



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110602980 A

(43)申请公布日 2019. 12. 20

(21)申请号 201880029488.7

瓦西里·E·布哈林

(22)申请日 2018.05.09

(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 王朝辉

62/504,301 2017.05.10 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.11.04

A61B 5/044(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/031884 2018.05.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/208974 EN 2018.11.15

(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 多伦·范斯坦

莫迪凯·珀尔曼

南森·H·班尼特

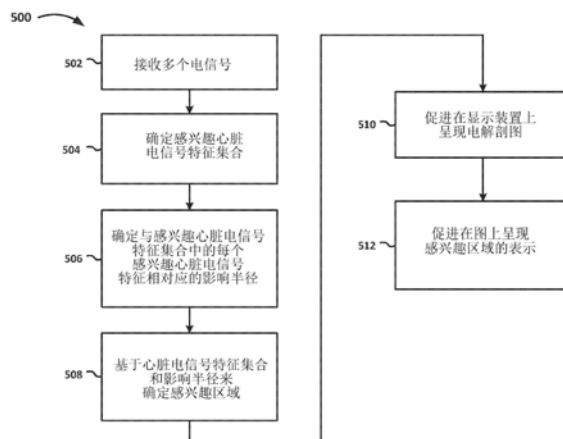
权利要求书3页 说明书21页 附图10页

(54)发明名称

用于电解剖标测的感兴趣区域表示

(57)摘要

一种用于促进心脏信息的显示的系统包括：显示装置，其被配置为呈现心脏图；以及处理单元，其被配置为：接收电信号和对应于所述电信号的测量位置的指示；基于所述电信号产生心脏图，所述心脏图包括表示心脏信号特征的注解；并且确定感兴趣心脏信号特征集合。处理单元还可以基于感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域；并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示。感兴趣区域的表示包括不同于第二显示参数值的第一显示参数值，其中第二显示参数值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。



1. 一种用于促进心脏信息的显示的系统,所述系统包括:
显示装置,所述显示装置被配置为呈现心脏图;以及
处理单元,所述处理单元被配置为:
接收多个电信号;
接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;
基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;
从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;
基于所述感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域;并且
促进经由所述显示装置显示所述心脏图和所述感兴趣区域的表示,所述感兴趣区域的表示包括不同于第二显示参数值的第一显示参数值,其中所述第二显示参数值与不包括在所述感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理单元被进一步配置为:
对于所述心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;并且
基于对每个心脏信号特征确定的影响半径确定所述感兴趣区域。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述处理单元被配置为基于网格产生心脏图,并且其中所述处理单元被进一步配置为:
用第一值标记所述网格的网格元素的每个网格顶点;
如果满足准则,则用第二值标记所述网格的所述网格元素的每个网格顶点;并且
基于所述网格顶点标记促进所述感兴趣区域的表示的显示。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述网格包括三角形网格,其中所述第一值包括0,并且其中所述第二值包括1,并且其中所述处理单元被配置为:
确定所述网格元素的用所述第二值标记的网格顶点的数量;
如果所述网格元素的用所述第二值标记的网格顶点的数量为3个,则对所述网格元素应用突显效果,而不是边界效果;
如果所述网格元素的用所述第二值标记的网格顶点的数量为2个,则对所述网格元素应用边界效果,而不是突显效果;并且
如果所述网格元素的用所述第二值标记的网格顶点的数量少于2个,则对所述网格元素不应用突显效果和边界效果。
5. 根据权利要求2所述的系统,其中所述处理单元被进一步配置为:
确定每个模型像素的位置;
对于每个模型像素确定所述感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集;
对于每个模型像素确定与所述影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力;
对于每个模型像素确定所述影响力的总和;
对于每个模型像素将所述影响力的总和与阈值进行比较;并且
如果所述影响力的总和超过所述阈值,则对每个模型像素应用突显效果。
6. 根据权利要求1-5中任一项所述的系统,所述心脏电信号特征包括以下中的至少一个:激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

7. 根据权利要求1-5中任一项所述的系统,其中所述显示参数包括颜色饱和度。
8. 一种用于促进心脏信息的显示的系统,所述系统包括:
显示装置,所述显示装置被配置为呈现心脏图;以及
处理单元,所述处理单元被配置为:
接收多个电信号;
接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;
基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;
从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;
对于所述心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;
基于所述感兴趣心脏信号特征集合和对应的影响半径确定感兴趣区域;并且
促进经由所述显示装置显示所述心脏图和所述感兴趣区域的表示。
9. 根据权利要求8所述的系统,所述感兴趣区域的表示包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中所述第二颜色饱和度值与不包括在所述感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。
10. 根据权利要求8或9所述的系统,其中所述心脏电信号特征包括以下中的至少一个:
激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。
11. 一种呈现心脏信息的方法,所述方法包括:
接收多个电信号;
接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;
基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;
从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;
基于所述感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域;并且
促进经由所述显示装置显示所述心脏图和所述感兴趣区域的表示,所述感兴趣区域的表示包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中所述第二颜色饱和度值与不包括在所述感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。
12. 根据权利要求11所述的方法,进一步包括:
对于所述心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;并且
基于对每个心脏信号特征确定的影响半径确定所述感兴趣区域。
13. 根据权利要求11或12所述的方法,进一步包括基于网格产生所述心脏图,并且其中所述方法进一步包括:
用第一值标记所述网格的网格元素的每个网格顶点;
如果满足准则,则用第二值标记所述网格的所述网格元素的每个网格顶点;并且
基于所述网格顶点标记促进所述感兴趣区域的表示的显示。
14. 根据权利要求12所述的方法,进一步包括:
确定每个模型像素的位置;
对于每个模型像素确定所述感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集;

对于每个模型像素确定与所述影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力；
对于每个模型像素确定所述影响力的总和；
对于每个模型像素将所述影响力的总和与阈值进行比较；并且
如果所述影响力的总和超过所述阈值，则对每个模型像素应用突显效果。

15. 根据权利要求11-14中任一项所述的方法，所述心脏电信号特征包括以下中的至少一个：激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

用于电解剖标测的感兴趣区域表示

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2017年5月10日提交的临时申请No. 62/504,301的优先权,该申请整个地通过引用并入本文。

技术领域

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

背景技术

[0004] 治疗各种心脏病(诸如室上性和室性心律失常)的微创手术(诸如导管消融术)的使用变得越来越流行。这样的手术涉及心脏中的(诸如心内膜表面的各种位置处的)电活动的标测(例如,基于心脏信号) (“心脏标测”),以识别心律失常的起源部位,接着对该部位进行针对性消融。为了执行这样的心脏标测,具有一个或多个电极的导管可以被插入到患者的心腔中。

[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,并且可以利用接触式和非接触式标测的组合。在两种技术中,一个或多个导管被向前推到心脏中。一些导管一旦在腔中,导管就可以被部署为呈现3D形状。在接触式标测中,由心脏的电活动导致的生理信号是在确定导管远侧尖端与特定心腔的心内膜表面稳定且持续地接触之后、通过安置在导管远侧尖端处的一个或多个电极获取的。在基于非接触式的标测系统中,使用非接触式电极检测到的信号、关于腔解剖结构的信息以及相对电极位置,该系统提供关于心腔的心内膜的生理信息。位置和电活动通常是在心脏的内表面上的大约50个至200个点处逐点地顺序地测得的以构造心脏的电-解剖描绘。所产生的图然后可以用作决定动作的治疗过程(例如,组织消融)的基础以改变心脏的电活动的传播和恢复正常的心律。

[0006] 在许多常规的标测系统中,临床医生视觉地查看或检查捕捉的电图(EGM),这增加了检查时间和成本。然而,在自动电-解剖标测处理期间,大约6,000至20,000个心内电图(EGM)可以被捕捉,这不适宜于完全由临床医生(例如,内科医生)手动查看以进行诊断评估、EGM归类等。通常,标测系统从每个EGM提取标量值来构造描绘心脏内的活动的总体模式的电压、激活或其他图类型。虽然图通常是针对整个心腔产生的,但是临床医生的大多焦点常集中于特定的较小的区域,诸如,举例来说,管峡、疤痕、块线等。用户驱动的焦点通常被标测系统不良地促进,并且上下文保持方法很多程度上依赖于精神成像,这是严重地取决于操作者。另外,上下文有损方法通常不被用户很好地容忍,并且通常导致手术妨害和延迟。此外,数据驱动的(算法支持的)焦点很大程度上是不存在于常规的标测系统中的。

发明内容

[0007] 在例子1中,一种用于促进心脏信息的显示的系统,该系统包括:显示装置,其被配置为呈现心脏图;以及处理单元,其被配置为:接收多个电信号;接收对应于所述多个电信

号中的每个电信号的测量位置的指示;基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;基于感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域;并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示,所述感兴趣区域的表示包括不同于第二显示参数值的第一显示参数值,其中第二显示参数值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。

[0008] 在例子2中,例子1的系统,其中处理单元被进一步配置为对于心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;并且基于对每个心脏信号特征确定的影响半径确定感兴趣区域。

[0009] 在例子3中,例子2的系统,其中处理单元被配置为基于网格产生心脏图,并且其中处理单元被进一步配置为:用第一值标记网格的网格元素的每个网格顶点;如果满足准则,则用第二值标记网格的网格元素的每个网格顶点;并且基于网格顶点标记促进感兴趣区域的表示的显示。

[0010] 在例子4中,例子3的系统,其中网格包括三角形网格,其中第一值包括0,并且其中第二值包括1,并且其中处理单元被配置为:确定网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为3个,则对网格元素应用突显效果,而不是边界效果;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为2个,则对网格元素应用边界效果,而不是突显效果;并且如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量少于2个,则对网格元素不应用突显效果和边界效果。

[0011] 在例子5中,例子2的系统,其中处理单元被进一步配置为:确定每个模型像素的位置;对于每个模型像素确定感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集;对于每个模型像素确定与影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力;对于每个模型像素确定影响力的总和;对于每个模型像素将影响力的总和与阈值进行比较;并且如果影响力的总和超过阈值,则对每个模型像素应用突显效果。

[0012] 在例子6中,例子1-5中的任何一个的系统,心脏电信号特征包括以下中的至少一个:激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

[0013] 在例子7中,例子1-5中的任何一个的系统,显示参数包括颜色饱和度。

[0014] 在例子8中,一种用于促进心脏信息的显示的系统,该系统包括:显示装置,其被配置为呈现心脏图;以及处理单元,其被配置为:接收多个电信号;接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;对于心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;基于感兴趣心脏信号特征集合和对应的影响半径确定感兴趣区域;并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示。

[0015] 在例子9中,例子8的系统,感兴趣区域的表示包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中第二颜色饱和度值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。

[0016] 在例子10中,例子8或9中的任何一个的系统,心脏电信号特征包括以下中的至少一个:激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电

位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

[0017] 在例子11中,一种呈现心脏信息的方法,该方法包括:接收多个电信号;接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;基于感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域;并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示,所述感兴趣区域的表示包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中第二颜色饱和度值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。

[0018] 在例子12中,例子11的方法,进一步包括:对于心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;并且基于对每个心脏信号特征确定的影响半径确定感兴趣区域。

[0019] 在例子13中,例子11或12中的任何一个的方法,进一步包括基于网格产生心脏图,并且其中所述方法进一步包括:用第一值标记网格的网格元素的每个网格顶点;如果满足准则,则用第二值标记网格的网格元素的每个网格顶点;并且基于网格顶点标记促进感兴趣区域的表示的显示。

[0020] 在例子14中,例子12的方法,进一步包括:确定每个模型像素的位置;对于每个模型像素确定感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集;对于每个模型像素确定与影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力;对于每个模型像素确定影响力的总和;对于每个模型像素将影响力的总和与阈值进行比较;并且如果影响力的总和超过阈值,则对每个模型像素应用突显效果。

[0021] 在例子15中,例子11-14中的任何一个的方法,心脏电信号特征包括以下中的至少一个:激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

[0022] 在例子16中,一种用于促进心脏信息的显示的系统,该系统包括:显示装置,其被配置为呈现心脏图;以及处理单元,其被配置为:接收多个电信号;接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;基于感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域;并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示,所述感兴趣区域的表示包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中第二颜色饱和度值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。

[0023] 在例子17中,例子16的系统,其中处理单元被进一步配置为:对于心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;并且基于对每个心脏信号特征确定的影响半径确定感兴趣区域。

[0024] 在例子18中,例子17的系统,其中处理单元被配置为基于网格产生心脏图,并且其中处理单元被进一步配置为:用第一值标记网格的网格元素的每个网格顶点;如果满足准则,则用第二值标记网格的网格元素的每个网格顶点;并且基于网格顶点标记促进感兴趣区域的表示的显示。

[0025] 在例子19中,例子18的系统,其中网格包括三角形网格,其中第一值包括0,并且其中第二值包括1,并且其中处理单元被配置为:确定网格元素的用第二值标记的网格顶点的

数量;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为3个,则对网格元素应用突显效果,而不是边界效果;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为2个,则对网格元素应用边界效果,而不是突显效果;并且如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量少于2个,则对网格元素不应用突显效果和边界效果。

[0026] 在例子20中,例子17的系统,其中处理单元被进一步配置为:确定每个模型像素的位置;对于每个模型像素确定感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集;对于每个模型像素确定与影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力;对于每个模型像素确定影响力的总和;对于每个模型像素将影响力的总和与阈值进行比较;并且如果影响力的总和超过阈值,则对每个模型像素应用突显效果。

[0027] 在例子21中,例子20的系统,感兴趣区域的表示包括边界,其中处理单元被进一步配置为:产生对应于感兴趣区域的兴趣形状的缩放区域;并且通过在兴趣形状的缩放区域上方促进突显的像素的显示来产生边界。

[0028] 在例子22中,例子16的系统,心脏电信号特征包括以下中的至少一个:激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

[0029] 在例子23中,一种用于促进心脏信息的显示的系统,该系统包括:显示装置,其被配置为呈现心脏图;以及处理单元,其被配置为:接收多个电信号;接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;对于心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;基于感兴趣心脏信号特征集合和对应的影响半径确定感兴趣区域;并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示。

[0030] 在例子24中,例子23的系统,感兴趣区域的表示包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中第二颜色饱和度值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。

[0031] 在例子25中,例子23的系统,其中处理单元被配置为基于网格产生心脏图,并且其中处理单元被进一步配置为:用第一值标记网格的网格元素的每个网格顶点;如果满足准则,则用第二值标记网格的网格元素的每个网格顶点;并且基于网格顶点标记促进感兴趣区域的表示的显示。

[0032] 在例子26中,例子25的系统,其中网格包括三角形网格,其中第一值包括0,并且其中第二值包括1,并且其中处理单元被配置为:确定网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为3个,则对网格元素应用突显效果,而不是边界效果;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为2个,则对网格元素应用边界效果,而不是突显效果;并且如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量少于2个,则对网格元素不应用突显效果和边界效果。

[0033] 在例子27中,例子23的系统,其中处理单元被进一步配置为:确定每个模型像素的位置;对于每个模型像素确定感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集;对于每个模型像素确定与影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力;对于每个模型像素确定影响力的总和;对于每个模型像素将影响力的总和与阈值进行比较;并且如果影响力的总和超过阈

值,则对每个模型像素应用突显效果。

[0034] 在例子28中,例子23的系统,心脏电信号特征包括以下中的至少一个:激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

[0035] 在例子29中,一种呈现心脏信息的方法,该方法包括:接收多个电信号;接收对应于所述多个电信号中的每个电信号的测量位置的指示;基于所述多个电信号产生心脏图,所述心脏图包括表示多个心脏信号特征的多个注解;从所述多个心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合;基于感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域;并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示,所述感兴趣区域的表示包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中第二颜色饱和度值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。

[0036] 在例子30中,例子29的方法,进一步包括:对于心脏信号特征集合的每个心脏信号特征确定影响半径;并且基于对每个心脏信号特征确定的影响半径确定感兴趣区域。

[0037] 在例子31中,例子29的方法,进一步包括:基于网格产生心脏图,并且其中所述方法进一步包括:用第一值标记网格的网格元素的每个网格顶点;如果满足准则,则用第二值标记网格的网格元素的每个网格顶点;并且基于网格顶点标记促进感兴趣区域的表示的显示。

[0038] 在例子32中,例子31的方法,其中网格包括三角形网格,其中第一值包括0,并且其中第二值包括1,所述方法进一步包括:确定网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为3个,则对网格元素应用突显效果,而不是边界效果;如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为2个,则对网格元素应用边界效果,而不是突显效果;并且如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量少于2个,则对网格元素不应用突显效果和边界效果。

[0039] 在例子33中,例子29的方法,进一步包括:确定每个模型像素的位置;对于每个模型像素确定感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集;对于每个模型像素确定与影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力;对于每个模型像素确定影响力的总和;对于每个模型像素将影响力的总和与阈值进行比较;并且如果影响力的总和超过阈值,则对每个模型像素应用突显效果。

[0040] 在例子34中,例子33的方法,感兴趣区域的表示包括边界,其中处理单元被进一步配置为:产生对应于感兴趣区域的兴趣形状的缩放区域;并且通过在兴趣形状的缩放区域上方促进突显的像素的显示来产生边界。

[0041] 在例子35中,例子29的方法,心脏电信号特征包括以下中的至少一个:激活时间、检测到的激活、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和峰值间电压。

[0042] 虽然公开了多个实施例,但是目前公开的主题的还有的其他的实施例对于本领域技术人员来说从以下详细描述将变得显而易见,以下详细描述示出并且描述了所公开的主题的说明性实施例。因此,附图和详细描述将被认为本质上是说明性的、而非限制性的。

附图说明

[0043] 图1是描绘根据本文中所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是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的说明性处理单元的框图。

[0045] 图3A和3B描绘根据本文中所公开的主题的实施例的说明性心脏图。

[0046] 图4是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的用于产生心脏图的说明性处理的流程图。

[0047] 图5是描绘根据本文中所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。

[0048] 图6是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的产生感兴趣区域的表示的说明性方法的流程图。

[0049] 图7是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的使用图6中描绘的的按方法的实施例的各方面产生感兴趣区域的表示的说明性例子的概念示意图。

[0050] 图8是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的产生感兴趣区域的表示的说明性方法的流程图。

[0051] 图9是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的使用图8中描绘的方法的实施例的各方面产生感兴趣区域的表示的说明性例子的概念示意图。

[0052] 图10A-10C是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的产生感兴趣区域的表示的边界的说明性例子的概念示意图。

[0053] 虽然所公开的主题可接受各种修改和替代形式,但是特定的实施例在附图中是作为例子示出的,并且在下面被详细描述。然而,意图不是使本公开限于所描述的特定实施例。相反,本公开的意图是涵盖落在由所附权利要求限定的本公开的范围内的所有的修改、等同和替换。

[0054] 因为术语在本文中是相对于有形事物(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(例如,尺寸、特性、属性、组件等)及其范围使用的,所以“大约”和“大致”可以互换地用来指代以下测量,该测量包括所陈述的测量,而且还包括合理地接近所陈述的测量、但是可以相差具有相关领域的普通技能的个体将理解并且容易确定为归因于以下因素的合理地小的量的任何测量:测量误差;测量和/或制造设备标定的差异;读取和/或设置测量的人为误差;为鉴于其他测量(例如,与其他事物相关联的测量)对性能和/或结构参数进行优化而做出的调整;特定的实现情况;人、计算装置和/或机器对事物、设置和/或测量进行的不精确的调整和/或操纵;系统容限;控制回路;机器学习;可预见的变化(例如,统计上不显著的变化、混沌变化、系统和/或模型不稳定性等);偏好;等等。

[0055] 尽管术语“块”在本文中用于暗示说明性地部署的不同的元件,但是该术语不应被解释为暗指本文中所公开的各种块的任何要求或它们之间的特定次序。类似地,尽管说明性方法可以用一个或多个附图(例如,流程图、通信流程等)来表示,但是附图不应被解释为暗指本文中所公开的各种步骤的任何要求和它们之间的特定次序。然而,如本文中可能明确地描述的,和/或如可以从步骤本身的性质理解的(例如,一些步骤的执行可能取决于前一步的结果),某些实施例可能需要某些步骤和某些步骤之间的某些次序。另外,各项(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。

[0056] “多个”意指多于一个。

[0057] 如本文中所使用的,术语“基于”意不在于限制性的,而是相反指示确定、识别、预测、计算等是通过至少使用“基于”之后的作为输入的术语而执行的。例如,基于特定条信息预测结果可以另外地或可替代地使相同的确定基于另一条信息。

具体实施方式

[0058] 本文中所描述的系统和方法的实施例促进对感测的心脏电信号进行处理以在电解剖图上呈现感兴趣区域(ROI)的表示。在实施例中,ROI的表示可以促进ROI的清楚的视觉区分,同时保留注解的上下文。ROI的表示可以包括应用于图的突显效果,这些突显效果是持续的,容忍视角的,容忍各种变焦级别的,并且不阻挡图中的其他信息。在实施例中,例如,ROI的表示可以包括图的表面的对应部分在去饱和的图的顶上的有边界的、突显的覆盖。在实施例中,用边界渲染ROI的表示可以促进清楚地呈现多个截然不同的ROI(在实施例中,这些ROI可以被称为一个ROI的多个部分)。本文中所描述的突显操作的实施例可以是用户驱动的和/或算法驱动的。

[0059] 根据实施例,为了执行本文中所描述的方法的实施例的各方面,可以从标测导管(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、医疗装置(例如,可植入医疗装置、外部医疗装置、遥测装置等)等获得心脏电信号。

[0060] 如术语在本文中所使用的,感测的心脏电信号可以是指一个或多个感测的信号。每个心脏电信号可以包括在患者的心脏内感测的若干个心内电图(EGM),并且可以包括可以通过系统100的各方面确定的任何数量的特征。心脏电信号特征的例子包括,但不限于,激活时间、激活、激活波形、滤波的激活波形、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率、峰值间电压等。心脏电信号特征可以是指从一个或多个心脏电信号提取的、从一个或多个心脏电信号提取的一个或多个特征推导的、等等的一个或多个特征。另外,心脏电信号特征在心脏图和/或表面图上的表示可以表示一个或多个心脏电信号特征、若干个心脏电信号特征的插值等。

[0061] 每个心脏信号还可以与心脏电信号的感测位置所对应的相应位置坐标的集合相关联。感测的心脏信号的每个相应位置坐标可以包括三维笛卡尔坐标、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,相应位置坐标是指空间中的相对于该任意原点的位置。因为在实施例中,心脏信号可以在心脏表面上被感测到,所以相应位置坐标可以在心内膜表面、心外膜表面上、患者的心脏的心肌中部、和/或这些中的一个的附近。

[0062] 图1示出心脏标测系统100的示例性实施例的示意图。如以上所指示的,本文中所公开的主题的实施例可以在标测系统(例如,标测系统100)中实现,而其他实施例可以在消融系统、记录系统、计算机分析系统等中实现。标测系统100包括具有多个空间上分布的电极的可移动导管110。在心脏标测过程的信号获取阶段期间,导管110被移置到导管110被插入到的心腔内的多个位置。在一些实施例中,导管110的远端装有在导管上方稍微均匀地铺展的多个电极。例如,电极可以遵循3D橄榄形状、篮子形状等被安装在导管110上。电极被安

装在能够将电极在心脏内部时部署为期望形状并且当导管被从心脏移除时使电极缩回的装置上。为了使得可以在心脏中部署成3D形状,电极可以被安装在气球、形状记忆材料(诸如镍)、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,如本文中所描述的、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后续处理也可以适用于具有记录系统、消融系统和/或具有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的系统的实现中。

[0063] 在导管110被移动到的每个位置处,导管的多个电极获取从心脏中的电活动得到的信号。因此,重构并且向用户(诸如医生和/或技术人员)呈现与心脏的电活动有关的生理数据可以是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的且忠实的重构。心腔中的多个导管位置处的信号的获取使得导管能够有效地充当“巨大导管”,该巨大导管的电极和电极跨度的有效数量与执行信号获取的位置的数量和导管具有的电极的数量的乘积成比例。

[0064] 为了提高心内膜表面处的重构的生理信息的质量,在一些实施例中,导管110被移动到心腔内的多于三个的位置(例如,多于5个、10个或者甚至50个位置)。此外,导管被移动的空间范围可以大于心腔的直径的三分之一($1/3$) (例如,大于心腔的直径的35%、40%、50%或者甚至60%)。另外,在一些实施例中,基于在心腔内的单个导管位置处或几个位置上、在几个心跳上测得的信号来计算重构的生理信息。在重构的生理信息是基于几个心跳上的多个测量的情况下,可以使测量彼此同步以使得测量是以心脏周期的大致相同的相位执行的。可以基于从生理数据(诸如表面心电图(ECG)和/或心内电图(EGM))检测到的特征来使多次跳动上的信号测量同步。

[0065] 心脏标测系统100进一步包括处理单元120,处理单元120执行与标测过程有关的操作中的几个操作,包括确定心内膜表面处的生理信息(例如,如上所述)和/或心腔内的生理信息的重构过程。处理单元120还可以执行导管配准过程。处理单元120还可以产生用于聚合导管110捕捉的信息的3D栅格并且促进该信息的部分的显示。

[0066] 插入到心腔中的导管110的位置可以使用常规的感测和跟踪系统180来确定,常规的感测和跟踪系统180提供导管和/或其多个电极相对于该感测和跟踪系统建立的导管的坐标系的3D空间坐标。这些3D空间位置可以用于构建3D栅格。系统100的实施例可以使用组合阻抗定位与磁定位技术的混合定位技术。该组合可以使得系统100能够准确地跟踪连接到系统100的导管。磁定位技术使用定位在患者桌子下面的定位发生器产生的磁场来用磁传感器跟踪导管。阻抗定位技术可以用于跟踪没有配备有磁定位传感器的导管,并且可以利用表面ECG贴片。

[0067] 在实施例中,为了执行标测过程并且重构心内膜表面上的生理信息,处理单元120可以使导管110的坐标系与心内膜表面的坐标系对齐。处理单元110(或系统100的某个其他的处理组件)可以确定坐标系变换函数,该函数将导管的位置的3D空间坐标变换为用心内膜表面的坐标系表达的坐标,和/或反过来。在实施例中,这样的变换可能不是必要的,因为本文中所描述的3D栅格的实施例可以用于捕捉接触式和非接触式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并且向系统100的操作者和/或其他人(例如,内科医生)显示该信息的有用的特征。

[0068] 根据实施例,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,电模块140可以包括例如信号调理组件。电模块140可以被配置为接收从导管110传送的信号并且在这些信号被转发给处理单元120之前对这些信号执行信号增强操作。电模块140可以包括可以用于对一个或多个电极测得的心内电位进行放大、滤波和/或采样的信号调理硬件、软件和/或固件。心内信号通常具有60mV的最大振幅,其均值为几毫伏。

[0069] 在一些实施例中,信号在频率范围(例如,0.5-500Hz)内被进行带通滤波,并且被用模数转换器进行采样(例如,在1kHz下,具有15位分辨率)。为了避免对房间里的电设备产生干扰,可以对信号进行滤波以移除对应于电源供应的频率(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)也可以发生。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)测得的单极信号,所述参考诸如,举例来说,冠状窦导管或Wilson中央端子(WCT),从这些单极信号,信号处理操作可以计算差值以产生多极信号(例如,双极信号、三极信号等)。所述信号可以在产生多极信号之前和/或之后被以其他方式进行处理(例如,滤波、采样等)。所得的处理的信号被模块140转发给处理单元120进行进一步的处理。

[0070] 在实施例中,处理单元120可以被配置为对所得的处理的信号进行处理。在实施例中,因为处理单元120可以被配置为对任何数量的不同类型的电信号进行处理,不管它们是否已经被预处理,所以如本文中所描述的,术语“电信号(一个或多个)”、“心脏电信号(一个或多个)”以及包括前述中的一个或多个的术语应被理解为指代电信号、处理的(例如,“预处理的”)电信号、原始信号数据、插值的电信号、估计的电信号、和/或表示电信号的任何其他类型的信息。

[0071] 处理单元120的实施例可以被配置为接收若干个电信号,诸如,举例来说,心脏电信号。处理单元120可以从电模块140、从存储器装置、从导管(例如,导管110)、从另一个计算装置、经由用户输入装置从用户、等等接收电信号。在实施例中,处理单元120可以接收对应于每个电信号的测量位置的指示。处理单元120可以被配置为基于电信号产生心脏图,该心脏图可以经由显示装置170呈现。在实施例中,心脏图包括表示若干个心脏信号特征的若干个注解,注解可以包括例如一个或多个激活时间、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率和/或峰值间电压。

[0072] 处理单元120可以被进一步配置为从心脏信号特征确定感兴趣心脏信号特征集合。根据实施例,“感兴趣”心脏信号特征是已经被诸如举例来说、经由用户输入、自动算法等指定的心脏信号特征。处理单元120还可以被配置为基于感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域(ROI)。在实施例中,ROI是指被指定为感兴趣的信息集合,并且在实施例中,可以基于被指定为感兴趣的另一个信息集合来确定。也就是说,例如,处理单元120可以被配置为确定感兴趣电信号特征集合(例如,被指定为感兴趣信息集合)(例如,基于用户输入、算法等)并且基于感兴趣信号特征集合确定感兴趣区域(例如,被指定为感兴趣的另一个信息集合)。在实施例中,感兴趣区域可以是指映射数据点集合,诸如,举例来说,使用网格映射到电解剖壳表面的数据点集合(例如,心脏模型)。感兴趣区域可以包括感兴趣心脏信号特征集合、与感兴趣心脏信号特征相关联的信息等。

[0073] 根据实施例,处理单元120可以被配置为促进经由显示装置170显示心脏图和感兴趣区域的表示。感兴趣区域的表示可以包括例如不同于第二显示参数值的第一显示参数值。在实施例中,显示参数可以包括可以被配置为改变显示的表示的外观的一个或多个特

征的若干个不同类型的参数、设置等。例如,在实施例,显示参数可以包括亮度、对比度、颜色饱和度、清晰度等。因此,在实施例,感兴趣区域的表示可以包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中第二颜色饱和度值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。颜色饱和度值、相对颜色饱和度值等可以经由用户输入、算法等调整。

[0074] 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,这二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,存储装置160可以用于存储各种互连的模块获取的数据,包括体积图像、通过电极测得的原始数据和/或从其计算的所得的心内膜表示、用于加快标测过程的部分计算的变换、对应于心内膜表面的重构的生理信息等。

[0075] 在实施例,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、分类器等来自动地改进其算法的准确度。在实施例,例如,处理单元可以使用一种或多种监督式和/或非监督式技术。诸如,举例来说,支持矢量机(SVM)、k近邻技术、人工神经网络等。在实施例,可以使用来自用户的反馈信息、其他度量等来训练和/或改动分类器。

[0076] 图1所示的说明性心脏标测系统100的意图不是建议关于本公开的实施例的使用或功能性的范围的任何限制。说明性心脏标测系统100也不应被解释为具有与本文中例示说明的任何单个组件或组件组合相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本文中所描绘的其他组件(和/或没有例示说明的组件)中的各种组件集成,所有这些组件都被认为在本文中所公开的主题的界限内。例如,电模块140可以与处理单元120集成。另外,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现,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/或其他信息并且执行本文中所描述的用于对心脏信息进行处理(例如,确定注解波形、等等)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,而不是标测导管。

[0077] 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中所描绘的处理单元120,或者被包括在图1中描绘的处理单元120中。如图2所示,处理单元200可以在包括处理器202和存储器204的计算装置上实现。尽管处理单元200在本文中是以单数提到的,但是处理单元200可以在分布在多个计算装置上的、在多个虚拟机内实例化的、等等的多个实例中实现(例如,被实现为服务器群)。用于促进心脏标测的一个或多个组件可以被存储在存储器204中。在实施例,处理器202可以被配置为对所述一个或多个组件进行实例化以产生一个或多个电信号特征206和心脏图208,其中任何一个都可以被存储在存储器204中。

[0078] 如图2中进一步描绘的,处理单元200可以包括被配置为接收电信号的接受器210。接受器210可以被配置为从标测导管(例如,图1中所描绘的标测导管110)、存储器装置(例如,存储器204)、服务器等接收电信号。测得的电信号可以包括在患者的心脏内感测的若干个心内电图(EGM)。接受器210还可以接收对应于所述电信号中的每个的测量位置的指示。在实施例,接受器210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210可以利用任何数量的不同的组件和/或技术来确定要接受哪些电信号或跳动,诸如滤波、跳动

匹配、形态学分析、位置信息(例如,导管运动)、呼吸门控等。

[0079] 接受的电信号被特征提取器212接收,特征提取器212被配置为从所述电信号中的每个提取至少一个电信号特征。在实施例中,提取的电信号特征可以用于给心电图作注解,在这种情况下,提取的电信号特征可以被互换地称为注解特征。在电信号是心脏电信号的实施例中,提取的信号特征可以被互换地称为心脏电信号特征。在实施例中,所述至少一个电信号特征包括对应于至少一个注解度量的至少一个值。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对应于所述至少一个度量的所述至少一个值和/或至少一个对应的时间(对应的时间不一定对于每个注解特征都存在)。根据实施例,所述至少一个电信号特征可以包括例如激活事件、检测到的激活(例如,激活波形的分量)、激活波形、激活直方图、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率、峰值间电压、激活持续时间、注解波形(例如,激活波形)等。心脏电信号特征可以是指从一个或多个心脏电信号提取的、从来自一个或多个心脏电信号提取的一个或多个特征推导的、等等的一个或多个特征。另外,心脏电信号特征在心脏图和/或表面图上的表示可以表示一个或多个心脏电信号特征、若干个心脏电信号特征的插值等。

[0080] 根据实施例,特征提取器212可以被配置为检测指定的事件(例如,激活)并且产生注解波形(电信号特征206的类型),注解波形可以例如是激活波形。注解波形是注解波形值集合,并且可以包括例如离散激活注解值集合(例如,注解波形值集合、时间注解集合等)、定义注解波形曲线的函数等。因此,在实施例中,术语“注解波形”可以包括“滤波的注解波形”。激活波形是激活波形值集合,并且可以包括例如离散激活波形值集合(例如,激活波形值集合、激活时间注解集合等)、定义注解波形曲线的函数等。因此,在实施例中,术语“激活波形”可以包括“滤波的激活波形”。

[0081] 根据实施例,特征提取器212可以包括、类似于以下美国申请中所描述的注解波形发生器的实施例的各方面、或者包括在这些方面中:2017年4月18日提交的、标题为“ANNOTATION WAVEFORM”的美国申请No.62/486,926;2017年4月18日提交的、标题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING TOOLS FACILITATED BY ACTIVATION WAVEFORMS”的美国申请No.62/486,909;和/或2017年4月18日提交的、标题为“ANNOTATION HISTOGRAM”的美国申请No.62/486,920;其中每篇的全部内容特此出于所有目的通过引用并入本文。在实施例中,特征提取器212可以被配置为产生注解直方图(另一类型的电信号特征206),该注解直方图具有来自心电图(EGM)的注解包括在其内的若干个区间。特征提取器212可以被配置为通过将所述特征和/或EGM中的每个包括在直方图中来聚合注解特征集合。例如,特征提取器212可以被配置为通过以下方式来聚合激活特征集合,即,将置信水平分配给对应于激活特征的每个事件,确定与每个事件相关联的加权的置信水平;并且将加权的置信水平包括在直方图中。根据实施例,特征提取器212可以包括、类似于以下美国申请中所描述的直方图发生器的实施例的各方面、或者包括在这些方面中:2017年4月18日提交的、标题为“ANNOTATION WAVEFORM”的美国申请No.62/486,926;2017年4月18日提交的、标题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING TOOLS FACILITATED BY ACTIVATION WAVEFORMS”的美国申请No.62/486,909;和/或2017年4月18日提交的、标题为“ANNOTATION HISTOGRAM”的美国申请No.62/486,920;如上并入。

[0082] 如图2所示,处理单元200包括感兴趣区域(ROI)组件214。根据实施例,ROI组件214

被配置为确定感兴趣心脏信号特征集合。根据实施例，“感兴趣”心脏信号特征是已经被照此（诸如，举例来说，经由用户输入、自动算法等）指定的心脏信号特征。在实施例中，例如，在实施例中，用户（例如，临床医生）经由用户输入装置与图形用户界面（GUI）交互以选择感兴趣心脏信号特征集合。在实施例中，GUI可以促进经由与GUI的交互选择一个或多个心脏信号特征、心脏信号特征范围等。例如，在实施例中，GUI可以包括用于使得用户能够选择各种电信号特征、装置参数、生理参数、环境参数等的滑块、按钮、旋钮等的交互式表示。在实施例中，GUI可以允许用户直接与心脏图交互（例如，通过利用光标选择图的点和/或区域、悬停在图的点和/或区域上方、等等）以促进感兴趣电信号特征集合（因此、感兴趣区域）的识别。处理单元200可以被配置为基于与GUI的用户交互来确定感兴趣电信号特征集合。

[0083] 在实施例中，处理单元200可以被配置为自动地确定感兴趣电信号特征集合，诸如，举例来说，通过基于一个或多个分类准则将电信号特征分类为感兴趣的。在实施例中，分类准则可以是用户可选的和/或可调整的。在实施例中，准则可以是自动选择的和/或由处理单元200响应于间接相关的用户输入（例如，促进对应注解的显示和/或调整的用户输入）调整。在实施例中，感兴趣电信号特征集合可以以编程方式确定，以促进任何数量的不同类型的图功能性。

[0084] 根据实施例，ROI组件214可以被配置为基于感兴趣心脏信号特征集合确定ROI。在实施例中，例如，ROI包括感兴趣心脏信号特征集合和/或对应于其的标测的信息。在实施例中，例如，ROI组件214可以被配置为对于心脏信号特征集合中的每个心脏信号特征确定影响半径。电信号特征的影响半径是表示在其内电信号特征具有影响和/或可能具有影响的空间区域的度量（例如，标量值、矢量、标量值和/或矢量的组合等）。例如，在实施例中，心脏电信号特征的影响半径可以是对于其来说心脏信号特征具有生理意义的、沿着解剖壳的表面的距离（例如，心脏模型）——也就是说，例如，特征的影响半径可以对应于心脏图的表面的至少部分基于该特征注解的一部分。

[0085] 在实施例中，ROI组件214可以以任何数量的方式确定电信号特征的影响半径，诸如，举例来说，以（例如，从标测引擎）获得心脏图的至少部分基于电信号特征注解的部分的指示。在实施例中，ROI组件214可以通过以下方式来确定电信号特征的影响半径，即，确定电信号特征（和/或与对应的电信号相关联的其他电信号特征）将具有影响（例如，通过促使心脏的操作的一部分，通过促使心律失常，通过促使在某个距离内测得的信号，等等）的可能性（例如，概率）。在实施例中，影响半径可以是指图的表面距离（例如，沿着图的表面的轮廓的累积距离，而不是欧几里得距离，诸如，例如，围绕点的假想球体的半径的长度）。

[0086] 根据实施例，ROI组件214可以被配置为基于对每个心脏信号特征确定的影响半径确定感兴趣区域。也就是说，例如，ROI组件214可以连接与感兴趣电信号特征集合中的电信号特征相对应的图部分以形成ROI。在实施例中，ROI可以是图的连续的二维部分、图的多个断开的二维部分等。在实施例中，算法（例如，本文中针对基于顶点的突显产生、基于像素的突显产生等描述的方法的实施例的各方面）可以被配置为连接突显的图部分（例如，对应于影响半径的图部分）以形成更大的区域（例如，ROI、ROI的部分等）。该算法可以被配置为确定是否连接更大的部分，这些部分对应于连接的影响半径等。在实施例中，ROI组件214可以被配置为执行插值以使得例如，在彼此的某个指定的距离内的两个区域可以被连接（例如，假定满足一个或多个准则，诸如，例如，在两个区域之间不存在不感兴趣的点——将不突显

的数据点)。

[0087] 另外,处理单元200包括标测引擎216,标测引擎216被配置为基于电信号来促进对应于心脏表面的图208的呈现。在实施例中,图208可以包括电压图、激活图、分级图、速率图、置信图等。在实施例中,标测引擎216可以包括、类似于ROI组件214、包括在ROI组件214内、和/或以其他方式与ROI组件214集成。在实施例中,标测引擎216可以被配置为促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示。如所示,例如,感兴趣区域的表示可以包括不同于第二颜色饱和度值的第一颜色饱和度值,其中第二颜色饱和度值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。在实施例中,感兴趣区域的多于一个的表示可以呈现在图上。

[0088] 在实施例中,感兴趣区域的表示可以被呈现为图的突显区域。突显区域内的网格像素(与用于产生图的网格相关联的像素)可以表现为具有使它们区别于不在突显区域内的网格像素的照明效果,同时保持所有的信息呈现在图上(例如,当感兴趣区域因为只有相对饱和度水平被调整——例如,与使图变暗截然相反、调整透明度、等等而被突显时,注解颜色、色调、亮度、以及与该区域相关联的其他属性被保留)。在实施例中,为了呈现感兴趣区域的表示,图的不在感兴趣区域内的部分可以是去饱和的(例如,在呈现该表示之前,用比显示那些区域的饱和度值低的饱和度值显示),而图的在感兴趣区域内的部分在呈现感兴趣区域的表示之前可以是过饱和的或者至少用超过显示这些区域的饱和度值的饱和度值显示。在实施例中,突显区域的饱和量大于非突显区域的饱和量。根据实施例,突显区域和/或非突显区域的饱和度可以由用户选择、控制和/或以其他方式影响(例如,在某些容许参数内控制)。图3A和3B中描绘了说明性突显操作。

[0089] 图3A描绘根据本文中所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呈现的交互式图形用户界面(GUI)的说明性抓屏,该抓屏示出了说明性心脏图300。根据实施例,心脏标测系统可以是、类似于、包括图1中所描绘的标测系统100,或者包括在标测系统100内。在实施例中,GUI可以被配置为一次仅呈现心脏图300的一个视图。在实施例中,GUI可以被配置为同时地、顺序地和/或可替代地呈现任何数量的心脏图的任何数量的不同视图。在实施例中,例如,GUI可以被配置为呈现具有表示激活的注解的第一心脏图和具有表示电位、电流密度等的注解的第二心脏图。

[0090] 如图3A所示,心脏图300包括解剖壳302和显示在解剖壳302上的注解304。在实施例中,图可以是在其上激活位置用凸起的凸块306指示的激活图。在实施例中,凸起的凸块306(或其他显示的特征)可以用于指示任何数量的不同的度量、值、事件等。在实施例中,注解(例如,电信号特征、对应于——例如,来源于——电信号特征的量)可以使用颜色308、310、312、314、316和318来表示。尽管本文中讨论了六种截然不同的颜色,但是任何数量的颜色可以用于这样的表示。在实施例中,除了颜色之外,或者代替颜色,其他表示可以用于表示诸如举例来说纹理、位置标记、曲线、矢量等的激活。在实施例中,凸起的凸块306可以被配置为表示与获取的电信号(例如,EGM)相关联的位置、与获取的电信号的聚合相关联的虚拟位置等。在实施例中,GUI还可以包括被配置为指示注解颜色308、310、312、314、316和318所表示的值的图例(未示出)。

[0091] 实施例通过突显心脏图的对应部分来促进在心脏图上呈现感兴趣区域(ROI)的表示。图3B是根据本文中所公开的主题的实施例的来自交互式GUI的说明性抓屏,该抓屏示出

了图3A中描绘的心脏图300的另一个视图。根据实施例,心脏图300可以是或者可以包括一个或多个可选的GUI元素以使得例如,用户可以在心脏图300的一部分的上方移动光标并且选择心脏图300的光标指向的部分,例如,通过按下鼠标按钮、敲击触摸屏等来选择。

[0092] 根据实施例,例如,GUI可以被配置为从用户输入装置接收心脏图300的区域的選擇。用于做出選擇的用户输入装置可以包括用于操纵显示装置提供的GUI上提供的選擇工具的鼠标、触摸屏等。選擇工具可以包括例如刷子、用于通过在选定的区域周围拖拽自由形状来包围该区域的光标、可展开多边形選擇工具、虚拟探头等,并且在实施例中,可以选自若干个可选的選擇工具。在实施例中,選擇工具可以具有可调整的大小、行为和/或其其他特性。以这种方式,例如,用户可以选择期望的選擇工具及其大小。選擇图300的区域可以包括例如使用鼠标或触摸屏装置圈出图的该区域以操纵光标、使用输入装置在图的该区域的上方刷以操纵刷子、等等。根据实施例,图的一个或多个部分可以是交互式的,以使得用户可以将鼠标光标定位在图的一部分的上方,并且与该部分交互(例如,通过点击右边的鼠标按钮)以揭示附加的信息和/或功能性。

[0093] 在实施例中,响应于接收到心脏图300的部分的用户选择的指示,处理单元可以使图300的对应区域(在本文中也称为“选定区域”)被突显。类似地,GUI可以包括与心脏图300分离的、可以使用用户输入装置选择以使处理单元突显图300的对应部分320的一个或多个可选元素(例如,可选波形、直方图、EGM、参数等)。在实施例中,对应于用户选择的信息可以包括感兴趣区域(ROI),或者包括在ROI中,图300的突显部分320可以包括该ROI的表示,或者包括在ROI的表示中。

[0094] 根据实施例,例如,用户可以与鼠标交互,并且可以操纵鼠标以在图的一部分的上方移动鼠标光标。当用户按下并且保持鼠标按钮时,处理单元可以确定从鼠标光标点的位置延伸到网格(例如,在垂直于网格的方向上(或者在与鼠标光标的移动相关联的方向上,等等))的射线。处理单元可以被配置为确定该射线与网格相交的位置(例如,网格元素),并且可以被配置为确定与该网格元素相关联的一个或多个像素。所述一个或多个像素可以被作为感兴趣区域(ROI)的表示突显。在实施例中,用户可以通过在压住鼠标按钮的同时移动鼠标光标来扩大感兴趣区域,从而使所述处理累加地产生更大的ROI。

[0095] ROI的表示320可以被配置为强调图300的对应于ROI的部分。在实施例中,例如,ROI的表示320可以通过被突显而区别于图300的相邻区域。也就是说,例如,ROI的表示320可以是图的对应部分的突显(例如,通过使用与图300的其他部分的颜色饱和度不同的颜色饱和度在表示320中呈现电信号特征(例如,通过使用与图300的其他部分的颜色饱和度不同的颜色)来呈现。例如,在实施例中,边界322可以用与用于给图300作注解的颜色中的一种或多种不同的颜色(例如,与邻近边界设置的某个大小的任何像素或像素组中所用的任何颜色不同的颜色)来呈现。例如,在实施例中,边界322可以是白色。边界322可以被配置为帮助描画ROI的表示320、创建离散区域的感觉、和/或帮助一些显示装置和/或照明条件使突显本身更难以使用户看见的情形。在实施例中,单个的电信号特征和/或位置可以使用表示324来指示,表示324诸如“Xs”、凸起的凸块等。

[0096] 图2所示的说明性处理单元200和说明性心脏图300并非意图示意关于本公开的实施例的使用或功能性的范围的任何限制。说明性处理单元200和/或心脏图500都不应被解释为具有与本文中例示说明的任何单个组件或组件组合相关的任何依赖性要求。另外,

在实施例中,图2、3A和3B中所描绘的组件和/或特征中的任何一个或多个可以与本文中所描绘的其他的组件和/或特征(和/或没有例示说明的组件)中的各种组件和/或特征集成,所有这些组件都被认为在本文中所公开的精神的界限内。例如,接受器210可以与特征提取器212、ROI组件214和/或标测引擎216集成。在实施例中,处理单元200可以不包括接受器210,而在其他实施例中,接受器210可以被配置为从存储器装置、通信组件等接收电信号。

[0097] 另外,处理单元200可以(单独地和/或与图1中所描绘的系统100的其他组件和/或没有例示说明的其他组件组合)执行与心脏标测(例如,触发、消隐、场标测等)相关联的任何数量的不同的功能和/或处理,诸如,举例来说,以下美国专利和专利公开中公开的那些:标题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING”的美国专利8,428,700;标题为“ELECTROANATOMICAL MAPPING”的美国专利8,948,837;标题为“CATHETER TRACKING AND ENDOCARDIUM REPRESENTATION GENERATION”的美国专利8,615,287;标题为“ESTIMATING THE PREVALENCE OF ACTIVATION PATTERNS IN DATA SEGMENTS DURING ELECTROPHYSIOLOGY MAPPING”的美国专利公开2015/0065836;标题为“SYSTEMS AND METHODS FOR GUIDING MOVABLE ELECTRODE ELEMENTS WITHIN MULTIPLE-ELECTRODE STRUCTURE”的美国专利6,070,094;标题为“CARDIAC MAPPING AND ABLATION SYSTEMS”的美国专利6,233,491;标题为“SYSTEMS AND PROCESSES FOR REFINING A REGISTERED MAP OF A BODY CAVITY”的美国专利6,735,465;这些专利和专利公开的公开内容特此通过引用明确地并入本文。

[0098] 根据实施例,图1所示的标测系统100的各种组件和/或图2所示的处理单元200可以在一个或多个计算装置上实现。计算装置可以包括适合于实现本公开的实施例的任何类型的计算装置。计算装置的例子包括专门的计算装置或通用的计算装置,诸如“工作站”、“服务器”、“膝上型电脑”、“台式电脑”、“平板计算机”、“手持装置”、“通用图形处理单元(GPGPU)”等,所有这些都构想在参照系统100和/或处理单元200的各种实施例的、图1和图2的范围内。

[0099] 在实施例中,计算装置包括直接地和/或间接地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组件和电源供应器。任何数量的附加组件、不同的组件和/或组件组合也可以被包括在计算装置中。总线表示什么可以是一个或多个总线(诸如,举例来说,地址总线、数据总线或它们的组合)。类似地,在实施例中,计算装置可以包括若干个处理器、若干个存储器组件、若干个I/O端口、若干个I/O组件、和/或若干个电源供应器。另外,任何数量的这些组件或它们的组合可以分布和/或复制在若干个计算装置上。

[0100] 在实施例中,存储器(例如,图1中所描绘的存储装置160和/或图2中所描绘的存储器204)包括易失性和/或非易失性存储器的形式的计算机可读介质,并且可以是可移除的、不可移除的或它们的组合。介质例子包括随机存取存储器(RAM);只读存储器(ROM);电可擦可编程只读存储器(EEPROM);闪存;光学或全息介质;磁盒、磁带、磁盘存储器或其他磁性存储装置;数据传输;和/或可以用于存储信息并且可以被计算装置(诸如,举例来说,量子状态存储器等)访问的任何其他的介质。在实施例中,存储器160和/或204存储用于使处理器(例如,图1中所描绘的处理单元120和/或图2中所描绘的处理器202)实现本文中所讨论的系统组件的实施例的各方面和/或执行本文中所讨论的方法和过程的实施例的各方面的计算机可执行指令。

[0101] 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,举例来说,

能够被与计算装置相关联的一个或多个处理器执行的程序组件。这样的程序组件的例子包括电信号特征206、图208、接受器210、特征提取器212、ROI组件214和/或标测引擎216。程序组件可以使用任何数量的不同的编程环境进行编程,包括各种语言、开发工具包、框架等。本文中构想的功能性中的一些或全部也可以或者可以替代地用硬件和/或固件来实现。

[0102] 图4是根据本公开的实施例的用于自动化电解剖标测的说明性处理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中所描绘的处理单元120和/或图2中所描绘的处理单元200)执行。包含多个信号的数据流402首先被输入到系统(例如,图1中所描绘的心脏标测系统100)中。在自动化电解剖标测处理期间,数据流402提供用作标测处理的输入的生理信号和非生理信号的类集。所述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402可以包括诸如以下的信号:单极和/或双极心内电图(EGM)、表面心电图(ECG)、来源于各种方法(磁性的、阻抗、超声、实时MRI等)中的一个或多个的电极位置信息、组织接近信息、从各种方法(力弹簧感测、压电感测、光学感测等)中的一个或多个获得的导管力和/或接触信息、导管尖端和/或组织温度、声学信息、导管电耦合信息、导管部署形状信息、电极性质、呼吸阶段、血压、其他生理信息等。

[0103] 为了产生特定类型的图,一个或多个信号在触发/对齐处理404期间可以用作一个或多个参考,以相对于心脏的其他生物周期和/或导致跳动数据集的异步系统时钟来触发和对齐数据流402。另外,对于每个传入的跳动数据集,在跳动度量确定处理406期间计算若干个跳动度量。可以使用来自单个信号的信息、跨越同一跳动内的多个信号的信息和/或来自跨越多个跳动的信号的信息来计算跳动度量。跳动度量提供关于特定的跳动数据集的质量的多种类型的信息和/或跳动数据适宜包括在图数据集中的可能性。跳动接受处理408聚合准则,并且确定哪些跳动数据集将构成图数据集410。图数据集410可以与在数据获取期间动态地产生的3D栅格相关联地存储。

[0104] 表面几何形状数据可以在相同的数据获取处理期间采用表面几何形状构造处理412、使用相同的和/或不同的触发和/或跳动接受度量来同时产生。该处理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形状。另外地,或可替代地,先前收集的表面几何形状416可以用作表面几何形状数据418的输入。这样的几何形状可能事先已经使用不同的图数据集和/或使用不同的模态(诸如CT、MRI、超声、旋转血管造影等)、用相同的过程收集,并且被与导管定位系统配准。所述系统执行源选择处理414,在源选择处理414中,它选择表面几何形状数据的源,并且将表面几何形状数据418提供给表面图产生处理420。表面图产生处理420用于从图数据集410和表面几何形状数据418产生表面图数据422。

[0105] 表面几何形状构造算法产生在其上显示电解剖图的解剖表面。表面几何形状可以例如使用以下专利申请和专利中所描述的系统的各方面来构造:2008年5月8日提交的、标题为“Impedance Based Anatomy Generation”的美国专利申请第12/437,794号美国专利申请;和/或2015年2月3日发布的、标题为“Electroanatomical Mapping”的美国专利8,948,837,其中每篇的内容整个地通过引用并入本文。另外地,或可替代地,解剖壳可以由处理单元通过在要么由用户、要么自动地确定在腔的表面上的电极位置上拟合表面来构造。另外,表面可以在腔内的最外面的电极和/或导管位置上拟合。

[0106] 如所述,从其构造表面的图数据集410可以采用用于电和其他类型的图的那些跳动接受准则中的相同的或不同的跳动接受准则。用于表面几何形状构造的图数据集410可

以与电数据同时地或分开地收集。表面几何形状可以被表示为包含顶点(点)的类集和它们之间的连接性(例如,三角形)的网格。可替代地,表面几何形状可以用不同的函数(诸如更高阶的网格、不均匀的旋转基础样条曲线(NURBS)和/或曲线形状)来表示。

[0107] 产生处理420产生表面图数据422。表面图数据422可以提供关于心脏电激励、心脏运动的信息、组织接近信息、组织阻抗信息、力信息和/或临床医生期望的任何其他的收集的信息。图数据集410和表面几何形状数据418的组合使得可以产生表面图。表面图是感兴趣的腔的表面上的值或波形(例如,EGM)的类集,而图数据集可以包含不在心脏表面上的数据。2006年6月13日提交的、标题为“NON-CONTACT CARDIAC MAPPING, INCLUDING MOVING CATHETER AND MULTI-BEAT INTEGRATION”的US 7,515,954中描述了用于对图数据集410和表面几何形状数据418进行处理以获得表面图数据集422的方法,该专利的内容整个地通过引用并入本文。

[0108] 可替代地,或者与以上方法组合,可以采用对单个的电极应用接受准则的算法。例如,离表面几何形状超过设置的距离(例如,3mm)的电极位置可以被拒绝。另一个算法可以合并使用阻抗的组织接近信息以用于包括在表面图数据中。在这种情况下,只有其接近值小于3mm的电极位置可以被包括在内。底层数据的附加度量也可以用于该目的。例如,类似于跳动度量的EGM性质可以每一个电极地评估。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。应理解,将来自图数据集410的点投影到表面和/或选择适当的点的方法的变化可以存在。

[0109] 一旦被获得,表面图数据422就可以被进一步处理以给来自底层数据的期望的特征作注解,被定义为表面图注解424的处理。一旦数据被收集到表面图数据422中,与收集的数据相关的属性就可以被自动地呈现给用户。这些属性可以被计算机系统自动地确定并且被应用于所述数据,并且在本文中被称为注解。示例性注解包括激活时间、双激活或分级的存在、电压振幅、频谱内容等。由于自动化标测中可用的数据充裕(例如,计算机系统在与传入的数据相关的最小人为输入的情况下完成的标测),使操作者审阅并且手动地给数据作注解是不实用的。然而,人为输入可以是对于所述数据的有价值的添加,所以当用户输入被提供时,有必要使计算机系统自动地传播并且将它一次应用于多于一个的数据点。

[0110] 可以使用计算机系统来自动地给激活时间和单个的EGM的其他特性作注解。激活时间检测可以使用与先前描述的那些方法类似的方法来检测触发,并且类似地受益于消隐和电动触发操作器的使用。期望的注解可以包括瞬时电位、激活时间、电压振幅、主导频率和/或信号的其他性质。一旦被计算,注解就可以被叠加地显示在腔几何形状上。在实施例中,可以采用426间隙填充表面图插值。例如,在实施例中,可以采用其中表面上的点到测量的EGM之间的距离超过阈值的间隙填充插值,因为这可以指示例如如本文中所描述的基于栅格的插值在这种情形下可能不是那么有效。显示的图428可以被计算并且被单独地和/或彼此叠加地显示。

[0111] 图4所示的说明性方法400并非意图示意关于本公开的实施例的使用或功能性的范围的任何限制。说明性方法400不应被解释为具有与本文中例示说明的任何单个方面或方面组合相关的任何依赖性要求。另外,在实施例中,图4中所描绘的各方面中的任何一个或多个可以与本文中所描绘的其他方面(和/或没有例示说明的组件)中的各方面(和/或组件)集成,所有这些都认为在公开的界限内。

[0112] 图5是描绘根据本公开的实施例的对电生理信息进行处理的说明确性方法500的流程图。方法500的实施例的各方面可以例如由处理单元(例如,图1中所描绘的处理单元120和/或图2中所描绘的处理单元200)执行。方法500的实施例包括接收多个电信号(方框402)。电信号可以从导管、存储器装置、计算装置等接收。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中所描绘的标测导管110、CS导管、消融导管等)。处理单元还可以接收对应于所述电信号中的每个的测量位置的指示。如以上所说明的,关于图4,处理单元和/或其他组件(例如,图1中所描绘的电模块140)可以被配置为基于一个或多个跳动接受准则确定是否接受特定的电信号(例如,跳动)。

[0113] 根据实施例,可以从心脏电信号(例如,EGM)提取心脏电信号特征。心脏电信号的特征的例子包括,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、瞬时电位、电压振幅、主导频率、峰值间电压等。感测心脏电信号的相应的点中的每个可以具有对应的三维位置坐标集合。例如,所述点的位置坐标可以用笛卡尔坐标来表示。也可以使用其他的坐标系。在实施例中,使用任意原点,并且相对于该任意原点定义相应的位置坐标。在一些实施例中,所述点具有不均匀的间隔,而在其他实施例中,所述点具有均匀的间隔。在实施例中,对应于每个感测的心脏电信号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的下面。

[0114] 如图5所示,方法500的实施例包括确定感兴趣心脏电信号特征集合(方框504)。感兴趣心脏电信号特征集合可以例如经由用户输入和/或自动算法来确定。方法500的实施例包括:确定与感兴趣心脏电信号特征集合的每个心脏电信号特征相对应的影响半径(方框506);并且基于感兴趣心脏电信号集合和对应的影响半径来确定感兴趣区域(ROI)(方框508)。方法500的实施例进一步包括:促进在显示装置上呈现电解剖图(方框510),并且促进在图上呈现ROI的表示(方框512)。

[0115] 在实施例中,心脏图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)来产生和/或作注解。在实施例中,心脏图也可以至少部分地使用任何数量的其他信号、技术等来产生和/或作注解。例如,实施例可以利用阻抗标测技术来产生心脏图的一个或多个部分和/或给心脏图的一个或多个部分作注解,所述一个或多个部分诸如,举例来说,在其上表示电信号特征的解剖壳。在实施例中,可以在与心脏电信号相关联的点中的一个或多个上拟合表面以产生表示所述一个或多个心脏结构的心内膜表面的壳。在实施例中,也可以在与心脏电信号相关联的点中的一个或多个上拟合表面以产生表示心外膜表面或其他可激励的心脏组织的壳。在实施例中,对应点处的心脏电信号特征中的一个或多个可以包括在壳上以产生所述一个或多个心脏结构的的心脏图。例如,实施例可以包括在心脏图上显示表示从心脏电信号提取的和/或从其他特征推导的特征(诸如,举例来说,激活时间、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率、峰值间电压等)的注解。

[0116] 心脏电信号特征可以被表示在心脏图上,并且可以是或者可以包括从一个或多个对应的感测的心脏电信号提取的和/或从这样的特征中的一个或多个推导的任何特征。例如,心脏电信号特征可以用颜色来表示,以使得如果心脏电信号特征具有第一范围内的振幅或其他值,则心脏电信号特征可以用第一颜色来表示,而如果心脏电信号特征具有不同于第一范围的第二范围内的振幅或其他值,则心脏电信号特征可以用第二颜色来表示。作

为另一个例子,心脏电信号特征可以用数字来表示(例如,2mV的感测的心脏电信号特征可以在其在表面图上的相应的位置处用.2来表示)。可以在第一表面点处表示的心脏电信号特征的例子包括,但不限于,激活、激活时间、激活持续时间、激活波形、滤波的激活波形、激活波形特性、滤波的激活波形特性、最小电压值、最大电压值、电压的最大负时间导数、瞬时电位、电压振幅、主导频率、峰值间电压等。

[0117] 在实施例中,其他特征(诸如,举例来说,非电信号特征、非心脏电信号特征等)可以在相应的位置处被表示在解剖图上。非电信号特征的例子包括,但不限于,从磁共振成像、计算机化断层扫描、超声成像等推导的特征。

[0118] 根据实施例,用于呈现所述图的GUI可以包括任何数量的不同的用于操纵所述图的输入工具。例如,GUI可以包括播放/暂停按钮、被配置为促进一个直方图区间或多个直方图区间的手动选择的工具、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可以包括可以促进改善突显的EGM的选择、选择特定的EGM和/或激活等的选择工具。

[0119] 图5所示的说明性方法500并非意图示意关于本公开的实施例的使用或功能性的范围的任何限制。说明性方法500不应被解释为具有与本文中例示说明的任何单个方面或方面组合相关的任何依赖性要求。另外,在实施例中,图5中所描绘的各方面中的任何一个或多个可以与本文中所描绘的其他方面(和/或没有例示说明的组件)中的各方面(和/或组件)集成,所有这些都认为在公开的界限内。

[0120] 图6是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的促进心脏信息的呈现的说明性方法600的流程图。方法600的实施例的各方面可以例如由处理单元(例如,图1中所描绘的处理单元120和/或图2中所描绘的处理单元200)执行。图7是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的、如图6中所描绘的方法600的实施例中所描述的说明性ROI突显操作的概念示意图。方法600的实施例包括:从来自多个心脏电信号提取的多个心脏电信号特征确定感兴趣心脏电信号特征集合(方框602);并且确定每个感兴趣心脏电信号特征的影响半径(方框604)。

[0121] 如图6所示,方法600的实施例进一步包括:用第一值标记网格的网格元素的每个网格顶点(方框606);并且如果满足准则,则用第二值标记(其可以包括例如重新标记)网格的网格元素的每个网格顶点(方框608)。在实施例中,方法600包括基于网格顶点标记来促进感兴趣区域的表示的呈现。也就是说,例如,在实施例中,如图7所示,三角形网格700可以用于产生心脏图,第一值可以为0,而第二值为1。在实施例中,例如,网格700的所有的顶点最初都可以用0标记。对于感兴趣心脏电特征集合中的每个心脏电特征,该特征的影响半径内的每个顶点可以用1标记。在实施例中,具有包含顶点的影响半径的电信号特征子集可以被称为影响子集。在实施例中,尽管一些顶点可以用1标记多次(例如,在顶点落在多于一个的影响半径内的情况下),但是这些顶点可以保持标记1。

[0122] 方法600的实施例可以进一步包括:确定网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量(方框610);并且基于确定的数量来对网格应用呈现效果。例如,如图6所示,方法600的实施例可以包括如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为3个,则对网格元素应用突显效果,而不是边界效果(方框612)。如图6和图7所示,方法600的实施例可以包括:如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量为2个,则对网格元素应用边界效果702,而

不是突显效果704(方框614);并且如果网格元素的用第二值标记的网格顶点的数量少于2个,则对网格元素不应用边界效果702和突显效果704(方框616)。ROI的作为结果而产生的表示708可以被约束在应用的边界效果内,应用的边界效果可以被呈现为例如如本文中所描述的边界(例如,白色边界)。

[0123] 图6所示的说明性方法600并非意图示意关于本公开的实施例的使用或功能性的范围的任何限制。说明性方法600不应被解释为具有与本文中例示说明的任何单个方面或方面组合相关的任何依赖性 or 要求。另外,在实施例中,图6中所描绘的各方面中的任何一个或多个可以与本文中所描绘的其他方面(和/或没有例示说明的组件)中的各方面(和/或组件)集成,所有这些都认为在公开的界限内。

[0124] 以上参照图6和图7描述的方法600的实施例可以导致由于三角形的有限分辨率而具有更“凹凸不平的”外观的突显区域。在实施例中,具有更“平滑的”外观的突显区域可以使用其他方法(诸如,举例来说,宽松地基于元球的构思的方法)的实施例来产生。图8是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的促进心脏信息的呈现的说明性方法800的流程图。图9和图10A-C是描绘根据本文中所公开的主题的实施例的、如图8中所描绘的方法800的实施例中所描述的说明性ROI突显操作的各方面的概念示意图。方法800的实施例的各方面可以例如由处理单元(例如,图1中所描绘的处理单元120和/或图2中所描绘的处理单元200)执行。

[0125] 方法800的实施例包括从多个心脏电信号提取的多个心脏电信号特征确定感兴趣心脏电信号特征集合(方框802)。方法800的实施例进一步包括确定每个感兴趣心脏电信号特征的影响半径(方框804)。如所示,方法800的实施例包括:确定每个模型像素的位置(例如,图9中所描绘的P)(方框806),并且对于每个模型像素,确定感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集(方框808)。感兴趣心脏电信号特征集合的影响子集可以包括例如具有包含或以其他方式影响给定像素的影响半径的每个感兴趣心脏电信号特征。在实施例中,例如,影响子集中的每个电信号特征可以被表示为 e_i ,其中 $i=1, \dots, N$ 。

[0126] 方法800的实施例进一步包括对于每个模型像素,确定与影响子集的每个心脏电信号特征相关联的影响力 f_i (方框810)。在实施例中,例如,影响力 f_i 可以是电信号特征的位置和P的函数: $f_i = g(e_i, P)$,其中 g 是取决于 e_i 和P之间的表面距离 surf_dist 的某个函数。例如,在实施例中, $g = 1/\text{surf_dist}(e_i, P)$ 。表面距离可以使用任何数量的不同的技术来确定(例如,逼近)。在实施例中,如例如图9中所描绘的,表面距离可以基于垂直于网格906的、与绘制弧908的特征 e_i 和P所关联的位置相对应的法线900、902和904来逼近,以使得弧908在两个端点处的斜率垂直于相应的法线900和902。弧908的长度可以用作表面距离的逼近。在实施例中,表面距离的这个逼近可以通过使用小的影响半径而被配置为更准确以使得所述两个端点之间的曲率减小。

[0127] 根据实施例,方法800可以包括:对于每个模型像素,确定影响力的总和 F (方框812):对于每个 i , $F = \text{sum}(f(e_i, P))$ 。方法800可以包括:对于每个模型像素,将影响力的总和 F 与阈值 TH 进行比较(方框814);并且如果影响力的总和 F 超过阈值 TH ,则对每个模型像素应用突显效果(方框816)($F > TH$);并且如果影响力的总和 F 不超过阈值 TH ,则不应用突显效果(方框818)($F \leq TH$)。

[0128] 在实施例中,方法800可以包括创建边界(在图8中未示出,而是在图10A-C中概念

化)。可以使用任何数量的不同的技术来创建边界。根据实施例,例如,可以通过使用突显像素1010产生形状1000来创建边界,其中形状1000的大小被扩大(例如,通过按小的因子对沿着网格的曲率的每个突显像素进行缩放)。所述形状可以在突显像素1010的后面渲染(例如,作为分层的效果,在突显像素的下面),从而得到边界1020。在实施例中,尽管形状1010和所得的边界1020在图10B-C中为了描述清晰的目的而被描绘为有色的黑色,但是形状1010和所得的边界1020可以用任何数量的不同颜色(诸如,举例来说,用白色)来渲染。

[0129] 图8中所示的说明性方法800并非意图示意关于本公开的实施例的使用或功能性的范围的任何限制。说明性方法800不应被解释为具有与本文中例示说明的任何单个方面或方面组合相关的任何依赖性 or 要求。另外,在实施例中,图8中所描绘的各方面中的任何一个或多个可以与本文中所描绘的其他方面(和/或没有例示说明的组件)中的各方面(和/或组件)集成,所有这些都认为在公开的界限内。

[0130] 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做出各种修改和添加。例如,虽然上述实施例是指特定的特征,但是本公开的范围还包括具有不同的特征组合的实施例和不包括所描述的所有特征的实施例。因此,本公开的范围意图包含落在权利要求的范围内的所有的这样的替代、修改和变化、连同它们的所有等同形式。

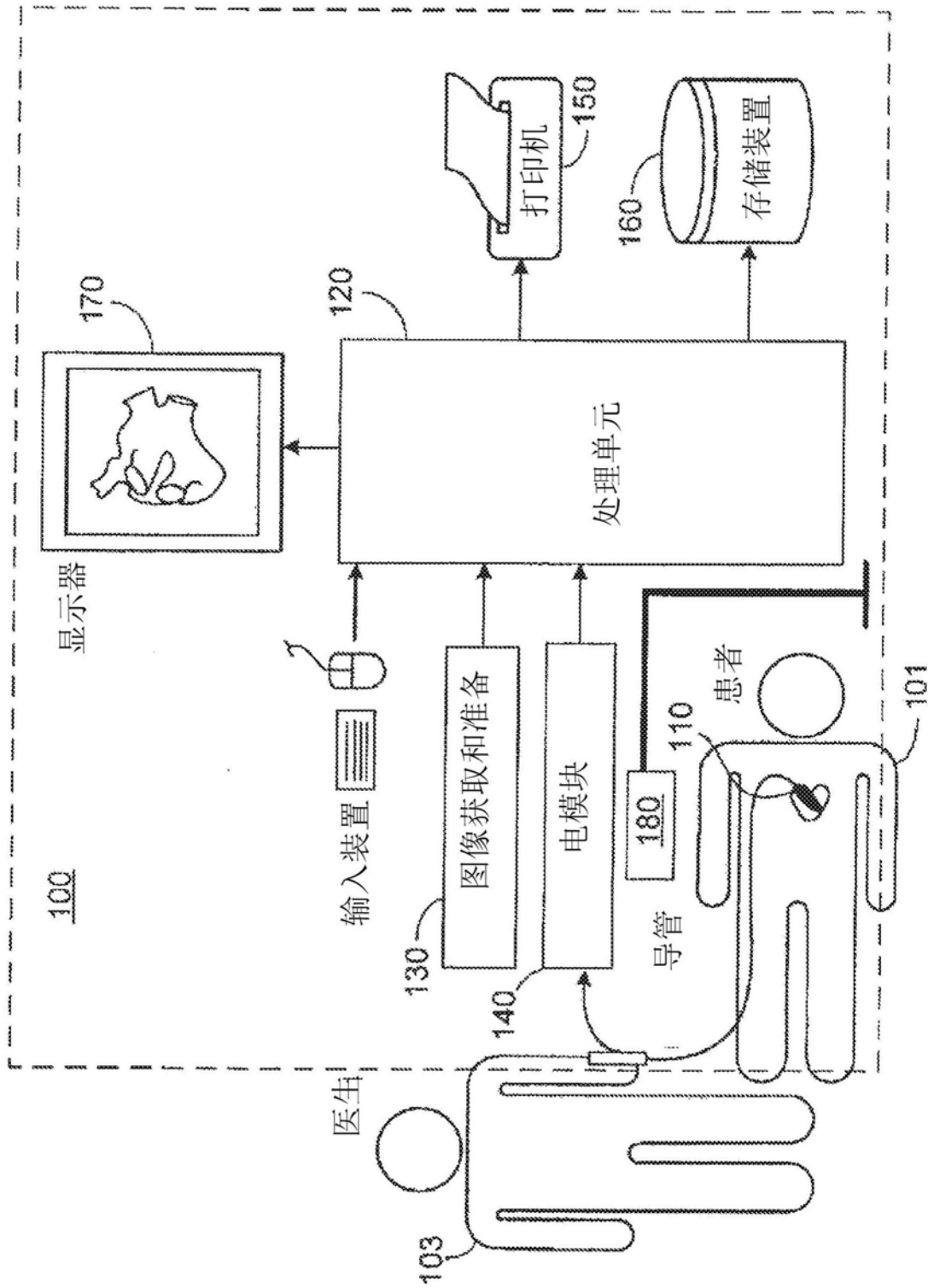


图1

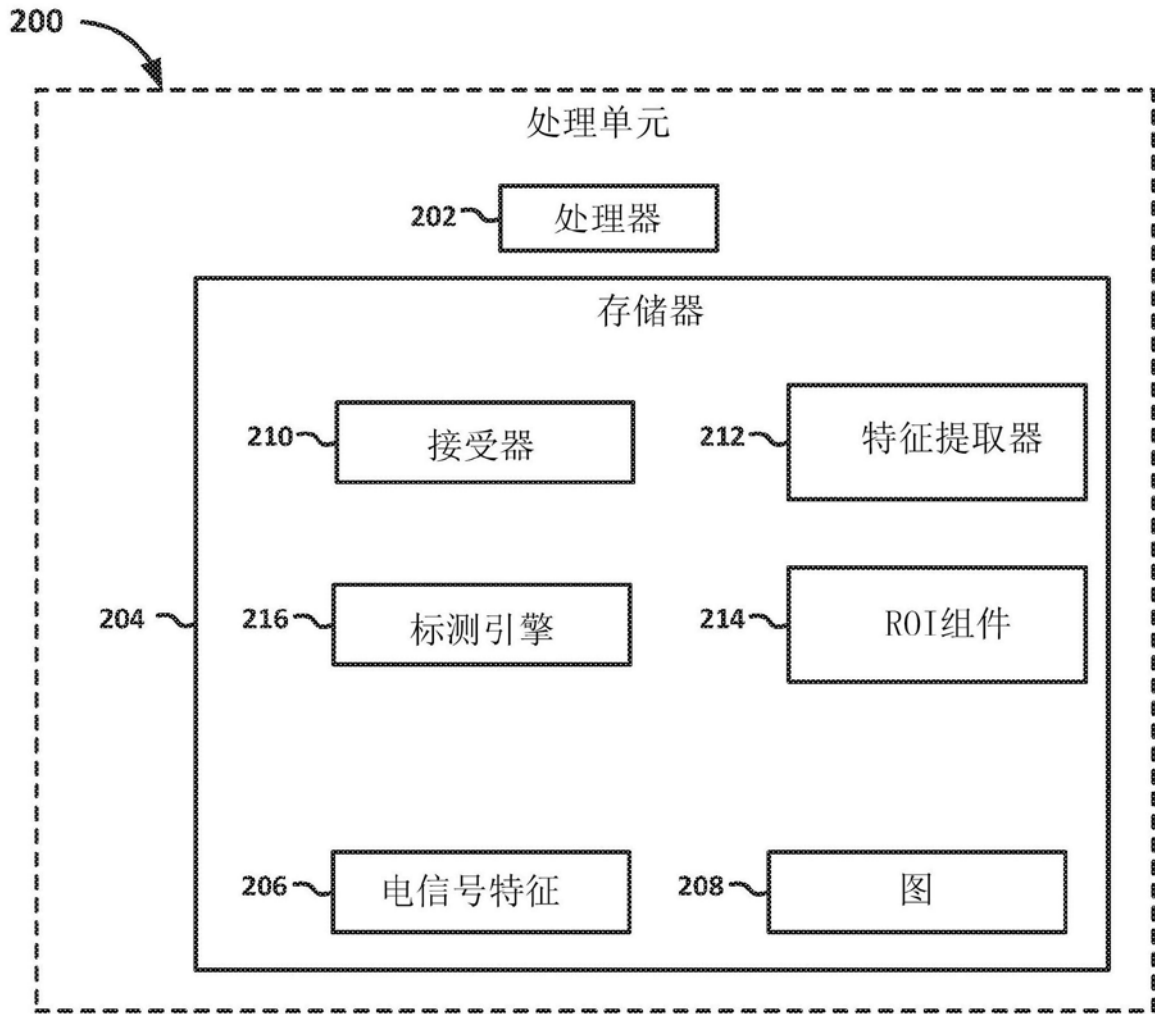


图2

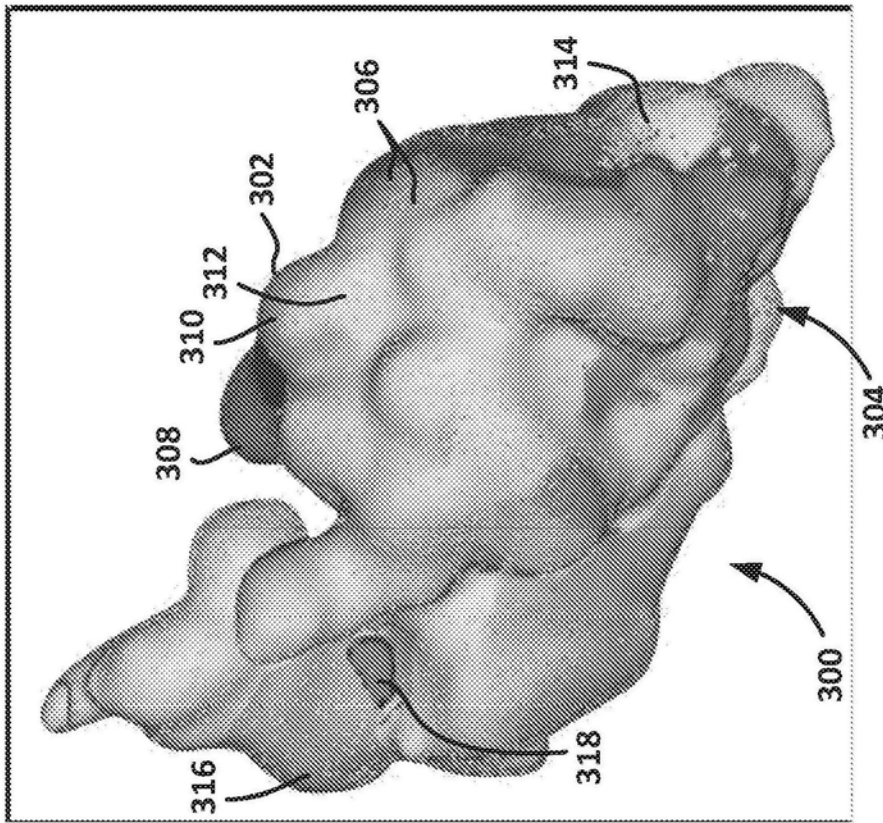


图3A

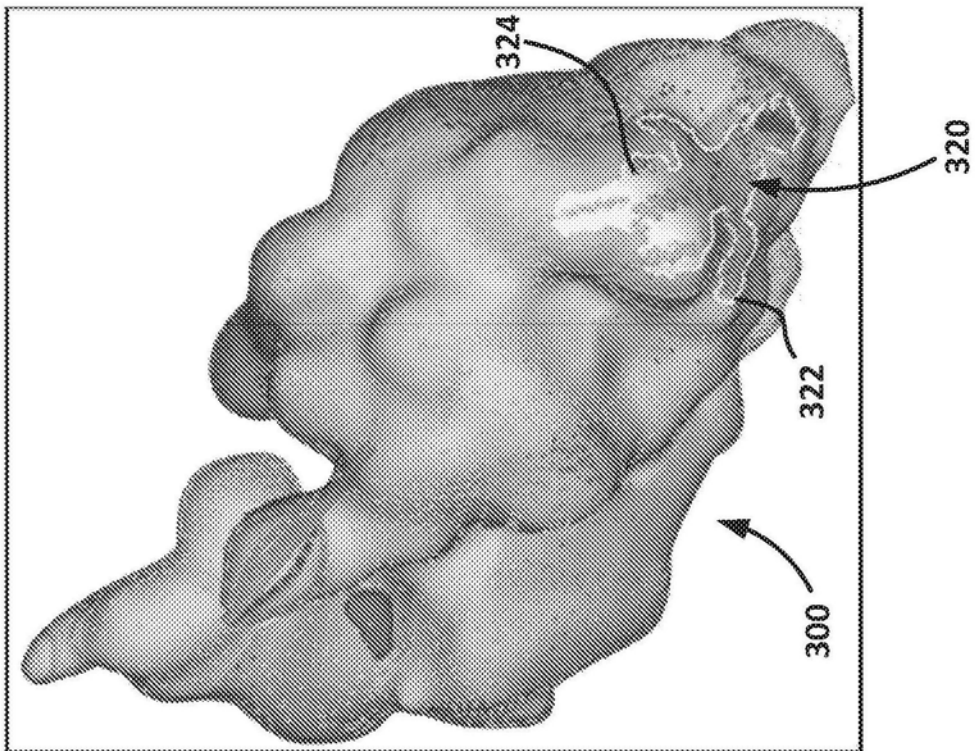


图3B

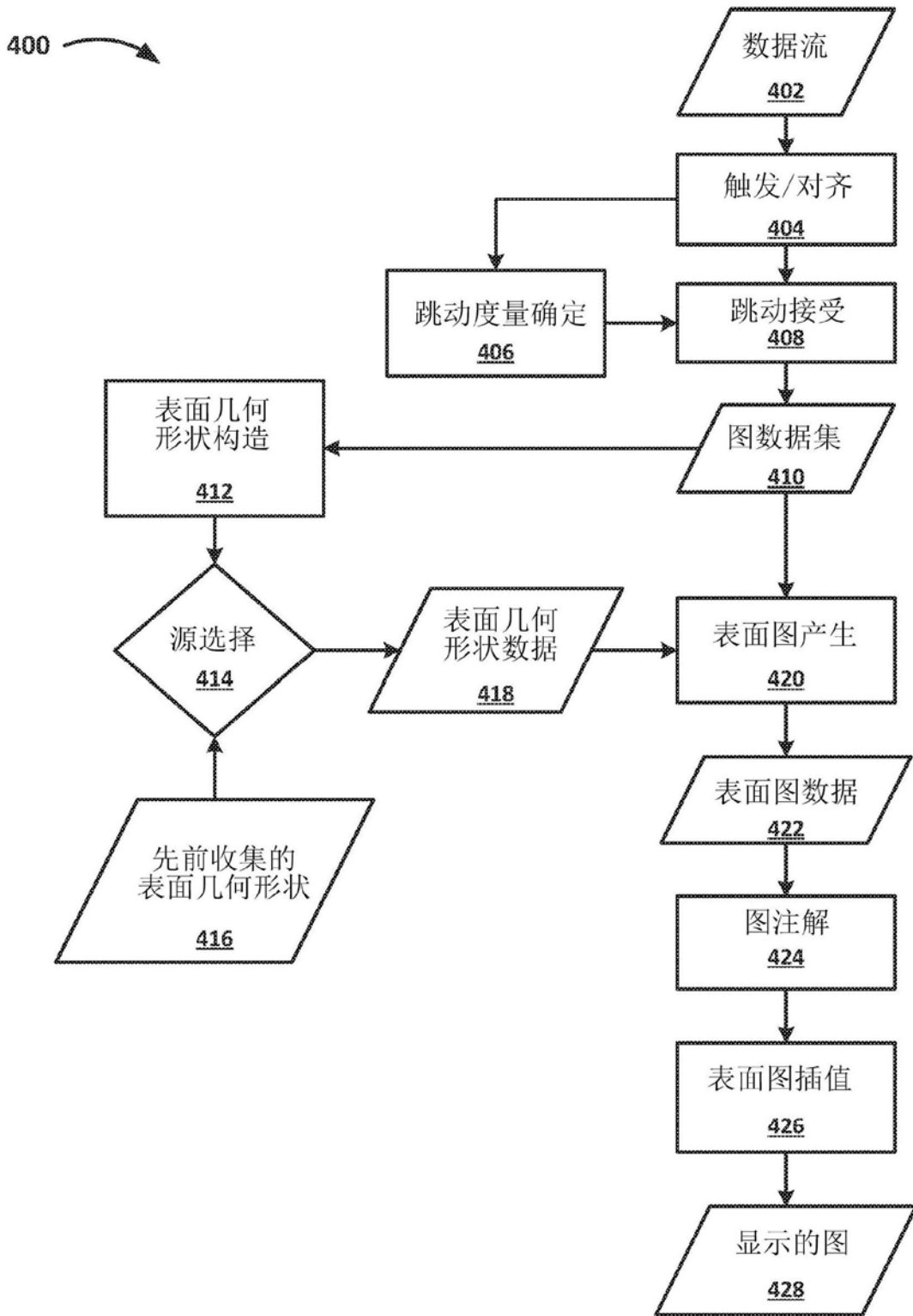


图4

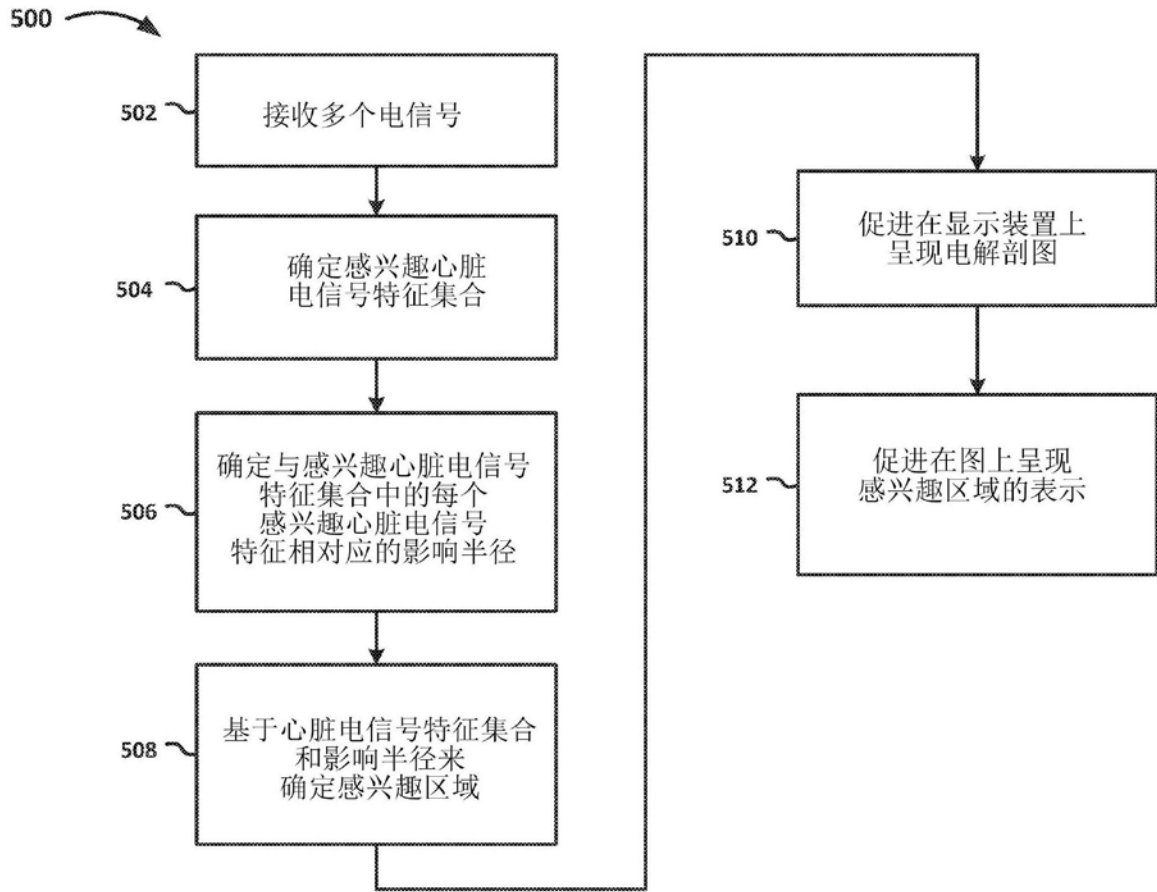


图5

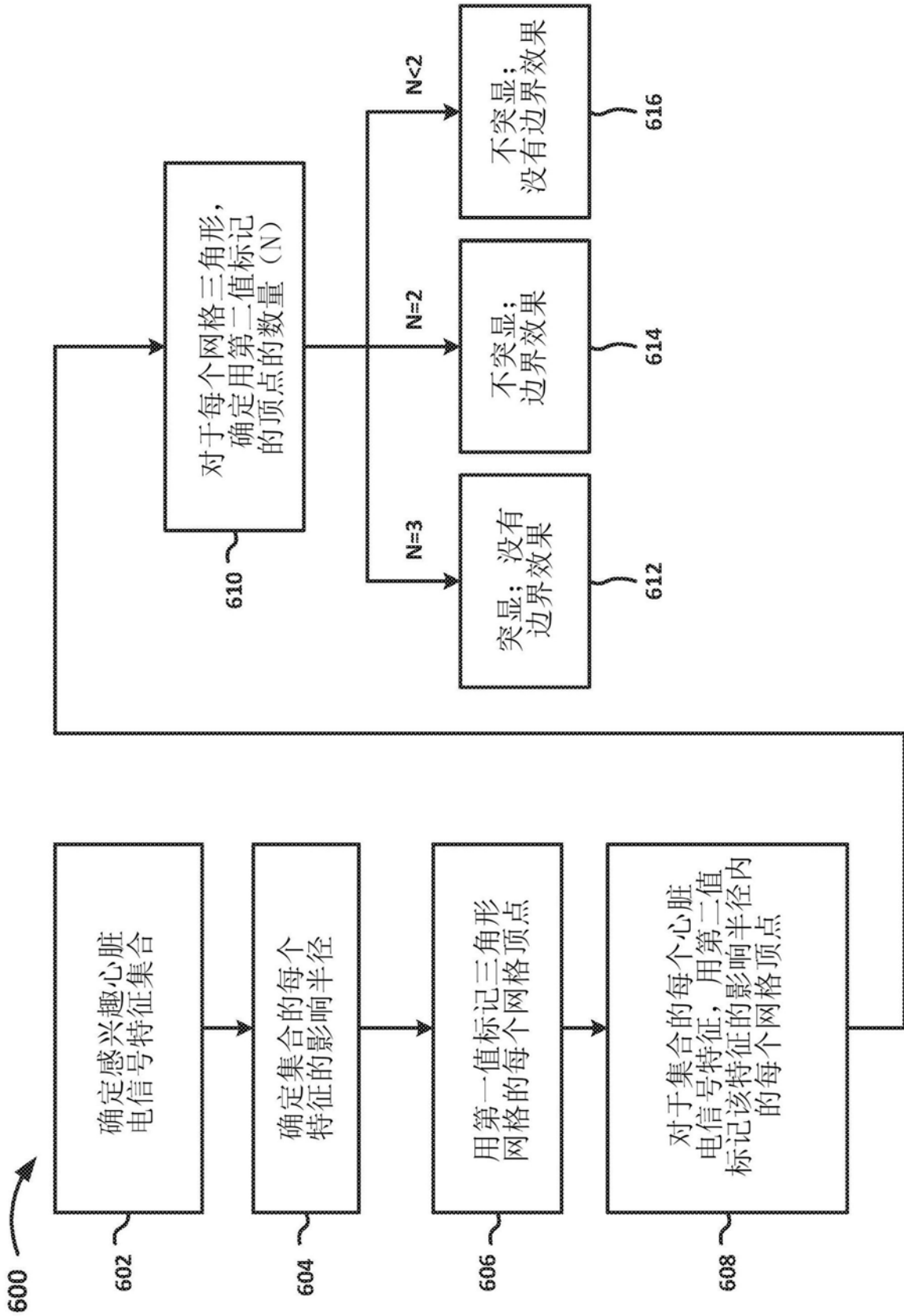


图6

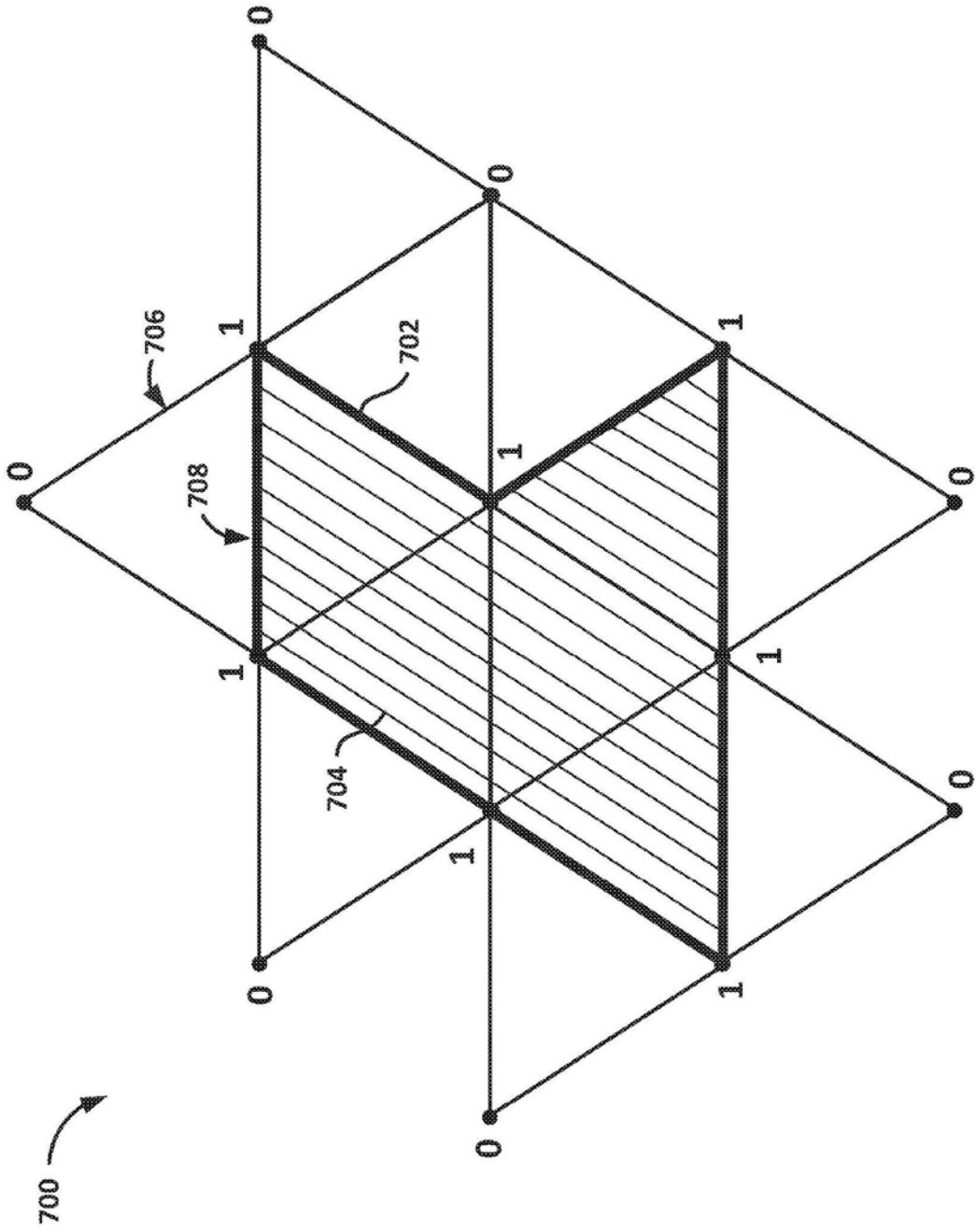


图7

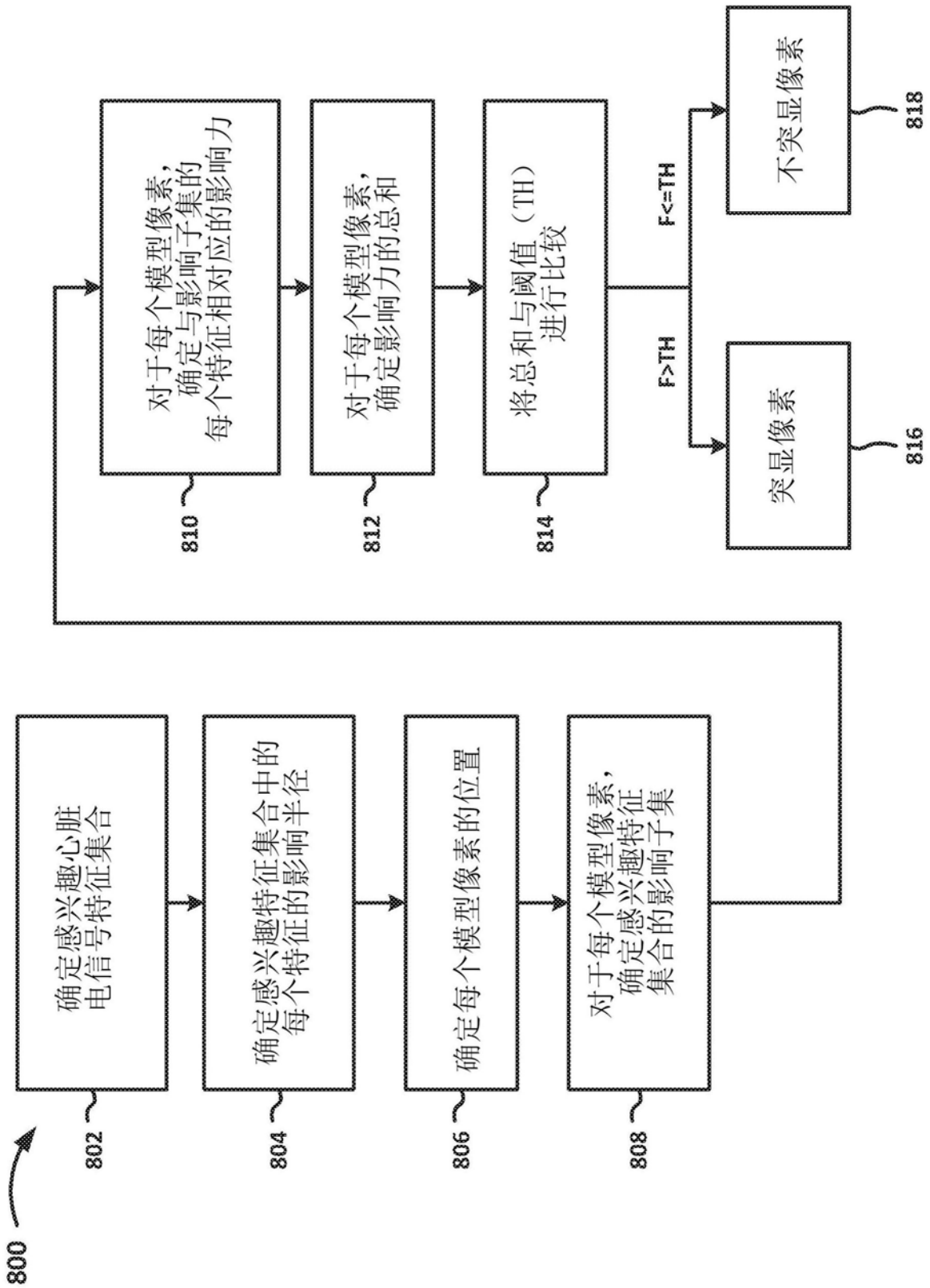


图8

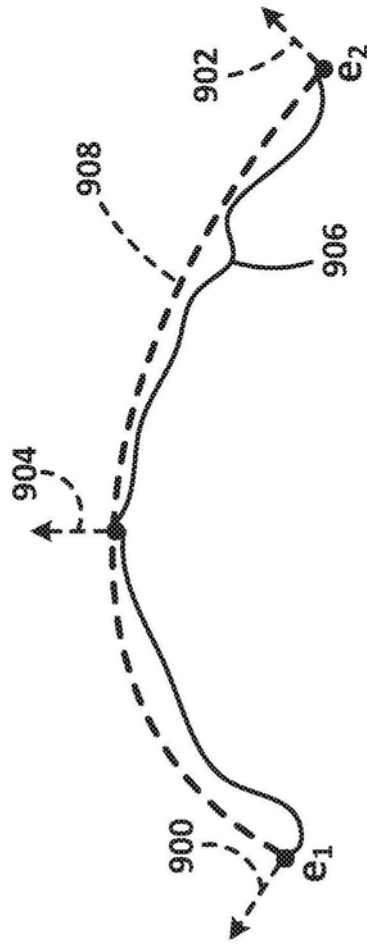


图9

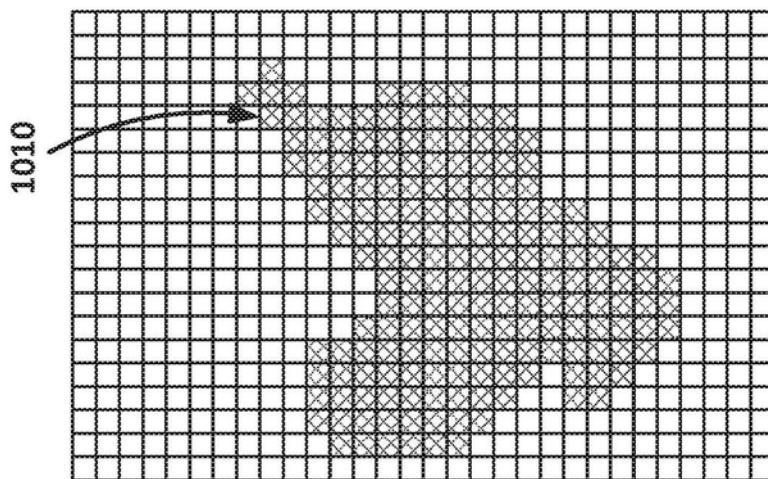


图10A

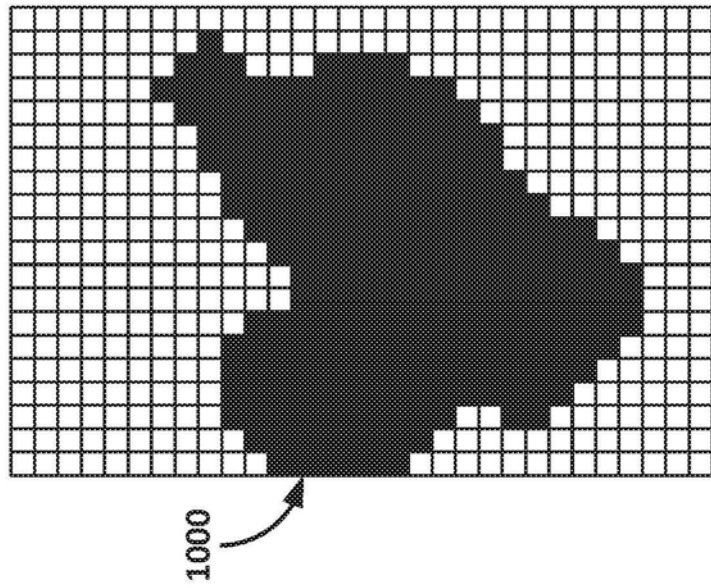


图10B

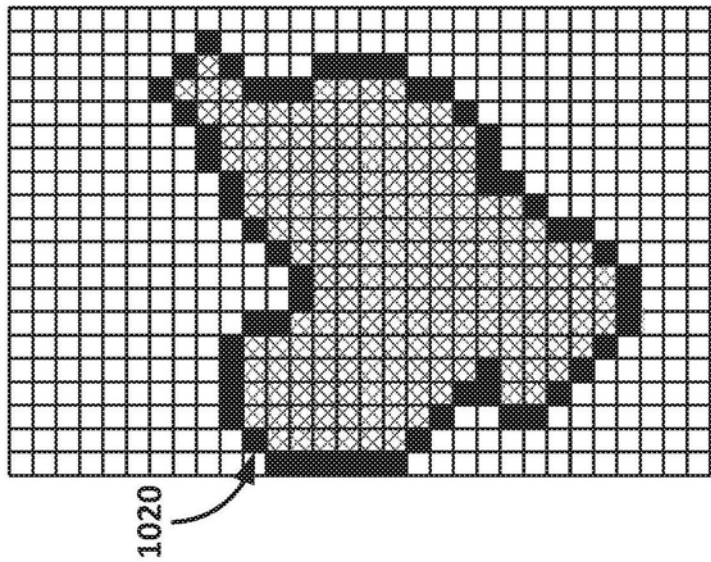


图10C

专利名称(译)	用于电解剖标测的感兴趣区域表示		
公开(公告)号	CN110602980A	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201880029488.7	申请日	2018-05-09
[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 多伦·范斯坦 莫迪凯·珀尔曼 南森·H·班尼特 瓦西里·E·布哈林		
IPC分类号	A61B5/044 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/042 A61B5/044 A61B5/743 A61B18/1492 A61B2018/0022 A61B2018/00267 A61B2018/00351 A61B2018/00577 A61B2018/00642 G06K9/00523 G06K9/3233 G06T7/11 G06T17/20 G06T19/20 G06T2207/30048 G06T2219/004 G06T2219/2012		
代理人(译)	王朝辉		
优先权	62/504301 2017-05-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于促进心脏信息的显示的系统包括：显示装置，其被配置为呈现心脏图；以及处理单元，其被配置为：接收电信号和对应于所述电信号的测量位置的指示；基于所述电信号产生心脏图，所述心脏图包括表示心脏信号特征的注解；并且确定感兴趣心脏信号特征集合。处理单元还可以基于感兴趣心脏信号特征集合确定感兴趣区域；并且促进经由显示装置显示心脏图和感兴趣区域的表示。感兴趣区域的表示包括不同于第二显示参数值的第一显示参数值，其中第二显示参数值与不包括在感兴趣区域内的至少一个心脏信号特征相关联。

