



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072573 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580048667.1

(22)申请日 2015.10.15

(30)优先权数据

62/063989 2014.10.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/055794 2015.10.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/061387 EN 2016.04.21

(71)申请人 圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 李文雯 E·埃尔德米尔

V·阿方索 C·帕丰 D·摩根

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

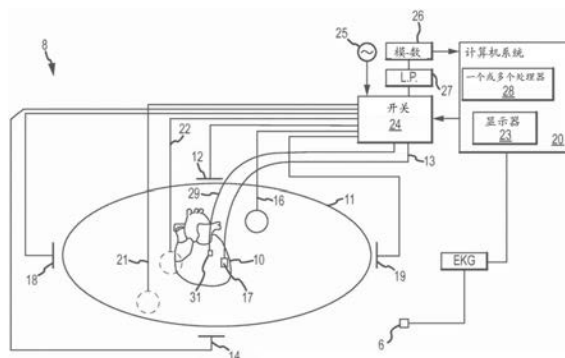
权利要求书2页 说明书9页 附图13页

(54)发明名称

用于生成针对心律失常的集成的基质标测图的方法和系统

(57)摘要

一种电生理学标测图,例如一种心律失常基质的标测图可以通过如下生成:获取与解剖区域相关的几何形状信息和电生理学信息,并且将所获取的几何形状和电生理学信息关联为多个电生理学数据点。用户可以选择两个(或更多个)电生理学特征用于显示,并且可以进一步选择以将各种滤波器应用于所选择的电生理学特征。用户还可以限定所选择的和/或所滤波的特征之间的各种关系(例如布尔AND、OR等)。用户选择的滤波标准可以被应用于电生理学数据点以输出其多个子集。然后可以使用彩色标度、单色标度和图标的多种组合绘图地将这些子集提供为例如三维心脏电生理学模型。



1. 一种生成电生理学标测图的方法,包括:

获取与解剖区域相关的几何形状信息,所述几何形状信息包括所述解剖区域中的多个点的位置信息;

获取与所述解剖区域相关的电生理学信息,所述电生理学信息包括所述解剖区域的多个电生理学特征;

将所述几何形状信息与所述电生理学信息关联为多个电生理学(“EP”)数据点;

接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第一电生理学特征和用于所述第一电生理学特征的第一滤波标准;

接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第二电生理学特征和用于所述第二电生理学特征的第二滤波标准;

将所述第一滤波标准和所述第二滤波标准应用于多个EP数据点;和

输出满足所述第一滤波标准和所述第二滤波标准两者的所述多个EP数据点的子集。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一电生理学特征包括循环长度平均值,而所述第二电生理学特征包括循环长度标准偏差。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述第一滤波标准包括具有从110ms至290ms的通带的带通滤波器,而第二滤波标准包括具有从1ms至30ms的通带的带通滤波器。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一电生理学特征和所述第一滤波标准分别包括如下之一:碎裂指数和高通滤波器;峰-峰电压和低通滤波器;电描记图锐度和高通滤波器;传导速度一致性指数和高通滤波器;以及传导速度和低通滤波器。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述第二电生理学特征和所述第二滤波标准分别包括如下之一:碎裂指数和高通滤波器;峰-峰电压和低通滤波器;电描记图锐度和高通滤波器;传导速度一致性指数和高通滤波器;以及传导速度和低通滤波器,以及其中所述第二电生理学特征和所述第二滤波标准分别不同于所述第一电生理学特征和所述第一滤波标准。

6. 根据权利要求1所述的方法,还包括输出所述多个EP数据点的子集的三维图形表示。

7. 根据权利要求6所述的方法,还包括接受对所述第一电生理学特征和所述第二电生理学特征区分优先次序的用户输入,其中根据所述第一电生理学特征和所述第二电生理学特征的优先次序提供所述多个EP数据点的子集的图形表示。

8. 一种生成电生理学标测图的方法,包括:

获取与解剖区域相关的几何形状信息,所述几何形状信息包括所述解剖区域中的多个点的位置信息;

获取与所述解剖区域相关的电生理学信息,所述电生理学信息包括所述解剖区域的多个电生理学特征;

将所述几何形状信息与所述电生理学信息关联为多个电生理学(“EP”)数据点;

接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第一电生理学特征,用于所述第一电生理学特征的第一滤波标准和用于所述第一电生理学特征的第一优先级;

将所述第一滤波标准应用于所述多个EP数据点,以输出满足所述第一滤波标准的所述多个EP数据点的第一子集;

接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第二电生理学特征,用于所述第二电

生理学特征的第二滤波标准和用于所述第二电生理学特征的第二优先级；

将所述第二滤波标准应用于所述多个EP数据点，以输出满足所述第二滤波标准的所述多个EP数据点的第二子集；

根据所述第一优先级和所述第二优先级输出所述多个EP数据点的第一子集和第二子集的三维图形表示。

9. 根据权利要求8所述的方法，其中，根据所述第一优先级和所述第二优先级输出所述多个EP数据点的第一子集和第二子集的三维图形表示包括：

如果所述第一优先级高于所述第二优先级，则优先于所述多个数据点的第二子集的图形表示来提供所述多个EP数据点的第一子集的图形表示；以及

如果所述第二优先级高于所述第一优先级，则优先于所述多个数据点的第一子集的图形表示来提供所述多个EP数据点的第二子集的图形表示。

10. 根据权利要求8所述的方法，其中根据所述第一优先级和所述第二优先级输出所述多个EP数据点的第一子集和第二子集的三维图形表示包括：

使用彩色标度来呈现所述多个数据点的第一子集的图形表示；和

使用单色标度来呈现所述多个数据点的第二子集的图形表示。

11. 根据权利要求8所述的方法，其中，根据所述第一优先级和所述第二优先级输出所述多个EP数据点的第一子集和第二子集的三维图形表示包括：

使用彩色标度和单色标度中的一个来呈现所述多个数据点的第一子集的图形表示；和

使用图标呈现所述多个数据点的第二子集的图形表示。

12. 根据权利要求8所述的方法，还包括：

接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第三电生理学特征，用于所述第三电生理学特征的第三滤波标准和用于所述第三电生理学特征的第三优先级；

将所述第三滤波标准应用于所述多个EP数据点，以输出满足所述第三滤波标准的所述多个EP数据点的第三子集；和

根据所述第三优先级输出所述多个EP数据点的第三子集的三维图形表示。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中所述多个EP数据点的第一子集、第二子集和第三子集的图形表示中的一个以彩色标度输出，以及所述第一子集、所述第二子集和所述第三子集的图形表示中的两个以单色标度输出。

14. 一种用于生成电生理学标测图的系统，包括：

电生理学数据点处理器，其被配置为接受与解剖区域有关的几何形状信息和电生理学信息作为输入，并且将所述几何形状信息与所述电生理学信息关联为多个电生理学数据点；

滤波处理器，其被配置为接受用户对n个电生理学特征的选择作为输入，其中，n个所选择的电生理学特征中的每一个具有相关联的滤波标准和相关联的优先级，并且将所述滤波标准应用于所述n个所选择的电生理学特征中相应的电生理学特征；和

标测处理器，其被配置为根据n个所选择的电生理学特征各自的优先级输出经滤波的n个所选择的电生理学特征的三维表示。

用于生成针对心律失常的集成的基质标测图的方法和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求在2014年10月15日提交的美国临时申请no.62/063,989的权益,其通过引用并入本文,如同在本文中完全阐述一样。

技术领域

[0003] 本公开涉及解剖标测。特别地,本公开涉及用于产生电生理学标测图的系统、装置和方法,例如可用于心脏诊断和治疗过程。

背景技术

[0004] 心律失常维持机制的两个主要假设是单源病灶和折返运动再入。然而,维持心房纤维性颤动的机制和基质可以因患者而异。因此,需要有助于多个心律失常机制和基质的识别、分类和表征的装置、系统和方法。

发明内容

[0005] 本文公开了一种生成电生理学标测图的方法,包括:获取与解剖区域相关的几何形状信息,所述几何形状信息包括所述解剖区域中的多个点的位置信息;获取与所述解剖区域相关的电生理学信息,所述电生理学信息包括所述解剖区域的多个电生理学特征;将所述几何形状信息与所述电生理学信息关联为多个电生理学(“EP”)数据点;接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第一电生理学特征和用于所述第一电生理学特征的第一滤波标准;接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第二电生理学特征和用于所述第二电生理学特征的第二滤波标准;将所述第一滤波标准和所述第二滤波标准应用于多个EP数据点;和输出满足所述第一滤波标准和所述第二滤波标准两者的所述多个EP数据点的子集。例如,所述第一电生理学特征可以是循环长度平均值,而所述第二电生理学特征可以是循环长度标准偏差。类似地,所述第一滤波标准可以包括具有从110ms至290ms(例如,大约150ms和大约250ms之间)的通带的带通滤波器,而第二滤波标准可以包括具有从1ms至30ms的通带的带通滤波器。

[0006] 在其他实施例中,第一和第二电生理学特征和它们相应的滤波标准可以从如下电生理学特征和滤波标准的对中选择:碎裂指数和高通滤波器;峰-峰电压和低通滤波器;电描记图锐度和高通滤波器;传导速度一致性指数和高通滤波器;以及传导速度和低通滤波器。

[0007] 预期可以输出多个EP数据点的子集的三维图形表示。例如,用户可以提供输入以对第一电生理学特征和第二电生理学特征区分优先次序,从而使得根据所述第一电生理学特征和所述第二电生理学特征的优先次序提供所述多个EP数据点的子集的图形表示(例如,在图形表示的任意给定点处,优先于较低优先级的电生理学特征绘制较高优先级的电生理学特征)。

[0008] 本文还公开了一种生成电生理学标测图的方法,包括:获取与解剖区域相关的几

何形状信息,所述几何形状信息包括所述解剖区域中的多个点的位置信息;获取与所述解剖区域相关的电生理学信息,所述电生理学信息包括所述解剖区域的多个电生理学特征;将所述几何形状信息与所述电生理学信息关联为多个电生理学学(“EP”)数据点;接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第一电生理学特征,用于所述第一电生理学特征的第一滤波标准和用于所述第一电生理学特征的第一优先级;将所述第一滤波标准应用于多个EP数据点,以输出满足所述第一滤波标准的所述多个EP数据点的第一子集;接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第二电生理学特征,用于所述第二电生理学特征的第二滤波标准和用于所述第二电生理学特征的第二优先级;将所述第二滤波标准应用于所述多个EP数据点,以输出满足所述第二滤波标准的所述多个EP数据点的第二子集;根据所述第一优先级和所述第二优先级输出所述多个EP数据点的第一子集和第二子集的三维图形表示。例如,根据所述第一优先级和所述第二优先级输出所述多个EP数据点的第一子集和第二子集的三维图形表示包括:如果所述第一优先级高于所述第二优先级,则优先于所述多个数据点的第二子集的图形表示提供所述多个EP数据点的第一子集的图形表示;以及如果所述第二优先级高于所述第一优先级,则优先于所述多个数据点的第一子集的图形表示提供所述多个EP数据点的第二子集的图形表示。

[0009] 应当理解,本文的教导不限于多个EP数据点的两个子集,并且可以扩展为任意数量的电生理学特征和/或滤波器。因此,例如,根据本公开的某些方面,方法还包括:接受用户输入以选择所述多个电生理学特征中的第三电生理学特征,用于所述第三电生理学特征的第三滤波标准和用于所述第三电生理学特征的第三优先级;将所述第三滤波标准应用于所述多个EP数据点,以输出满足所述第三滤波标准的所述多个EP数据点的第三子集;和根据所述第三优先级输出所述多个EP数据点的第三子集的三维图形表示。与多个EP数据点的第一和第二子集一起,可以类似地使用彩色标度、单色标度和图标的各种组合输出多个EP数据点的第三子集(例如,所述多个EP数据点的第一、第二和第三子集的图形表示中的一个以彩色标度输出,而第一、第二和第三子集的图形表示中的两个以单色标度输出)。

[0010] 根据本文公开的又一方面,一种用于生成电生理学标测图的系统包括:电生理学数据点处理器,其被配置为接受与解剖区域有关的几何形状信息和电生理学信息作为输入,并且将所述几何形状信息与所述电生理学信息关联为多个电生理学数据点;滤波处理器,其被配置为接受用户对n个电生理学特征的选择作为输入,其中,n个所选择的电生理学特征中的每一个具有相关联的滤波标准和相关联的优先级,并且将所述滤波标准应用于所述n个所选择的电生理学特征中相应的电生理学特征;和标测处理器,其被配置为根据n个所选择的电生理学特征各自的优先级输出经滤波的n个所选择的电生理学特征的三维表示。

[0011] 通过阅读如下说明书和权利要求书以及观察附图,本发明的前述和其他方面、特征、细节、用途和有益效果将变得显而易见。

附图说明

[0012] 图1是例如可以用于电生理学研究电生理学系统的示意图。

[0013] 图2示出用于电生理学研究的示例性多电极导管。

[0014] 图3是用于创建电生理学标测图的代表性步骤的流程图。

[0015] 图4a至4d示出本文的EP数据点滤波教导对循环长度平均值和循环长度标准偏差的标测图的应用。

[0016] 图5a至5c示出本文中参考循环长度平均值和循环长度标准偏差的EP数据点滤波和电生理学标测图组合教导的应用。

[0017] 图6a和6b示出本文的EP数据点滤波教导对碎裂指数标测图的应用。

[0018] 图7a和7b示出本文的EP数据点滤波教导对传导速度标测图的应用。

[0019] 图8a和8b示出本文的EP数据点滤波和电生理学标测图组合教导对局部传导速度的幅度、方向和一致性的标测图的应用。

[0020] 图9a和9b示出本文的显示优先化教导对循环长度平均值、循环长度标准偏差和峰-峰电压的标测图的应用。

[0021] 图10是示出本文的显示优先化教导的另一电生理学标测图。

具体实施方式

[0022] 本公开涉及用于创建解剖标测图的数据的采集和存储以及来自如此采集和存储的数据的解剖标测图的显示,并且提供用于存储和显示解剖标测图的方法、装置和系统。如本文所使用的,术语“解剖标测图”是指解剖区域的图形表示,其包括解剖区域的几何模型和解剖区域的生物信息。例如,生物信息可以叠加在几何模型上。如本文所使用的,术语“叠加”是指生物信息在几何模型上显示,并且在一些实施例中可以被包含在几何模型中。在其他实施例中,生物信息不是几何模型本身的一部分,而是作为覆盖在几何模型上“悬停”。

[0023] 电生理学标测图,诸如可以使用下文描述的系统8创建的电生理学标测图,是一种类型的解剖标测图。为了说明的目的,本文将在心脏电生理学过程的上下文环境中详细描述几个示例性实施例,包括创建心脏电生理学标测图。然而,可以预期,本文公开的方法、装置和系统可以在其他环境中使用。

[0024] 电生理学标测图通常从多个电生理学(“EP”)数据点创建,每个EP数据点包括电生理学数据(例如,心内膜和/或心外膜电描记图(“EGM”))和定位数据(例如,关于采集电生理学数据的装置(例如,导管和/或安装于导管的电极)的定位的信息,允许电生理学信息与空间中的特定定位相关联(即,允许电生理学信息被解释为指示患者心脏上的点的电活动)。假设本领域普通技术人员熟悉用于获取和处理EP数据点的各种模式(包括例如接触和非接触电生理学标测),并且熟悉可以用于从多个EP数据点生成图形表示的各种技术,这些方面将仅在本文被描述为理解本公开所必需的程度。

[0025] 图1示出了电生理学系统8的示意图,其用于通过如下进行心脏电生理学研究:导航心脏导管、测量在患者11的心脏10中发生的电活动并且三维地标测电活动和/或与所测量的电活动相关或表示所测量的电活动的信息。系统8可以用于例如使用一个或多个电极来创建患者的心脏10的解剖模型。系统8还可以用于在沿着心脏表面的多个点处测量包括各种形态特征的电生理学数据,并且与电生理数据被测量的每一个测量点的定位信息相关联地存储测量数据,例如以创建患者的心脏10的诊断数据标测图。

[0026] 如本领域普通技术人员将认可的,并且如下文将进一步描述的,系统8可以确定通常在三维空间内的对象的定位,以及在一些方面确定三维空间内的对象的方位,并且将那些定位表示为相对于至少一个参考确定的位置信息。

[0027] 为了简单起见,患者11被示意性地示出为一椭圆。在图1所示的实施例中,三组表面电极(例如,贴片电极)被示出为施加到患者11的表面,限定三个大致正交的轴,本文称为x轴、y轴和z轴。在其他实施例中,电极可以以其他布置定位,例如在特定身体表面上的多个电极。作为另一种选择,电极不需要在身体表面上,而是可以位于身体内部或外部框架上。

[0028] 在图1中,x-轴表面电极12、14沿第一轴施加于患者,例如在患者的胸腔区域的侧面上(例如施加于患者的每个手臂下面的皮肤),并且可以被称为左和右电极。y-轴电极18、19沿通常与x-轴正交的第二轴施加于患者,例如沿患者的大腿内侧和颈部区域,并且可以被称为左腿电极和颈部电极。z-轴电极16、22沿通常与x-轴和y-轴正交的第三轴施加,例如沿患者在胸腔区域的胸骨和脊柱,并且可以被称为胸部电极和背部电极。心脏10位于这些成对的表面电极12/14、18/19和16/22之间。

[0029] 另外的表面参考电极(例如“腹部贴片”)21为系统8提供参考和/或接地电极。腹部贴片电极21可以为固定的心内电极31的一种替代,下文进一步详细描述。此外,还应当理解,患者11可以使大部分或全部常规心电图(“ECG”或“EKG”)系统引线就位。例如在某些实施例中,可以使用12个ECG引线的标准组来感测患者心脏10上的心电图。该ECG信息对系统8可用(例如,其可以作为计算机系统20的输入)。在ECG引线被很好地理解的情况下,并且为了图中的清楚起见,在图1中仅示出了一个引线6和其到计算机系统20的连接。

[0030] 在图1中还以示意性方式示出了具有至少一个电极17(例如,远端电极)的代表性导管13。该代表性导管电极17可以被称为“测量电极”或“非固定电极”。典型地,可以使用导管13上的或者多个这种导管上的多个电极。例如在一个实施例中,系统8可以使用布置在患者的心脏和/或脉管系统内的十二个导管上的六十四个电极。

[0031] 在其它实施例中,系统8可以利用包括多个(例如,八个)键槽的单个导管,每个键槽依次包括多个(例如八个)电极。当然,这些实施例仅仅是示例性的,并且可以使用任何数量的电极和导管。实际上,在一些实施例中,可以使用高密度标测导管,例如St. Jude医疗公司的EnSite™Array™非接触标测导管。

[0032] 同样,应当理解,导管13(或多个这种导管)通常经由一个或多个导引器并使用熟悉的程序被引入患者的心脏和/或脉管系统中。为了本公开的目的,图2中示出了示例性多电极导管13的一段。在图2中,导管13通过经中隔鞘35延伸进入患者心脏10的左心室50。使用经中隔路径至左心室是公知的,并且是本领域普通技术人员所熟悉的,不需要在本文进一步描述。当然,导管13也可以以任何其它合适的方式被引入心脏10。

[0033] 在所示实施例中,导管13包括在其远端上的电极17,以及沿其长度间隔开的多个另外的测量电极52、54、56。通常,相邻电极之间的间隔将是已知的,但应当理解,电极可能不沿着导管13均匀间隔或彼此具有相等的尺寸。由于这些电极17、52、54、56中的每一个都位于患者内,因此系统8可以针对每一个电极同时采集定位数据。类似地,电极17、52、54和56中的每一个可以用于采集来自心脏表面的电生理学数据。

[0034] 现在回到图1,在一些实施例中,固定的参考电极31(例如附接至心脏10的壁)被示出为在第二导管29上。为了校准目的,该电极31可以是固定的(例如附接至或者靠近心脏的壁)或者与非固定电极(例如电极17、52、54、56)以固定的空间关系布置,因此可以被称为“导航参考”或“局部参考”。可以除了上述表面参考电极21之外另外使用固定参考电极31或者可以使用固定参考电极31来替代上述表面参考电极21。在许多情况下,心脏10中的冠状

窦电极或其他固定电极可以用作测量电压和位移的参考;即如下文所述,固定参考电极31可以限定坐标系的原点。

[0035] 每个表面电极耦合至多路开关24,并且通过计算机20上运行的软件来选择表面电极对,多路开关24将表面电极耦合至信号发生器25。可替代地,可以去除开关24并且提供信号发生器25的多个(例如,三个)实例,每个测量轴(即,每个表面电极对)一个实例。

[0036] 计算机20例如可以包括传统的通用计算机、专用计算机、分布式计算机或任何其他类型的计算机。计算机20可以包括一个或多个处理器28,诸如单个中央处理单元(CPU)或通常被称为并行处理环境的多个处理单元,其可以执行指令以实现本文所公开的各个方面。

[0037] 一般地,为了在生物导体中实现导管导航,由一系列驱动和感测电耦极子(例如,表面电极对12/14、18/19和16/22)产生三个名义上正交的电场。可替代地,这些正交场可以被分解并且任意表面电极对都可以被驱动为偶极子以提供有效的电极三角测量。同样地,电极12、14、18、19、16和22(或任何其它数量的电极)可以以用于驱动电流到心脏中的电极或感测来自心脏中的电极的电流的任何其它有效布置来定位。例如,多个电极可以放置在患者11的背部、侧面和/或腹部。对于任意期望的轴,由预定的一组驱动(源-汇)配置产生的跨越非固定电极测量的电势被代数结合以产生与通过简单地沿正交轴驱动均匀电流获得的有效电势相同的有效电势。

[0038] 因此,表面电极12、14、16、18、19、22中的任何两个可以被选择作为相对于接地参考(例如腹部贴片21)的偶极子源极和漏极,同时,未激励的电极测量相对于接地参考的电压。位于心脏10内的非固定电极17、52、54、56暴露至来自电流脉冲的场并且相对于地(例如腹部贴片21)被测量。实践中,心脏10内的导管可以包含比所示的四个更多或更少的电极,并且每个电极电势都可以被测量。如前所述,至少一个电极可以被固定至心脏的内表面以形成固定参考电极31,其也相对于地(例如腹部贴片21)被测量,并且其可以被限定为坐标系的原点,定位系统8测量相对于该原点的位置。来自表面电极、内部电极和虚拟电极中的每一个的数据集都可以用于确定非固定电极17、52、54、56在心脏10内的定位。

[0039] 系统8可以使用所测量的电压确定心脏内的电极(例如非固定电极17、52、54、56)相对于参考定位(例如参考电极31)在三维空间中的定位。也就是说,在参考电极31处测量的电压可以用于限定坐标系的原点,而在非固定电极17、52、54、56处测量的电压可以用于表示非固定电极17、52、54、56相对于原点的定位。在一些实施例中,坐标系是三维(x,y,z)笛卡尔坐标系,但是可以想到其他坐标系,例如极坐标系、球坐标系和柱坐标系。

[0040] 从前述讨论应当清楚,当表面电极对在心脏上施加电场时,测量用于确定一个或多个电极在心脏内的定位的数据。电极数据还可以用于创建用于改善电极定位的原始定位数据的呼吸补偿值,如美国专利no.7,263,397所描述的,其通过引用整体并入本文。电极数据还可以用于补偿患者身体的阻抗的变化,例如美国专利no.7,885,707所描述的,其也通过引用整体并入本文。

[0041] 在一个代表性实施例中,系统8首先选择一组表面电极,然后用电流脉冲驱动它们。在输送电流脉冲的同时,测量和存储电活动,例如利用剩余的表面电极和体内电极中的至少一个测量的电压。可以如上所述执行对伪像(例如呼吸和/或阻抗移位)的补偿。

[0042] 在一些实施例中,系统8是St.Jude医疗公司的EnSite™ Velocity™心脏标测和可

视化系统,其产生如上所述的电场,或者是依赖于电场的另一个这样的系统。然而,其他系统可以结合本发明的教导使用,包括例如Biosense Webster公司的CARTO导航和定位系统,Northern Digital公司的**AURORA®**系统,或者Sterotaxis的**NIOBE®**磁导航系统,所有这些都利用磁场而不是电场。以下专利中描述的定位和标测系统(所有这些专利通过引用整体并入本文)也可以与本发明一起使用:美国专利Nos.6,990,370;6,978,168;6,947,785;6,939,309;6,728,562;6,640,119;5,983,126和5,697,377。

[0043] 图3是可以被执行以创建电生理学标测图的代表性步骤的流程图。有利地,本文公开的电生理学标测图可以通过定位(例如,根据它们在心脏表面上的位置)描绘多个变量(例如,多个心脏电生理学特征)。在一些实施例中,流程图可表示可由图1的计算机20(例如,通过一个或多个处理器28)执行以产生电生理学标测图的若干示例性步骤。应当理解,下文描述的代表性步骤可以是硬件或软件实现的。为了解释的目的,本文使用术语“信号处理器”来描述本文教导的基于硬件和软件的实施方式。

[0044] 在框302中,获取与解剖区域(例如,心室)有关的几何形状信息。所获取的几何形状信息包括解剖区域中的多个点的位置信息(例如,笛卡尔坐标)。

[0045] 可以以多种方式获取几何形状,其中许多方式是本领域普通技术人员所熟知的。例如,在某些方面,系统8用于采集限定解剖区域的几何形状的多个定位点;然后可以使用多个定位点创建解剖区域的模型。在其他方面,使用外部成像模式,诸如磁共振成像(“MRI”)、计算机断层摄影(“CT”)、正电子发射断层摄影(“PET”)、超声成像、单光子发射计算机断层摄影(“SPECT”)等。还预期可以从多个成像模式获取多个几何形状。在获取多个几何形状的情况下,它们可以被融合或记录到常规坐标系中,例如2007年3月9日提交的美国专利申请no.11/715,923和/或2011年4月14日提交的美国专利申请no.13/087,203所公开的,这两个申请通过引用并入本文,如同在本文中完全阐述一样。

[0046] 此外,几何形状信息可以是随时间变化的。例如,心脏几何形状将随着心脏的跳动而随时间变化。因此,不是在单个时间点(例如,最大心脏收缩或最大舒张)获取单个几何形状,而是可以捕获多个随时间变化的几何形状,例如通过从由MRI或CT系统捕获的体积图像分割多个阶段。这些随时间变化的几何形状可以用于创建解剖区域的动画几何模型。

[0047] 在框304中,获取与解剖区域相关的电生理学信息。电生理学信息包括解剖区域的多个电生理学特征。正如在框302中具有获取几何形状信息的多种方式,在框304中也有多种方式来获取电生理学信息。例如,系统8(例如,导管13上的电极17、52、54和56)可以用于测量患者心脏10的表面上的电活动。电生理学信息也可以是随时间变化的。

[0048] 在框306中,在框302中获取的几何形状信息与在框304中获取的电生理学信息相关联。例如,由电极17、52、54、56进行的电生理学测量可以与在进行测量的时刻导管13的位置相关联。作为另一个示例,在CT模型已经被记录到系统8的坐标系之后,电生理学测量可以与CT模型内的定位相关联。这创建了多个电生理学数据点,然后可以将其存储在例如计算机系统20的存储器,以便在解剖标测图的创建(和操纵)中使用。

[0049] 如上所述,普通技术人员熟悉许多电生理学标测图。例如,例如在2014年10月15日提交的美国临时申请no.62/063,987中所公开的(其通过引用并入本文,如同在本文完全阐述)传导速度和/或一致性指数的标测图都是电生理学标测图。其他电生理学标测图包括但不限于复杂碎裂电描记图(“CFE”)标测图(例如,循环长度平均值和循环长度标准偏差的标

测图)、碎裂指数标测图、峰-峰电压标测图、延迟标测图(例如,延迟-P和延迟-A)、局部激活时间(“LAT”)标测图和电描记图(“EGM”)锐度标测图。

[0050] 已知每个电生理学标测图呈现单个电生理学特征。然而,随着在电生理学研究期间可能引起实践者感兴趣的电生理学特征的激增,每个图一个特征的方法可能变得麻烦。

[0051] 同样,已知在电生理学标测图上显示电生理特征的全范围值(例如,显示从解剖区域内测量的最低值到解剖区域内测量的最高值的峰-峰电压)。这要求显示标度(例如,彩色标度、单色标度或其他绘图惯例)分布在相对较大的范围上。然而,实践者可能仅对电生理学特征的较窄范围的值感兴趣。例如,2014年10月1日提交并通过引用并入本文以如同在本文完全阐述的美国专利申请no.14/504,174描述了用于延迟属性的显示标度的使用中上限和下限的使用。

[0052] 根据本公开的一个方面,多个电生理学特征可以显示在单个电生理学标测图上。根据本公开的另一方面,用户可以在电生理学特征的显示上设置各种滤波器(例如,高通、低通、带通、带阻),从而使得对于给定的电生理学特征仅呈现某些范围的值。

[0053] 因此,用户可以分别在步骤308a、310a中选择在电生理学标测图中显示的第一电生理学特征(例如,循环长度平均值)以及设置与其对应的第一滤波器标准。例如,用户可以选择将大约110ms至大约290ms的带通滤波器应用于CFE循环长度平均值。

[0054] 同样地,用户可以分别在步骤308b、310b中选择在电生理学标测图中显示的第二电生理特征(例如,循环长度标准偏差)以及设置与其对应的第二滤波器标准。例如,用户可以选择将大约1ms至30ms的带通滤波器应用于CFE循环长度标准偏差。

[0055] 在框312中将所选择的滤波器应用于多个EP数据点。在某些方面,滤波器的输出是满足框310a、310b中设置的滤波标准两者的多个EP数据点的子集。也就是说,可以用布尔AND(Boolean AND)将滤波器应用于多个EP数据点。在其它方面,滤波器的输出是满足在框310a、310b中设置的滤波标准中的任一个的多个EP数据点的子集。也就是说,可以用布尔OR将滤波器应用于多个EP数据点。还可以预期,滤波器的应用可以产生两个子集:满足框310a的第一滤波标准的第一子集和满足框310b的第二滤波标准的第二子集。

[0056] 在框314中,呈现电生理学标测图。该电生理学标测图是从在框312中第一和第二滤波器的应用产生的多个EP数据点的子集的图形表示。因此,例如,所获得的几何形状(或多个几何形状)可以以图形呈现(例如,使用那些本领域普通技术人员熟知的技术),并且可以将后置滤波的电生理学特征的标测图叠加于其上。

[0057] 图4a至4d和5a至5c示出了前述教导。图4a是没有应用滤波器的传统循环长度平均值标测图,而图4b将具有170ms至250ms的通带的带通滤波器应用于图4a的标测图。类似地,图4c是没有应用滤波器的传统循环长度标准偏差标测图,而图4d将具有1ms至40ms的通带的带通滤波器应用于图4c的标测图。

[0058] 将一方面的图4a和4c与另一方面的图4b和4d进行比较可以看出,在图4b和4d中仅标测具有感兴趣值的区域。因此,相比图4a和图4c,图4b和图4d在更窄的数值范围上应用相同范围的彩色标度值,允许图4b和图4d中相对于图4a和图4c的更精细的表示(即,相比图4a和4c,图4b和4d中可以描绘出所描绘的电生理学特征的更微妙的变化)。

[0059] 现在转到图5a至5c,假设实践者对识别表现出快速和规则活动的组织区域感兴趣。这样的区域可以例如被限定为表现出在150ms和250ms之间的循环长度平均值和在

1ms和30ms之间的循环长度标准偏差的区域。因此,图5a是示例性的电生理学标测图,其仅绘图地显示出满足两个标准的那些EP数据点(即,EP数据点具有在150ms和250ms之间的循环长度平均值以及在1ms和30ms之间的循环长度标准偏差)。这种显示的优点类似于上面关于图4a-4d所讨论的那些。特别地,图5b示出了包含在图5a的标测图中的EP数据点的类型(即,表现出实践者感兴趣的电生理学特征的EP数据点),而图5c示出了图5c的标测图排除的EP数据点的类型(即,没有表现出实践者感兴趣的电生理学特征的EP数据点)。

[0060] 应当理解,图4a-4d和5a-5c仅仅是本教导的示例。在其他实施例中,用户可以选择以下电生理学特征和相关联的滤波器:

[0061] • 使用高通滤波器和碎裂指数标测图来识别具有高碎裂的区域,这可能是心房颤动持续的关键基质,因此是消融以治疗心房颤动持续的期望目标(比较图6a与图6b);

[0062] • 使用低通滤波器和峰-峰电压标测图来识别具有低峰-峰电压的区域;低电压的区域可以指示纤维化或瘢痕,其可以用作心律失常维持的基质;

[0063] • 使用高通滤波器和电描记图锐度标测图来识别具有高锐度的区域,这可能表示异位病灶;

[0064] • 使用高通滤波器和传导速度一致性指数标测图来识别传播活动波前的方向高度一致的区域,这可以突出心房心律失常中的波前回路;和/或

[0065] • 使用低通滤波器和传导速度标测图来识别缓慢传导的区域;因为缓慢传导是保持再入回路的标志,由这种标测图标识的区域可以用于治疗室性心动过速(“VT”)的消融治疗(比较图7a与图7b)。

[0066] 当然,即使该实施例的列表是非穷尽性的,本领域普通技术人员也将容易地理解如何将本文的教导扩展到另外的电生理学标测图和电生理学标测图的组合。

[0067] 类似地,可以使用各种惯例来呈现本文所讨论的电生理学标测图的各种组合。例如,可以在电生理学标测图的显示中使用全色和单色标度(例如,灰色标度、棕色标度)的各种组合。也可以使用各种图标。例如,图8a(未滤波的)和8b(对于一致性指数高通滤波的)示出使用箭头来描绘活动方向(箭头的方向)、局部传导速度(箭头的长度)和一致性指数(箭头的宽度)。在替代实施例中,可以使用Z字形线代替箭头来表示传导速度,其中较紧密的Z字形反映较低的传导速度。2014年2月7日提交的美国临时申请no.61/935,954公开了呈现电生理学标测图的其他方法,其通过引用并入本文,如同在本文中完全阐述一样。

[0068] 在多个不同的电生理学特征要在单个电生理学标测图上显示的情况下,用户可以向各个特征分配优先级。一旦特征被区分优先级,就可以根据特征的相对优先级来呈现任何重叠区域,优先级较高的特征优先于较低优先级的特征被绘出。换句话说,如果特定EP数据点包括满足用户指定的滤波器的多个电生理特征的数据,则EP数据点将以最高优先级的电生理特征显示。

[0069] 例如,图9a类似于图5a,它描绘了已经针对循环长度平均值和标准偏差进行带通滤波的EP数据点的标测图。在图9b中,将低通滤波的峰-峰标测图添加到图9a的标测图中,其中峰-峰标测图具有较高的优先级。因此,在两个图重叠(即,其中EP数据点同时满足循环长度和峰-峰滤波器)的情况下,绘制峰-峰标测图而不是循环长度标测图(参见区域900)。

[0070] 图10是另一个示例性的区分优先级的电生理学标测图。图10的标测图包括作为最高优先级的低通滤波的峰-峰标测图、作为次最高优先级的高通滤波碎裂指数标测图、以及

作为最低优先级的上述循环长度平均值和标准偏差的带通滤波标测图。图10还包括对于一致性指数被高通滤波的传导速度箭头和指示使用高通滤波的锐度数据识别的病灶活动的星形图标。

[0071] 虽然上面已经以一定程度的特殊性描述了本发明的几个实施例,但是本领域技术人员可以在不背离本发明的精神或范围的情况下对所公开的实施例进行多种改变。

[0072] 例如,尽管在双特征(以及类似地,双滤波器)图的上下文中描述了本文公开的电生理学标测图,但是普通技术人员将理解如何将本文的教导扩展到任何n-特性和/或n-滤波器标测,其中n是大于1的整数。

[0073] 作为另一个示例,尽管上面描述的一些滤波方法应用于布尔AND和布尔OR,但是本文的教导可以适于特征之间的其他关系(例如,滤波特征一AND NOT(滤波特征二OR滤波特征三))。

[0074] 所有的方向参考(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶部、底部、之上、之下、竖直、水平、顺时针和逆时针)仅用于识别的目的以帮助读者理解本发明,并没有任何限制,特别地对于本发明的位置、方向或用途。连接参考(例如附接、耦合、连接等)被广义地解释并且可以包括元件的连接之间的中间构件和元件之间的相对移动。如此,连接参考不必指两个元件直接连接和彼此固定地连接。

[0075] 以上说明书中包含或附图所示出的所有内容应当被理解为是仅示意性的而非限制性的。在不背离所附权利要求限定的本发明的精神的前提下,可以进行细节或结构的改变。

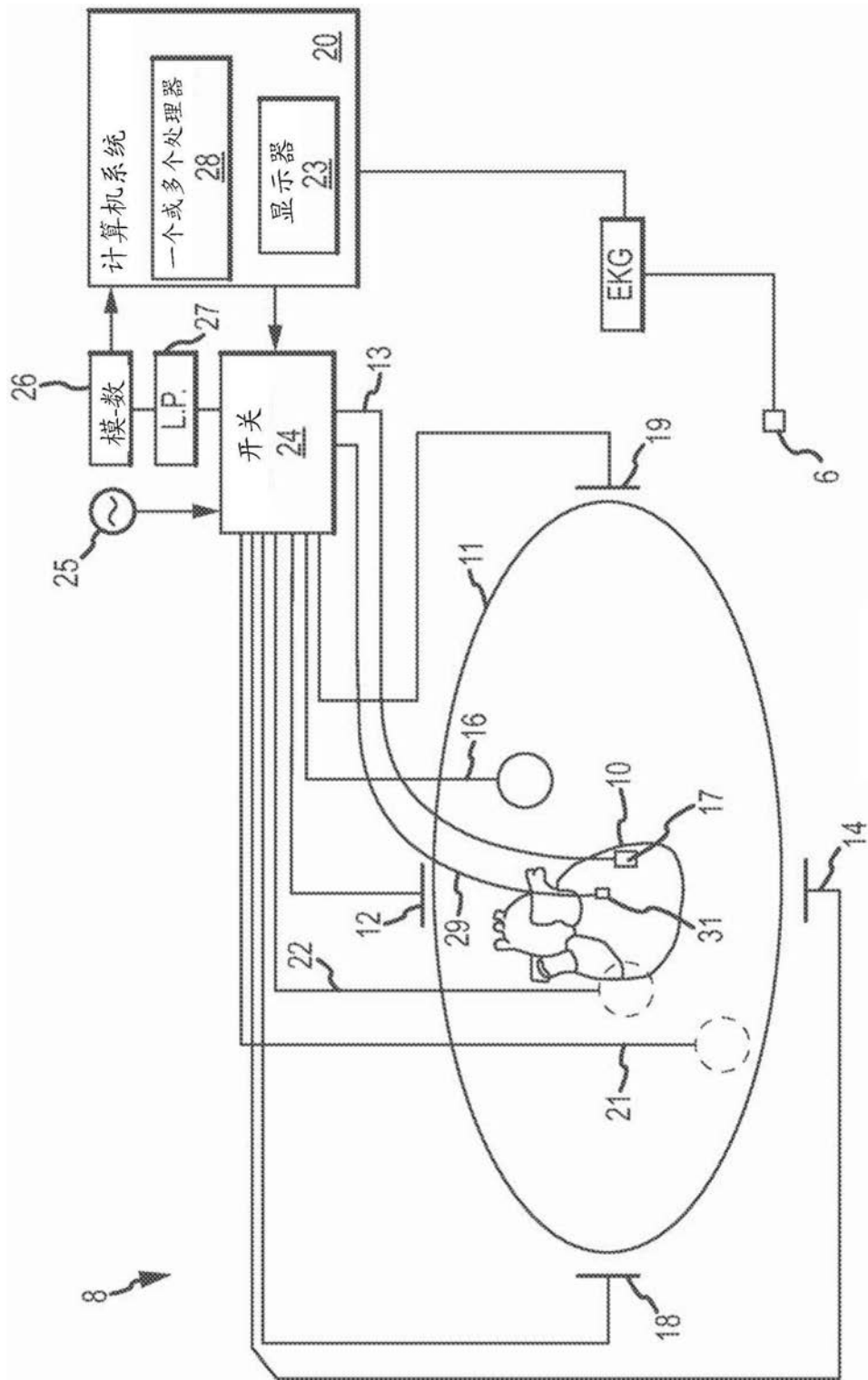


图1

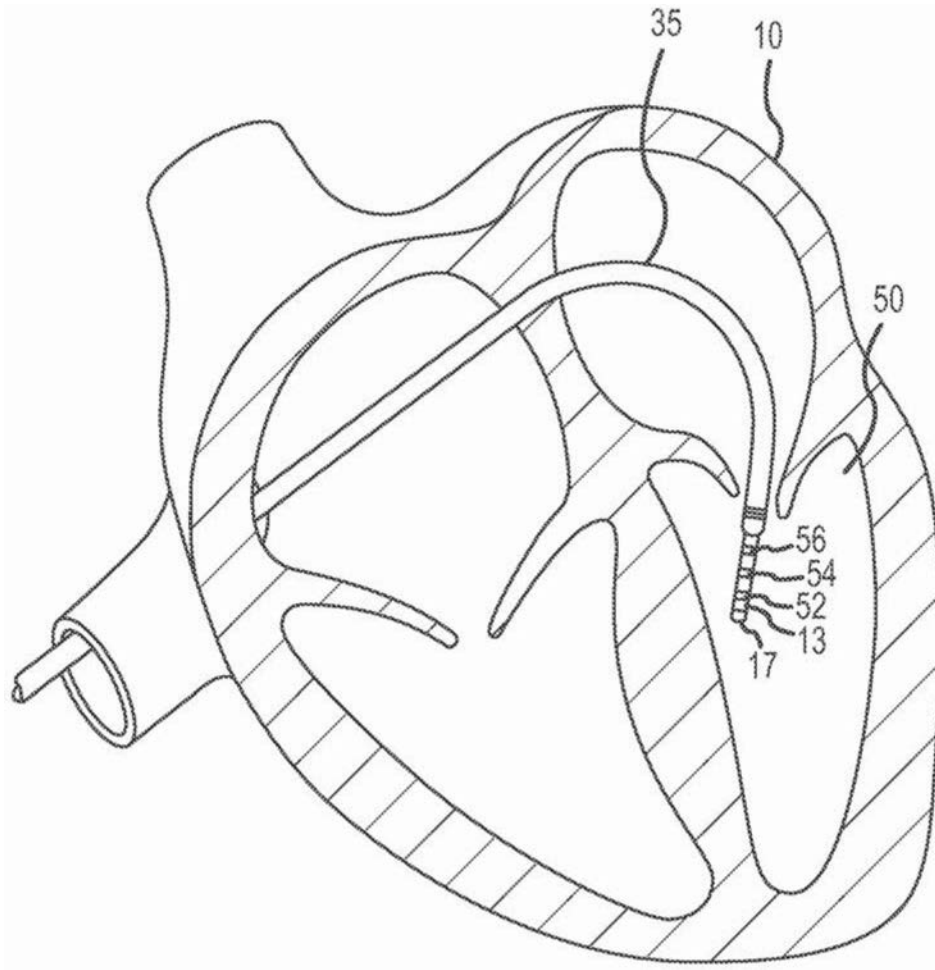


图2

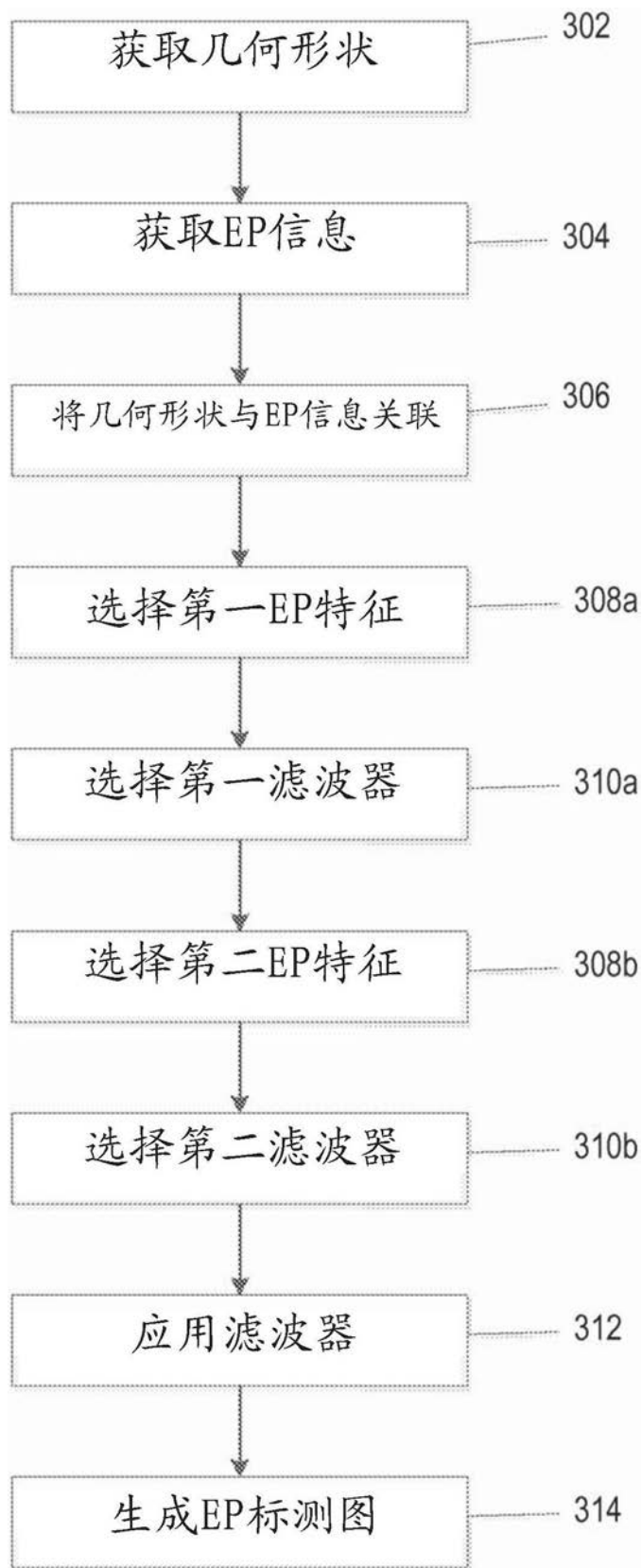


图3

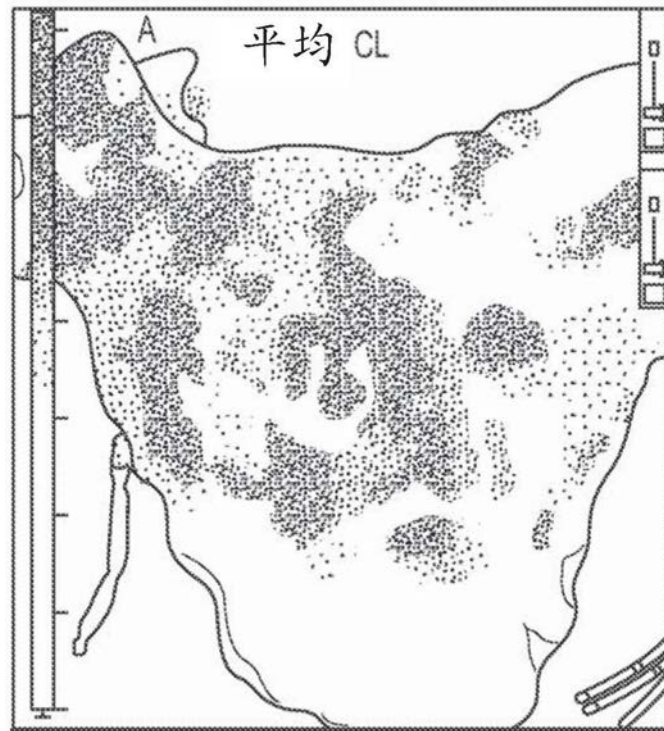


图4a

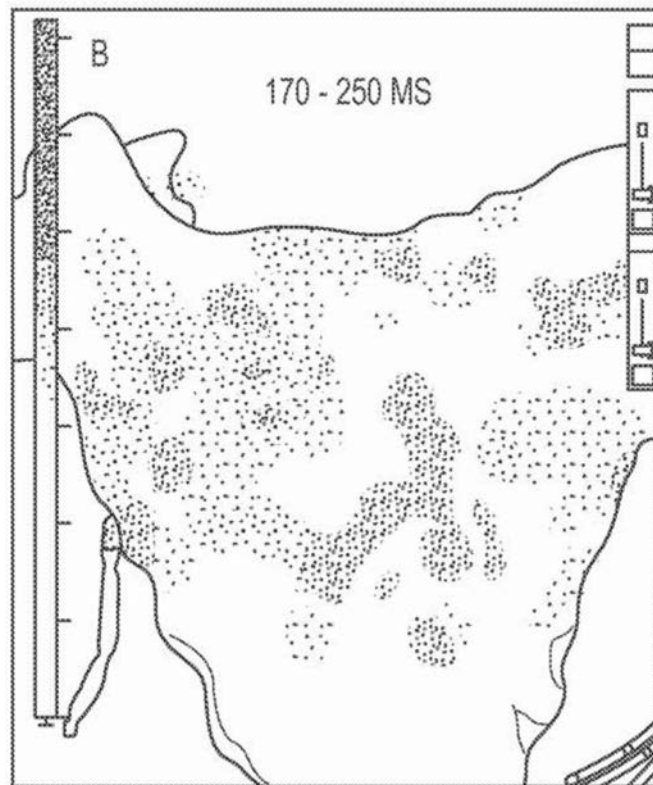


图4b

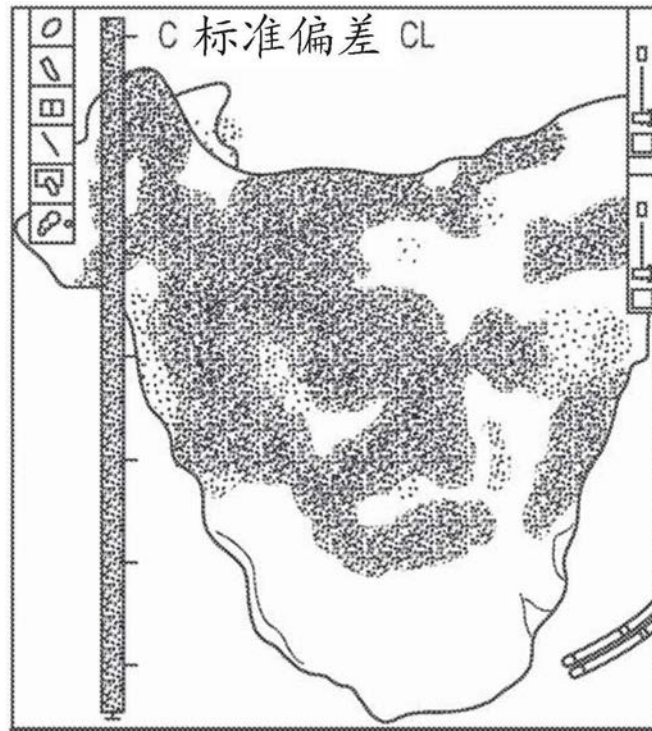


图4c

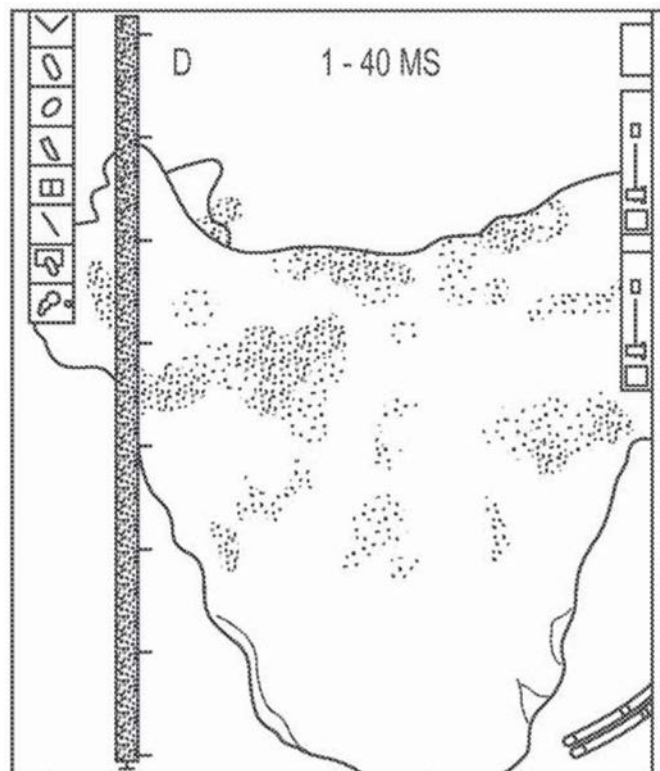


图4d

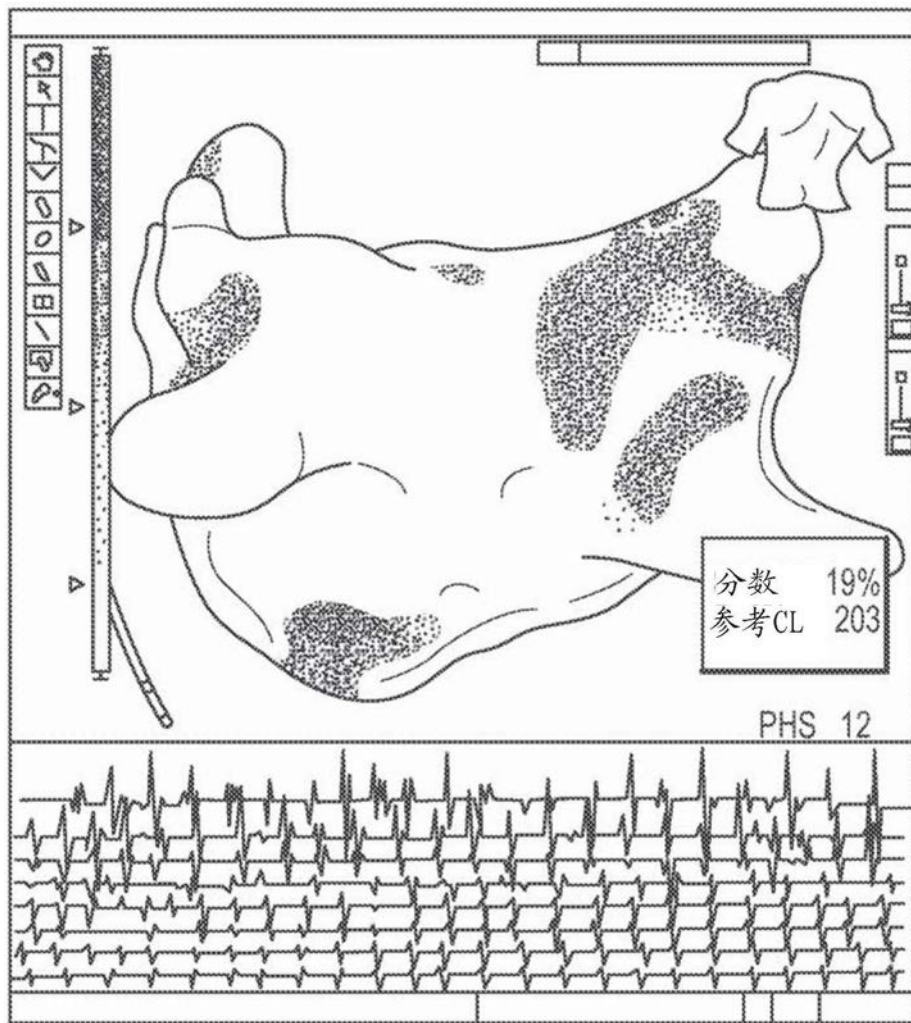


图5a

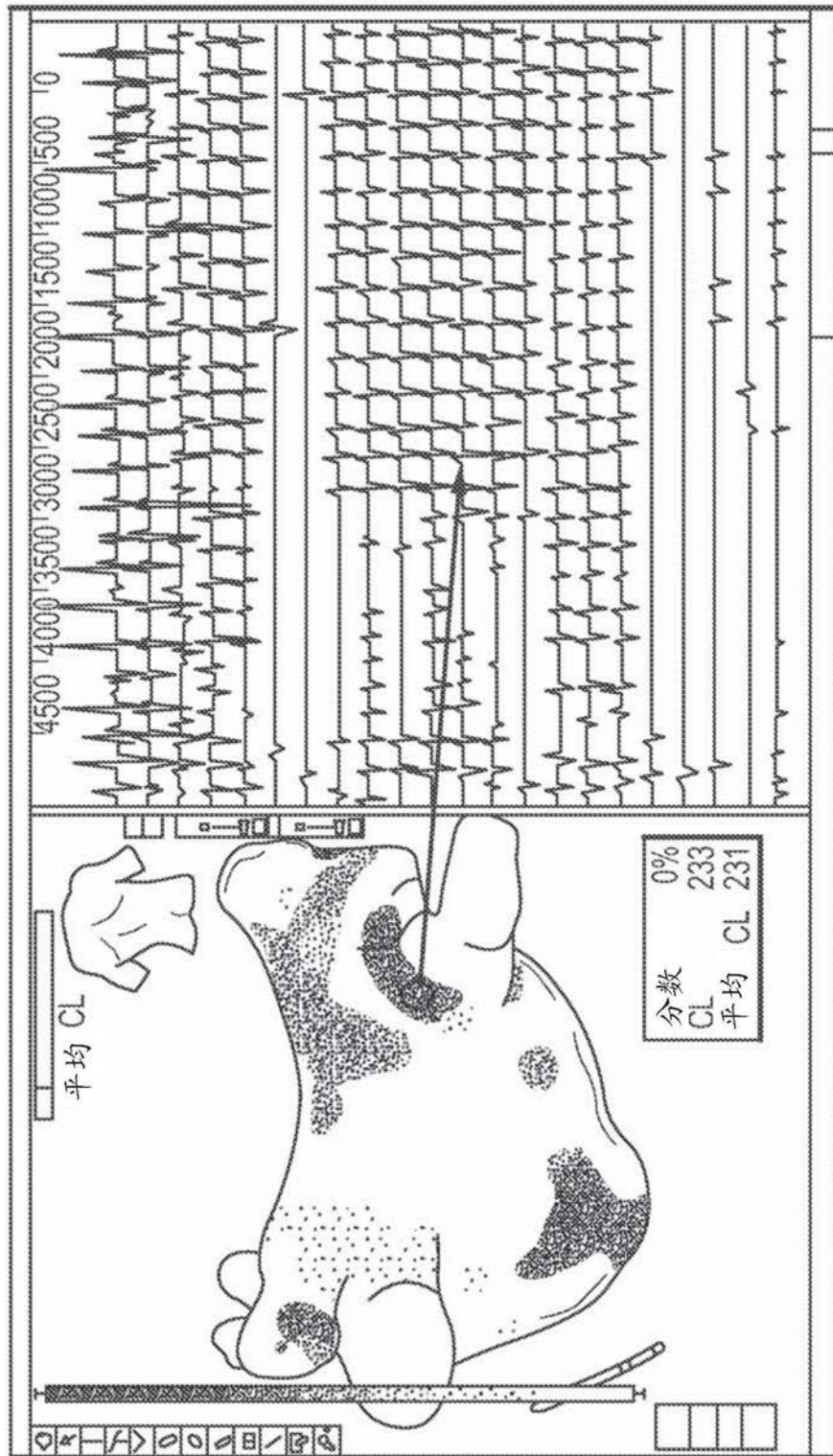


图5b

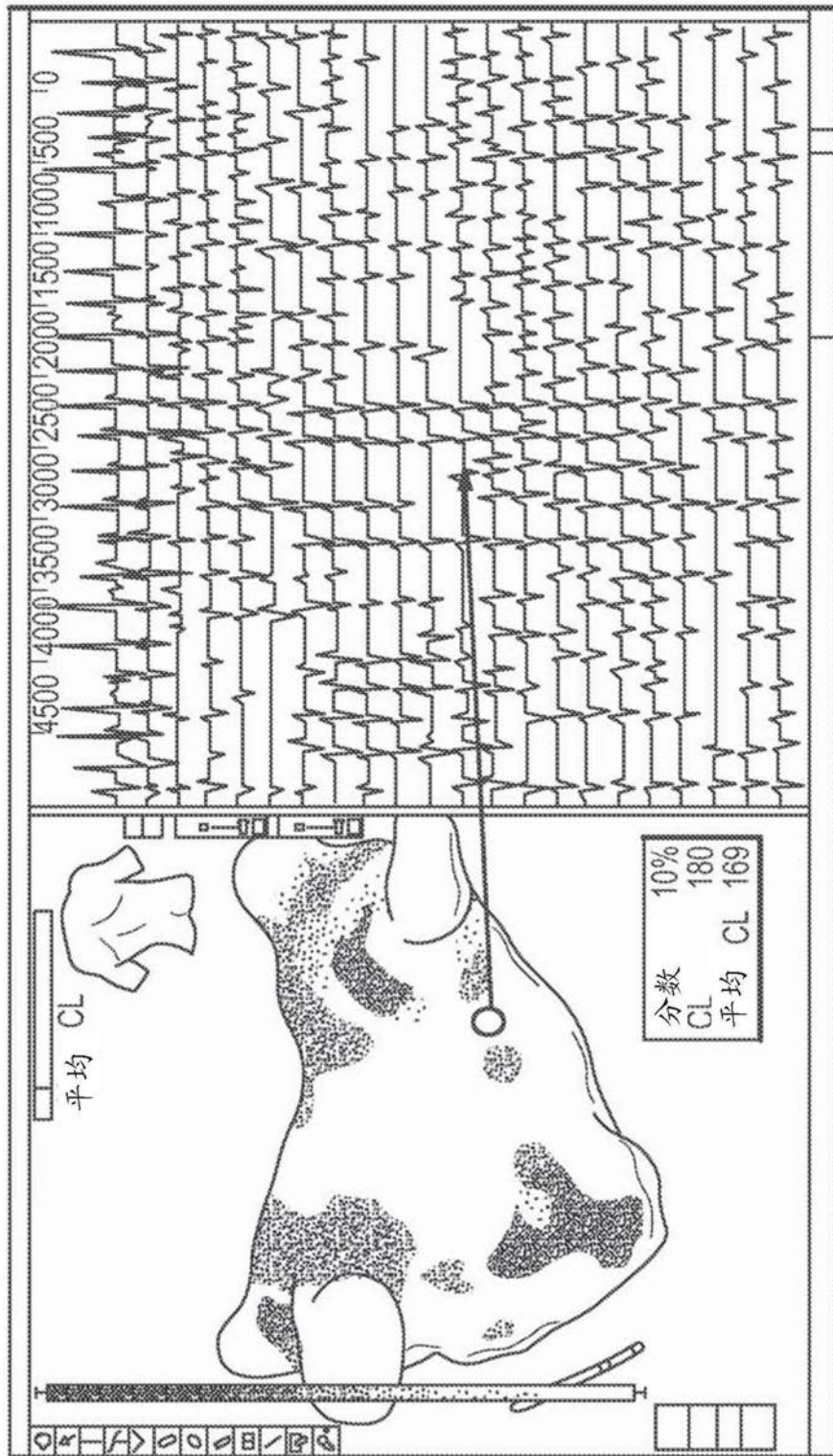


图5c

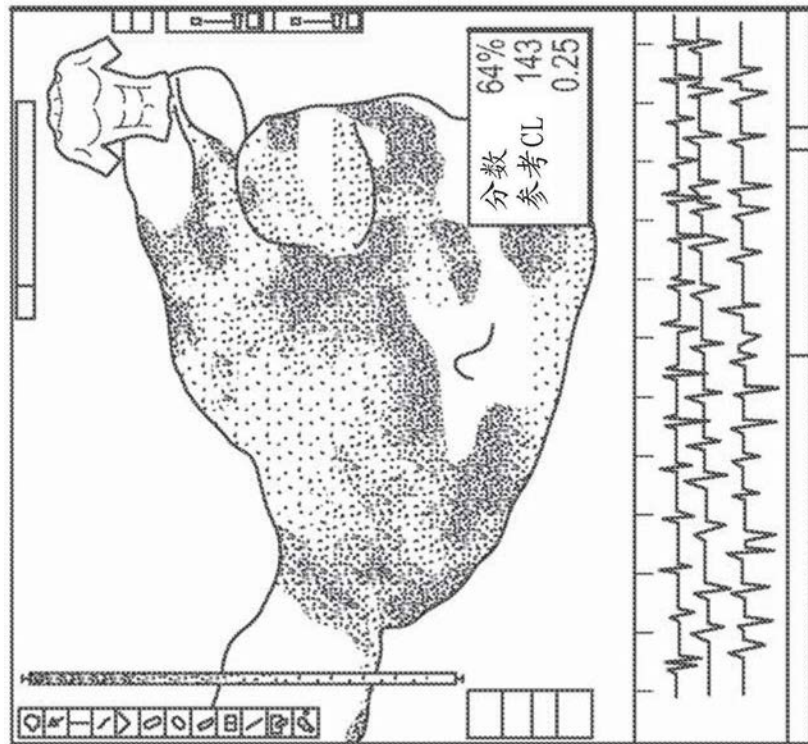


图6a

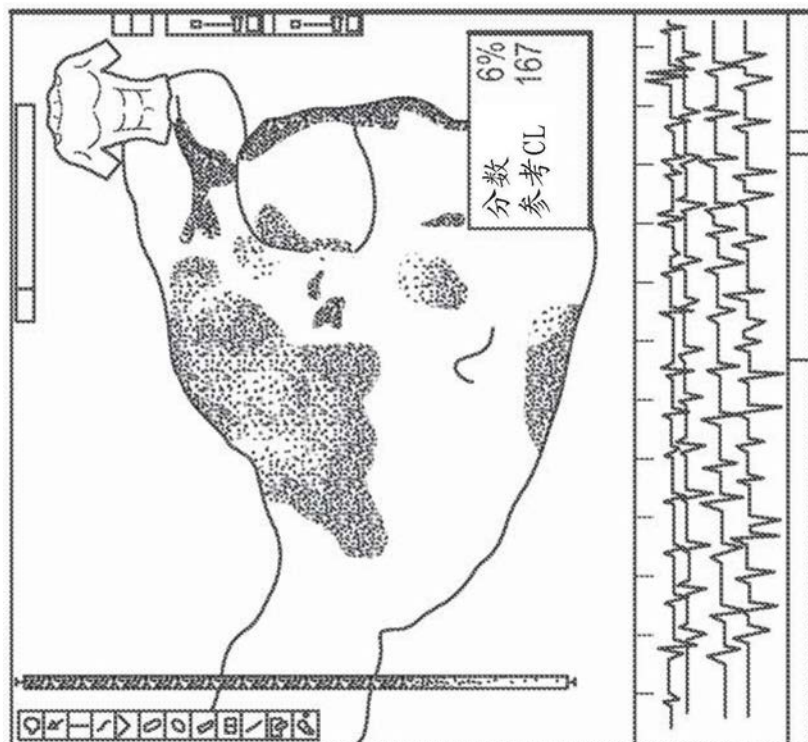


图6b

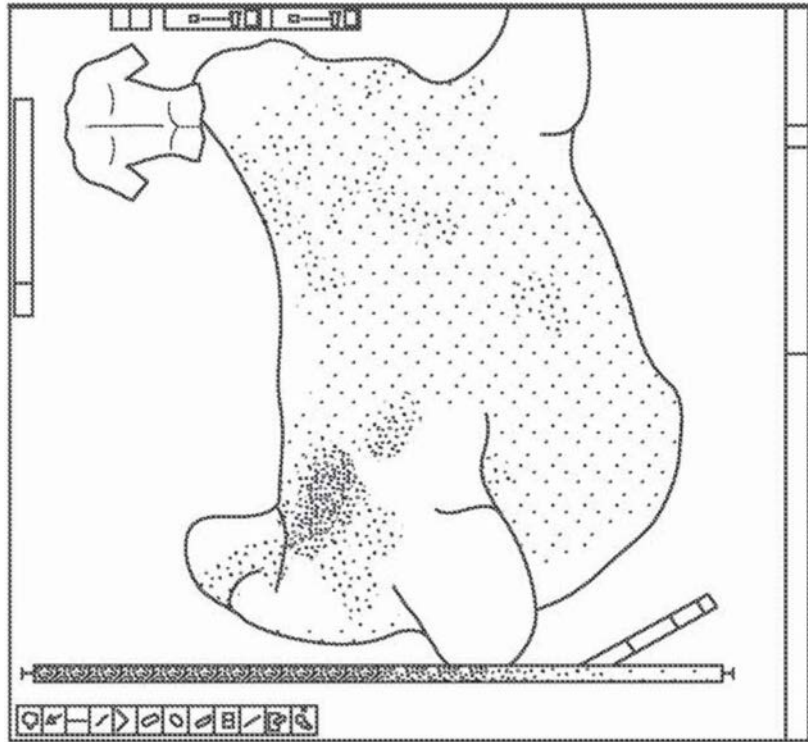


图7a

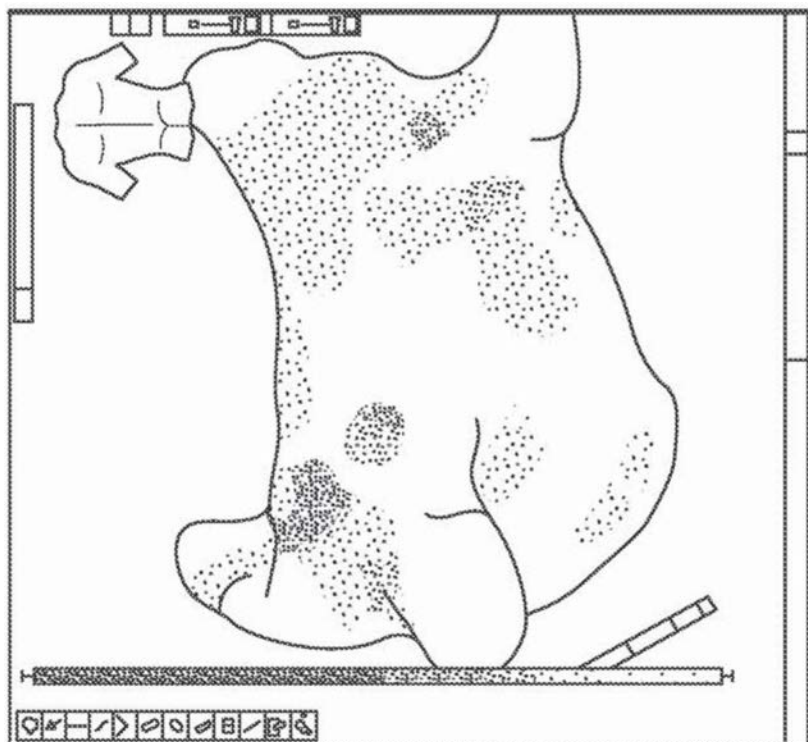


图7b

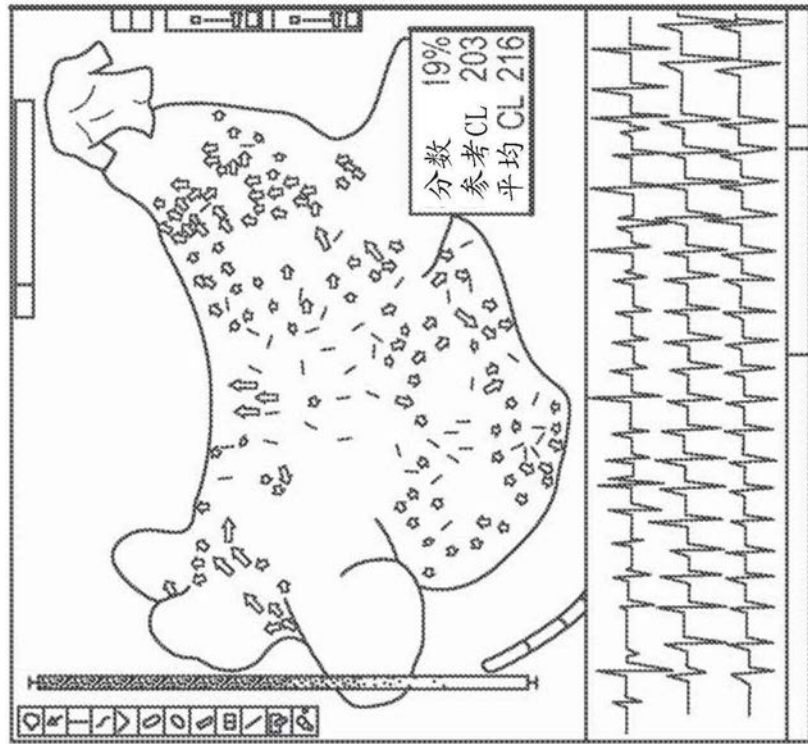


图8a

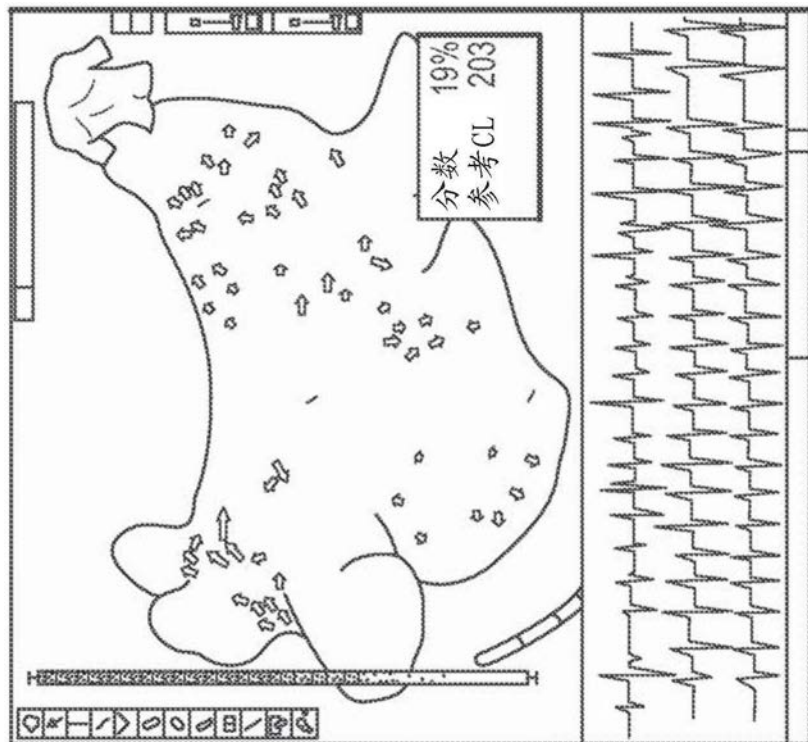


图8b

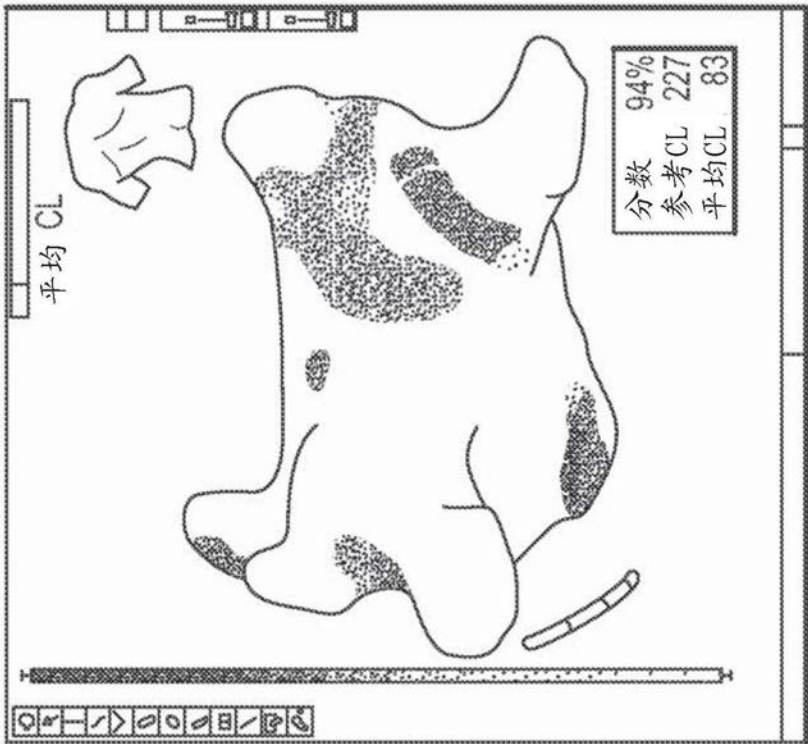


图9a

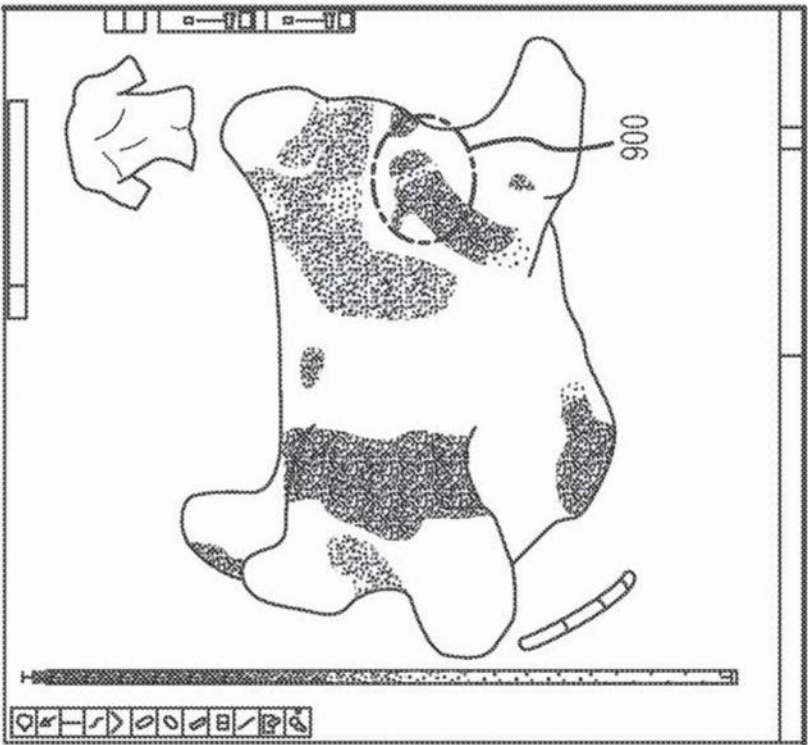


图9b

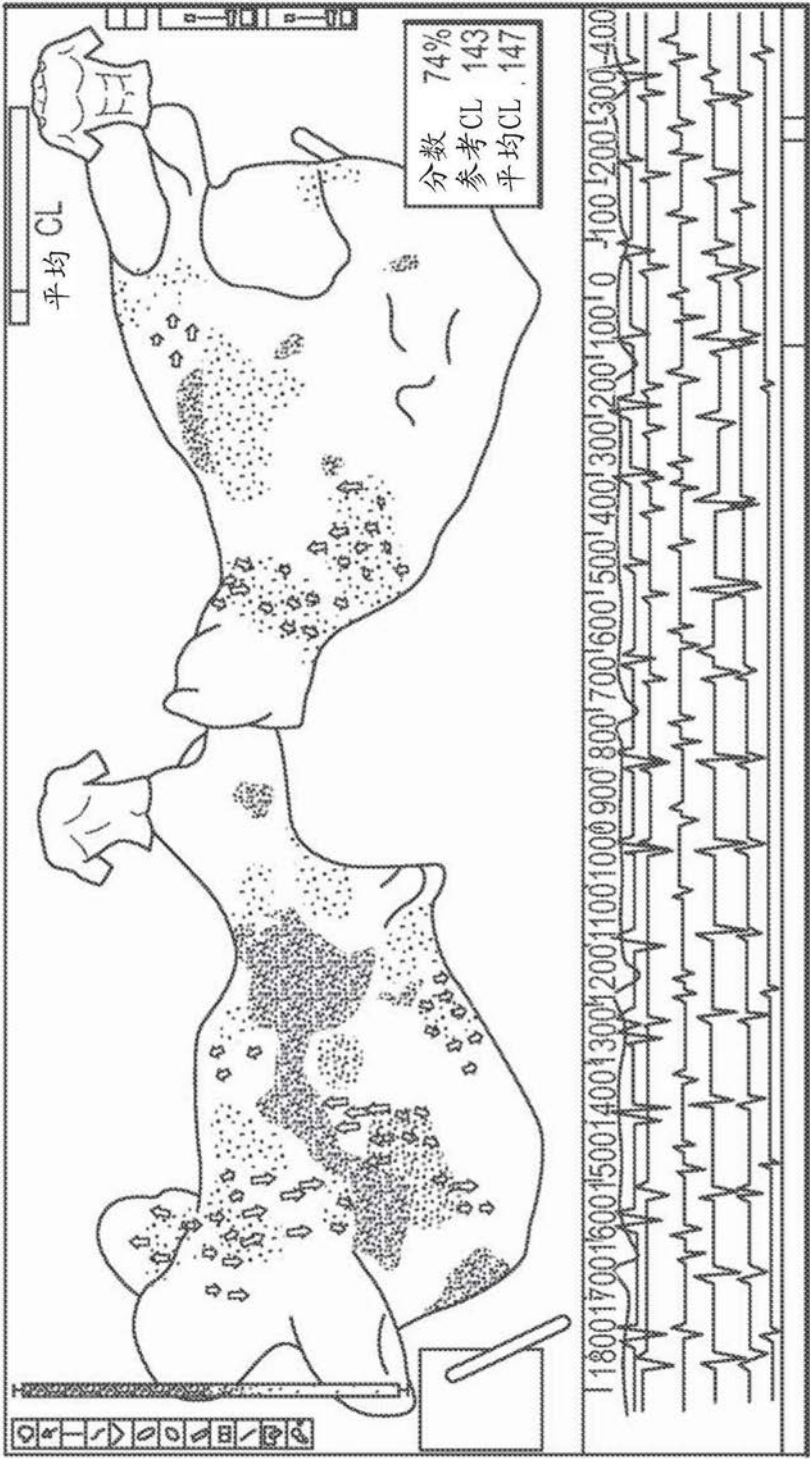


图10

专利名称(译)	用于生成针对心律失常的集成的基质标测图的方法和系统		
公开(公告)号	CN107072573A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580048667.1	申请日	2015-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
[标]发明人	李文雯 E 埃尔德米尔 V 阿方索 C 帕丰 D 摩根		
发明人	李文雯 E·埃尔德米尔 V·阿方索 C·帕丰 D·摩根		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/0452 A61B5/725 A61B5/743 A61B5/746 A61B5/7485 A61B2505/05 A61B5/04087 A61B5/0536 A61B5/0538 A61B5/7225		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	62/063989 2014-10-15 US		
其他公开文献	CN107072573B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种电生理学标测图，例如一种心律失常基质的标测图可以通过如下生成：获取与解剖区域相关的几何形状信息和电生理学信息，并且将所获取的几何形状和电生理学信息关联为多个电生理学数据点。用户可以选择两个(或更多个)电生理学特征用于显示，并且可以进一步选择以将各种滤波器应用于所选择的电生理学特征。用户还可以限定所选择的和/或所滤波的特征之间的各种关系(例如布尔AND、OR等)。用户选择的滤波标准可以被应用于电生理学数据点以输出其多个子集。然后可以使用彩色标度、单色标度和图标的多种组合绘图地将这些子集提供为例如三维心脏电生理学模型。

