



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111065318 A

(43)申请公布日 2020.04.24

(21)申请号 201880057101.9

(22)申请日 2018.07.12

(30)优先权数据

62/559753 2017.09.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/041852 2018.07.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/055115 EN 2019.03.21

(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 E·S·奥尔森

(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 5/00(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/044(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

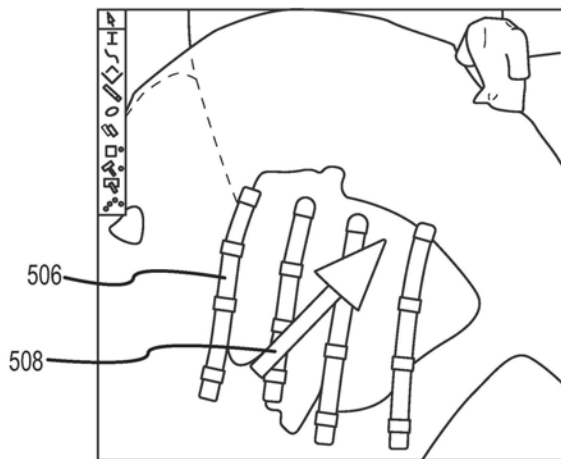
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

对来自多维导管的电生理信号进行分类的系统和方法

(57)摘要

可以相对于感兴趣的方向,诸如心脏激活波前方向,对由多维导管携带的相应多个电极测量的多个电生理信号进行分类。可以使用电解剖标测系统确定多维导管相对于感兴趣方向的取向。例如,用户可以通过操纵滑块、滚轮或类似的图形用户界面控件来手动调节取向。作为另一个示例,用户可以在几何模型上绘制假定的取向。一旦确定了取向,系统就可以对多个电生理信号进行分类,并输出所分类的多个电生理信号的图形表示,例如作为多个迹线。



1. 一种对由多维导管携带的相应多个电极测量的多个电生理信号进行分类的方法,所述方法包括:

经由电解剖标测系统确定所述多维导管相对于感兴趣方向的取向;

经由所述电解剖标测系统使用所述多维导管相对于所述感兴趣方向的所述取向来对所述多个电生理信号分类。

2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括电解剖标测系统,该电解剖标测系统输出所分类的多个电生理信号的图形表示。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述感兴趣方向包括心脏激活波前方向。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,经由电解剖标测系统确定所述多维导管相对于感兴趣方向的取向包括:所述电解剖标测系统生成图形用户界面并通过所述图形用户界面接收用户对所述取向的选择。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述图形用户界面包括取向选择轮。

6. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述图形用户界面包括取向选择滑块。

7. 根据权利要求4所述的方法,其中,通过所述图形用户界面接收用户对所述取向的选择包括:通过所述图形用户界面接收用户对假定的心脏激活波前方向的定义。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,通过所述图形用户界面接收用户对假定的心脏激活波前方向的定义包括:在心脏的几何模型上接收用户对心脏激活波前方向的定义。

9. 根据权利要求4所述的方法,进一步包括在心脏的几何模型上输出所述用户对所述取向的选择的图形表示。

10. 根据权利要求3所述的方法,其中,经由电解剖标测系统确定所述多维导管相对于感兴趣方向的取向包括:所述电解剖标测系统从所述多个电生理信号确定所述心脏激活波前方向。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,经由所述电解剖标测系统使用所述多维导管相对于所述感兴趣方向的所述取向来对所述多个电生理信号分类包括:

经由所述电解剖标测系统,使用所述多维导管相对于所述感兴趣方向的所述取向来计算旋转矩阵;

经由所述电解剖标测系统将所述旋转矩阵施加到所述多个电极的相应多个位置;

在向其施加所述旋转矩阵之后,根据所述多个电极的所述相应多个位置对所述多个电生理信号进行分类。

12. 一种确定其中心脏激活波前穿过多维导管携带的多个电极的顺序的方法,所述方法包括:

经由电解剖标测系统确定所述多维导管相对于所述心脏激活波前方向的取向;以及

使用所述多维导管相对于所述心脏激活波前的所述方向的所述取向,确定所述心脏激活波前穿过所述多个电极的所述顺序。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中,经由电解剖标测系统确定所述多维导管相对于所述心脏激活波前的方向的取向包括:

显示与分别由所述多个电极测量的多个电生理信号相对应的多个迹线;

所述电解剖标测系统生成图形用户界面并通过所述图形用户界面接收用户对假定取向的选择;

所述电解剖标测系统使用所述假定取向对所显示的多个迹线进行重新分类。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述图形用户界面包括取向调节轮。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述图形用户界面包括取向调节滑块。

16. 根据权利要求13所述的方法,其中,通过所述图形用户界面接收用户对假定取向的选择包括:通过所述图形用户界面接收用户对假定传导速度矢量的定义。

17. 根据权利要求12所述的方法,其中,经由电解剖标测系统确定所述多维导管相对于所述心脏激活波前的方向的取向包括:所述电解剖标测系统从由所述多个电极分别测量的多个电生理信号确定所述心脏激活波前方向的所述方向。

18. 一种用于对由多维导管携带的相应多个电极测量的多个电生理信号进行分类的系统,包括:

分类和可视化模块,其被配置为:

使用由电解剖标测系统接收的信息,确定所述多维导管相对于感兴趣方向的取向;以及

使用所述多维导管相对于所述感兴趣方向的所述取向对所述多个电生理信号进行分类。

19. 根据权利要求18所述的系统,进一步包括用户界面模块,所述用户界面模块被配置为通过图形用户界面接收用户对所述取向的选择作为输入。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述图形用户界面包括心脏的几何模型。

## 对来自多维导管的电生理信号进行分类的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请主张于2017年9月18日提交的美国专利临时申请号62/559,753的利益,在此通过引用将其全文并入。

### 技术领域

[0003] 本公开总体上涉及心脏诊断和治疗过程,诸如电生理标测和心脏消融。特别地,本公开涉及用于对由多维导管(诸如高密度(“HD”)栅格导管)测量的电生理信号进行分类的系统、装置和方法。

### 背景技术

[0004] 已知使用电解剖标测系统对测量的电极迹线(例如,心内电描记图迹线)可视化。例如,迹线可垂直堆叠在显示器上,迹线的顺序对应于电生理导管上的电极的顺序。对于包括沿单轴布置的电极的电生理导管来说,这种显示电极迹线的方法是合乎逻辑的,因为线性导管沿导管样条(例如,最近端至最远端,反之亦然)提供了自然的分类方向。

[0005] 然而随着包括沿着多轴和/或以二维或三维方向布置的电极的电生理导管(诸如HD栅格导管、五线阵列导管(pentarray catheters)和/或螺旋导管)的使用的增加,上述方法可能不合逻辑。

### 发明内容

[0006] 本文公开了一种对由多维导管携带的相应多个电极测量的多个电生理信号进行分类的方法。该方法包括:经由电解剖标测系统确定多维导管相对于感兴趣方向(例如,心脏激活波前方向)的取向;以及经由该电解剖标测系统使用该多维导管相对于该感兴趣方向的该取向对该多个电生理信号进行分类。该方法还可以包括输出该被分类的多个电生理信号的图形表示的电解剖标测系统。

[0007] 根据本公开的方面,经由电解剖标测系统确定多维导管相对于电解剖标测系统的感兴趣方向的取向的步骤包括生成图形用户界面并通过该图形用户界面接收用户对取向的选择。例如,该图形用户界面可以包括取向选择轮、取向选择滑块或用于选择取向的另一虚拟控件。

[0008] 可替代地,可以通过图形用户界面来接收用户对假定的心脏激活波前方向的定义,诸如通过在心脏的几何模型上接收用户对心脏激活波前方向的定义。

[0009] 还可以预期,该方法可以包括在心脏的几何模型上输出该用户对该取向的选择的图形表示。

[0010] 在本公开的其它方面,该经由电解剖标测系统确定多维导管相对于感兴趣方向的取向的步骤包括该电解剖标测系统从该多个电生理信号确定该心脏激活波前方向。

[0011] 该经由电解剖标测系统使用该多维导管相对于该感兴趣方向的该取向对多个电生理信号进行分类的步骤可以包括:经由该电解剖标测系统,使用该多维导管相对于该感

兴趣方向的取向来计算旋转矩阵；经由该电解剖标测系统将该旋转矩阵施加到多个电极的相应多个位置；在向其施加该旋转矩阵之后，根据该多个电极的相应多个位置对该多个电生理信号进行分类。

[0012] 本文还公开了一种确定心脏激活波前穿过多维导管所携带的多个电极的顺序的方法，包括：经由电解剖标测系统确定该多维导管相对于该心脏激活波前的方向的取向；以及使用该多维导管相对于该心脏激活波前的该方向的该取向确定该心脏激活波前穿过该多个电极的该顺序。

[0013] 该经由电解剖标测系统确定多维导管相对于心脏激活波前的方向的取向的步骤可以包括：显示与分别由该多个电极测量的多个电生理信号相对应的多个迹线；电解剖标测系统生成图形用户界面并通过图形用户界面接收用户对假定取向的选择；电解剖标测系统使用假定取向对所显示的多个迹线进行重新分类。

[0014] 该图形用户界面可以包括取向调节轮、取向调节滑块或类似的虚拟控件。

[0015] 可替代地，该通过图形用户界面接收用户对假定取向的选择的步骤可以包括通过该图形用户界面接收用户对假定传导速度矢量的定义。

[0016] 在本公开的其它方面，该经由电解剖标测系统确定该多维导管相对于该心脏激活波前的方向的取向的步骤包括该电解剖标测系统从分别由该多个电极测量的多个电生理信号确定该心脏激活波前方向的该方向。

[0017] 本公开还提供一种用于对由多维导管携带的相应多个电极测量的多个电生理信号进行分类的系统，该系统包括分类和可视化模块，该分类和可视化模块被配置为：使用由电解剖标测系统接收的信息来确定该多维导管相对于感兴趣方向的取向；以及使用该多维导管相对于该感兴趣方向的该取向对该多个电生理信号进行分类。该系统还可以包括用户界面模块，该用户界面模块被配置为通过图形用户界面接收用户对该取向的选择作为输入，该用户界面进而可以包括心脏的几何模型。

[0018] 通过阅读以下描述和权利要求书以及通过阅读附图，本发明的前述和其它方面、特征、细节、效用和优点将变得显而易见。

## 附图说明

[0019] 图1是示例性电解剖标测系统的示意图。

[0020] 图2描绘了可以结合本公开的方面使用的示例性导管。

[0021] 图3是根据本文公开的示例性实施例可以遵循的代表性步骤的流程图。

[0022] 图4描绘了图2的多电极导管和感兴趣方向（诸如心脏激活波前方向）之间的角度 $\theta$ 。

[0023] 图5A-5C描绘了从业人员可以通过其调节角度 $\theta$ 的多种图形用户界面（“GUI”）。

[0024] 图6A和图6B描绘了未分类（图6A）和根据本文中的教导分类（图6B）的代表性迹线。

[0025] 尽管公开了多个实施例，但是根据以下示出和描述说明性实施例的详细描述，本公开的其它实施例对于本领域技术人员将变得显而易见。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。

## 具体实施方式

[0026] 本公开提供了用于对使用多维导管测量的电生理信号进行分类的系统、装置和方法。为了说明的目的,将参考根据心脏激活波前相对于由HD栅格导管携带的电极的行进方向对使用HD栅格导管测量的电生理信号进行分类来描述本公开的方面。然而,应当理解,本文的教导可以在其它情况下和/或关于其它电极配置而具有良好的优势。

[0027] 图1示出了示例性的电解剖标测系统8的示意图,该系统通过导航心脏导管并测量在患者11的心脏10中发生的电活动并三维地标测电活动和/或与如此测量的电活动有关或代表的信息来进行心脏电生理研究。系统8例如可以用于使用一个或多个电极创建患者心脏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电生理数据,并与测量该电生理数据的每个测量点的位置信息相关联地存储所测量的数据,例如创建患者的心脏10的诊断数据图。

[0028] 如本领域普通技术人员将认识到的,并且如将在下面进一步描述的,系统8通常在三维空间内确定对象的位置,并且在一些方面,确定对象的取向,并将这些位置表达为相对于至少一个基准而确定的位置信息。

[0029] 为了简化说明,将患者11示意性地描绘为椭圆形。在图1中所示的实施例中,示出了施加到患者11的表面上的三组表面电极(例如,贴片电极),其限定了三个大致正交的轴,在此称为x轴、y轴和z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。作为另一替代方案,电极不需要定位在身体表面上,而是可以定位在身体内部。

[0030] 在图1中,x轴表面电极12、14沿第一轴施加到该患者,诸如到该患者胸部区域的侧面(例如,施加到每条手臂下方的患者皮肤),并且其也可以被称为左右电极。y轴电极18、19沿着大致正交于该x轴的第二轴(诸如沿着该患者的大腿内侧和颈部区域)施加到该患者,并且其可以被称为左腿电极和颈部电极。z轴电极16、22沿大致正交于该x轴和y轴两者的第三轴(诸如沿着在胸部区域中的患者的胸骨和脊柱)施加,并且其可以被称为胸部和背部电极。心脏10位于这些成对的表面电极12/14、18/19和16/22之间。

[0031] 附加的表面基准电极(例如,“腹部贴片”)21为系统8提供基准和/或接地电极。如下面进一步详细描述,腹部贴片电极21可以是固定的心脏内电极31的替代。还应当理解,此外,患者11可以将大部分或全部常规心电图(“ECG”或“EKG”)系统引线放置在适当的位置。在某些实施例中,例如,可以使用一组标准的12条ECG引线来感测患者心脏10上的心电图。该ECG信息可用于系统8(例如,可以将其作为输入提供给计算机系统20)。就ECG引线而言,且为在附图中清楚起见,在图1中仅示出了单个导线6及其与计算机20的连接。

[0032] 还示出了具有至少一个电极17的代表性导管13。在整个说明书中,该代表性导管电极17被称为“游移电极(roving electrode)”、“移动电极”或“测量电极”。通常,将使用导管13上或多个此类导管上的多个电极17。在一实施例中,例如,系统8可包括在十二个导管上的六十四电极,该十二个导管设置在患者的心脏和/或脉管系统内。当然,该实施例仅是示例性的,并且可以使用任何数量的电极和导管。

[0033] 特别地,出于本公开的目的,在图2中示出了示例性多电极导管13(通常称为HD栅格导管)的一部分。HD栅格导管13包括耦合到桨状件202的导管主体200。导管主体200可以进一步包括相应的第一主体电极204和第二主体电极206。桨状件202可以包括第一花键

208、第二花键210、第三花键212和第四花键214,它们通过近侧耦合器216耦合到导管主体200,并且通过远侧耦合器218彼此耦合。在一个实施例中,第一花键208和第四花键214可以是一个连续的部分,并且第二花键210和第三花键212可以是另一个连续的部分。在其它实施例中,多个花键208、210、212、214可以是彼此耦合的分离的部分(例如,分别通过近侧耦合器216和远侧耦合器218)。应该理解的是,HD导管13可以包括任何数量的花键;图2中所示的四花键布置仅仅是示例性的。

[0034] 如上所述,花键208、210、212、214可以包括任意数量的电极17;在图2中,示出了以四乘四的阵列布置的十六个电极17。还应当理解,如沿着花键208、210、212、214以及在花键208、210、212、214之间测量的那样,电极17可以均匀和/或不均匀地间隔开。

[0035] 通常,经由一个或多个引入器并使用熟知的程序将导管13(或多个此类导管)引入患者的心脏和/或脉管系统。实际上,将导管13引入患者心脏10的左心室的各种方法,诸如经中隔方法,对于本领域普通技术人员来说将是熟知的,因此在此不再进一步描述。

[0036] 由于每个电极17位于患者体内,因此系统8可以同时为每个电极17收集位置数据。类似地,每个电极17可以用于从心脏表面收集电生理数据。普通技术人员将熟知用于电生理数据点的采集和处理的多种模态(包括例如接触和非接触电生理标测二者),使得对于理解本文公开的技术而言,其进一步的讨论是不必要的。同样,本领域中熟知的多种技术可以用于从多个电生理数据点生成图形表示。就普通技术人员将理解如何从电生理数据点创建电生理图而言,本文的方面仅在理解本公开所必需的程度上进行描述。

[0037] 现在返回图1,在一些实施例中,在第二导管29上示出了可选的固定基准电极31(例如,附接到心脏10的壁)。出于校准的目的,该电极31可以是固定的(例如,附接到心脏壁或在其附近)或与游移电极(例如电极17)以固定的空间关系布置,并且因此可以称为“导航基准”或“局部基准”。除了上述表面基准电极21之外,还可以使用固定基准电极31。在许多情况下,心脏10中的冠状窦电极或其它固定电极可以用作测量电压和位移的基准;也就是说,如下所述,固定基准电极31可以定义坐标系的原点。

[0038] 每个表面电极耦合到多路复用开关24,并且通过在计算机20上运行的软件选择成对的表面电极,该计算机20将表面电极耦合到信号发生器25。可替代地,可以省去开关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(也就是说,每个表面电极对)一个。

[0039] 计算机20可以包括例如传统的通用计算机、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,诸如单个中央处理单元(“CPU”)或通常称为并行处理环境的多个处理单元,其可以执行指令以实践本文描述的多个方面。

[0040] 通常,由一系列驱动和感测的电偶极子(例如,表面电极对12/14、18/19和16/22)生成三个名义上正交的电场,以便在生物导体中实现导管导航。可替代地,这些正交场可以被分解并且任何成对的表面电极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(或任何数量的电极)可以以任何其它有效的布置定位,用于将电流驱动到心脏中的电极或从心脏中的电极感测电流。例如,可以将多个电极放置在患者11的背部、侧面和/或腹部上。此外,此类非正交方法增加了系统的灵活性。对于任何所需的轴,可以将由一组预定的驱动(源-汇)配置产生的跨越游移电极测量的电势进行代数组合,以产生与通过简单地沿正交轴驱动均匀电流所获得的有效电势相同的电势。

[0041] 因此,可以选择表面电极12、14、16、18、19、22中的任何两个表面电极作为关于地面基准(诸如腹部贴片21)的偶极子源极和漏极,而未激励电极测量关于地面基准的电压。放置在心脏10中的游移电极17暴露于来自电流脉冲的场中,并相对于地面(诸如腹部贴片21)进行测量。实际上,心脏10内的导管可包含比所示的十六个电极更多或更少的电极,并且可以测量每个电极电势。如前所述,可以将至少一个电极固定到心脏的内表面以形成固定的基准电极31,该基准电极也相对于地面(诸如腹部贴片21)测量,并且可以将其定义为相对于系统8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中的每一个电极的数据集都可以用于确定心脏10内的游移电极17的位置。

[0042] 系统8可以使用测量的电压来确定心脏内部的电极(诸如游移电极17)相对于基准位置(诸如基准电极31)在三维空间中的位置。也就是说,在基准电极31处测量的电压可以用于定义坐标系的原点,而在游移电极17处测量的电压可以用于表达游移电极17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,但是可以想到其它坐标系,诸如极坐标、球坐标和圆柱坐标系。

[0043] 如从前面的讨论中应该清楚的是,表面电极对在心脏上施加电场的同时,用于确定电极在心脏内的位置的数据被测量。电极数据还可以用于创建呼吸补偿值,该呼吸补偿值用于改善电极位置的原始位置数据,例如如在美国专利号7,263,397中所述,该专利通过引用全部并入在此。电极数据还可用于补偿患者身体阻抗的变化,例如如美国专利号7,885,707中所述,该专利也通过引用全部并入在此。

[0044] 因此,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。在传递电流脉冲时,测量并存储电活动,该电活动诸如用剩余的表面电极和体内电极中的至少一个电极测量的电压。如上所述,可以执行对伪影(artifacts)的补偿,诸如呼吸和/或阻抗偏移。

[0045] 在一些实施例中,系统8是雅培实验室(Abbott laboratory)的EnSite™Velocity™或EnSite Precision™心脏标测和可视化系统。然而,可以结合本教导使用其它定位系统,包括例如波士顿科学公司(Boston Scientific Corporation)的RHYTHMIA HDX™标测系统、生物传感韦伯斯特公司(Biosense Webster, Inc.)的CARTO导航和定位系统、北方数字公司(Northern Digital Inc.)的AURORA®系统、Sterotaxis' NIOBE®磁导航系统以及雅培实验室的MediGuide™技术。

[0046] 在以下专利中描述的定位和标测系统(所有这些专利均通过引用以其整体并入本文)也可以用于本发明:美国专利号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。

[0047] 本公开的方面涉及电生理信号的分类,例如以便在显示器23上显示其图形表示(例如,迹线)。因此,系统8还可以包括分类和可视化模块58,该分类和可视化模块58可以用于在显示器23上分类并生成电生理信号的图形表示(例如,迹线)。本领域普通技术人员将熟知与电解剖标测系统结合的电生理信号迹线的图形表示,使得对其进行详细描述而理解本公开不是必需的。

[0048] 将参考图3所示的代表性步骤的流程图300来解释根据本教导的分类和可视化电生理信号的一种示例性方法。在一些实施例中,例如,流程图300可以表示可以通过图1的电解剖标测系统8(例如,通过处理器28和/或分类和可视化模块58)来执行的若干示例性步

骤。应该理解,下面描述的代表性步骤可以是由硬件或软件实现的。为了说明起见,术语“信号处理器”在此用于描述本文的教导的基于硬件和基于软件的实施方式。

[0049] 在框302中,系统8确定导管13相对于感兴趣方向402的取向,该取向由图4中所示的角度 $\theta$ 表示。本公开的实施例涉及对多个电极17(例如,17a、17b、17c、17d等)关于感兴趣方向进行分类。为了在此的解释目的,感兴趣方向402将是心脏激活波前的方向,并且分类将是心脏激活波前穿过多个电极17的顺序。

[0050] 确定导管13相对于心脏激活波前方向的取向的各种方法被考虑。在本公开的一些实施例中,系统8生成图形用户界面,从业人员可以通过该图形用户界面指定取向。例如,系统8可以显示取向选择控件,诸如轮502(图5A)或滑块504(图5B),其允许从业人员相对于假设的心脏激活波前的方向在 $180^\circ$ 和 $-180^\circ$ 之间调节导管13的取向(出于本公开的目的,当心脏激活波前在近侧至远侧方向中平行于导管主体200的长度穿过时,导管13将被认为与心脏激活波前的方向取向成 $0^\circ$ 角)。

[0051] 作为另一个示例,如图5C中所示,系统8可以显示导管13的三维模型506。从业人员可以在模型506上绘制箭头508(并在需要时调节其方向),其中箭头508代表假定的心脏激活波前方向。在图5C中,导管13相对于箭头508所表示的心脏激活波前的假定方向取向约 $-45^\circ$ 。

[0052] 将参考图6A和图6B进一步描述前述图形用户界面的使用。在图6A和图6B的每一个图中示出了使用电极17测量的代表双极电描记图信号的多个迹线602。本领域普通技术人员将理解,图2的导管13可以测量总共十六个单极电生理信号,并且因此可以生成总共十六个迹线,但是为了说明清楚,在图6A和6B中仅描绘了其中的五个。本领域普通技术人员还将理解,还可以从十六个单极信号构造许多双极电生理信号。

[0053] 如本领域普通技术人员将理解的,迹线602经常在显示器23上实时地更新(也就是说,它们反映当前心跳)。然而,根据本公开的方面,从业人员可以选择冻结显示器23上的迹线602,使得它们不再实时更新,而是反映在选择冻结选项的时刻的心跳电流。示例性的冻结迹线组602如图6A中所示。然而,在图6A中,迹线602未相对于心脏激活波前方向在合乎逻辑地布置(例如,未根据心脏激活波前穿过电极17的顺序对其进行分类)。

[0054] 本文公开的图形用户界面(例如,滚轮502、滑块504和/或箭头508)允许从业人员快速测试电极17的多种可能的分类,以确定最适合心脏激活波前方向的分类(例如,哪种分类最接近地对应于心脏激活波前穿过电极17的顺序)。当用户操纵界面以调节导管13的取向与心脏激活波前方向之间的角度 $\theta$ 时,电极17可被重新排序以对应于新选择的取向(例如,如下面进一步详细讨论的),并且它们的相关轨迹602可以在显示器23上被重新排列,直到从业人员识别出最合乎逻辑的分类(例如,参见图6B)。然后,从业人员可以选择解冻显示器23上的迹线,使得它们返回到实时更新,但是被分类为更适合心脏激活波前方向的顺序。

[0055] 在本公开的其它实施例中,可以通过分析或计算来确定感兴趣方向,并且从而确定角度 $\theta$ 。例如,如同在本文中完全阐述的那样,通过引用并入本文的美国专利62/478,377描述了用于映射局部传导速度(包括确定心脏激活波前的方向)的系统和方法。如同在本文中完全阐述的那样,通过引用并入本文的美国专利申请公开号2017/0055864描述了用于识别和标测心脏激活波前的附加系统和方法。

[0056] 当通过分析或计算确定心脏激活波前的方向时,可以使用以下等式确定导管13相

对于其的取向

$$[0057] \quad \theta = \cos^{-1} \left( \frac{\mathbf{X} \cdot \hat{\mathbf{v}}}{|\mathbf{X}| |\hat{\mathbf{v}}|} \right)$$

[0058] 其中,  $\mathbf{X}$  是导管13的方向 (例如, 如由电极17的测量位置确定), 而  $\hat{\mathbf{v}}$  是传导速度矢量的方向 (例如, 通过分析或计算确定)。

[0059] 然后, 可以将将在框302中确定的导管13相对于心脏激活波前方向的取向 (即, 角度  $\theta$ ) 用于对电极17所测量的电生理信号进行重新分类。特别地, 在框304中, 在框302中确定的取向用于计算旋转矩阵  $R$ 。更特别地, 旋转矩阵  $R$  可以具有以下形式:

$$[0060] \quad R = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}$$

[0061] 在框306中, 将旋转矩阵  $R$  应用于电极17的标称位置以计算电极17的旋转坐标。电极17的标称位置可以由系统8测量和/或从导管13的已知几何形状确定。

[0062] 在框308中, 使用旋转的电极坐标来重新分类电生理信号。根据本公开的第一方面, 电极17根据其旋转的  $y$  坐标 (例如, 以旋转的  $y$  坐标递增或者递减的顺序) 进行重新排序。可以将相同的顺序应用于相应的电生理信号, 可以根据框310中的熟知技术将该电生理信号作为迹线602在显示器23上输出。

[0063] 在本公开的另一方面, 电极的旋转的  $y$  坐标用于计算显示器23上相应迹线602的  $y$  轴位置。例如, 可以根据以下等式来计算给定电极17的迹线602在屏幕上的初始  $y$  轴位置 (表示为  $y_s$ ), 该给定电极17具有为  $y_e$  的旋转的  $y$  坐标。

$$[0064] \quad a = \frac{(y_e - y_{e,\min})}{(y_{e,\max} - y_{e,\min})} \text{ and}$$

$$[0065] \quad y_s = a (y_{s,\max} - y_{s,\min}) + y_{s,\min},$$

[0066] 其中  $y_{e,\max}$  和  $y_{e,\min}$  分别是电极17的最大和最小旋转  $y$  坐标, 并且  $y_{s,\max}$  和  $y_{s,\min}$  分别是最大和最小屏幕上  $y$  轴位置, 在其中迹线602将被显示。然后可以在框310中将迹线602的初始  $y$  轴位置均匀地重新分布在  $y_{s,\max}$  和  $y_{s,\min}$  之间, 并且可以在显示器23上输出迹线602。

[0067] 在本公开的实施例中, 其中通过计算或分析确定了心脏激活波前方向 (并且因此, 通过计算或分析确定了  $\ominus$ ), 电生理信号及其相应的迹线可以以逐拍跳动为基础重新分类。可替代地, 可以“按需” (例如, 当从业人员希望重新分类时) 重新分类电生理信号及其相应的迹线。根据本公开的方面, 当电生理信号的当前分类不再是最优时, 系统8可以向从业人员提供警报 (例如, 视觉和/或听觉信号)。例如, 视觉信号的一种形式是迹线602将“无序地”出现 (例如, 类似于图6A)。视觉信号的另一种形式是当迹线602没有被最优地分类时对其进行不同的着色 (例如, 用红色而不是绿色绘制)。

[0068] 尽管以上已经以一定程度的特殊性描述了几个实施例, 但是本领域技术人员可以在不脱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。

[0069] 例如, 一旦确定了心脏激活波前方向 (例如, 通过用户规定波形分类方向), 就可以在显示器23上图形化地表示波前方向, 诸如通过以类似于图5C所示的方式在心脏的三维模型上绘制箭头。通过在心脏内多个位置带有导管13的三维模型上绘制若干此类箭头, 可以创建心脏激活波前图, 该图可用于例如可视化错误的传导路径。

[0070] 作为另一示例,可以在不冻结显示器的情况下对迹线进行重新分类。例如,根据本公开的方面,可以将分类触发到ECG信号。

[0071] 作为另一示例,本文的教导不仅适用于基于阻抗的定位系统(诸如用于说明目的的那些系统),而且适用于基于磁的定位系统以及基于阻抗和基于磁的混合定位系统。

[0072] 所有方向基准(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶部、底部、以上、以下、垂直、水平、顺时针和逆时针)仅用于识别目的,以帮助读者对本发明的理解,而不是对本发明的位置、取向或用途造成限制。连接基准(例如,附接、联接、连接等)应被广义地解释,并且可以包括在元件的连接之间以及元件之间的相对运动之间的中间构件。这样,连接引用不必推断两个元素是直接连接的并且彼此之间具有固定关系。

[0073] 旨在将以上描述中包含的或附图中示出的所有内容解释为仅是示例性的,而不是限制性的。在不脱离所附权利要求书所限定的本发明的精神的情况下,可以进行细节或结构上的改变。

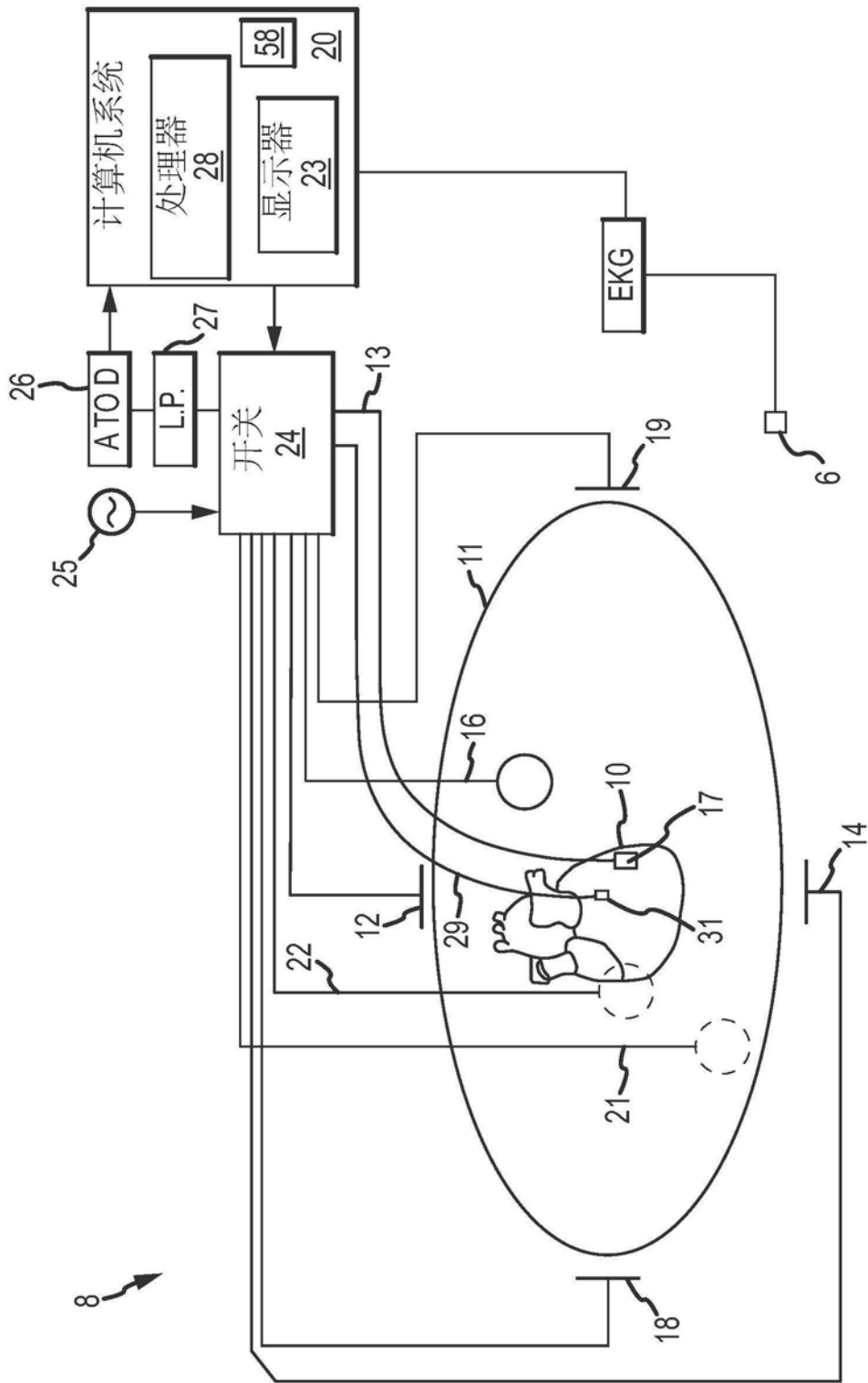


图1

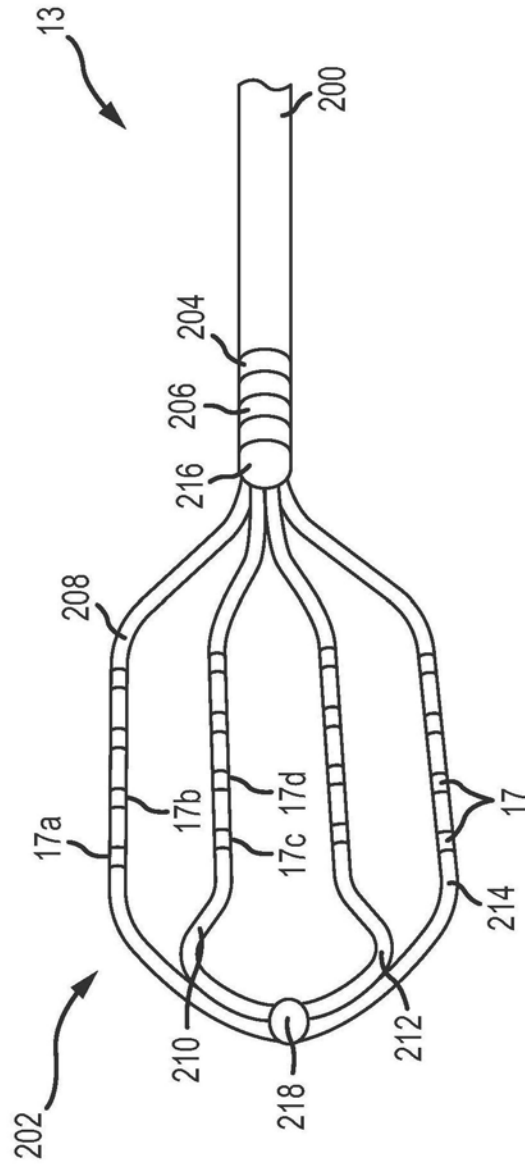


图2

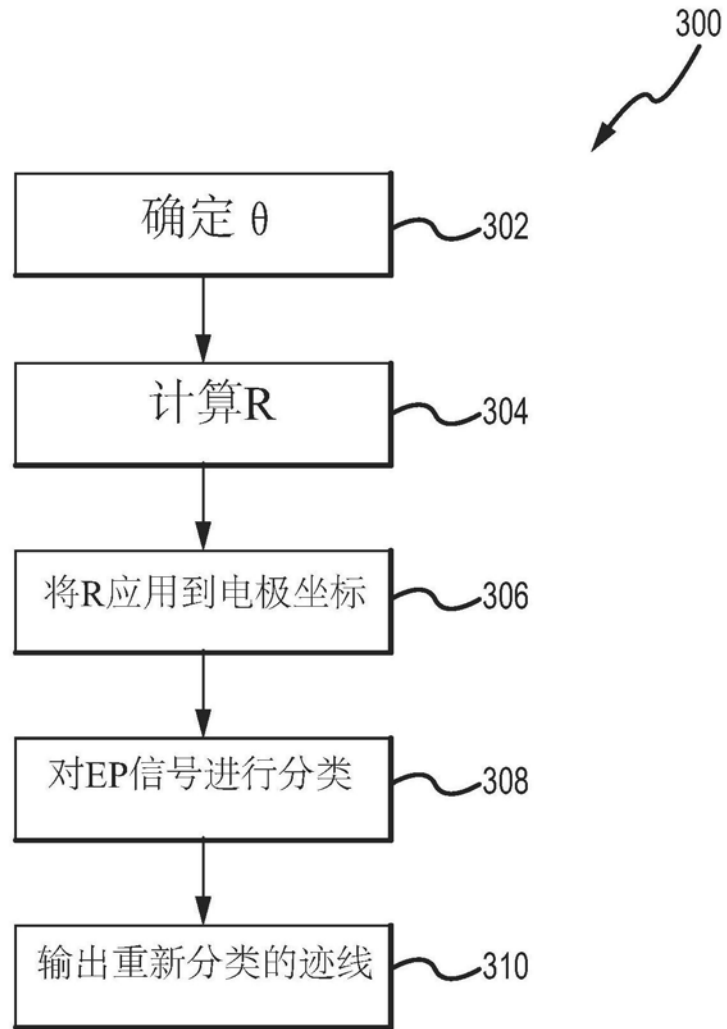


图3

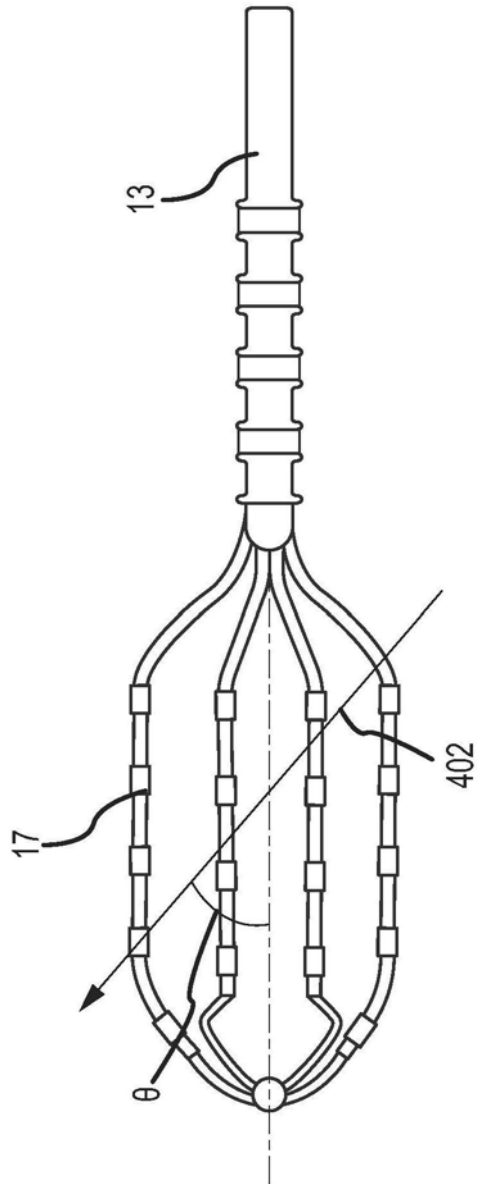


图4

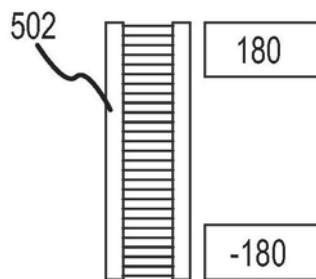


图5A

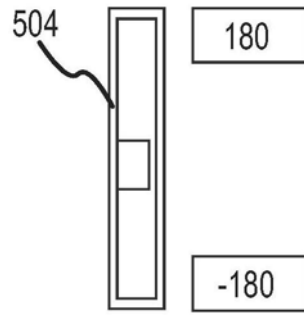


图5B

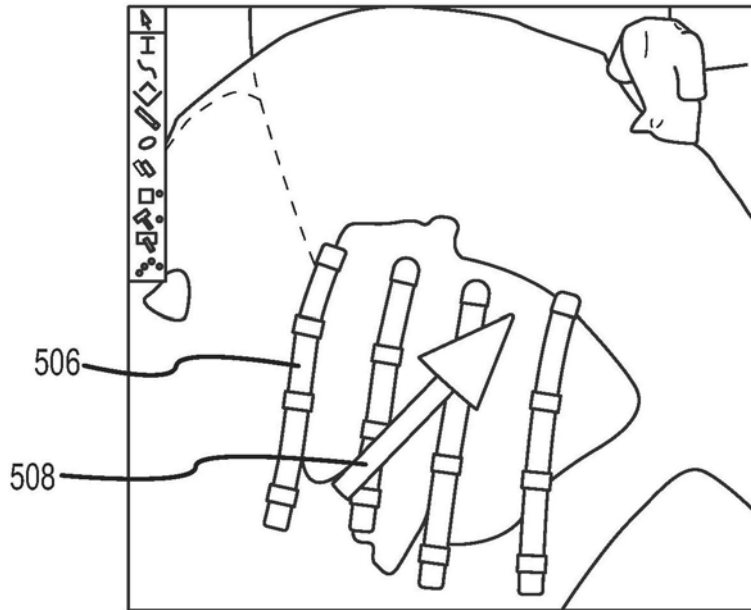


图5C



图6A

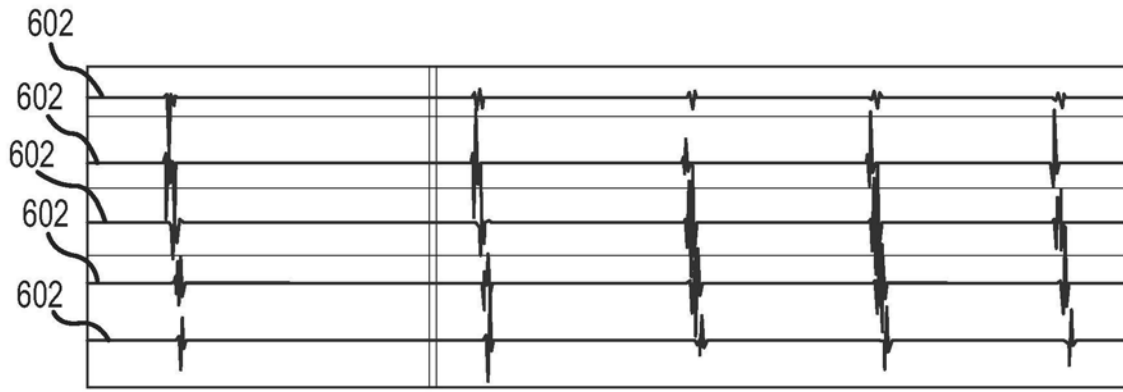


图6B

专利名称(译)	对来自多维导管电生理信号进行分类的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111065318A</a>	公开(公告)日	2020-04-24
申请号	CN201880057101.9	申请日	2018-07-12
[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	ES奥尔森		
发明人	E·S·奥尔森		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/042 A61B5/044 A61B5/0452 A61B5/053 A61B5/06		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/0422 A61B5/044 A61B5/0452 A61B5/0538 A61B5/063 A61B5/6852 A61B5/72 A61B5/743 A61B5/7435 A61B5/748 A61B5/7485 A61B2562/046 A61B2562/06		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	62/559753 2017-09-18 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

可以相对于感兴趣的方向，诸如心脏激活波前方向，对由多维导管携带的相应多个电极测量的多个电生理信号进行分类。可以使用电解剖标测系统确定多维导管相对于感兴趣方向的取向。例如，用户可以通过操纵滑块、滚轮或类似的图形用户界面控件来手动调节取向。作为另一个示例，用户可以在几何模型上绘制假定的取向。一旦确定了取向，系统就可以对多个电生理信号进行分类，并输出所分类的多个电生理信号的图形表示，例如作为多个迹线。

