



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105555187 B

(45)授权公告日 2017.12.01

(21)申请号 201480051600.9

(72)发明人 D·C·德诺

(22)申请日 2014.10.03

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105555187 A

代理人 王博

(43)申请公布日 2016.05.04

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 5/042(2006.01)

61/888719 2013.10.09 US

A61B 18/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.03.18

A61B 5/0464(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2014/058970 2014.10.03

(56)对比文件

US 2013245473 A1,2013.09.19,

WO 2007137045 A2,2007.11.29,

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/054048 EN 2015.04.16

CN 102688031 A,2012.09.26,

CN 103327887 A,2013.09.25,

(73)专利权人 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

审查员 谢楠

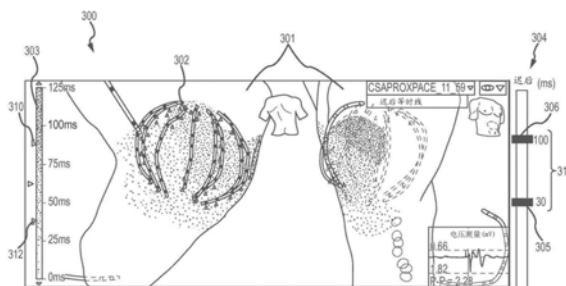
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

用于生成电生理图的系统和方法

(57)摘要

一种标绘心脏电活动的方法包括采集电生理信号并且使用信号处理硬件处理这样的信号以识别其迟后属性。如果迟后属性超过迟后阈值,则可以将患者的心脏上的相应点指定为治疗(例如,消融)靶点。也可以预料使用迟后阈值的上限,使得仅仅当迟后属性超过迟后阈值并且不超过迟后限值时将患者的心脏上的相应点指定为治疗靶点。可以预料迟激活(“Late-A”)和迟电位(“Late-P”)两种属性。



1. 一种用于标绘心脏电活动的系统,其包括:  
信号处理器,其配置成:  
接收所获取的指示患者的心脏上的位置处的电活动的电信号作为输入;  
分析所述电信号以识别所述电信号的至少一个迟后属性,所述至少一个迟后属性包括迟激活属性和迟电位属性中的至少一个;  
将所述至少一个迟后属性与至少一个迟后阈值比较;并且  
当所述电信号的所述至少一个迟后属性超过所述至少一个迟后阈值时将患者的心脏上的所述位置指定为治疗靶点。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述至少一个迟后阈值包括在20到30ms之间的迟激活阈值。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述至少一个迟后阈值包括在50到70ms之间的迟电位阈值。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述电信号包括电描记图信号。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述电信号包括心电图信号。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述信号处理器进一步配置成:  
输出患者的心脏的一部分上的电活动的图形表示;并且  
用指定为治疗靶点的患者的心脏上的位置的视觉指示器标记所述图形表示。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中患者的心脏的一部分上的电活动的所述图形表示包括迟后图。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中所述迟后图包括迟激活图。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中所述信号处理器进一步配置成将所述至少一个迟后属性与至少一个迟后限值比较,并且其中当所述电信号的所述至少一个迟后属性超过所述至少一个迟后阈值并且所述电信号的所述至少一个迟后属性不超过所述至少一个迟后限值时将患者的心脏上的所述位置指定为治疗靶点。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中所述至少一个迟后限值包括在80ms到180ms之间的迟激活限值。
11. 一种用于标绘心脏电活动的系统,其包括:  
信号处理器,其配置成:  
接收所获取的指示患者的心脏上的点处的电活动的电信号作为输入;  
分析所述电信号以识别所述电信号的迟后属性;并且  
当所述电信号的迟后属性落在在两个时间之间限定的迟后带内时将患者的心脏上的所述点指定为治疗靶点。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述迟后带由在其下端处的用户限定迟后阈值和由在其上端处的用户限定迟后限值限定。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中迟后阈值在20ms到30ms之间并且迟后限值不大于100ms。
14. 一种用于标绘心脏电活动的系统,其包括:  
迟后分析处理器,其配置成:  
接收指示患者的心脏上的位置处的电活动的电信号作为输入;

分析所述电信号以识别所述电信号的至少一个迟后属性,其中,所述电信号的至少一个迟后属性包括一时间段;并且

当所述电信号的至少一个迟后属性超过至少一个迟后阈值时将患者的心脏上的所述位置指定为治疗靶点,其中所述至少一个迟后阈值包括一时间段。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中所述迟后分析处理器还配置成当所述电信号的至少一个迟后属性超过所述至少一个迟后阈值并且不超过迟后限值时将患者的心脏上的所述位置指定为治疗靶点。

16. 根据权利要求14所述的系统,其还包括标绘处理器,所述标绘处理器配置成:

从指示患者的心脏上的多个位置处的电活动的多个电信号生成并且输出患者的心脏的一部分上的电活动的图形表示,患者的心脏上的所述多个位置包括指定为治疗靶点的多个位置;并且

用指定为治疗靶点的患者的心脏上的所述多个位置的视觉指示器标记所述图形表示。

## 用于生成电生理图的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2013年10月9日提交的美国临时申请第61/888,719号的权益,上述申请通过引用合并于此,如同完整地在本文中阐述。

### 背景技术

[0003] 本公开涉及电生理标绘,例如可以在心脏诊断和治疗程序中被执行。特别地,本公开涉及用于从由电生理探头(例如,接触或非接触标绘导管)收集的数据生成电生理图的系统、装置和方法。

[0004] 电生理标绘,更特别是心电标绘,是许多心脏诊断和治疗程序的一部分。然而由于这样的程序的复杂性增加,因此所使用的电生理图必须在质量上、在密度上、和在可以生成它们的快速性和容易性上增加。

### 发明内容

[0005] 本文中公开一种标绘心脏电活动的方法,其包括:采集指示患者的心脏上的位置处的电活动的电信号;将所述电信号输入到信号处理器(例如,信号处理固件、硬件和/或软件);以及使用所述信号处理器以识别所述电信号的迟后属性,将所述迟后属性与迟后阈值比较,并且当所述电信号的迟后属性超过迟后阈值时将患者的心脏上的所述位置指定为治疗靶点。所述迟后属性可以是迟激活(“Late-A”)属性或迟电位(“Late-P”)属性;在某些方面,可以使用Late-A属性和Late-P属性两者。

[0006] 当使用Late-A属性时,所述迟后阈值可以在20到30ms之间。类似地,Late-P属性的所述迟后阈值可以在50到70ms之间。

[0007] 所述电信号可以是电描记图(“EGM”)信号或表面心电图(“ECG”或“EKG”)信号。它也可以表示在心外膜或心内膜表面上或心脏上或附近的其它位置处发生的电活动。

[0008] 来自患者的心脏上的多个位置的多个电信号可以被采集并且由信号处理器处理。该重复允许患者的心脏上的多个位置被指定为治疗靶点。它也导致数据集,所述数据集可以用于创建并且输出在患者的心脏上发生的电活动的图形表示,如迟后图。可以预料该图形表示(例如,Late-A图)可以标记有已指定为治疗靶点的患者的心脏上的位置的视觉指示器。

[0009] 在实施例中,也限定迟后属性的上限值(“迟后限值”)。在这些方面,患者的心脏上的位置的迟后属性与迟后限值比较,并且当电信号的迟后属性超过迟后阈值并且不超过迟后限值时指定为治疗靶点。合适的迟后限值在80ms和200ms之间。例如,100ms是用于Late-A标绘的合适迟后限值。

[0010] 可以基于用户输入限定迟后阈值和迟后限值两者。也可以“快速地(onthefly)”调节它们,这可以改变指定为治疗靶点的过去和未来点。

[0011] 本文中也公开一种标绘心脏电活动的方法,其包括:采集指示患者的心脏上的点处的电活动的电信号;将所述电信号输入到信号处理器;以及使用所述信号处理器以识别

所述电信号的迟后属性并且当所述电信号的迟后属性落在迟后带内时将患者的心脏上的所述点指定为治疗靶点。所述迟后带又可以由在其下端处的用户限定迟后阈值(例如,在20到30ms之间)和由在其上端处的用户限定迟后限值(例如,不大于100ms)限定。

[0012] 在另一方面,一种用于标绘心脏电活动的系统包括:迟后分析处理器,所述迟后分析处理器配置成接收指示患者的心脏上的位置处的电活动的电信号作为输入;分析所述电信号以识别所述电信号的迟后属性;将所述迟后属性与迟后阈值比较,并且当所述电信号的迟后属性超过迟后阈值时将患者的心脏上的所述位置指定为治疗靶点。所述迟后分析处理器还配置成当所述电信号的迟后属性超过迟后阈值并且不超过迟后限值时将患者的心脏上的所述位置指定为治疗靶点。

[0013] 所述系统也可以包括标绘处理器,所述标绘处理器配置成:从指示患者的心脏上的多个位置处的电活动的多个电信号生成并且输出患者的心脏的一部分上的电活动的图形表示,患者的心脏上的所述多个位置包括指定为治疗靶点的多个点;并且用指定为治疗靶点的患者的心脏上的所述多个位置的视觉指示器标记所述图形表示。

[0014] 通过阅读以下描述和权利要求和阅览附图将显而易见本发明的前述和其它方面、特征、细节、效用和优点。

## 附图说明

[0015] 图1是例如可以在电生理研究中使用的电生理系统的示意图。

[0016] 图2描绘在电生理研究中使用的示例性导管。

[0017] 图3是根据本文中的教导的代表性迟后图。

[0018] 图4是创建迟后图可以进行的代表性步骤的流程图。

[0019] 图5示出注释有它们的相应迟后属性的若干示例性电生理信号。

## 具体实施方式

[0020] 本公开提供用于创建电生理图(例如,心电图)的方法、装置和系统。为了举例说明的目的,将在本文中在心脏电生理程序的背景下详细地描述若干示例性实施例。然而可以预料本文中所述的方法、装置和系统可以在其它背景下使用。

[0021] 图1显示通过导航心脏导管并且测量在患者11的心脏10中发生的电活动并且三维地标绘电活动和/或与这样测量的电活动相关或表示这样测量的电活动的信息进行心脏电生理研究的电生理系统8的示意图。系统8例如可以用于使用一个或多个电极创建患者的心脏10的解剖模型。系统8也可以用于测量沿着心脏表面的多个点处的电生理数据并且与测量电生理数据的每个测量点的位置信息关联存储测量数据,从而例如创建患者的心脏10的诊断数据图。

[0022] 本领域的普通技术人员将认识到,并且如下面将进一步描述,系统8可以确定典型地在三维空间中的物体的位置,以及在一些方面,物体的取向,并且将那些位置表达为相对于至少一个基准确定的位置信息。

[0023] 为了图示的简单,患者11示意性地描绘为卵形。在图1所示的实施例中,表面电极(例如,贴片电极)的三个组显示为施加到患者11的表面,限定在本文中称为x轴、y轴和z轴的三个大体正交轴。在其它实施例中电极可以以其它布置定位,例如在特定身体表面上的

多个电极。作为另一替代,电极不需要在身体表面上,而是可以定位在身体内部或外部框架上。

[0024] 在图1中,x轴表面电极12、14沿着第一轴、例如在患者的胸部区域的侧面上施加到患者(例如,施加到每个臂下面的患者的皮肤)并且可以被称为左电极和右电极。y轴电极18、19沿着大体上正交于x轴的第二轴、例如沿着患者的大腿内侧和颈部区域施加到患者,并且可以被称为左腿电极和颈部电极。z轴电极16、22沿着大体上正交于x轴和y轴两者的第三轴、例如沿着胸部区域中的患者的胸骨和脊柱被施加,并且可以被称为胸部电极和背部电极。心脏10位于表面电极12/14、18/19和16/22的这些对之间。

[0025] 附加表面参考电极(例如,“腹部贴片”)21提供系统8的参考和/或接地电极。腹部贴片电极21可以是下面进一步详细描述固定心脏内电极31的替代。也应当领会,患者11另外可以在适当位置具有常规心电图(“ECG”或“EKG”)系统导线的多数或全部。在某些实施例中,例如,12个ECG导线的标准组可以用于感测患者的心脏10上的心电图。该ECG信息对于系统8是可用的(例如,它可以作为输入提供给计算机系统20)。只要很好地理解ECG导线,并且为了图中的清楚,仅仅一个导线6及其到计算机系统20的连接在图1中示出。

[0026] 具有至少一个电极17(例如,远侧电极)的代表性导管13也以示意性方式被描绘。该代表性导管电极17可以被称为“测量电极”。典型地,将使用导管13上或多个这样的导管上的多个电极。在一个实施例中,例如,系统8可以使用布置在患者的心脏和/或脉管系统中的十二个导管上的六十四电极。在其它实施例中,系统8可以使用包括多个(例如,八个)样条的单个导管,每个样条又包括多个(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,可以使用高密度标绘导管,如St. Jude Medical公司的EnSite™ Array™非接触标绘导管。

[0027] 类似地,应当理解导管13(或多个这样的导管)典型地经由一个或多个导引器并且使用熟悉的程序导引到患者的心脏和/或脉管系统中。为了本公开的目的,在图2中显示示例性导管13的段。在图2中,导管13通过经间隔鞘35延伸到患者的心脏10的左心室50中。经间隔进路到左心室的使用是公知的并且为本领域的普通技术人员所熟悉,并且不需要在本文中进一步描述。当然,导管13也可以以任何其它合适的方式导引到心脏10中。

[0028] 导管13在所示的实施例中包括在其远侧尖端上的电极17,以及沿其长度间隔的多个附加测量电极52、54、56。典型地,相邻电极之间的间隔将是已知的,但是应当理解电极可以不沿着导管13均匀地间隔或者彼此尺寸相等。由于这些电极17、52、54、56的每一个位于患者内,因此可以针对电极的每一个由系统8同时收集位置数据。

[0029] 现在返回图1,在一些实施例中,固定参考电极31(例如,附连到心脏10的壁)显示在第二导管29上。为了校准目的,该电极31可以是静止的(例如,附连到心脏的壁或附近)或者与漂移电极(例如,电极17、52、54、56)成固定空间关系布置,并且因此可以被称为“导航基准”或“局部基准”。固定参考电极31可以作为上述的表面参考电极21的附加或替代被使用。在许多情况下,冠状窦电极或心脏10中的其它固定电极可以用作用于测量电压和位移的基准;也就是说,如下所述,固定参考电极31可以限定坐标系的原点。

[0030] 每个表面电极联接到多路开关24,并且表面电极对由在计算机20上运行的软件选择,所述计算机将表面电极联接到信号发生器25。替代地,可以取消开关24并且可以提供信号发生器25的多个(例如,三个)实例,每个测量轴(也就是,每个表面电极对)有一个。

[0031] 例如,计算机20可以包括常规的通用计算机、专用计算机、分布式计算机或任何其它类型的计算机。计算机20可以包括一个或多个处理器28,如单个中央处理单元(CPU),或多个处理单元,通常被称为并行处理环境,其可以执行指令以实施本文中公开的各种方面。

[0032] 一般而言,三个标称正交电场由一系列驱动和感测电偶极(例如,表面电极对12/14、18/19和16/22)生成以便实现生物导体中的导管导航。替代地,这些正交场可以分解并且任何表面电极对可以作为偶极被驱动以提供有效电极三角测量。类似地,电极12、14、18、19、16和22(或任何其它数量的电极)可以以任何其它有效布置定位以便驱动电流或感测来自心脏中的电极的电流。例如,多个电极可以放置在患者11的背部、侧部和/或腹部上。对于任何期望轴线,由驱动(源-汇)配置的预定组产生的横越漂移电极测量的电位可以代数地组合以产生与通过沿着正交轴线简单地驱动均匀电流所获得的相同的有效电位。

[0033] 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偶极源并且相对于接地基准(如腹部贴片21)漏泄,而未激励电极相对于接地基准测量电压。放置在心脏10中的漂移电极17、52、54、56暴露于来自电流脉冲的场并且相对于接地(如腹部贴片21)被测量。实际上心脏10内的导管可以包含比所示的四个更多或更少的电极,并且可以测量每个电极电位。如先前所述,至少一个电极可以固定到心脏的内表面以形成固定参考电极31,所述固定参考电极也相对于接地(如腹部贴片21)被测量,并且可以限定为定位系统8相对于其测量位置的坐标系的原点。来自表面电极、内部电极和虚拟电极的每一个的数据集全部可以用于确定心脏10内的漂移电极17、52、54、56的位置。

[0034] 测量电压可以由系统8使用以确定心脏内部的电极(如漂移电极17、52、54、56)相对于参考位置(如参考电极31)的三维空间中的位置。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,而在漂移电极17、52、54、56处测量的电压可以用于表达漂移电极17、52、54、56相对于原点的位置。在一些实施例中,坐标系是三维(x,y,z)笛卡尔坐标系,但是可以预料其它坐标系,如极、球面和柱面坐标系。

[0035] 从前面的论述将清楚,当表面电极对在心脏上产生电场时测量用于确定心脏内的(一个或多个)电极的位置的数据。电极数据可以用于创建呼吸补偿值,其用于改善电极位置的原始位置数据,如通过引用在此完整地合并于本文中的美国专利第7,263,397号中所述。电极数据也可以用于补偿患者的身体的阻抗的变化,例如如通过引用在此完整地合并于本文中的美国专利第7,885,707号中所述。

[0036] 在一个代表性实施例中,系统8首先选择一组表面电极并且然后用电流脉冲驱动它们。当正在输送电流脉冲时,诸如用剩余表面电极和体内电极中的至少一个测量的电压的电活动被测量和存储。可以执行伪影(如呼吸和/或阻抗转移)的补偿,如上所述。

[0037] 在一些实施例中,系统8是如上所述生成电场的St. Jude Medical公司的EnSite™ Velocity™心脏标绘和可视化系统,或依赖于电场的另一种这样的系统。然而其它系统可以与本教导结合使用,例如包括Biosense Webster公司的CARTO导航和定位系统,Northern Digital公司的AURORA®系统,或Sterotaxis' NIOBE®磁导航系统,其全部使用磁场而不是电场。以下专利(其全部通过引用完整地合并于此)中所述的定位和标绘系统也可以与本发明一起使用:美国专利No.6,990,370;6,978,168;6,947,785;6,939,309;6,728,562;6,640,119;6,983,126;和5,697,377。

[0038] 在与诸如室性心动过速("VT")的心律失常的治疗关联的电生理研究中,可能有用

的是识别电生理信号的迟后属性。实际上,甚至当患者是窦性心律时可以识别迟后属性。包括迟电位(“Late-P”)和迟激活(“Late-A”)两种属性(下面进一步论述两者)的迟后属性表明一些心肌纤维在测量电极的附近是有功能的,但是它们在数量上少并且因此在幅度上低并且缓慢地传导。这些条件被理解成为VT的启动和维持做好准备;这样的组织也缺少显著的机械泵功能。因此,这些点是进行消融以治疗VT的理想靶点。所以可以预料迟后属性超过迟后阈值、但是不超过迟后限值的患者的心脏上的点将被指定为治疗靶点。

[0039] 如本文中公开,迟后图是描绘心脏表面上的各点处的电活动的迟后属性的电生理图。图3描绘使用本文中公开的各种方面生成的示例性迟后图300和使用系统8(例如,使用计算机系统20)收集和处理的的数据。

[0040] 一般而言,从多个电生理数据点创建电生理图(如迟后图300),每个数据点包括测量电生理数据(例如,心电图(“EGM”))和位置数据(例如,关于导管13和/或其上的电极的位置的信息),允许测量电生理信息与空间中的特定位置关联(也就是说,允许测量电生理信息解释为指示患者的心脏上的点的电活动)。

[0041] 迟后图300包括正被标绘的患者的心脏的部分的图形表示301,并且也描绘标绘导管自身的图形表示302。

[0042] 索引303显示用其生成心脏的图形表示301的颜色或灰度标度(或其它呈现,如点画)(例如,什么颜色或灰度对应于特定迟后属性)。索引303包括上限指示器310和下限指示器312。具有高于上限指示器310的迟后值的所有点可以假设为同等理想的消融靶点。因此,高于上限指示器310的呈现标度可以是无差别的(也就是说,具有超过上限指示器310的迟后值的所有点可以以相同颜色、相同灰度等呈现)。

[0043] 类似地,具有低于下限指示器312的迟后值的所有点可以假设为同等非理想的消融靶点。因此,低于下限指示器312的呈现标度也可以是无差别的。

[0044] 然而在上和下限指示器310、312之间,呈现的变化可以用于帮助执业医师识别理想的消融靶点。

[0045] 在图3中也显示滑动条304,其可以用于限定迟后阈值和迟后限值,如下面详细地所述。

[0046] 普通技术人员将熟悉用于采集和处理电生理数据点的各种模式(例如包括接触和非接触电生理标绘两者),使得其进一步论述对于理解本文中公开的迟后标绘技术不是必要的。类似地,本领域中熟悉的各种技术可以用于从多个电生理数据点生成图形表示。只要普通技术人员将领会如何从电生理数据点创建电生理图,将仅仅在理解本文中公开的迟后图所必要的程度上在本文中描述其方面。

[0047] 图4是可以被执行以创建迟后图(包括识别治疗靶点)的代表性步骤的流程图。在一些实施例中,例如,流程图可以代表若干示例性步骤,其可以由图1的计算机20(例如,由一个或多个处理器28)执行以生成诸如在本文中关于图3所述的迟后图。应当理解下面所述的代表性步骤可以是硬件或软件执行的。为了解释,术语“信号处理器”在本文中用于描述本文中的教导的基于硬件和软件实现方式。

[0048] 在方块402中,限定迟后阈值T。下面将更详细地论述迟后阈值的合适值。应当理解迟后阈值不需要是系统限定的,而是可以是用户可选择的和可调节的,例如使用如图3中示意性所示的滑动条305。在迟后阈值T之下(例如,在图3中的30ms之上),可以假设“迟后”是

初始QRS波的一部分而不是独立的“迟后”特征。

[0049] 在方块403中,限定迟后限值B。下面将更详细地论述迟后限值的合适值。应当理解迟后限值不需要是系统限定的,而是可以是用户可选择的和可调节的,例如使用如图3中示意性所示的滑动条306。在迟后限值B之上(例如,在图3中的100ms之上),可以假设“迟后”到此为止从初始QRS波去除,其很可能是伪影而不是独立的“迟”特征。

[0050] 迟后阈值T和迟后限值B一起限定迟后带314。作为适合于消融和/或其它治疗的靶点的点很可能具有落在该带内的迟后属性。普通技术人员将从本文中的描述认识到适合于Late-P和Late-A两种属性的迟后图的带。

[0051] 在方块404中,采集指示患者的心脏上的点处的电活动(如ECG或EGM)的电信号。在许多电生理研究中,实时地进行信号采集(例如,经由使用导管13上的ECG导线或电极17、52、54和56的收集),但是本文中的教导也可以应用于先前收集的电生理数据。电信号也将与位置数据关联。

[0052] 在方块406中,处理采集信号以识别迟后属性A。如上所述,有用的迟后属性包括Late-P和Late-A属性。Late-P属性从共同参考点(例如从表面ECG R波的波峰)到正被标绘的部位处的电活动的终止被测量。

[0053] 在另一方面,Late-A属性从最后的大偏转(指示主要局部去极化的终止)到该部位处的低幅度活动的终止(指示小心肌纤维或路径的附近去极化的终止,例如可能在关键的心律失常路径中发生)被测量。这是有利的,原因是它允许识别任何电生理信号的Late-A属性,无论EGM还是ECG,而不用参考任何总体触发器(例如, $V_{PAC}$ 事件和/或表面QRS或心内EGM偏转的特定部分)。

[0054] 为了帮助理解本公开,图5描绘若干示例性电生理信号,其包括四个代表性EGM( $V_{PAC}$  502,EGM<sub>1</sub> 504,EGM<sub>2</sub> 506,和EGM<sub>N</sub> 508),和一个代表性ECG信号510。EGM<sub>1</sub>,EGM<sub>2</sub>,和EGM<sub>N</sub>被注释以示出它们的Late-A和Late-P属性,如图5中所示,从如 $V_{PAC}$  EGM 502中注释的点“REF 1”测量各种信号的Late-P属性。

[0055] 在决策方块408中将迟后属性与迟后阈值T和迟后限值B比较。如果迟后属性超过迟后阈值T,但是保持低于迟后限值B,则在方块410中将相应的心脏表面点指定为治疗靶点。

[0056] 相对于Late-A属性,最可能成为理想的消融靶点的点是当在偶极上使用50-500Hz的带通滤波时在大部分局部去极化之后持续达到100ms的那些点。也就是说,最合适的消融或治疗靶点是Late-A属性达到100ms的那些点。因此,例如,可以在20到30ms之间设置Late-A属性的迟后阈值T(记得具有超过迟后阈值的迟后属性的点可以被指定为治疗(例如,消融)靶点)。类似地,Late-A属性的迟后限值B可以设置为100ms。使用迟后限值使得随后的心跳被误解为迟活动的误差被最小化。参考图5中的代表性EGM,对应于具有约100ms的Late-A属性的EGM<sub>1</sub> 504和具有约80ms的Late-A属性的EGM<sub>2</sub> 506的表面位置将被指定为治疗靶点。

[0057] 在另一方面,对于Late-P属性,可以在50到70ms之间设置迟后阈值T,并且可以在80ms和200ms之间设置迟后限值B。所以,参考图5中的代表性EGM,对应于具有约120ms的Late-P属性的EGM<sub>1</sub> 504和具有约130ms的Late-P属性的EGM<sub>2</sub> 506的表面位置将再次被指定为治疗靶点(假设迟后限值B被设置为至少130ms)。

[0058] 在方块412中,将电生理数据点加入到电生理图。在一些方面,仅仅将指定治疗靶

点加入到电生理图。在其它方面,将所有电生理数据点加入到电生理图,从而允许在连续区域上而不是仅仅在迟后属性超过迟后限值的那些离散点创建迟后属性的图形绘制。

[0059] 一般地将在电生理研究的过程期间多次并且针对心脏表面上的多个点重复步骤404、406、408、410和412,由此产生多个电生理数据点(并且可能是多个指定治疗靶点)。一旦已收集足够的电生理数据,可以在方块414中从收集的多个电生理数据点绘制迟后图(例如,参见图3)。

[0060] 普通技术人员从本公开内容将领会,方块414的迟后图可以以传统方式绘制(例如,用对应于(一个或多个)描绘迟后属性的不同值或值的范围的不同颜色或灰度)。另外,可以用图标或其它视觉提示增强迟后图以图形地反映基于它们的迟后属性被指定为治疗靶点的那些心脏表面点。

[0061] 尽管上面以某种程度的特殊性描述了本发明的若干实施例,但是本领域的技术人员可以对公开的实施例进行许多修改而不脱离本发明的精神或范围。

[0062] 例如,Late-A和Late-P两种属性可以结合使用以识别治疗靶点(例如,用于消融的部位)。

[0063] 作为另一例子,尽管以上描述涉及心内图(也就是,在心脏的内表面上发生的电生理活动的图),但是本文中的教导也可以应用于心外膜图(例如,在心脏的外表面上发生的电生理活动的图)。

[0064] 本文中的教导也可以应用于心房标绘,例如标绘可以为室上性心动过速负责的附属路径。

[0065] 此外,治疗不必是消融。例如,指示过渡到纤维瓣环或其它解剖特征的迟后属性可以有助于识别经导管瓣膜或封堵装置的插入或锚固部位。类似地,迟后属性可以有助于输送干细胞和/或基因治疗。

[0066] 所有方向引用(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶、底、上方、下方、竖直、水平、顺时针和逆时针)仅仅用于识别目的以帮助读者理解本发明,并且不产生限制,特别是关于位置、取向或本发明的使用。联结引用(例如,附连、联接、连接等)应当广义地被理解并且可以包括元件的连接之间的中间部件和元件之间的相对运动。因而,联结引用不一定推断两个元件直接连接并且彼此成固定关系。

[0067] 意图是包含在以上描述中或在附图中显示的所有内容应当被理解为仅仅是示例性的而不是限制性的。可以进行细节或结构的变化而不脱离如附带的权利要求中限定的本发明的精神。

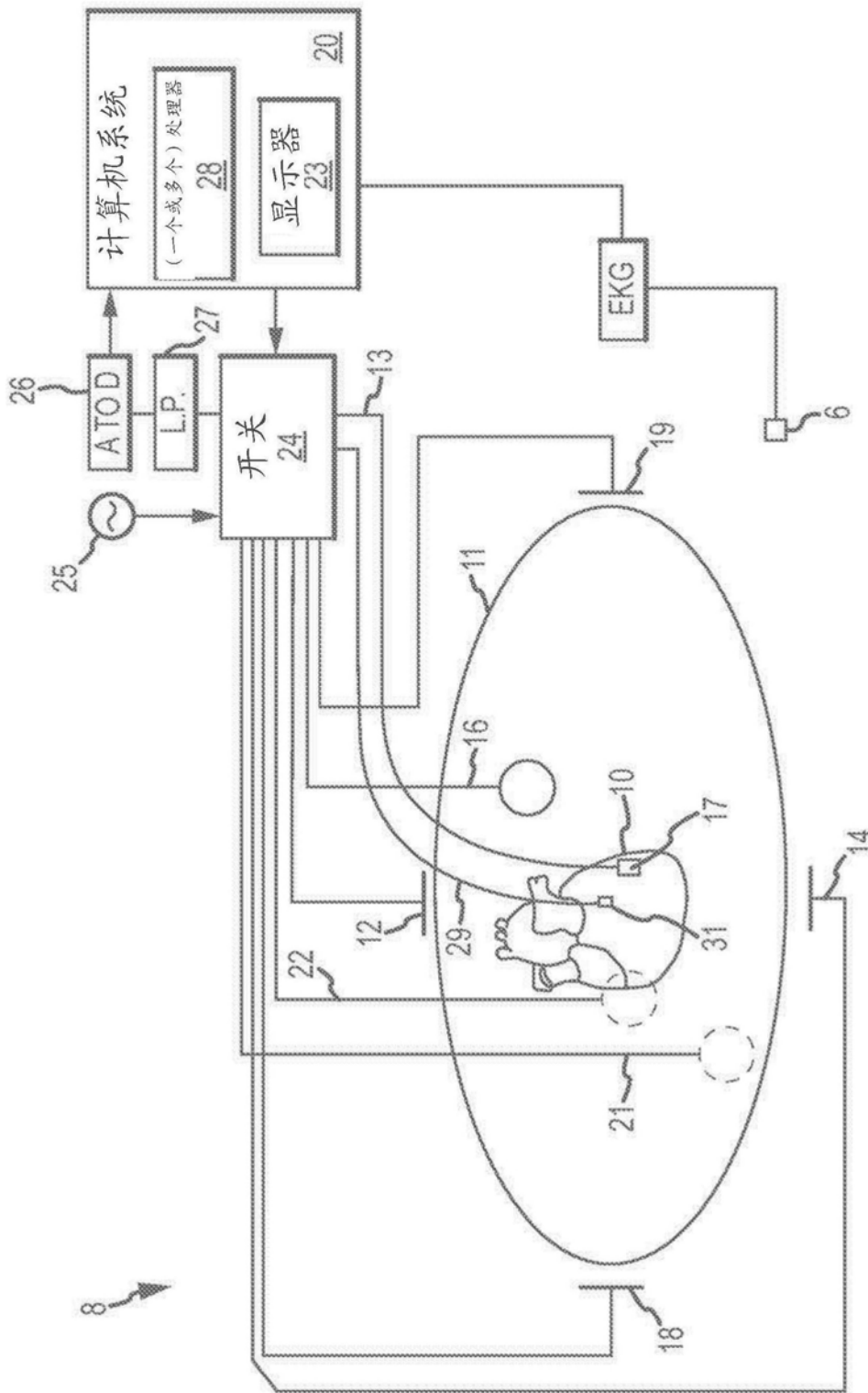


图1

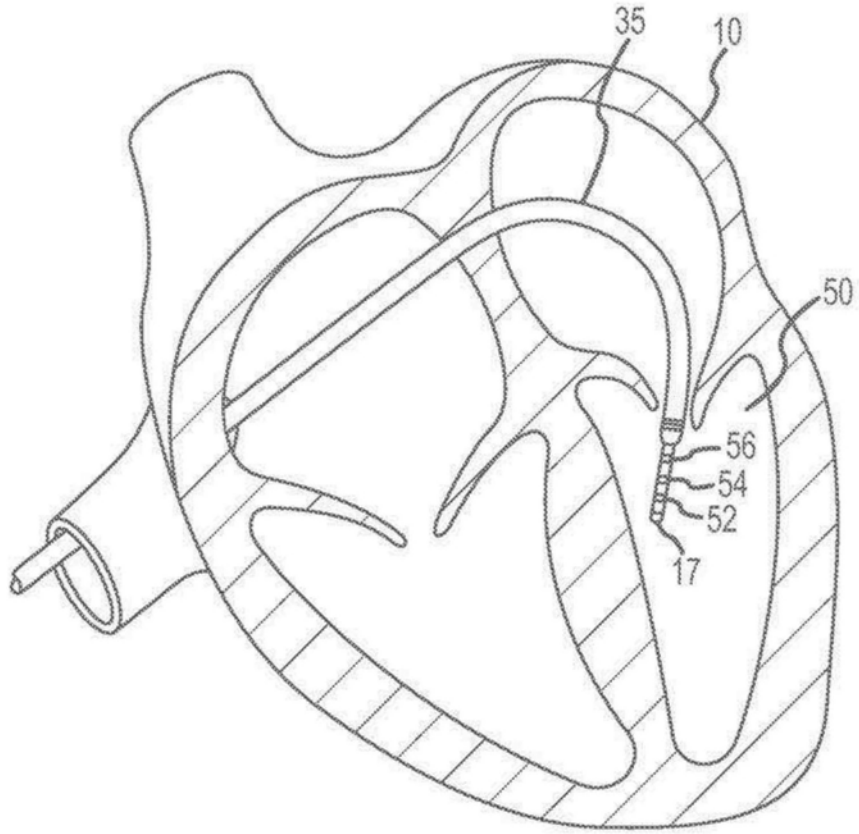


图2

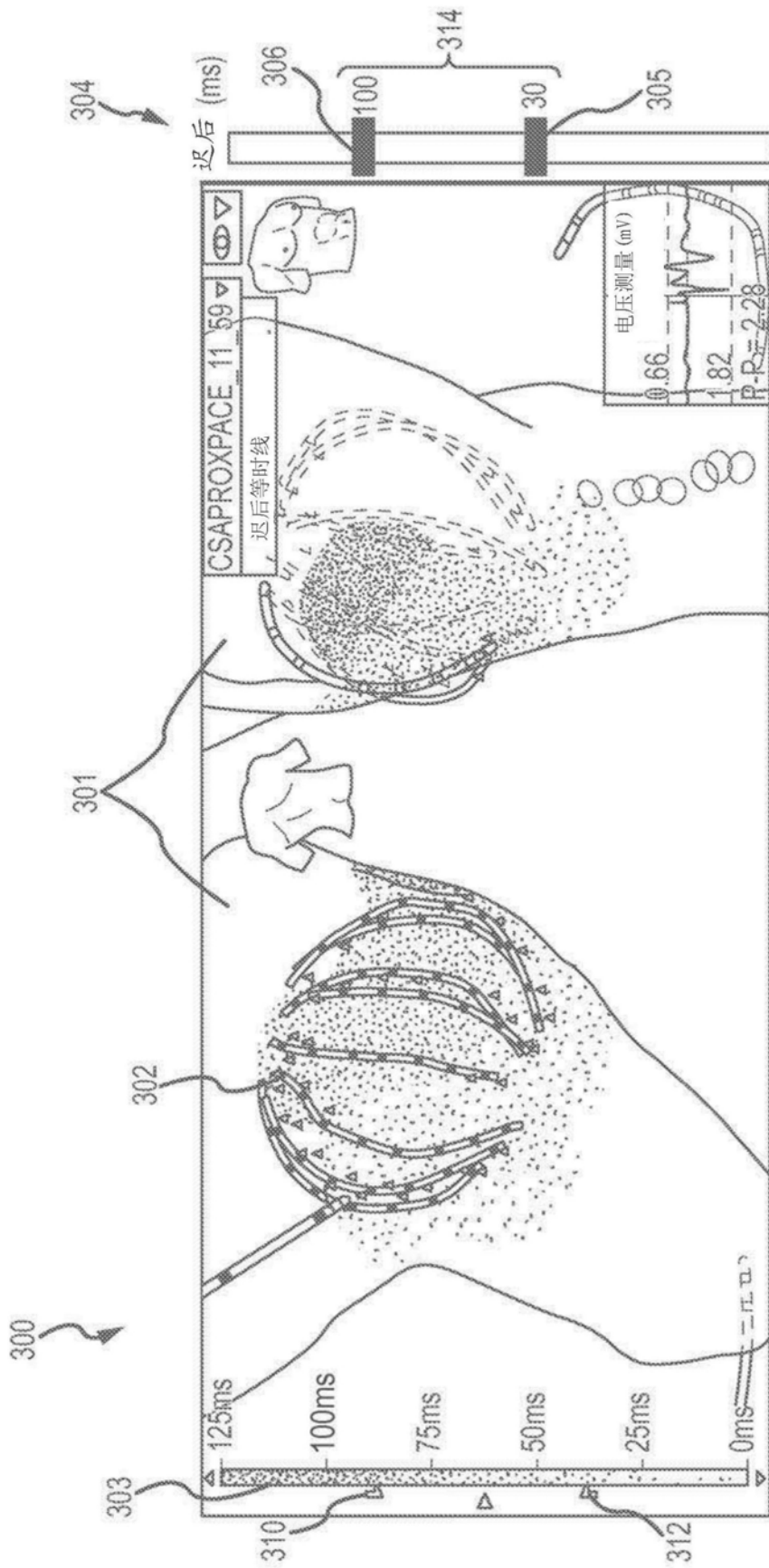


图3

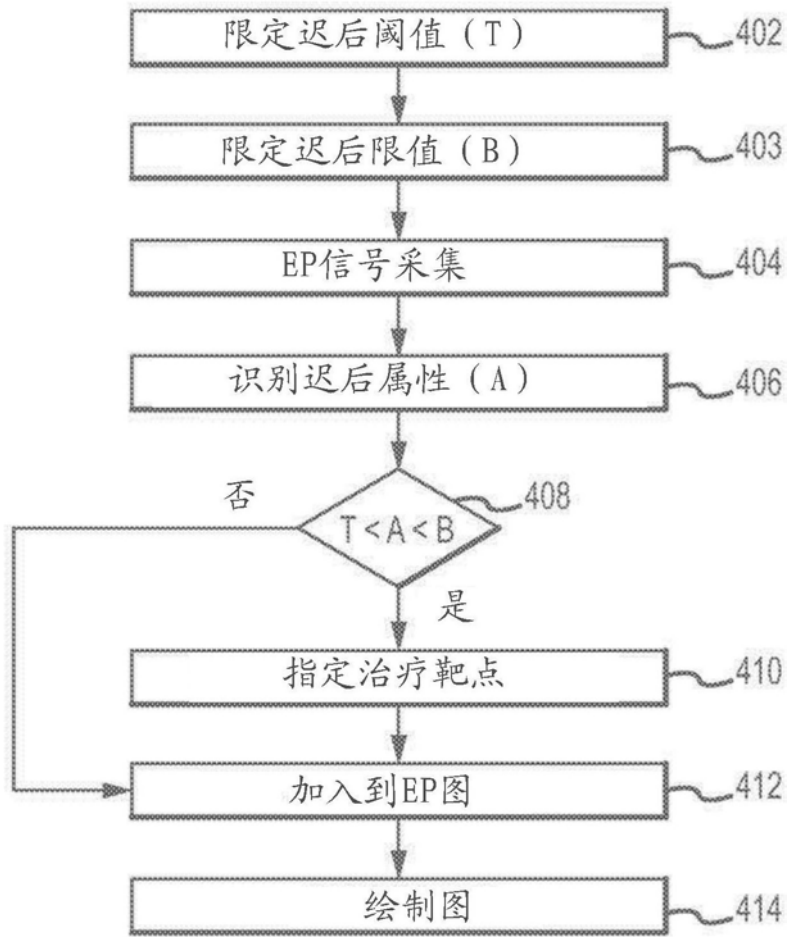


图4

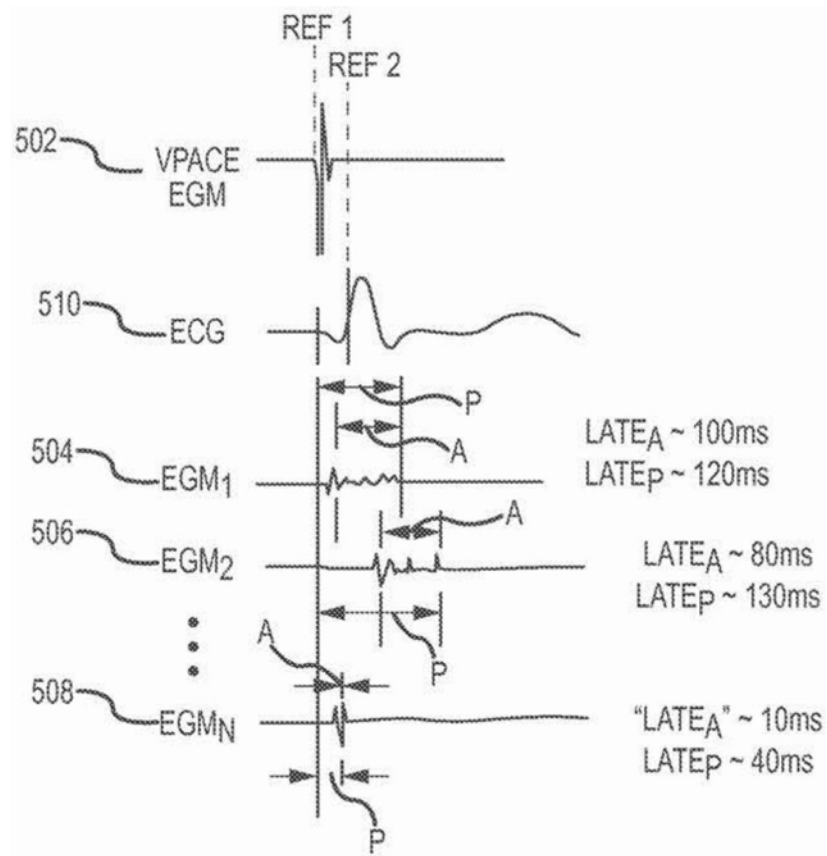


图5

专利名称(译)	用于生成电生理图的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105555187B</a>	公开(公告)日	2017-12-01
申请号	CN201480051600.9	申请日	2014-10-03
[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		
发明人	D·C·德诺		
IPC分类号	A61B5/042 A61B18/14 A61B5/0464 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/042 A61B5/0422 A61B5/0464 A61B5/743 A61B18/1492 A61B2018/00577 G16H50/50 A61B5/0468		
代理人(译)	王博		
审查员(译)	谢楠		
优先权	61/888719 2013-10-09 US		
其他公开文献	CN105555187A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种标绘心脏电活动的方法包括采集电生理信号并且使用信号处理硬件处理这样的信号以识别其迟后属性。如果迟后属性超过迟后阈值，则可以将患者的心脏上的相应点指定为治疗(例如，消融)靶点。也可以预料使用迟后阈值的上限，使得仅仅当迟后属性超过迟后阈值并且不超过迟后限值时将患者的心脏上的相应点指定为治疗靶点。可以预料迟激活(“Late-A”)和迟电位(“Late-P”)两种属性。

