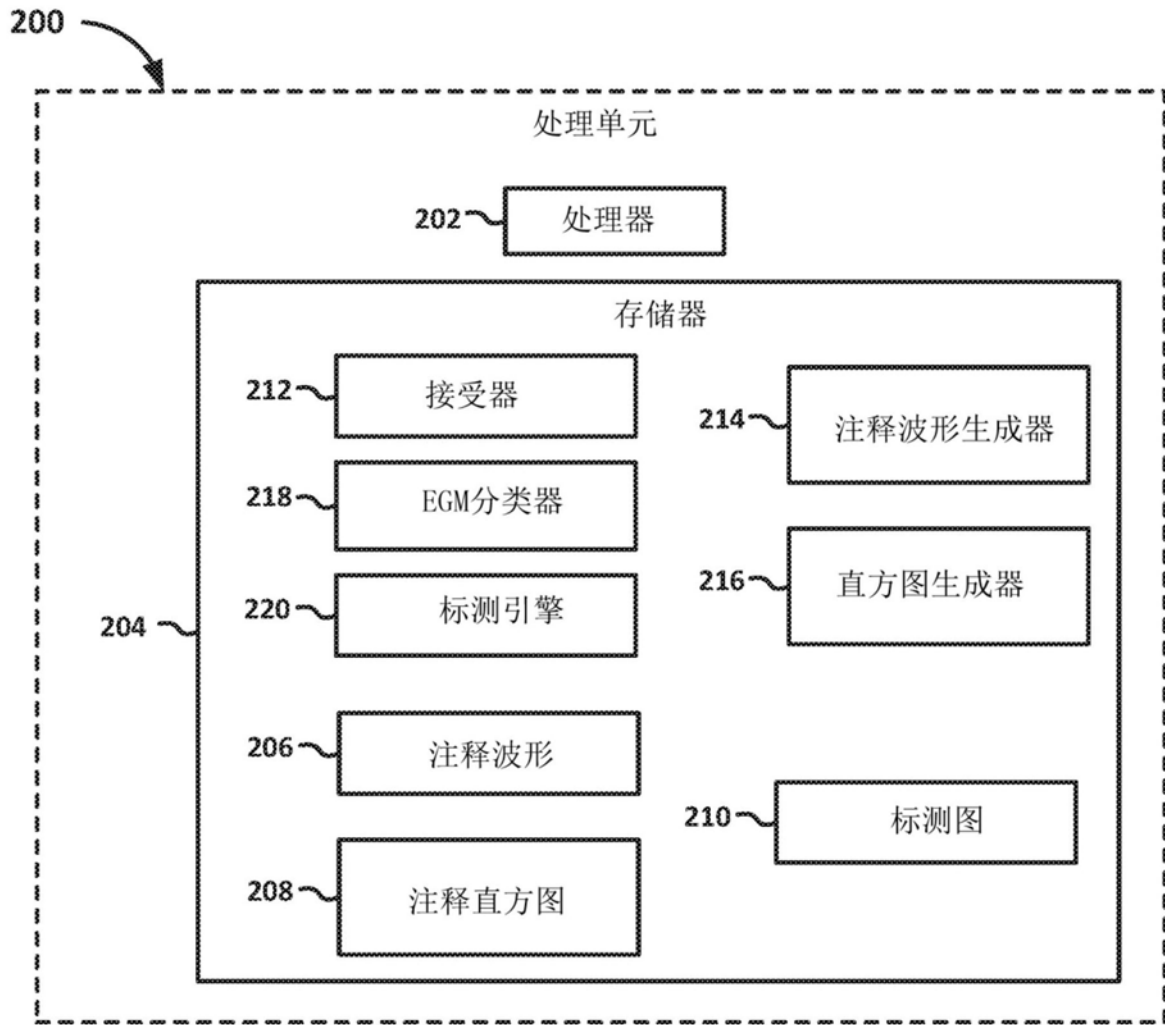


图2

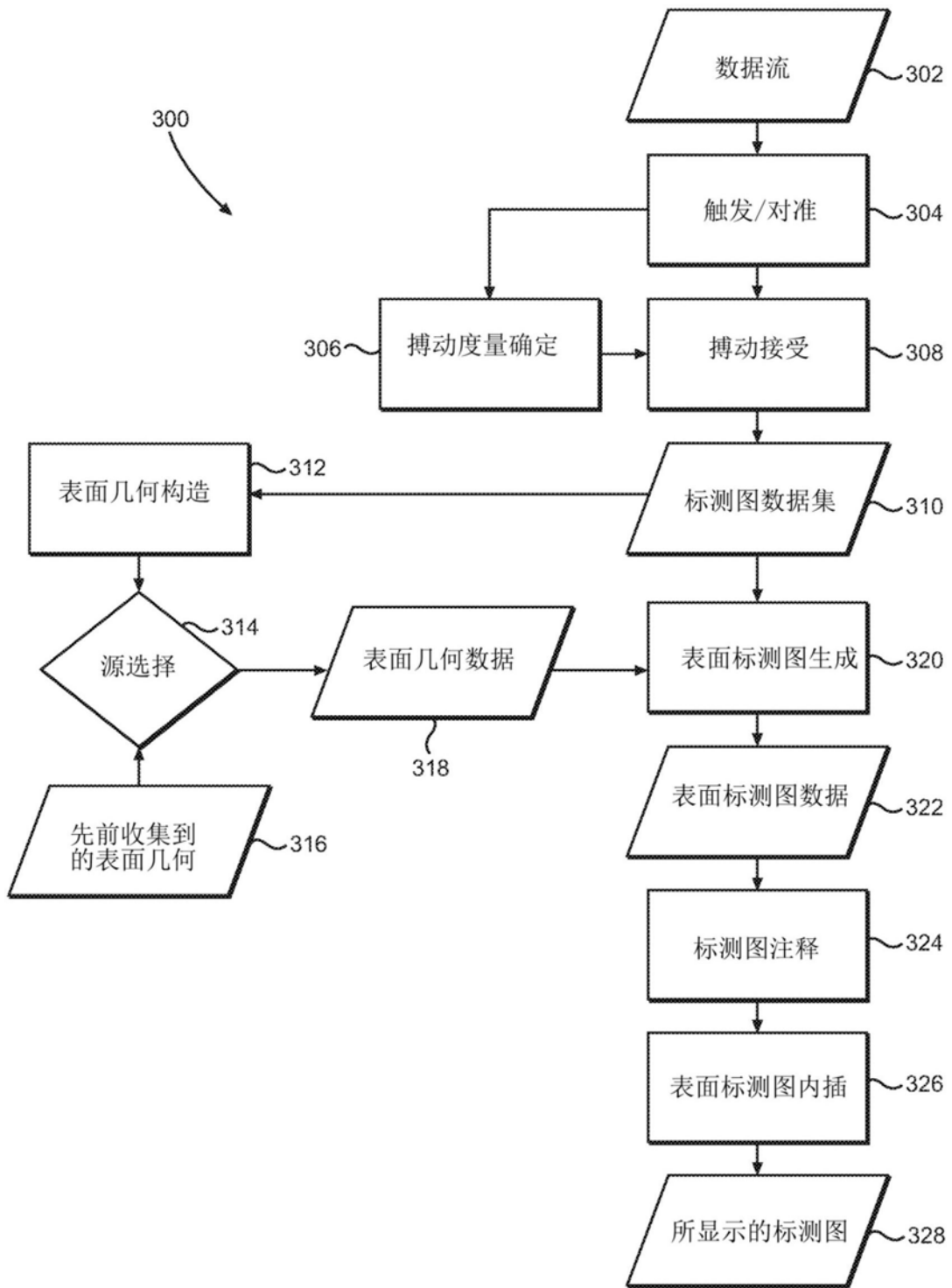


图3

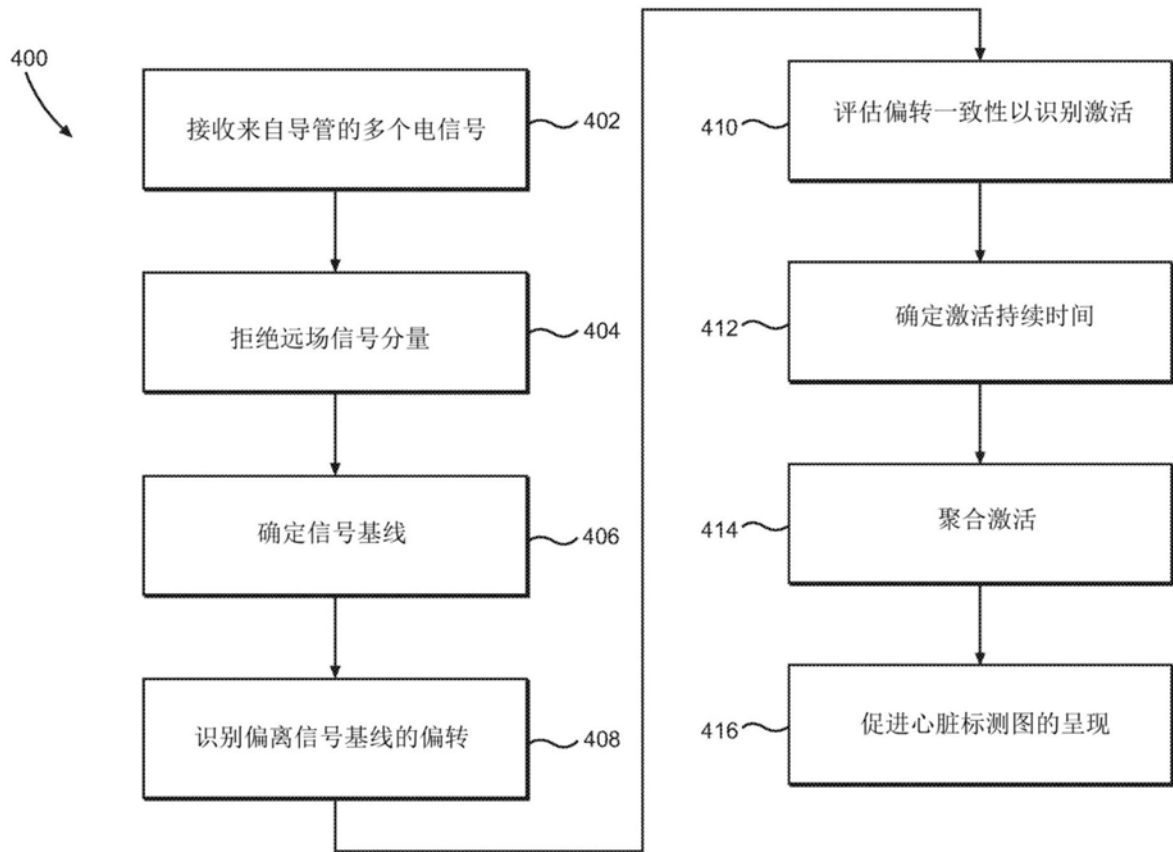


图4

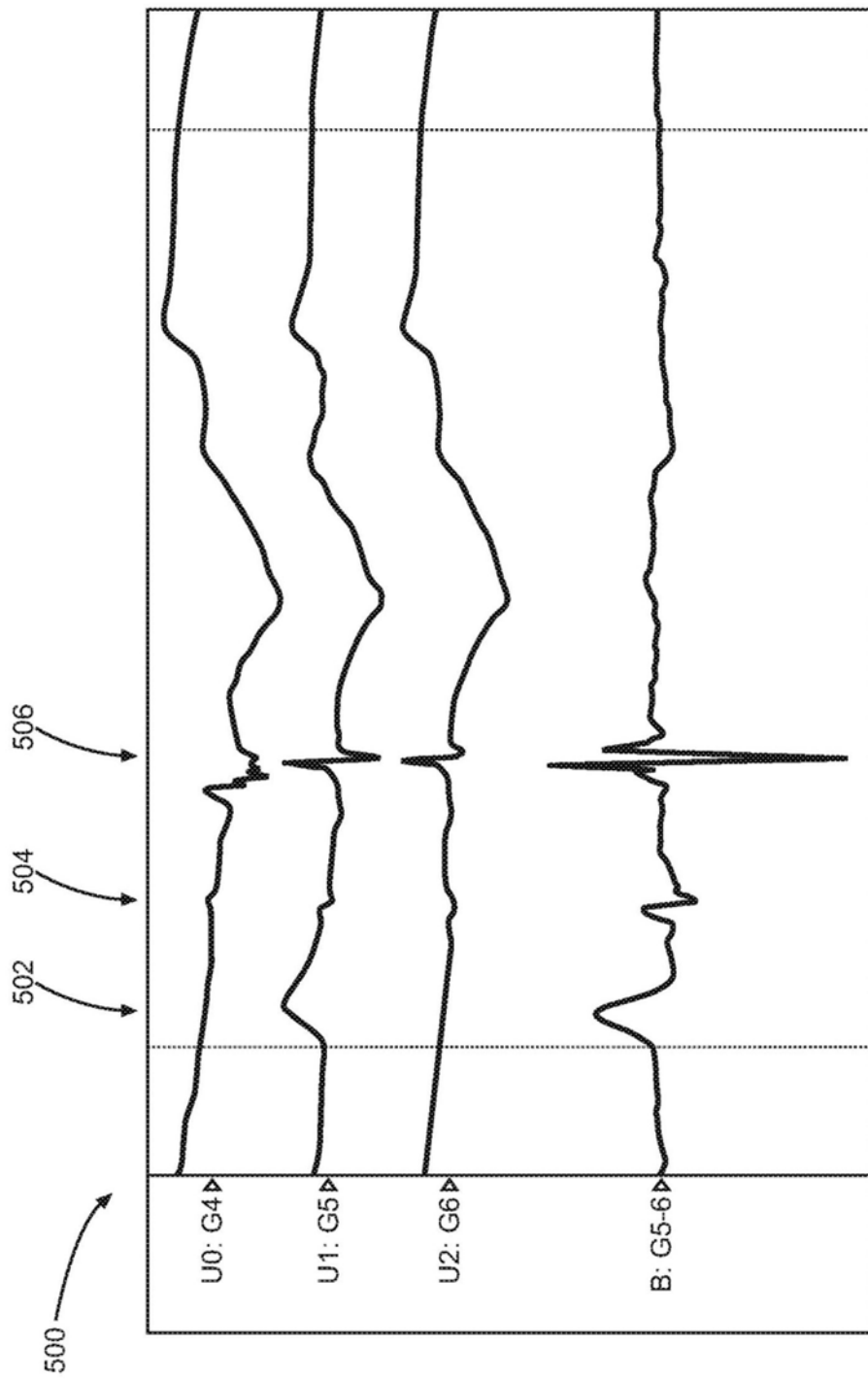


图5A

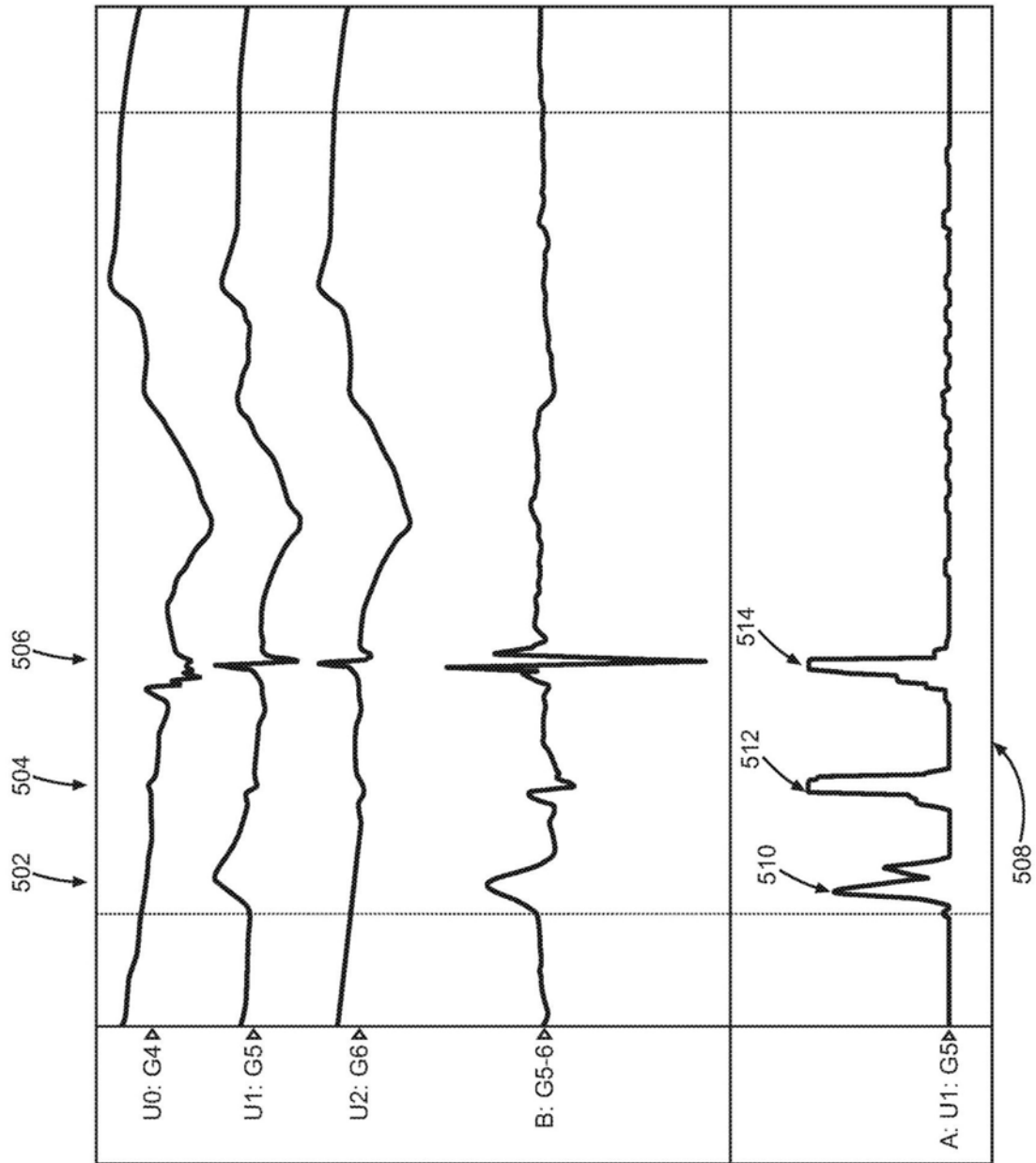


图5B

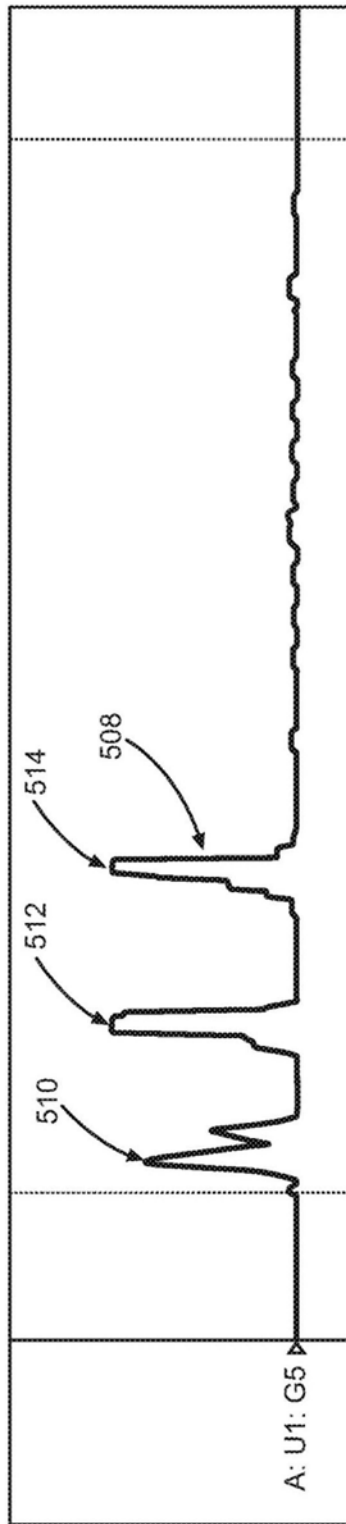


图5C

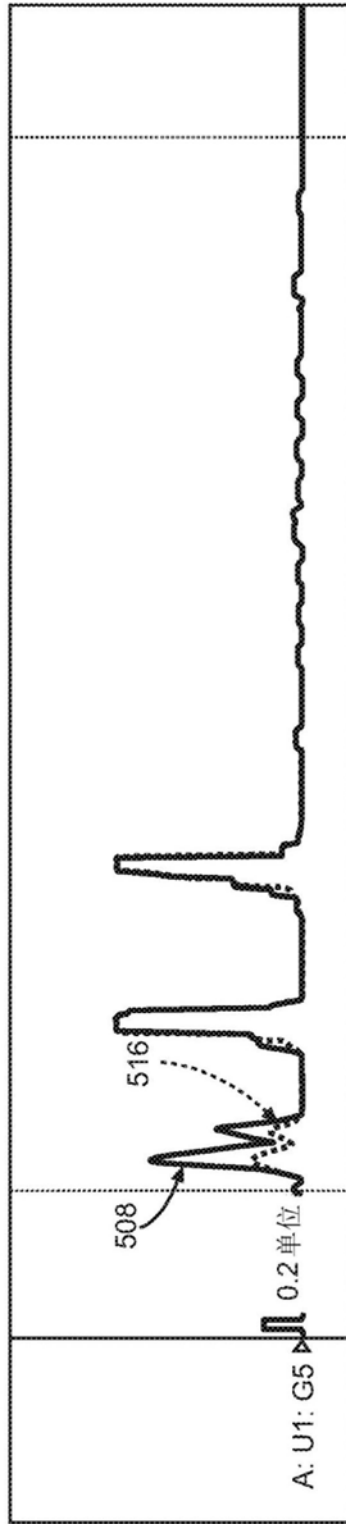


图5D

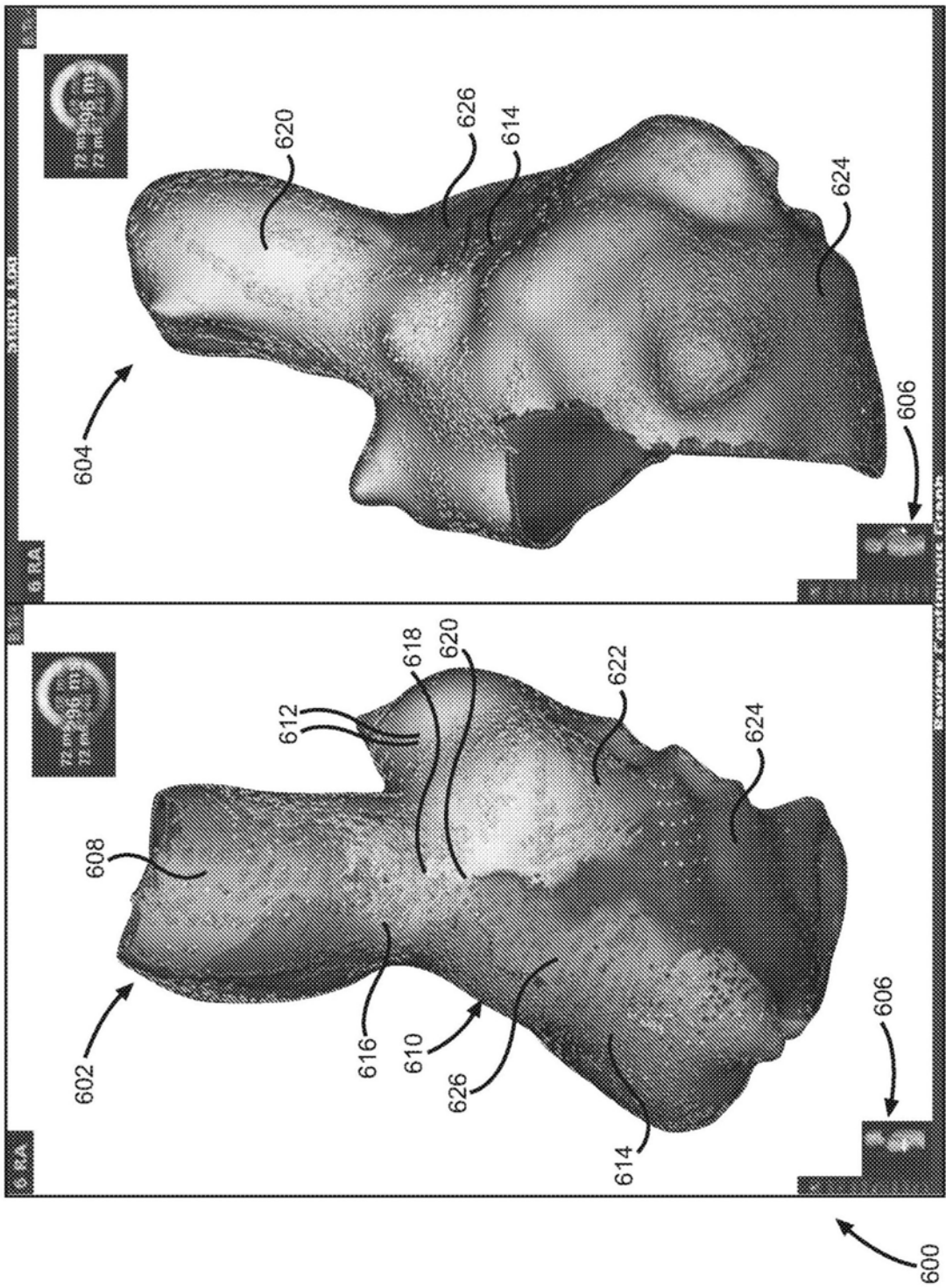


图6A

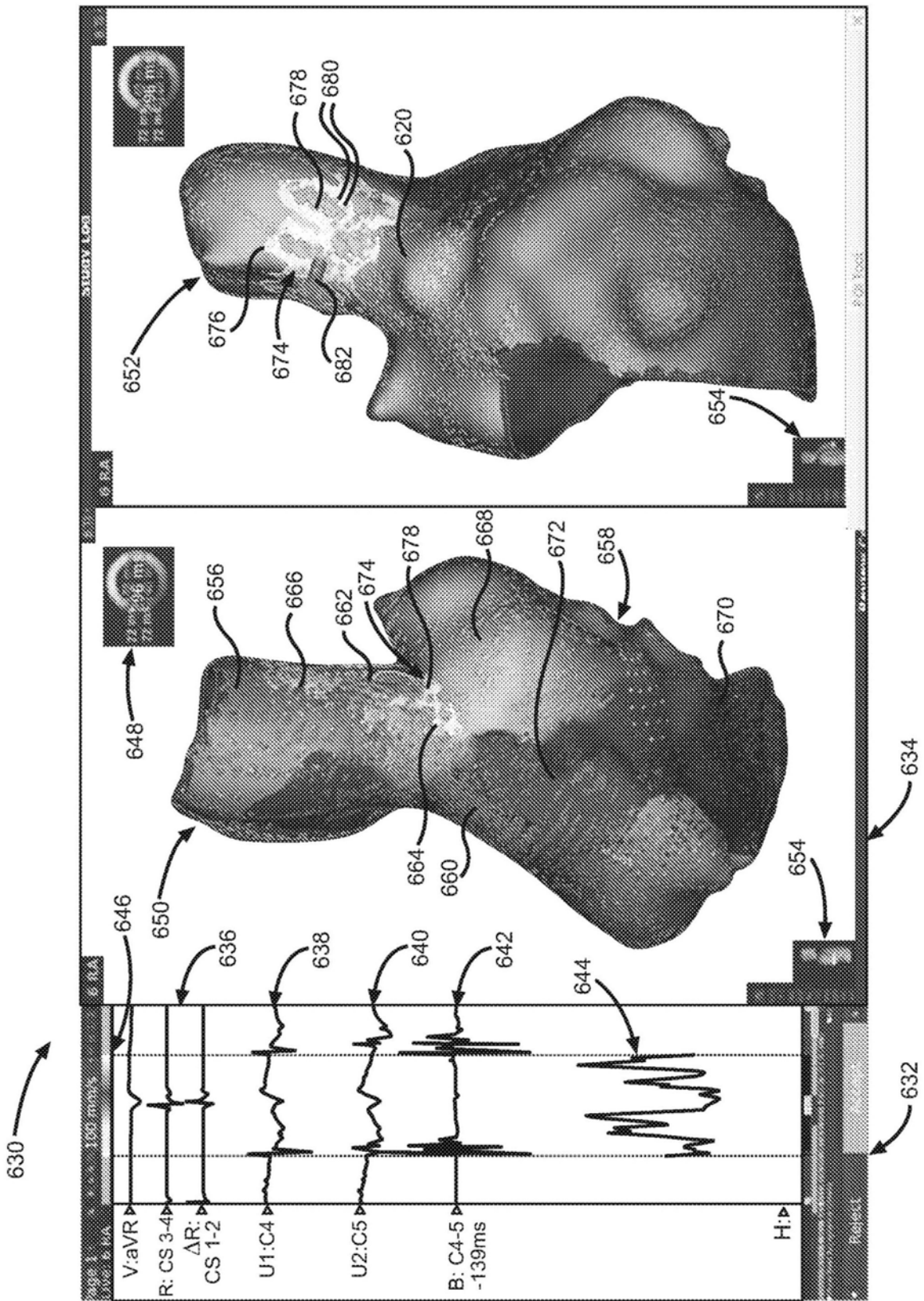
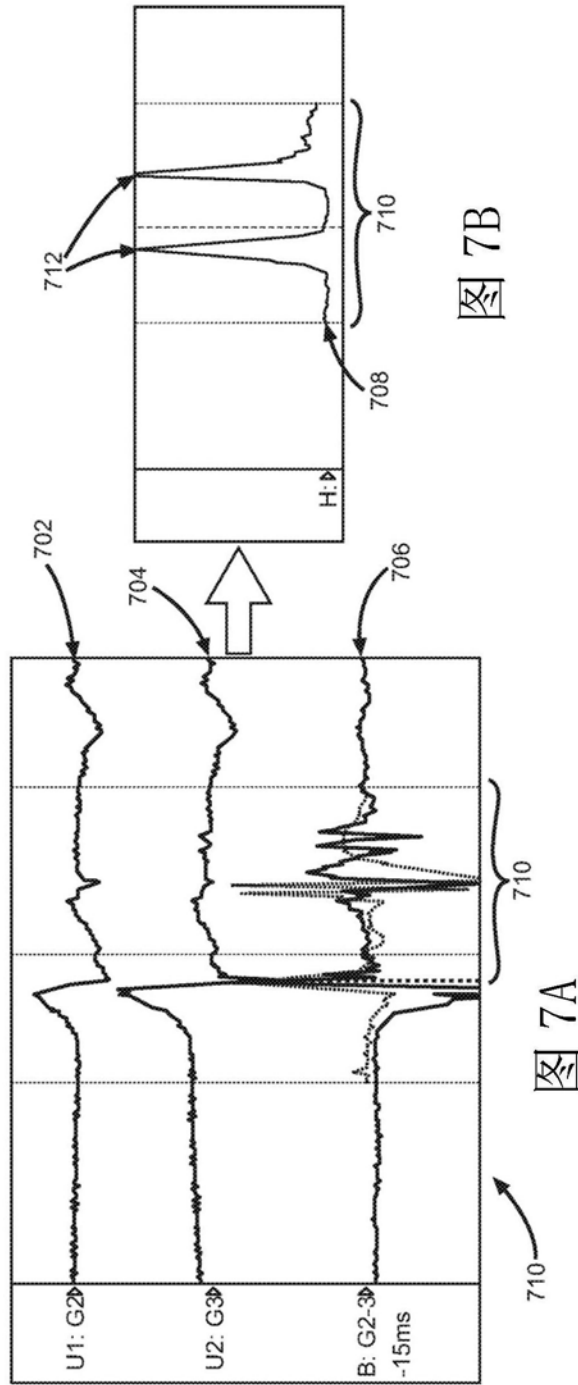


图6B



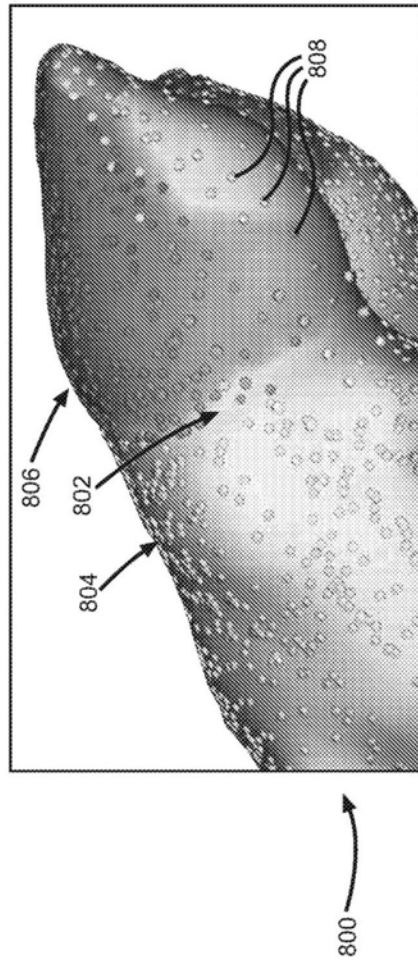


图8

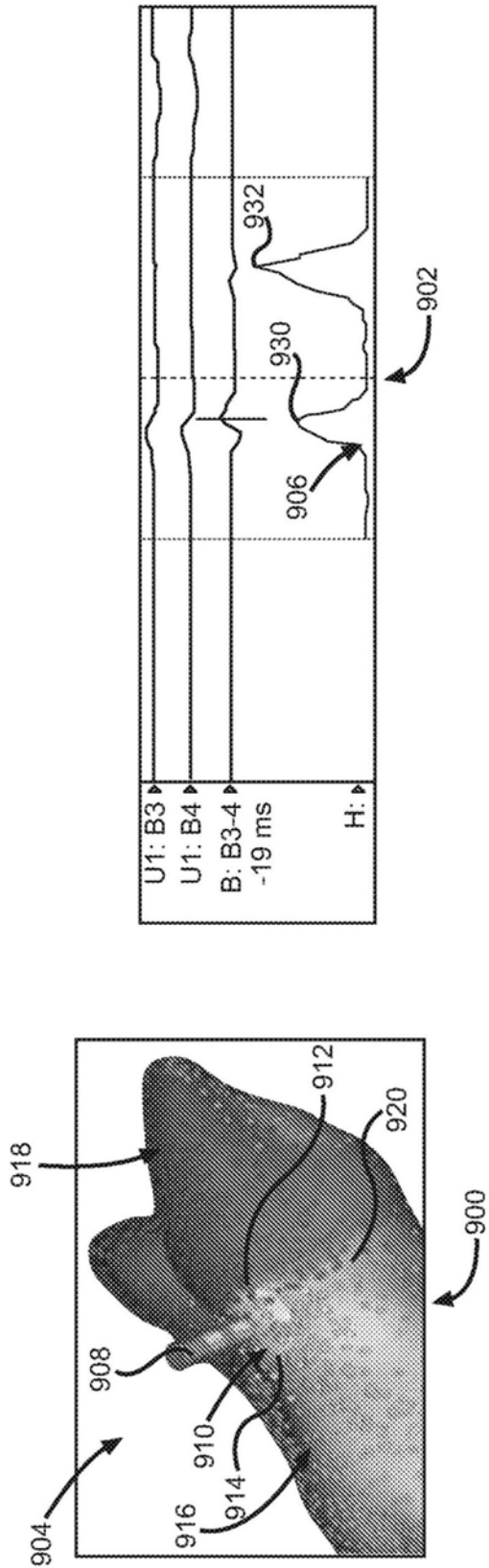


图9A

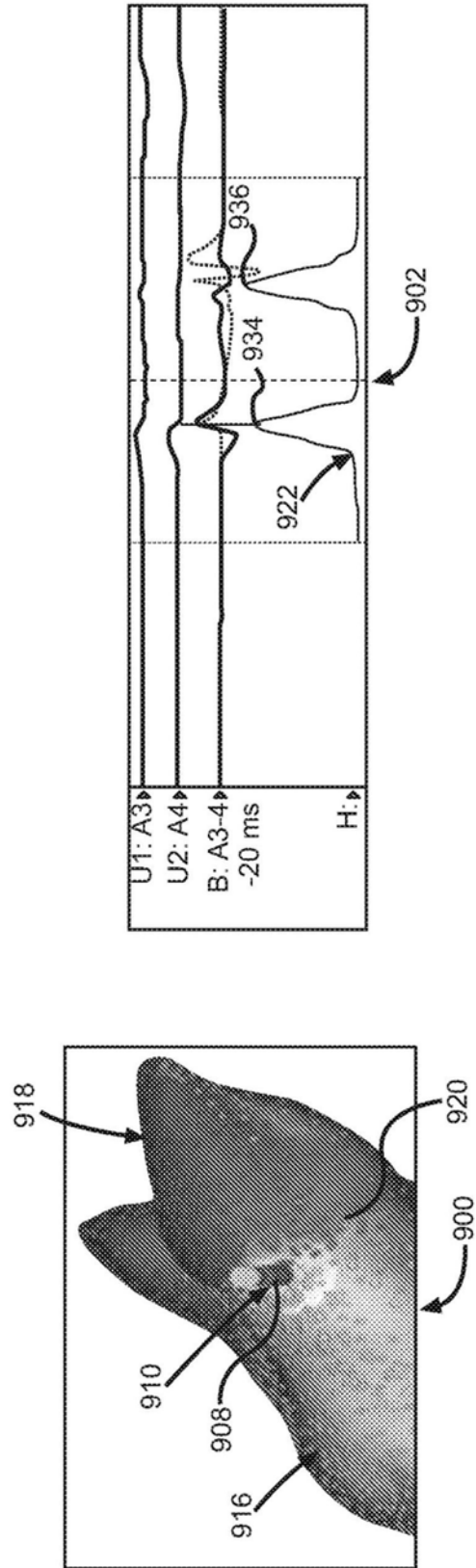


图9B

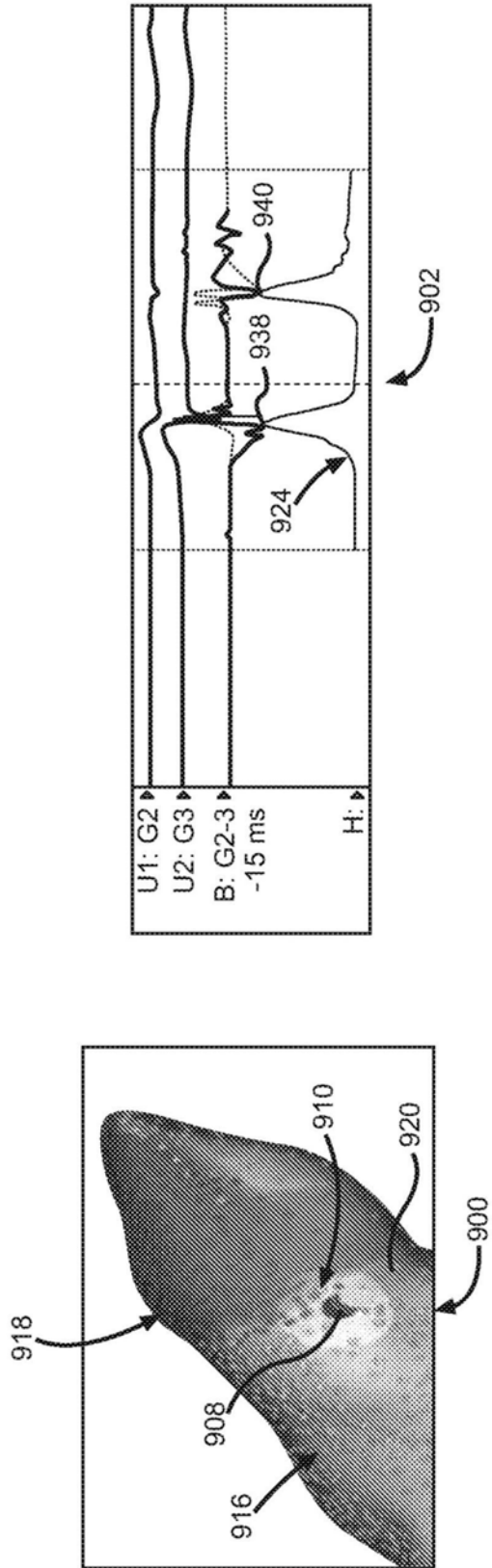


图9C

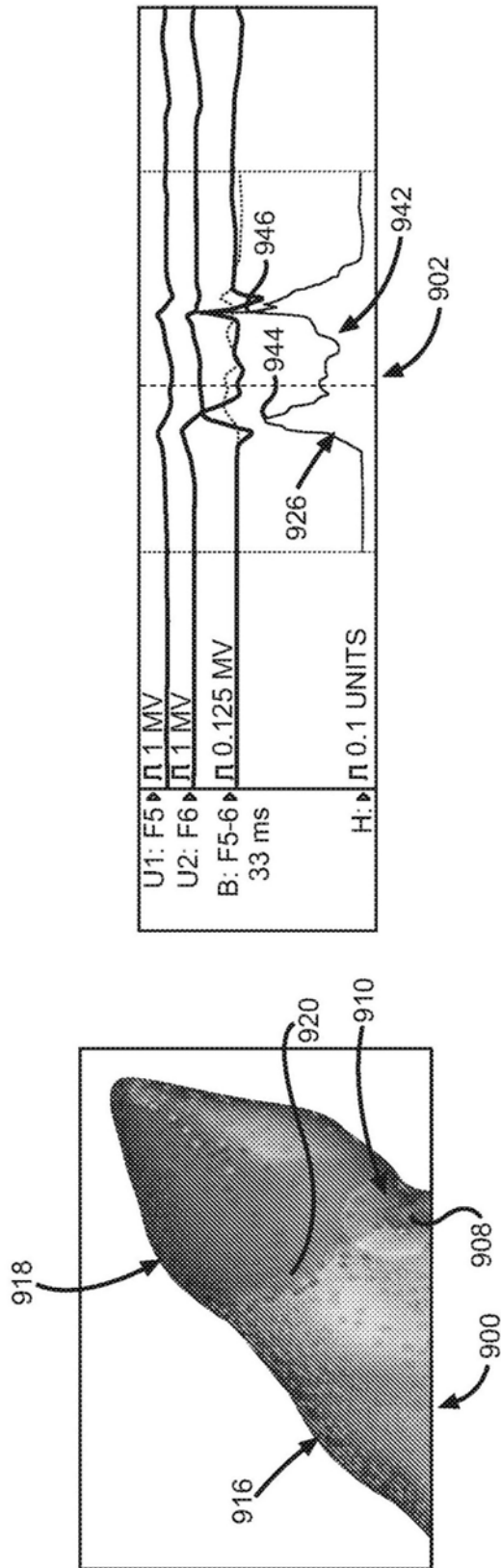


图9D

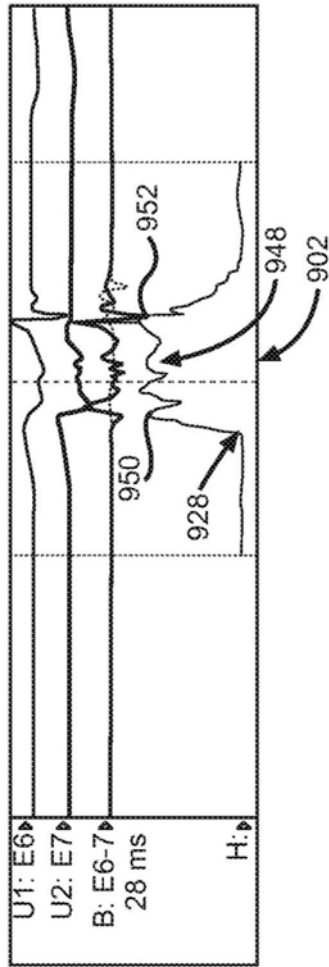
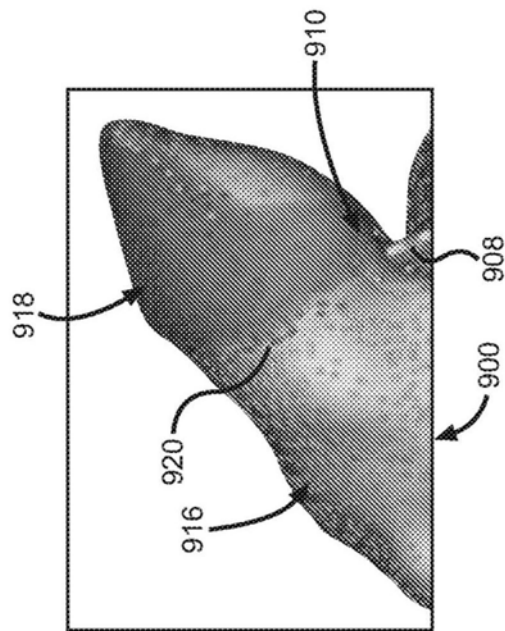


图9E

专利名称(译)	用于电生理学信号的注释直方图		
公开(公告)号	<a href="#">CN110769744A</a>	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201880040747.6	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 莫迪凯珀尔曼 南森 H 班尼特		
发明人	布赖恩·斯图尔特 瓦西里·E·布哈林 莫迪凯·珀尔曼 南森·H·班尼特		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/042 A61B5/0452 A61B5/044 A61B5/053 A61B5/06 A61B18/14 A61B34/20		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/0422 A61B5/044 A61B5/0452 A61B5/0538 A61B5/063 A61B5/6852 A61B5/7221 A61B5/743 A61B18/1492 A61B34/20 A61B34/25 A61B2018/00351 A61B2018/00577 A61B2018/00839 A61B2018/00875 A61B2034/2051 A61B2562/04 A61B2562/06 G06F3/04842 G06F40/169 G06T11/206 G06T2200/24		
代理人(译)	王天鹏		
优先权	62/486920 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；并且基于与电信号的集合中的每个电信号相对应的注释波形和注释标测值的集合中的至少一个而生成注释直方图。

