(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 120131038 A
(43)申请公布日 2025.06.13

(21)申请号 202411819708.X

(22)申请日 2024.12.11

(30)优先权数据
18/536357 2023.12.12 US

(71)申请人 伯恩森斯韦伯斯特(以色列)有限责任公司
地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 A·戈瓦里 A·C·阿尔特曼

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
专利代理师 徐予红 陈岚

(51)Int.Cl.
A61B 5/367(2021.01)
A61B 5/318(2021.01)
A61B 5/283(2021.01)
A61B 5/287(2021.01)
A61B 5/0531(2021.01)

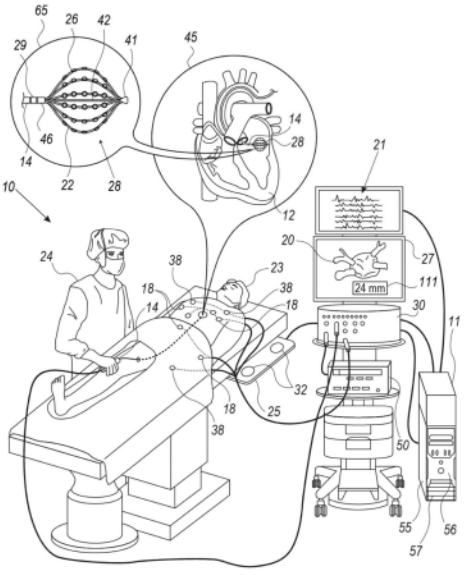
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

用于将电解剖(EA)标测图中所标识的特征以可视方式连接到ECG信号的GUI

(57)摘要

本发明的发明名称是“用于将电解剖(EA)标测图中所标识的特征以可视方式连接到ECG信号的GUI”。本公开涉及一种系统,该系统包括显示装置和处理器。该处理器被配置为:(i)在该显示装置上呈现在心脏腔室的一部分的组织上记录的心内电描记图;(ii)标识这些电描记图的示出致心律失常活动的子集;(iii)分析该致心律失常活动的一个或多个特性;以及(iv)以图形方式互连该子集中的这些电描记图,以向用户呈现该致心律失常活动的该一个或多个特性。



CN 120131038 A

1.一种系统,所述系统包括:

显示装置;和

处理器,所述处理器被配置为:

在所述显示装置上呈现在心脏腔室的一部分的组织上记录的心内电描记图;

标识所述电描记图的示出致心律失常活动的子集;

分析所述致心律失常活动的一个或多个特性;以及

以图形方式互连所述子集中的所述电描记图,以向用户呈现所述致心律失常活动的所述一个或多个特性。

2.根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个特性包括激活幅度、激活定时、激活的时空进展和激活模式中的至少一者。

3.根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被配置为通过使用箭头来以图形方式互连所述子集中的所述电描记图,以呈现所述一个或多个特性。

4.根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被配置为通过使用所述心脏腔室的所述一部分的电解剖(EA)标测图来标识所述电描记图的所述子集。

5.根据权利要求4所述的系统,其中,所述处理器被进一步配置为在所述显示装置上呈现所述EA标测图,以图形方式指示所述EA标测图上的所述致心律失常活动的类型,以及以图形方式将所述EA标测图上的所述活动连接到所述子集中的所述电描记图中的至少一个电描记图。

6.根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被配置为通过基于所述子集中的所述电描记图中的致心律失常激活之间的时空关系来以图形方式互连所述子集中的所述电描记图中的至少一些电描记图。

7.根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被进一步配置为在所述子集中的所述电描记图中的至少一个电描记图上注释所述致心律失常活动的致心律失常激活。

8.根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被进一步配置为按基于所述致心律失常活动的时空进展的顺序在所述显示装置上呈现所述子集中的所述电描记图中的至少一些电描记图。

9.根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被进一步配置为在所述EA标测图上标识区域局灶性源类型和转子类型的致心律失常活动中的一者。

10.根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被进一步配置为通过呈现区域局灶性源类型和转子类型的致心律失常活动中的一者来在所述EA标测图上呈现所述致心律失常活动的类型。

用于将电解剖(EA)标测图中所标识的特征以可视方式连接到ECG信号的GUI

技术领域

[0001] 本公开整体涉及心律失常的诊断和治疗,并且具体地涉及以图形方式指示一起对应于心脏腔室中的区域性致心律失常电活动的心内电描记图。

背景技术

[0002] 先前在专利文献中提出了显示使用多电极导管采集的心内电描记图,包括呈现这些心内电描记图的时空分析。例如,美国专利10,349,855描述了使用多电极导管来记录心内电描记图以及建立相应注释。在一时间窗口内,检测来自相邻电极的电描记图集合中的包括单调递增局部激活时间序列的模式。该集合被重新排序并显示给操作者。

[0003] 作为另一示例,美国专利申请公布2022/0369991描述了用于受试者的心脏内的心律失常的诊断和位点确定的医疗设备和方法。计算装置接收、记录和处理呈双极和单极心电图(ECG)形式的ECG信号,这些ECG信号与对应于位置上的导管远侧端部传感器的相应心脏组织位置相关联。分析包括来自对应于研究区域内的位置的多个连续心跳的信号的单极ECG,以通过定义对应于相应双极活动窗口的单极ECG的复合波来标识这些单极ECG的分馏单极ECG信号复合波(FUESC)。

[0004] 结合附图,通过以下对本公开的实施例的详细描述,将更全面地理解本公开,其中:

附图说明

[0005] 图1是根据本公开的示例的基于导管的电解剖(EA)标测和消融系统的示意性图解;

[0006] 图2A示出了根据本公开的一个示例的局灶性源类型的心律失常的EA标测图上的以图形方式联系到心内电描记图的子集的图形指示,该子集以图形方式来共同地指示以评估心律失常;

[0007] 图2B示出了根据本公开的一个示例的转子类型的心律失常的EA标测图上的以图形方式联系到心内电描记图的子集的图形指示,该子集以图形方式来共同地指示以评估心律失常;

[0008] 图3是根据本公开的一个示例的叠加有展示可能的心律失常的感兴趣区域的EA标测图的渲染和来自这些区域的相应心内电描记图;并且

[0009] 图4是根据本公开的一个示例的示意性地例示用于将EA标测图上的区域性致心律失常活动的图形指示联系到心内电描记图的子集并且在致心律失常特性的子集上以图形方式共同地指示的方法的流程图。

具体实施方式

发明内容

[0010] 心律失常诸如心房纤颤是其中心脏以不规律节律跳动的一组病症。患者的心脏的电解剖(EA)标测可用作用于决定用于通过更改心脏组织中的电活动的传播来恢复正常的心脏节律的治疗行动过程诸如组织消融的基础。

[0011] 心脏中的组织区域处的电活动可通过以下来测量:使组织与在其远侧端部中具有位置传感器的导管的电极接触,并且同时在该区域中在分别测量的位置处采集心内电描记图。任选地,该分析可基于随时间累积的数据来执行。所采集的数据点用于生成诊断值的详细心脏EA标测图。使用EA标测,心脏组织的电属性(诸如局部激活时间(LAT)和局部激活幅度)可被可视化在心脏的一部分的渲染上。

[0012] 然而,许多电生理学家倾向于详细地检查心内电描记图本身,以便评估区域性致心律失常特性(例如,激活的幅度和/或定时的改变、相同或不同电描记图上的所注释的激活之间的对应关系、以及激活中的改变模式诸如分馏)。然而,实际经验已表明电生理学家难以吸收由EA标测图和心内电描记图两者提供的信息。此外,由多电极导管进行的每个给定采集处(在所呈现的多达一百个电描记图中)的大多数电描记图可能是不相关的,使得难以单独地使用电描记图。

[0013] 本文所述的本公开的示例提供了一种用于在显示器上以图形方式强调心内电描记图的可最佳地例示区域性心律失常的特性的子集的技术。该子集由处理器基于分析所捕获的瞬时心电信号和/或基于对EA标测图的分析来自动地标识。用于标识该子集的算法通常通过检测相关电描记图之间的一些时空关系来实现。

[0014] 在一个示例中,处理器使用算法来以图形方式从显示在(例如,心律失常的局灶性源或转子圆的)EA标测图上的区域性心律失常指向子集的电描记图。为此,处理器或用户最初在EA标测图上标识并标记区域性致心律失常组织。所公开的方法可使用箭头、注释、突出显示和其他方法来以图形方式呈现EA标测图中的区域和子集之间的连接。

[0015] 处理器运行分析子集以评估致心律失常活动的特性的算法。此类特性可包括激活幅度、激活定时和激活模式(例如,电描记图信号分馏)中的至少一者。然后,处理器以在子集上向用户以可视方式强调致心律失常活动的特性(例如,传播)的方式来以图形方式互连子集中的电描记图。

[0016] 在已知系统中,导管的远侧端部处的电极与编号相关联,并且从电极感测的电描记图通常按编号顺序实时地显示,如图2所示。这可帮助用户理解相关电描记图之间的时空关系。在一些示例系统中,多达100个电极可同时收集电描记图信号,并且所有电描记图可按编号顺序显示在正被构建的EA标测图旁边。

[0017] 还可在查看现有(例如,所存储的)EA标测图时显示电描记图。所选择的感兴趣区域上的电描记图可显示在EA标测图旁边。显示电描记图的顺序可遵循在感兴趣区域中收集的点的编号顺序,如图3所示。每个电描记图与捕获其的位置相关联。

[0018] 沿组织的传播可不必遵循显示电描记图的顺序。在此类情况下,用户在查看电描记图时可能难以跟随传播。例如,可能难以跟随在电描记图的仅一部分中出现的局部局灶性传播或旋转传播。在本公开的示例中,执行电描记图的时空分析以检测感兴趣区域中的进展模式。基于该分析,添加箭头在相应电描记图之间的进展以指示所检测的传播的进展(例如,图2)。任选地,处理器基于用户选择被配置为选择性地显示与所检测的传播信号相关联的电描记图的子集。任选地,处理器基于用户选择还被配置为重新布置显示子集的顺

序,使得该顺序对应于所检测的传播的顺序。

[0019] 处理器提供示出电描记图上的心律失常的行为(例如,进展)的图形指示(例如,箭头)。当某个组织位置处的电极采集每个电描记图时,用户可从电描记图的顺序推断空间顺序。

[0020] 在一些示例中,处理器基于电描记图中的致心律失常激活之间的时空关系来以图形方式互连电描记图。为此,处理器在子集中的电描记图中的至少一个电描记图上注释致心律失常活动的致心律失常激活。

[0021] 如上文所指出,处理器可使用箭头来以图形方式互连子集的电描记图,例如以示出异常电活动的进展。在另一示例中,处理器以图形方式突出显示子集中的至少一个电描记图(例如,用作健康参考位置或危重位置的电描记图)。

[0022] 系统描述

[0023] 图1是根据本公开的一个示例的基于导管的电解剖(EA)标测和消融系统10的示意性图解。

[0024] 系统10包括多个导管,这些导管由医师24经由皮肤插入穿过患者的血管系统进入心脏12的腔室或血管结构中(见于插图45中)。通常,将递送护套导管插入心脏12中的期望位置附近的心脏腔室(诸如左心房或右心房)中。随后,多个导管被插入递送护套导管中,以便到达该期望位置。该多个导管可包括专用于起搏的导管、用于感测心内电描记图信号的导管、专用于消融的导管和/或专用于EA标测和消融两者的导管。本文所示的示例导管14被配置用于感测双极电描记图。医师24使导管14的远侧末端28(下文也称为远侧端部组件28)与心脏壁接触,以用于感测心脏12中的靶标部位。对于消融,医师24类似地将消融导管的远侧端部带到靶标部位。

[0025] 如插图65中所示,导管14是包括篮状远侧端部28的示例导管,其包括一个、优选多个电极26,该一个、优选多个电极任选地分布在远侧末端28处的多个样条22上并且被配置成感测IEGM信号。导管14可另外包括嵌入在导管14的轴46上的远侧末端28中或其附近的定位传感器29以用于跟踪该远侧末端28的定位和取向。任选地且优选地,定位传感器29是基于磁的定位传感器,其包括用于感测三维(3D)定位和取向的三个磁线圈。如图所示,远侧末端28还包括可扩张组件28的扩张/塌缩杆42,该扩张/塌缩杆在组件28的远侧边缘41处机械地连接到篮状组件28。

[0026] 基于磁的定位传感器29可与位置垫25一起操作,该位置垫包括被配置成在预定义的工作空间中生成磁场的多个磁线圈32。导管14的远侧末端28的实时定位可基于利用位置垫25生成的磁场进行跟踪,并且由基于磁的定位传感器29感测。基于磁的位置感测技术的细节描述于美国专利5,5391,199号、5,443,489号、5,558,091号、6,172,499号、6,239,724号、6,332,089号、6,484,118号、6,618,612号、6,690,963号、6,788,967号和6,892,091号中。

[0027] 系统10包括一个或多个电极贴片38,该一个或多个电极贴片被定位成与患者23的皮肤接触,来为位置垫25以及电极26的基于阻抗的跟踪建立位置参考。对于基于阻抗的跟踪,电流被朝向电极26引导并且在电极皮肤贴片38处被感测,使得可经由电极贴片38对每个电极的位置进行三角测量。基于阻抗的定位跟踪技术的细节描述于美国专利7,536,218号、7,756,576号、7,848,787号、7,869,865号和8,456,182号中。

[0028] 记录器11在显示装置27上显示利用体表ECG电极18采集的心脏信号21(例如,在分别跟踪的心脏组织定位处采集的电描记图)和利用导管14的电极26采集的心内电描记图。记录器11可包括用于起搏心律的起搏能力和/或可电连接到独立的起搏器。

[0029] 工作站55包括存储器57、带有其中加载有适当操作软件的存储器或存储装置的处理器56单元,以及用户界面能力。工作站55可提供多个功能,任选地包括:(i)对心内膜解剖结构进行三维(3D)建模,并且渲染模型或EA标测图20以在显示装置27上显示;(ii)在显示装置27上,以叠加在渲染的EA标测图20上的代表性视觉标记或图像,显示从所记录的心脏信号21编译的激活序列(或其他数据);(iii)显示心脏腔室内的多个导管的实时位置和取向;以及(iv)在显示装置27上显示相关位点,诸如已施加消融能量的地方。一种体现系统10的元件的商业产品可以CARTO™3System购自Biosense Webster,Inc.,31A Technology Drive,Irvine,CA 92618。

[0030] 在所公开的示例中,处理器56运行标识电描记图21的示出致心律失常活动的子集的算法。处理器分析一种类型的致心律失常活动,并且以图形方式互连子集中的电描记图以向用户呈现该类型的致心律失常活动。处理器56使用该算法来将基于心内电描记图的分析与EA标测图20上的图形指示相联系。医师24可例如经由图形用户界面(GUI)111选择/取消选择如何操作算法和/或图形。

[0031] 系统10可包括消融能量发生器50,该消融能量发生器适于将消融能量传导到被配置用于消融的导管的远侧末端处的一个或多个电极。由消融能量发生器50生成的能量可包括但不限于射频(RF)能量或脉冲场消融(PFA)能量(包括待用于实现不可逆电穿孔(IRE)的单极或双极高电压DC脉冲),或它们的组合。

[0032] 患者接口单元(PIU)30是被配置成在导管、电生理装备、电源和工作站55之间建立电通信以控制系统10操作以及从导管接收EA信号的界面。系统10的电生理装备可包括例如多个导管、位置垫25、体表ECG电极18、电极贴片38、消融能量发生器50和记录器11。任选地且优选地,PIU 30另外包括用于实现导管位置的实时计算以及用于执行ECG计算的处理能力。

[0033] 在一些实施例中,处理器56通常包括通用计算机,该通用计算机以软件形式被编程以执行本文所述的功能。该软件可通过网络以电子形式被下载到计算机,例如或者其可另选地或另外地设置和/或存储在非临时性有形介质(诸如磁存储器、光存储器或电子存储器)上。

[0034] 通过举例的方式示出了系统10的该配置,以便说明通过本公开的实施例解决的某些问题,并且展示这些实施例在增强此类系统的性能方面的应用。然而,本公开的实施例决不限于这种特定类别的示例性系统,并且本文所述的原理可类似地施加于其他类型的医疗系统。例如,可使用其他多极导管类型,诸如多臂OCTARAY™导管或扁平导管。

[0035] 用于将EA标测图中所标识的特征以可视方式连接到ECG信号的GUI

[0036] 在图2中,多臂标测导管被示意性地示出为叠加(224)在EA标测图上,用于采集电描记图。可通过根据电极号对电描记图进行编号来在相关电描记图当中找到时空关系(在所示的情况下,存在20个电极,每个臂上有四个,并且图2A中的电描记图221和图2B中的电描记图231因此被编号为e1、e2、……、e20)。所示的电描记图是从示例标测导管224获得的信号的示意性表示。

[0037] 图2A示出了根据本公开的一个示例的局灶性源类型的心律失常的EA标测图(201)上的以图形方式联系(227)到心内电描记图(221)的子集(223)的图形指示(215),该子集(223)由箭头225以图形方式指示以评估局灶心律失常的时空进展。

[0038] 图2B示出了根据本公开的一个示例的转子类型的心律失常的EA标测图(202)上的以图形方式联系(237)到心内电描记图(231)的一个子集(233)的图形指示(235),该子集(233)由箭头245以图形方式指示以评估转子心律失常的时空进展。

[0039] EA标测图201和202两者都包括心脏腔室(例如,左心房)的解剖表面的渲染和每个所标测的位置处的叠加在所渲染的解剖表面上的相应电值(例如,激活幅度和/或时间)。

[0040] 系统10的处理器56在显示装置27上呈现在由EA标测图201和202所示的心脏腔室的一部分的组织上记录的心内电描记图(221,231)。使用EA标测图,处理器标识电描记图的示出致心律失常活动的子集。

[0041] 处理器分析致心律失常活动的一些特性,并且以图形方式互连(225,245)子集中的电描记图,以向用户呈现致心律失常活动的特性。这些特性可包括激活幅度、激活定时和激活模式。

[0042] 如图所示,处理器以图形方式指示EA标测图上的致心律失常活动的类型(例如,通过指示区域局灶性源类型(215)或转子类型的致心律失常活动(235))。处理器以图形方式将EA标测图上的活动连接(227,237)到相应子集(223,233)中的电描记图中的至少一个电描记图。

[0043] 作为选项,用户可手动指示上文所述的活动中的一些活动,而不是处理器的自动指示。例如,用户可在EA标测图上标识区域局灶性源或转子类型的致心律失常活动。

[0044] 通常,由处理器运行的算法在子集中的电描记图中的至少一个电描记图上注释致心律失常活动的致心律失常激活。

[0045] 图3是根据本公开的一个示例的叠加有展示可能的心律失常的感兴趣区域362的EA标测图360的渲染和来自这些区域的相应的所示意性地呈现的心内电描记图(321,331)。这些区域由处理器或用户可应用于标测图的所示意性地示出的圈环限定,并且包括数据点(364,366),这些数据点各自包括所记录的电极位置和该位置处的所记录的电描记图。在这种情况下,顺序基于标测图上的点的编号。它可随时间收集。电描记图(321,331)根据每个区域中的数据点索引被编号为P1、P2、……、PN。

[0046] 在所示的示例中,用户查看现有EA标测图。当查看标测图时,用户可选择(362)区域,并且处理器向用户显示所选择的相应区域362中的所有电描记图(321,3331)。

[0047] 在另一示例中,处理器仅显示区域中的是利用多电极导管同时捕获的瞬时信号的电描记图。在该示例中,电描记图基于它们所源自的电极号来列出。

[0048] 在这两种情况下,用户或运行算法的处理器执行时空分析,以标识区域362中的传播心脏激活的模式。如图所示,图3将区域362联系(374,376)到心内电描记图(321,331)的相应子集(323,333),这些子集(323,333)以图形方式由箭头(325,345)指示,以评估局灶性和转子心律失常的时空进展。

[0049] 用于将EA标测图中所标识的特征以可视方式连接到ECG信号的方法

[0050] 图4是根据本公开的一个示例的示意性地例示用于将EA标测图上的区域性致心律失常活动的图形指示联系到心内电描记图的子集以及在该子集上以图形方式共同地指示

致心律失常特性的方法的流程图。

[0051] 该过程执行算法,该算法开始于:在EA标测图和相关电描记图显示步骤402处,处理器在显示服务上将可包括致心律失常活动的心脏腔室的至少一部分的EA标测图连同一列电描记图一起呈现。

[0052] 在致心律失常活动指示步骤404中,处理器或用户接收对可能具有致心律失常活动的感兴趣区域的指示。

[0053] 在电描记图收集步骤406中,处理器收集感兴趣区域中的电描记图或者标识感兴趣区域中先前收集的电描记图。任选地,系统基本上同时对来自导管的远侧端部处的电极的电描记图进行采样。远侧端部可包括例如20-120个电极,每个电极在不同位置处捕获电描记图。可知道每个电描记图的位置。例如,导管轴的远侧端部的位置和取向可根据基于磁的位置传感器来监测,并且这些电极中的每个电极的位置可基于它们相对于该轴的已知位置来推断。任选地,基于阻抗的跟踪可提供对电极的位置的指示。

[0054] 在分析步骤408处,处理器分析(在自动化过程中)该区域中的电描记图和/或EA标测图,以标识感兴趣区域中的传播的进展。任选地,处理器被配置为运行在整个集合当中标识电描记图的具有心律失常特性的子集的算法。用于寻找子集的算法通常使用由相关电描记图显示的一些时空和/或幅度特性以及子集内的传播信号的顺序。

[0055] 致心律失常传播(例如,转子或局灶类型传播模式中的一者)的标识可基于对电描记图的分析、对一个或多个EA标测图的分析或对电描记图和一个或多个EA标测图两者的分析。在一些示例中,确定激活信号在一列电描记图中的电描记图中的每个电描记图中出现的顺序,并且该信息与捕获到每个电描记图的相对位置相关。

[0056] 最后,视觉指示步骤410,处理器向用户以可视方式指示电描记图中的进展的顺序,分别如图2A和图2B中的箭头(225,245)以及图3中的箭头(325,345)所示。

[0057] 实施例

[0058] 实施例1

[0059] 一种系统(10),该系统包括:显示装置(27)和处理器(56)。该处理器(56)被配置为:(i)在该显示装置(27)上呈现在心脏腔室的一部分的组织上记录的心内电描记图(221,231);(ii)标识这些电描记图(223,233)的示出致心律失常活动的子集(223,233);(iii)分析该致心律失常活动的一个或多个特性;以及(iv)以图形方式互连(225,245)该子集(221,231)中的这些电描记图以向用户呈现该致心律失常活动的该一个或多个特性。

[0060] 实施例2

[0061] 根据实施例1所述的系统(10),其中,该一个或多个特性包括激活幅度、激活定时、激活的时空进展和激活模式中的至少一者。

[0062] 实施例3

[0063] 根据实施例1和2中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被配置为通过使用箭头以图形方式互连(225,245)该子集(223,233)中的这些电描记图,以呈现该一个或多个特性。

[0064] 实施例4

[0065] 根据实施例1至3中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被配置为通过使用该心脏腔室的该一部分的电解剖(EA)标测图(201,202)来标识这些电描记图(221,231)

的该子集(223,233)。

[0066] 实施例5

[0067] 根据实施例1至4中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被进一步配置为在该显示装置上呈现该EA标测图(201,202),以图形方式在该EA标测图上指示(215,235)该致心律失常活动的类型,以及以图形方式将该EA标测图(201,202)上的该活动连接(227,237)到该子集(223,233)中的至少一个电描记图。

[0068] 实施例6

[0069] 根据实施例1至5中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被配置为通过基于该子集(223,233)中的这些电描记图中的致心律失常激活之间的时空关系来以图形方式互连该子集(223,233)中的这些电描记图中的至少一些电描记图。

[0070] 实施例7

[0071] 根据实施例1至6中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被进一步配置为在该子集(223,233)中的这些电描记图中的至少一些电描记图上注释该致心律失常活动的致心律失常激活。

[0072] 实施例8

[0073] 8.根据实施例1至7中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被进一步配置为按基于该致心律失常活动的时空进展的顺序在该显示装置(27)上呈现该子集(223,233)中的这些电描记图中的至少一些电描记图。

[0074] 实施例9

[0075] 根据实施例1至8中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被进一步配置为在该EA标测图(201,202)上标识区域局灶性源类型和转子类型的致心律失常活动中的一者。

[0076] 实施例10

[0077] 10.根据实施例1至9中任一项所述的系统(10),其中,该处理器(56)被进一步配置为通过(201,202)呈现(215,235)区域局灶性源类型和转子类型的致心律失常活动中的一者来在该EA标测图上呈现该致心律失常活动的类型。

[0078] 实施例11

[0079] 一种方法,该方法包括:在显示装置(27)上呈现在心脏腔室的一部分的组织上记录的心内电描记图(221,231)。标识这些电描记图的示出致心律失常活动的子集(223,233)。分析该致心律失常活动的一个或多个特性。该子集(223,233)中的这些电描记图以图形方式互连(225,245),以向用户呈现该致心律失常活动的该一个或多个特性。

[0080] 尽管本文所述的实施例主要针对心脏诊断应用,但是本文所述的方法和系统也能够用于其他医疗应用中。

[0081] 应当理解,上述实施例以举例的方式被引用,并且本公开不限于上文具体示出和描述的内容。相反,本公开的范围包括上述各种特征的组合和子组合以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述说明时应当想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。

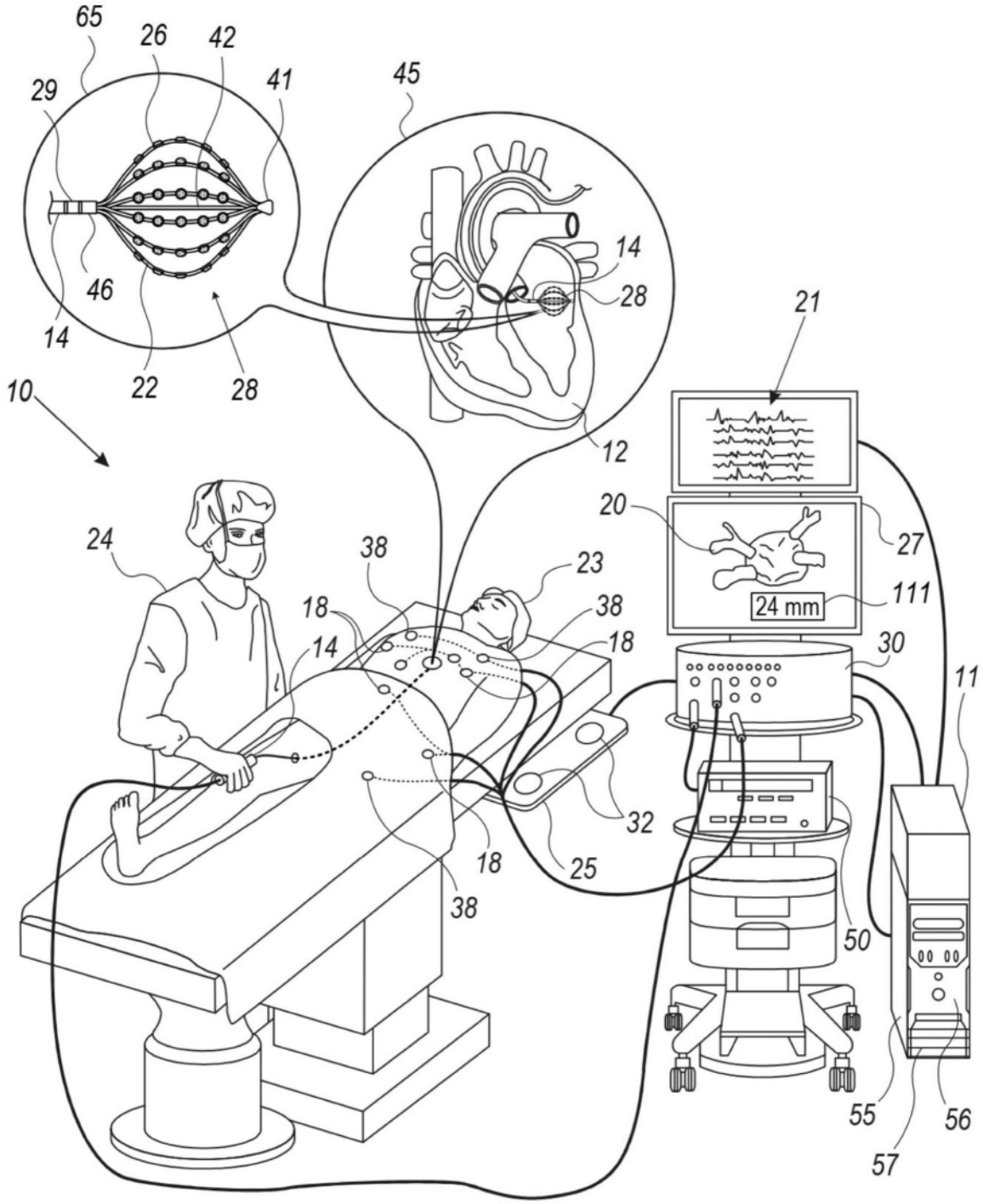

65
26
42
41
29
45
14
28
46
14
22
28
10
21
12
20
27
24
38
23
111
24 mm
18
38
14
18
30
11
32
18
25
38
50
55
56
57

图1

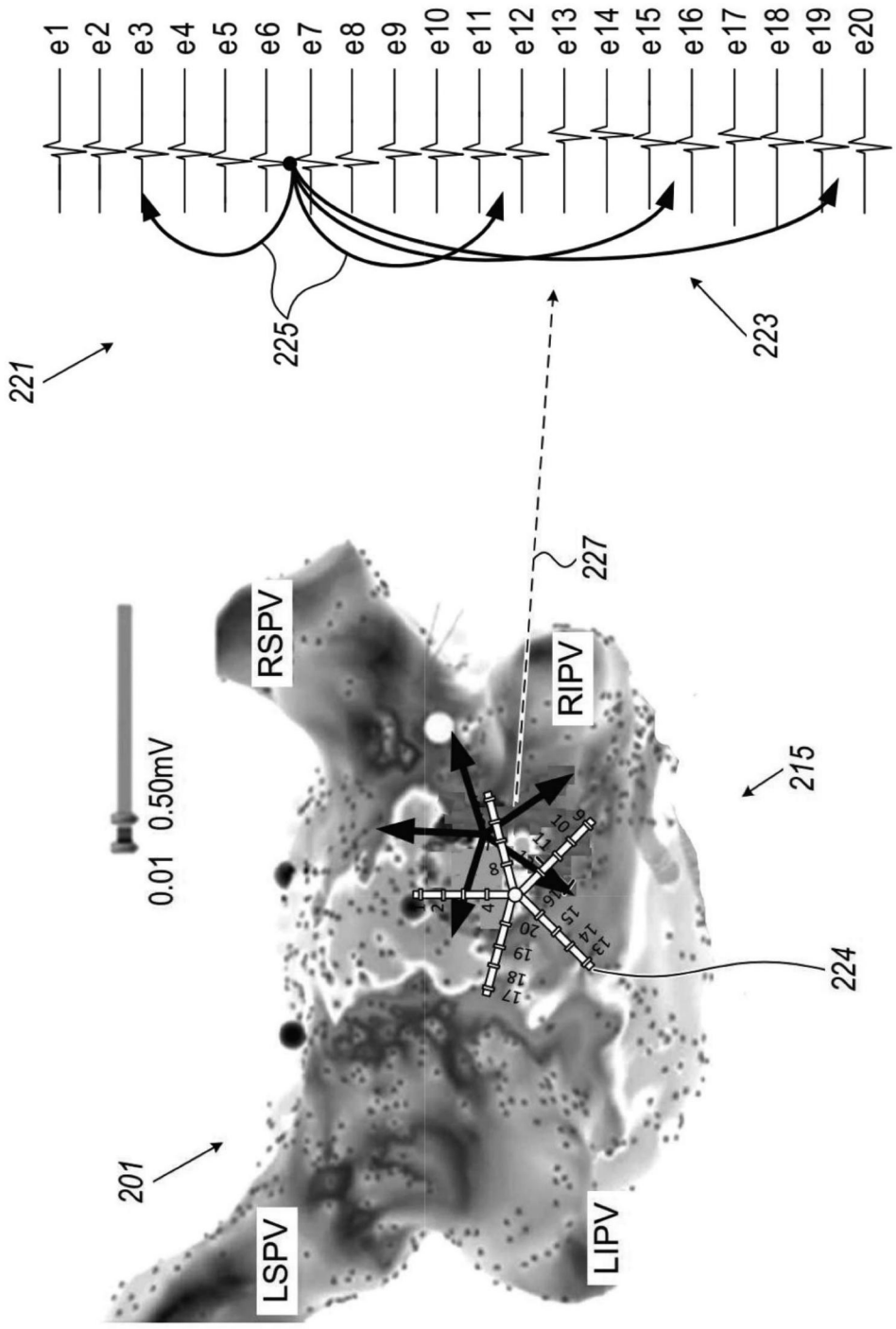

e1
e2
e3
e4
e5
e6
e7
e8
e9
e10
e11
e12
e13
e14
e15
e16
e17
e18
e19
e20
221
225
223
227
RSPV
RIPV
LSPV
LIPV
0.01 0.50mV
215
224
201

图2A

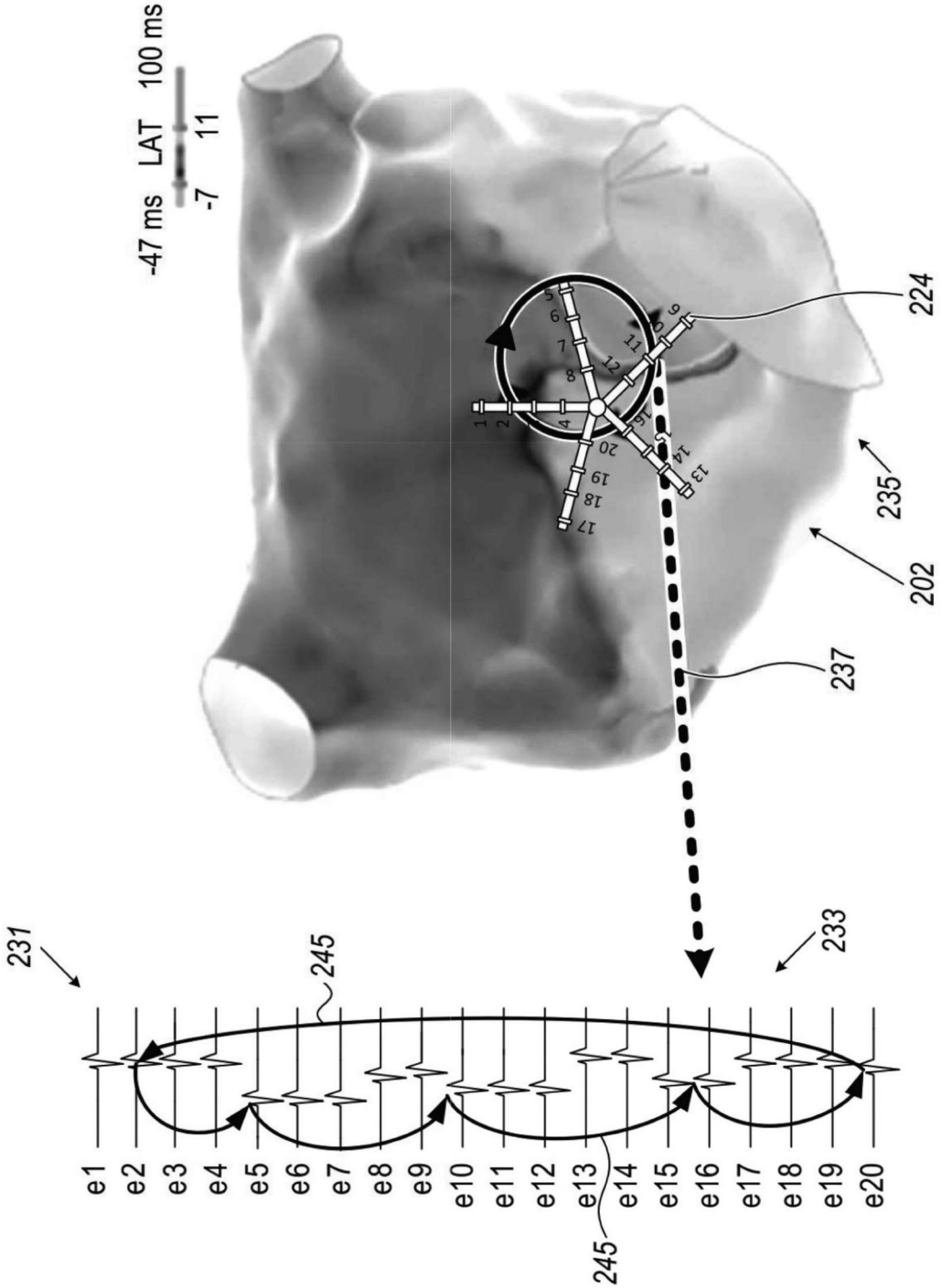

100 ms
LAT
11
-7
-47 ms
224
235
202
237
231
245
233
245
e1
e2
e3
e4
e5
e6
e7
e8
e9
e10
e11
e12
e13
e14
e15
e16
e17
e18
e19
e20

图2B

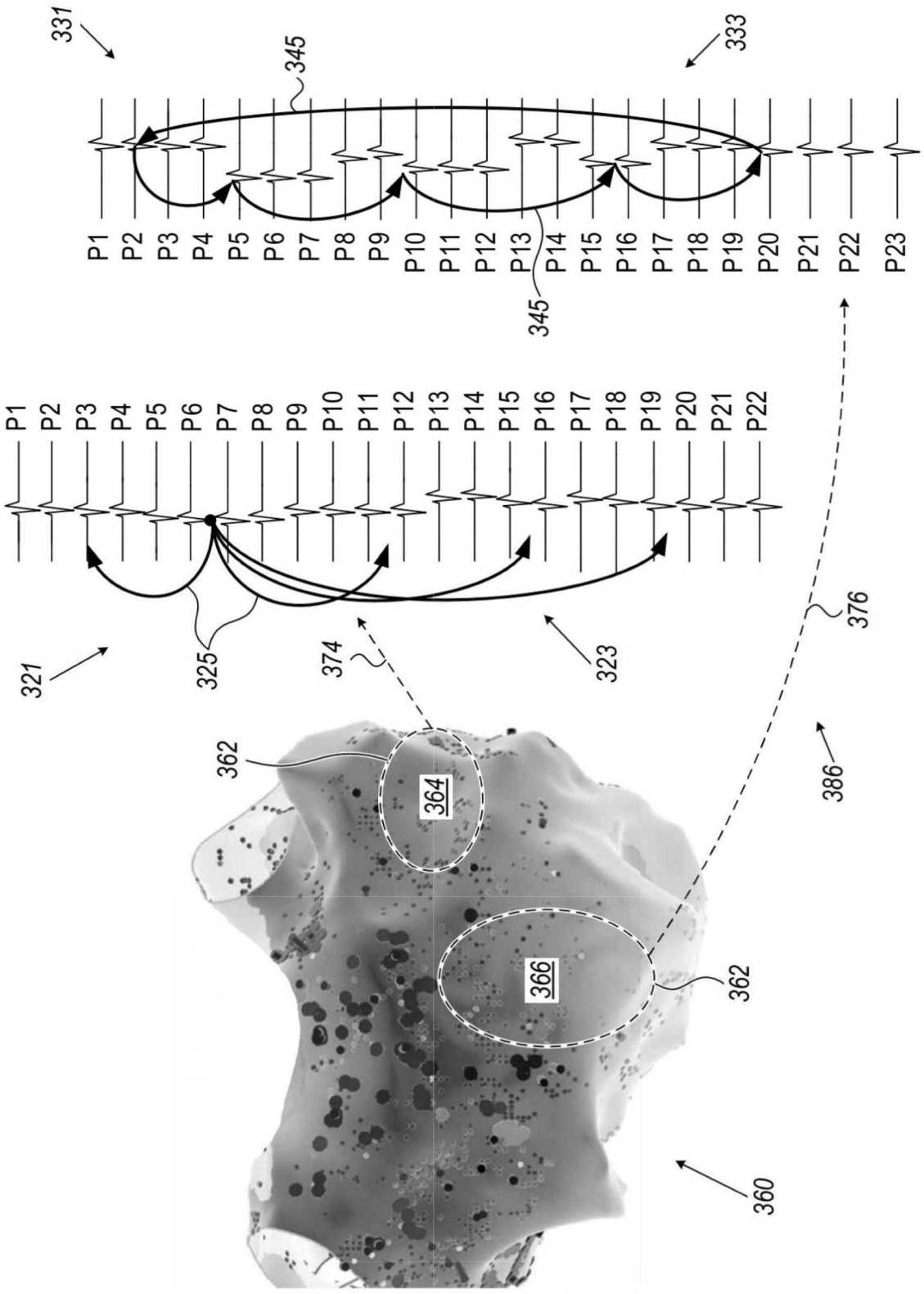

331
345
333
P1 P2 P3 P4 P5 P6 P7 P8 P9 P10 P11 P12 P13 P14 P15 P16 P17 P18 P19 P20 P21 P22 P23
345
P1 P2 P3 P4 P5 P6 P7 P8 P9 P10 P11 P12 P13 P14 P15 P16 P17 P18 P19 P20 P21 P22
376
321
325
374
323
362
364
386
366
362
360

图3

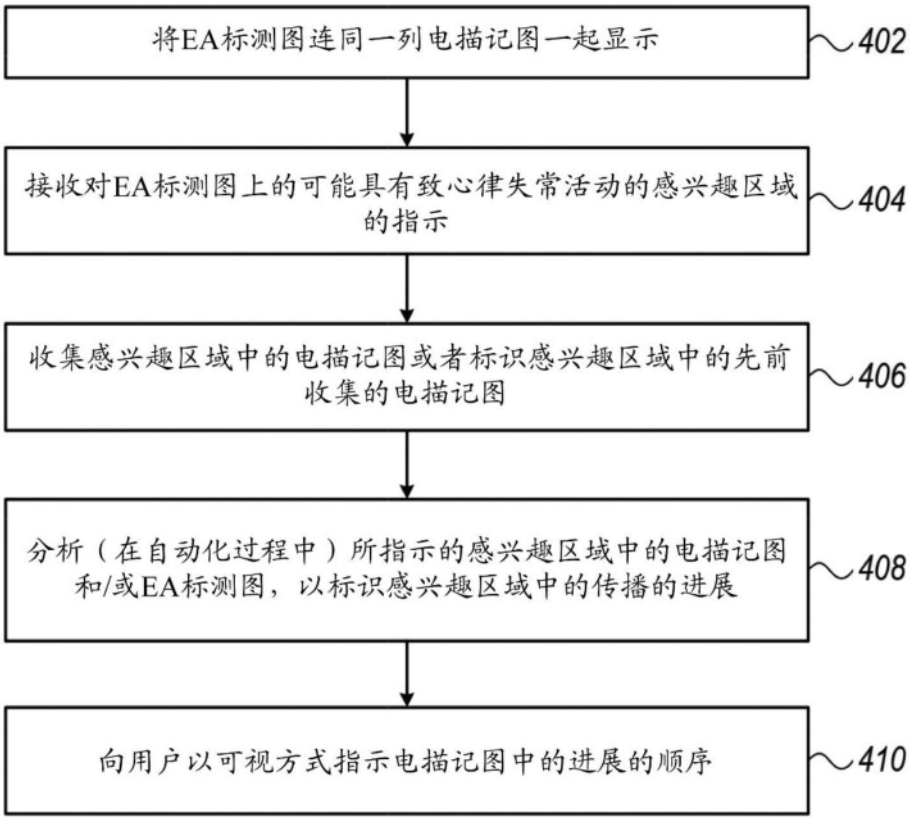

将EA标测图连同一列电描记图一起显示
402
接收对EA标测图上的可能具有致心律失常活动的感兴趣区域的指示
404
收集感兴趣区域中的电描记图或者标识感兴趣区域中的先前收集的电描记图
406
分析（在自动化过程中）所指示的感兴趣区域中的电描记图和/或EA标测图，以标识感兴趣区域中的传播的进展
408
向用户以可视方式指示电描记图中的进展的顺序
410

图4