



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072574 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580049263.4

(22)申请日 2015.10.15

(30)优先权数据

62/063987 2014.10.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/055790 2015.10.15

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2016/061384 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 E·沃斯 V·阿方索 C·帕丰

(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 李科

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

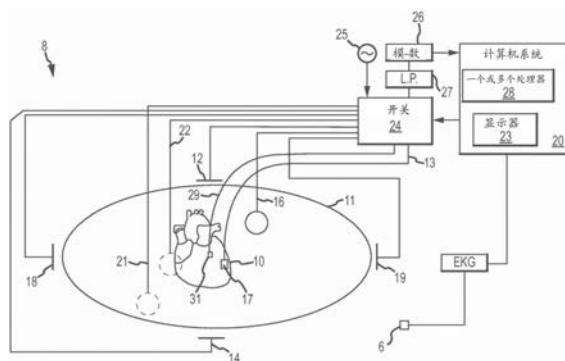
权利要求书3页 说明书8页 附图5页

## (54)发明名称

用于标测局部传导速度的方法和系统

## (57)摘要

可以通过使用多电极导管采集多个电生理学(EP)数据点来计算心脏激活波前的局部传导速度,每个电生理学数据点包括位置数据和局部激活时间(“LAT”)数据。针对任意EP数据点,可以限定EP数据点的邻域,其包括所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点。然后可以分别使用邻域内的EP数据点的位置和LAT来限定位置平面和LAT平面。然后可以从位置平面和LAT平面的交线来计算传导速度。所得到的多个传导速度可以被输出为图形表示(例如电生理学标测图),例如通过显示布置在三维心脏模型的均匀网格中的矢量图标。



1. 一种计算心脏激活波前的局部传导速度的方法,包括:
  - 使用多电极导管采集多个电生理学(“EP”)数据点,多个EP数据点中的每一个EP数据点包括位置数据和局部激活时间(“LAT”)数据;
  - 从所述多个EP数据点中选择EP数据点;
  - 限定EP数据点的邻域,其包括来自所述多个EP数据点的所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点;
  - 使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面;
  - 使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面;以及
  - 如果所述位置平面和所述LAT平面相交,就从位置平面和LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括多次重复以下步骤,从而计算多个传导速度:
  - 从所述多个EP数据点中选择EP数据点;
  - 限定EP数据点的邻域,其包括来自所述多个EP数据点的所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点;
  - 使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面;
  - 使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面;以及
  - 如果所述位置平面和所述LAT平面相交,就从位置平面和LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度。
3. 根据权利要求2所述的方法,还包括输出所述多个传导速度的三维图形表示。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述多个传导速度的三维图形表示包括布置在心脏的至少一部分的三维模型上的均匀网格中的多个传导速度矢量图标。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,相对于在稳定参考电极处的激活来计算所述多个EP数据点的LAT。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,相对于在所述多电极导管携带的电极处的激活来计算所述多个EP数据点的LAT。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,从所述位置平面和所述LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度包括:
  - 计算所选择的EP数据点的多个传导速度分量,所述多个传导速度分量中的每一个对应于时间段中多个激活窗口之一期间的传导速度;以及
  - 从所述多个传导速度分量计算所选择的EP数据点在所述时间段上的合成传导速度。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中,计算所选择的EP数据点的多个传导速度分量包括:
  - 选择所述多电极导管携带的电极作为参考电极,所述参考电极具有相关联的参考电生理学信号;
  - 检测所述参考电生理学信号内的多个激活;
  - 限定多个激活窗口,其中所述多个激活窗口中的每一个包含所检测的多个激活中的一个;以及
  - 对于所述多个激活窗口中的每一个:
    - 限定所选择的EP数据点的位置平面和LAT平面;和

从所选择的EP数据点的所述位置平面与所述LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度分量，

由此计算所选择的EP数据点的多个传导速度分量。

9. 根据权利要求8所述的方法，其中，选择所述多电极导管携带的电极作为参考电极包括选择所述多电极导管携带的在所述时间段内具有最大数量的激活的电极作为所述参考电极。

10. 根据权利要求7所述的方法，其中，从所述多个传导速度分量计算所选择的EP数据点在所述时间段上的合成传导速度包括计算所述多个传导速度分量的平均值。

11. 根据权利要求7所述的方法，其中，从所述多个传导速度分量计算所选择的EP数据点在所述时间段上的合成传导速度包括从所述多个传导速度分量确定主传导速度。

12. 根据权利要求7所述的方法，还包括计算所选择的EP数据点的传导速度一致性指数，其中所述传导速度一致性指数表示所选择的EP数据点的传导速度分量的方向的一致性程度。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中，所述传导速度一致性指数包括所述合成传导速度的绝对量和所述传导速度分量的平均绝对量的比值。

14. 根据权利要求12所述的方法，其中，所述传导速度一致性指数包括所述合成传导速度的绝对量与所述传导速度分量的平均值的绝对量的比值。

15. 根据权利要求12所述的方法，其中，所述传导速度一致性指数包括所述传导速度分量和所述合成传导速度的平均归一化点积。

16. 根据权利要求12所述的方法，其中，所述传导速度一致性指数包括加权因子。

17. 根据权利要求1所述的方法，其中，使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面包括从所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置的最小二乘拟合限定所述位置平面。

18. 根据权利要求17所述的方法，其中，使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面包括：

针对所述EP数据点的邻域内的每一个EP数据点限定伪EP数据点，其中，由相应的EP数据点在位置平面内的位置和相应的数据点的LAT给出每个伪EP数据点的一组坐标；以及

从伪EP数据点的位置的最小二乘拟合限定LAT平面。

19. 一种用于计算心脏激活波前的局部传导速度的系统，包括：

传导速度处理器，其被配置为接收使用多电极导管采集的多个电生理学（“EP”）数据点作为输入，多个EP数据点中的每一个EP数据点具有位置和局部激活时间（“LAT”），并且针对所述多个EP数据点中所选择的EP数据点：

限定EP数据点的邻域，其包括来自所述多个EP数据点的所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点；

使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面；

使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面；以及

如果所述位置平面和所述LAT平面相交，就从位置平面和LAT平面的交线计算传导速度；和

标测处理器，其被配置为生成由所述传导速度处理器计算的多个传导速度的三维图形

表示。

20.一种从多个电生理学(“EP”)数据点计算心脏激活波前的局部传导速度的方法,包括:

从所述多个EP数据点中选择EP数据点;

限定EP数据点的邻域,其包括来自所述多个EP数据点的所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点;

使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面;

使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面;以及

如果所述位置平面和所述LAT平面相交,就从位置平面和LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度。

## 用于标测局部传导速度的方法和系统

[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.62/063,987的权益,在此通过引用将其包括在本文当中,如同在本文完全阐述一样。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及例如可以在心脏诊断和治疗过程中进行的电生理学标测。特别地,本公开涉及用于从由电生理学探针(例如,接触或非接触标测导管)采集的数据计算局部传导速度的系统、装置和方法。

### 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。为了研究这两种机制并识别维持心律失常的传导回路,希望标测在心律失常期间的激活方向和激活速率。

[0005] 已知使用基于局部激活时间(“LAT”)的等时标测图来标测心脏激活波前的传播。然而,为了产生这样的标测图,必须有共同的激活时间参考,其通常是稳定的心脏检测。因此,LAT的等时标测图通常限于心脏触发标测图。

### 发明内容

[0006] 本文公开了一种计算心脏激活波前的局部传导速度的方法,包括:使用多电极导管采集多个电生理学(“EP”)数据点,多个EP数据点中的每一个EP数据点包括位置数据和局部激活时间(“LAT”)数据;从所述多个EP数据点中选择EP数据点;限定EP数据点的邻域,其包括来自所述多个EP数据点的所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点;使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面;使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面;以及,如果所述位置平面和所述LAT平面相交,就从位置平面和LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度。可以针对多个EP数据点重复这些步骤,从而计算多个传导速度。然后这些多个传导速度可以被输出为三维图形表示,例如通过使用布置在心脏的至少一部分的三维模型上的均匀网格中的多个传导速度矢量图标。

[0007] 在某些方面,相对于在稳定参考电极处的激活来计算所述多个EP数据点的LAT。在其他方面,相对于在所述多电极导管携带的电极处的激活来计算它们。

[0008] 从所述位置平面和所述LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度包括:计算所选择的EP数据点的多个传导速度分量,所述多个传导速度分量中的每一个对应于时间段中多个激活窗口之一期间的传导速度;以及从所述多个传导速度分量计算所选择的EP数据点在所述时间段上的合成传导速度。计算所选择的EP数据点的多个传导速度分量继而包括:选择所述多电极导管携带的电极作为参考电极,所述参考电极具有相关联的参考电生理学信号;检测所述参考电生理学信号内的多个激活;限定多个激活窗口,其中所述多个激活窗口中的每一个包含所检测的多个激活中的一个;以及对于所述多个激活窗口中的每一个:限定所选择的EP数据点的位置平面和LAT平面;和从所选择的EP数据点的所述位置平

面与所述LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度分量,由此计算所选择的EP数据点的多个传导速度分量。

[0009] 根据本文公开的实施例,被选择作为参考电极的所述多电极导管携带的电极可以是作为参考电极的在时间段内具有最大数量的激活的电极。

[0010] 可以想象,在时间段上的合成传导速度可以被计算为所述多个传导速度分量的平均值。可替代地,在时间段上的合成传导速度可以是所述多个传导速度分量选择或计算的主传导速度。

[0011] 在其他实施例中,可以计算传导速度一致性指数,其表示所选择的EP数据点的传导速度分量的方向的一致性程度。传导速度一致性指数可以包括所述合成传导速度的绝对量和所述传导速度分量的平均绝对量的比值,所述合成传导速度的绝对量与所述传导速度分量的平均值的绝对量的比值,所述传导速度分量和所述合成传导速度的平均归一化点积,和/或加权因子。加权因子可以考虑计算有效传导速度分量的激活窗口的数量(例如,位置平面和LAT平面相交处的那些激活窗口)。

[0012] 可以从所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置的最小二乘拟合限定所述位置平面。类似地,从伪EP数据点的位置的最小二乘拟合限定LAT平面,由相应的EP数据点在位置平面内的位置和相应的数据点的LAT给出每个伪EP数据点的坐标。

[0013] 本文还公开了一种用于计算心脏激活波前的局部传导速度的系统,包括:传导速度处理器,其被配置为接收使用多电极导管采集的多个电生理学(“EP”)数据点作为输入,多个EP数据点中的每一个EP数据点具有位置和局部激活时间(“LAT”),并且针对所述多个EP数据点中所选择的EP数据点:限定EP数据点的邻域,其包括来自所述多个EP数据点的所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点;使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面;使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面;以及如果所述位置平面和所述LAT平面相交,就从位置平面和LAT平面的交线计算传导速度;和标测处理器,其被配置为生成由所述传导速度处理器计算的多个传导速度的三维图形表示。

[0014] 在又一实施例中,提供了一种从多个电生理学(“EP”)数据点计算心脏激活波前的局部传导速度的方法,包括:从所述多个EP数据点中选择EP数据点;限定EP数据点的邻域,其包括来自所述多个EP数据点的所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点;使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的位置限定位置平面;使用所述EP数据点的邻域内的EP数据点的LAT限定LAT平面;以及如果所述位置平面和所述LAT平面相交,就从位置平面和LAT平面的交线计算所选择的EP数据点的传导速度。

[0015] 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

[0016] 图1是例如可以用于电生理学研究的电生理学系统的示意图。

[0017] 图2示出用于电生理学研究的示例性多电极导管。

[0018] 图3是可以用于创建传导速度标测图的代表性步骤的流程图。

[0019] 图4是根据本文所公开的实施例的示例性传导速度标测图。

[0020] 图5是可以用于创建不规则心脏激活的情况下的传导速度标测图的代表性步骤的

流程图。

### 具体实施方式

[0021] 本公开提供用于创建提供关于心脏激活波前的局部传导速度的信息的电生理学标测图(例如,心电描记标测图)的方法、装置和系统。有利地,因为局部传导速度是参考独立的,所以本文的教导可以应用于计算规则激活(包括窦性心律和规则的心律失常)和不规则激活(例如不规则的心律失常,包括心房颤动)的局部传导速度,其中稳定的参考可能不可用。

[0022] 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但不限于局部激活时间(“LAT”)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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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电极。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。本领域普通技术人员熟悉用于获取和处理电生理学数据点的各种模式(包括例如接触和非接触电生理学标测两者),因此其进一步的讨论对于理解本文公开的传导速度标测技术不是必需的。同样地,本领域熟知的各种技术可以用于从多个电生理学数据点生成图形表示。在普通技术人员理解如何从电生理学数据点创建电生理学标测图的情况下,本文将理解本文公开的标测图所必需的程度描述其多个方面。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 参照图3所示的代表性步骤的流程图来说明计算局部传导速度的一种基本方法。在一些实施例中,例如,流程图可以表示可由图1的计算机20(例如,通过一个或多个处理器28)执行以生成诸如本文所述的传导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。

[0042] 在步骤302中,例如使用如上所述的多电极导管13采集多个电生理学(“EP”)数据点。如本领域普通技术人员所熟知的,并且如上所述,每个EP数据点将包括定位信息和EP信息,包括但不限于LAT信息。

[0043] 在框304中,选择EP数据点中的一个用于计算局部传导速度。然后,在框306中,限定EP数据点的邻域,其包括在框304中选择的EP数据点和至少两个附加数据点。EP数据点的邻域的大小可以由用户基于例如由多电极导管13携带的电极的空间密度来选择。也就是

说,随着电极密度增加,用户可以减小EP数据点的邻域的大小。可替代地,并且在其他实施例中,可以借由在计算机系统20内预编程和/或由另一部件提供的标准来自动选择EP数据点的邻域。

[0044] 在框308和310中,从EP数据点的邻域计算两个不同的平面。在框308中,使用邻域内的EP数据点的位置来计算位置平面。例如,可以从EP数据点的邻域内的EP数据点的位置的最小二乘拟合来计算位置平面。

[0045] 类似地,在框310中,使用邻域内的EP数据点的位置来计算LAT的平面。例如,在一个方面,针对邻域内的EP数据点的每一个限定新的伪EP数据点。对于每个伪EP数据点,由EP数据点的平面内位置(例如当计算位置平面时所计算的)确定坐标中的两个。可以与位置平面垂直的第三坐标可以是EP数据点的LAT的值。可以从伪EP数据点的位置的最小二乘拟合来计算LAT平面。

[0046] 框312检查位置平面和LAT平面是否相交。如果它们不相交,则在框314中,所选择的EP数据点的局部传导速度被设置为“不确定的”。然而,如果两个平面相交,则平面的交点在框316中用于计算在所选择的EP数据点处的局部传导速度(即,幅度和方向)。在一些实施例中,局部传导速度的方向垂直于位置平面和LAT平面之间的交线,而局部传导速度的幅度可以被计算为位置平面和LAT平面之间的角度的余切。

[0047] 然后,可以针对在框302中采集的几乎所有EP数据点,重复从在框304中选择EP数据点至计算多个局部传导速度的过程。

[0048] 一旦已经计算了多个局部传导速度,则它们可以在框318中作为三维传导速度标测图输出。示例性传导速度标测图400在图4中示出,其包括多个速度矢量图标402。矢量图标402的箭头示出激活波前的方向,而矢量图标402的大小反映传导速度的幅度。

[0049] 图4还示出了矢量图标402可以布置在均匀网格中,以使得相邻的图标402不会彼此遮蔽。即,并不是在每个EP数据点示出矢量图标402(该构造可能会导致重叠的图标402和模糊的呈现),而是心脏模型404的表面被划分成具有用户确定的网格大小的均匀的网格。可以在每个网格正方形中显示单个矢量图标402,其中例如通过从在邻近的EP数据点处计算的传导速度的插值来确定幅度和方向。当然,在针对其计算有效传导速度的每个EP数据点处显示矢量图标402在本公开的精神和范围内。

[0050] 对于规则的激活,例如在窦性心律期间或对于规则的心律不齐,可以相对于稳定参考电极(例如固定参考电极31)处的激活来计算LAT。可替代地,多电极导管13上的电极之一可以被选择作为LAT计算的参考(所选择的参考电极本身应该具有有效计算的LAT)。

[0051] 然而,在不规则心律不齐的情况下,经常没有可用作LAT的参考的稳定激活检测。然而,有利地,上述计算局部传导速度的方法可以适用于甚至在不规则心律不齐的情况下计算局部传导速度。将参照图5描述示例性适用。

[0052] 图5所示的初始步骤与图3所示的初始步骤是相同的。即,在框302中采集EP数据点,在框304中选择一个EP数据点用于计算局部传导速度,以及在框306中限定EP数据点的邻域。然而,所选择的EP数据点处的局部传导速度被计算为多个传导速度分量的合成,如下所述。

[0053] 在框502中,限定其中合成传导速度将被计算的时间段。例如,在某些方面,时间段是8秒长,但是该持续时间仅仅是示例性的而不是限制性的。

[0054] 在框504中,在多电极导管13上的电极中的一个被选择为时间段的时间参考。在一个实施例中,激活检测算法被应用于由多电极导管13上的每个电极检测的EP信号(即,每个心内电描记图(“EGM”)被信号处理),并且在时间段上具有最大数目的激活的电极(即,其EGM具有最小平均周期长度的电极)作为时间参考。然而,可以考虑选择时间参考的其它方法。

[0055] 一旦选择了时间参考,在框506中,针对时间参考的EGM在时间段上被划分成多个激活窗口。每个激活窗口包含一个激活。每个激活窗口可以以包含在其中的激活为中心,窗口的宽度是用户选择的。

[0056] 然后使用若干激活窗口来计算所选择的EP数据点的相应数量的传导速度分量。传导速度分量的计算通常遵循上文关于图3所描述的过程(例如,计算位置和LAT的平面,然后从这些平面的交线计算传导速度),每次计算相对于给定的激活窗口而不是整个时间段。因为图5中所示的步骤因此类似于图3中所示的那些步骤,所以在图5中使用与图3中相同的附图标记,其中“撇号”(′)用于指示对激活窗口而非对完整信号的适用性。

[0057] 一旦已经计算了针对每个激活窗口的传导速度分量,就在框508中计算该时间段期间所选EP数据点的合成传导速度。在某些实施例中,将合成传导速度计算为传导速度分量的数值平均(即, $\frac{1}{N}\sum_{i=1}^N \overline{CV}_i$ ),其中N是限定传导速度(即,其中位置平面和LAT的平面相交)的激活窗口的数量, $\overline{CV}_i$ 是第i个激活窗口内的传导速度分量。在其他实施例中,主传导速度分量被选择为合成传导速度。

[0058] 还可以设想,可以从传导速度分量计算传导速度一致性指数。传导速度一致性指数是在时间段内给定EP数据点的传导速度分量的方向的一致性程度的量度。因此,高传导速度一致性指数可以与较高级别的方向一致性相关联,而较低的传导速度一致性指数可以与低级别的方向一致性(即,传导速度分量的方向的高度随机性)相关联。

[0059] 计算传导速度一致性指数的一种方式作为合成传导速度(用于其的一个合适的公式如上所述)的绝对量与传导速度分量的平均绝对量(即,平均传导速率,或 $\frac{1}{N}\sum_{i=1}^N |\overline{CV}_i|$ )的比值。

[0060] 计算传导速度一致性指数的另一种方式是作为合成传导速度(用于其的一个合适的公式如上所述)的绝对量与传导速度分量的平均值的绝对量的比值。

[0061] 计算传导速度一致性指数的又一种方式是作为传导速度分量与合成传导速度的平均归一化点积。

[0062] 加权因子,其可以是N与激活窗口的总数的进一步的比值,也可以被包括在传导速度一致性指数的计算中。

[0063] 传导速度一致性指数也可以被图形地显示,例如在图4的示例性传导速度标测图上。例如,矢量图标402的宽度可以随着传导速度一致性指数变化。

[0064] 尽管上面已经以某种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。

[0065] 例如,多个计算的局部传导速度和/或合成矢量图标可以用于确定心脏激活波前传播轨迹。

[0066] 作为另一个示例,虽然传导速度标测图被描述为静态标测图,但是可以预期的是,

在一些实施例中,为了显示激活波前的传播,标测图可以被动态化。类似地,如果从传导速度确定心脏激活波前传播轨迹,该轨迹也可以在标测图上显示、突出和/或动态化。

[0067] 作为又一示例,可以应用模式识别算法来识别特殊的心脏激活波前传播模式,例如线性、旋转或聚焦模式。然后可以在标测图上突出可能用于诊断目的的某些模式。

[0068] 作为又一示例,可以从相邻的EP数据点(或者在均匀网格显示的情况下,相邻的网格正方形)的传导速度计算空间连续性指数。空间连续性指数反映激活波前在心脏表面的特定区域内的传播方向的一致性,指数的较高值通常对应传播方向的较高程度的一致性,而指数的较低值通常对应波前在传播方向上更高分解。

[0069] 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。

[0070] 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。

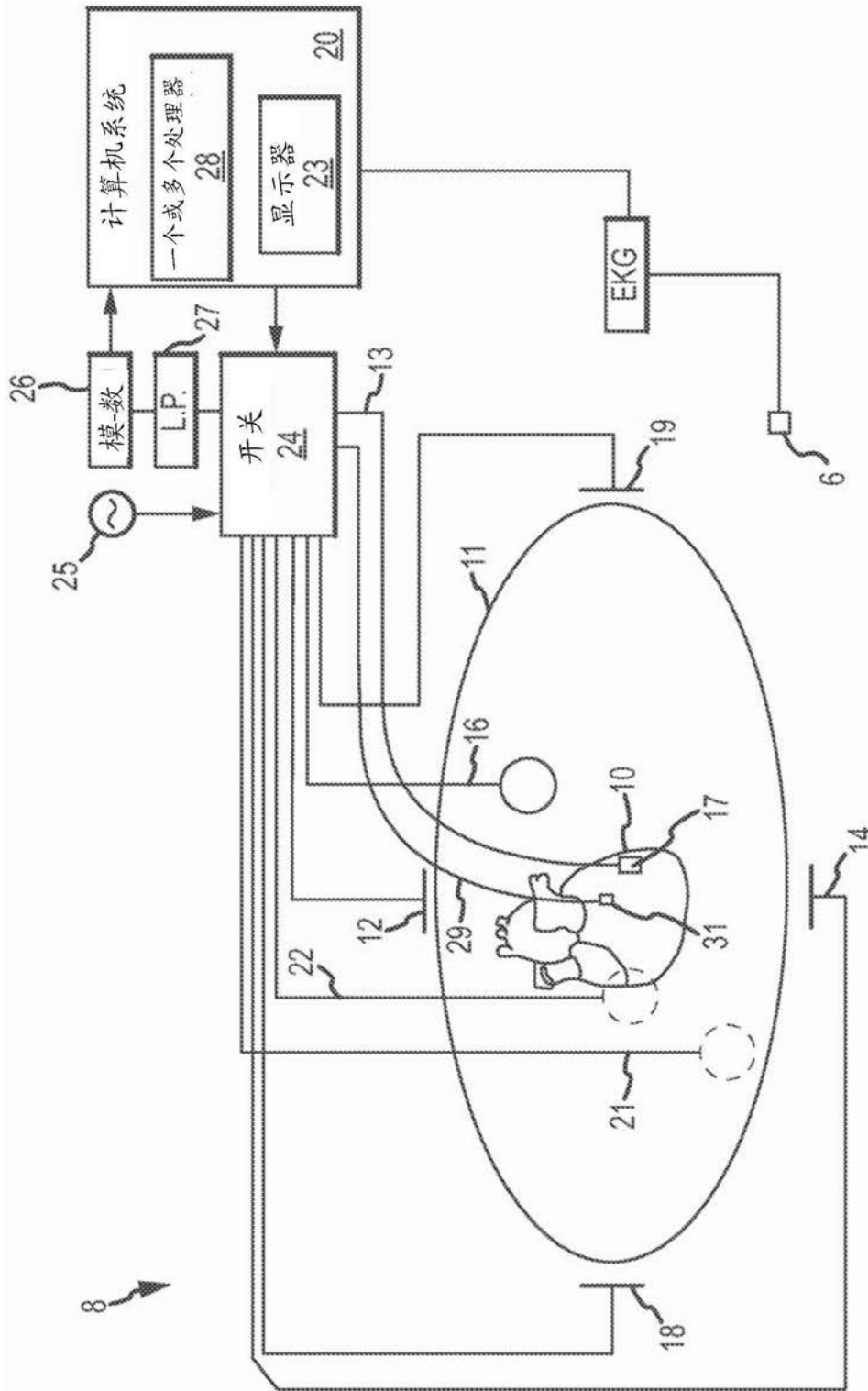


图1

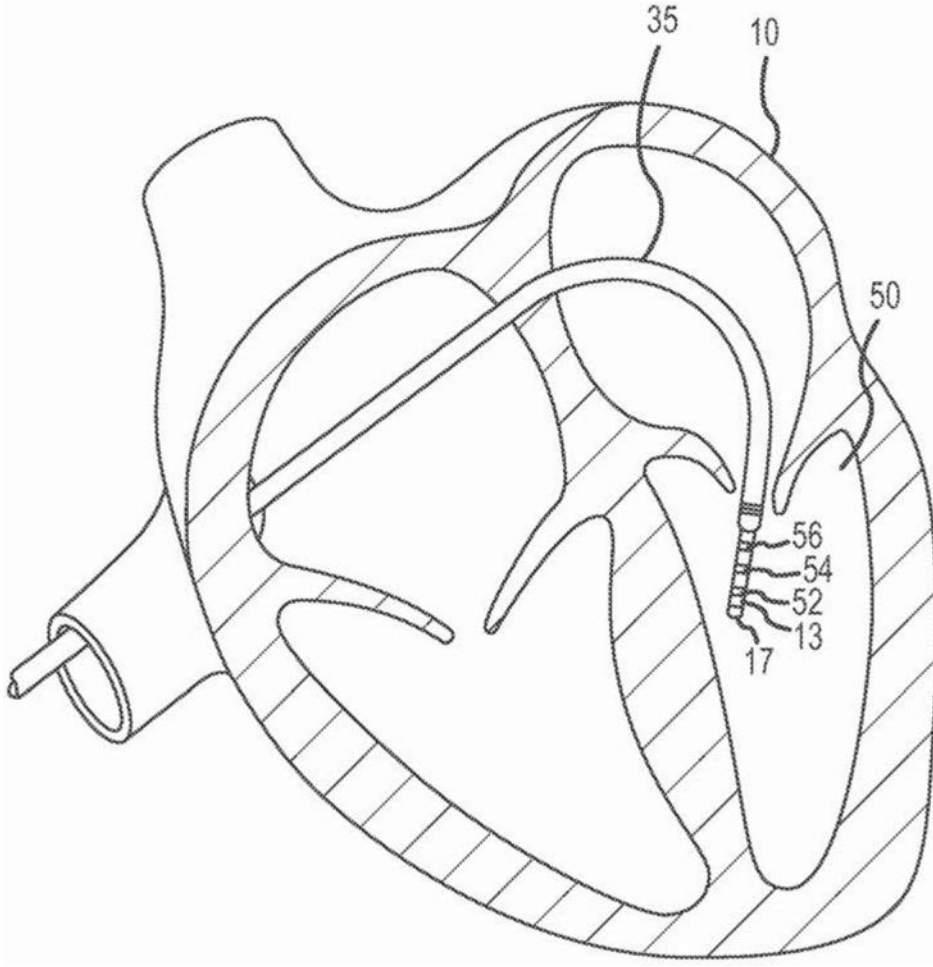


图2

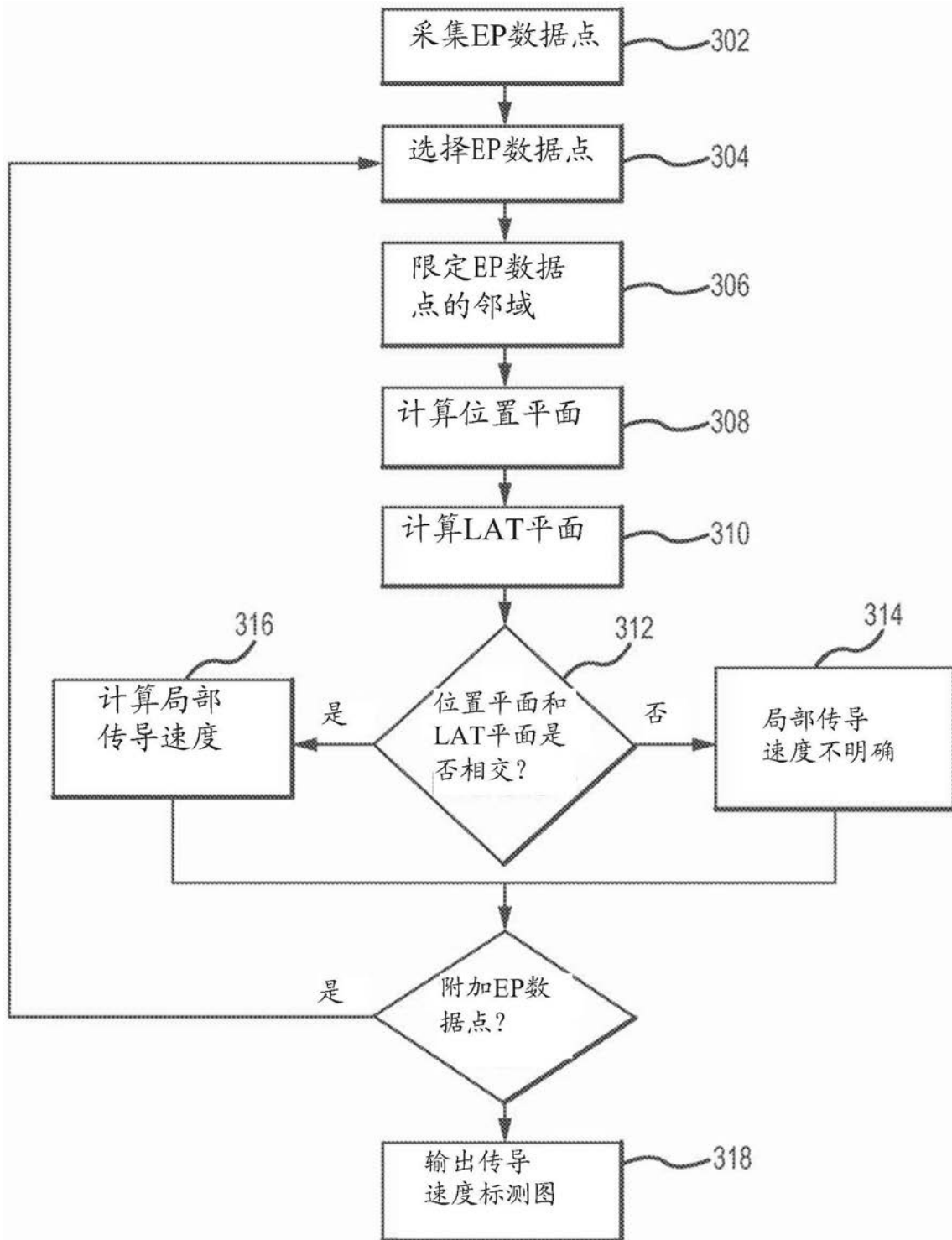


图3

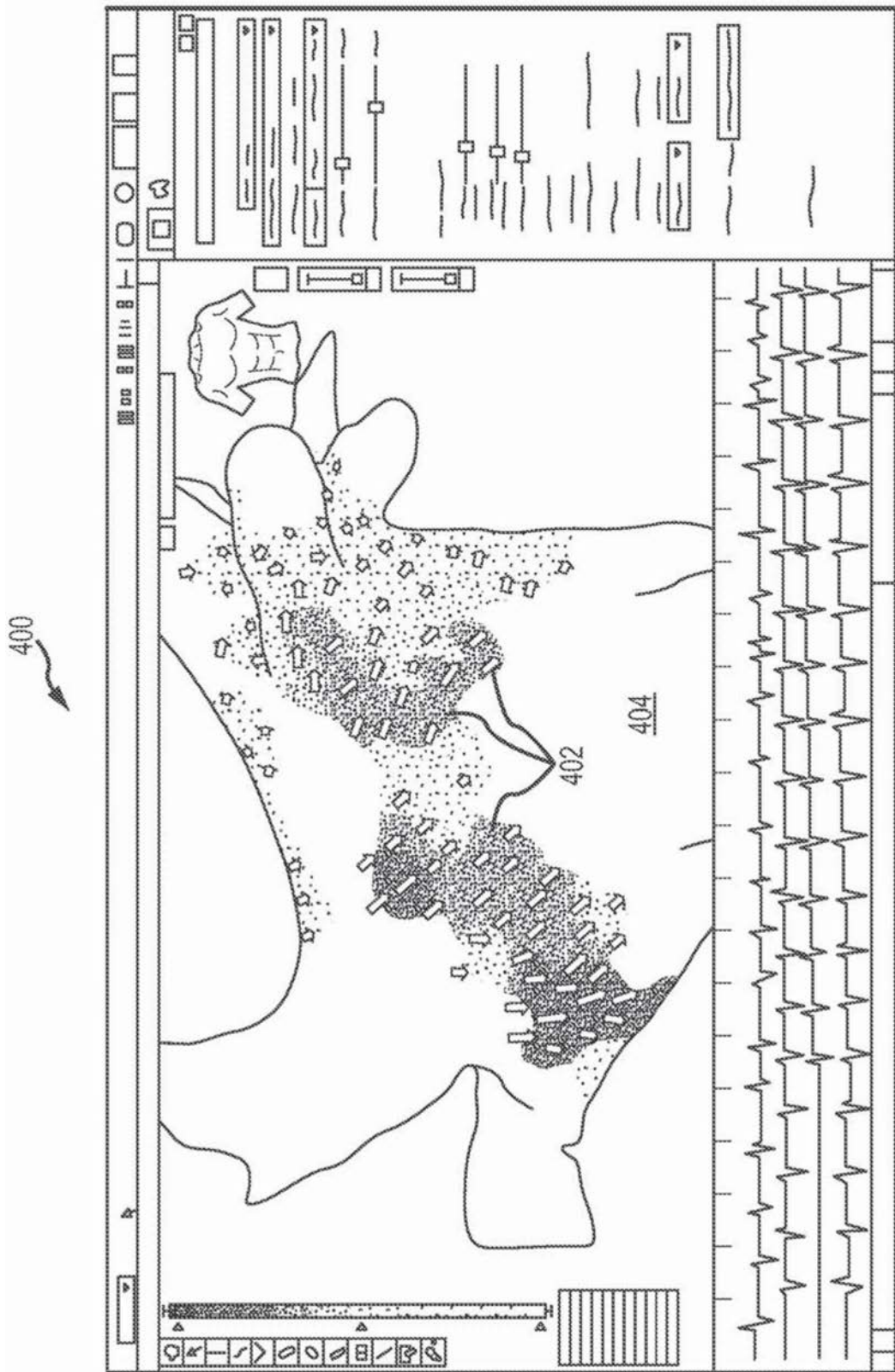


图4

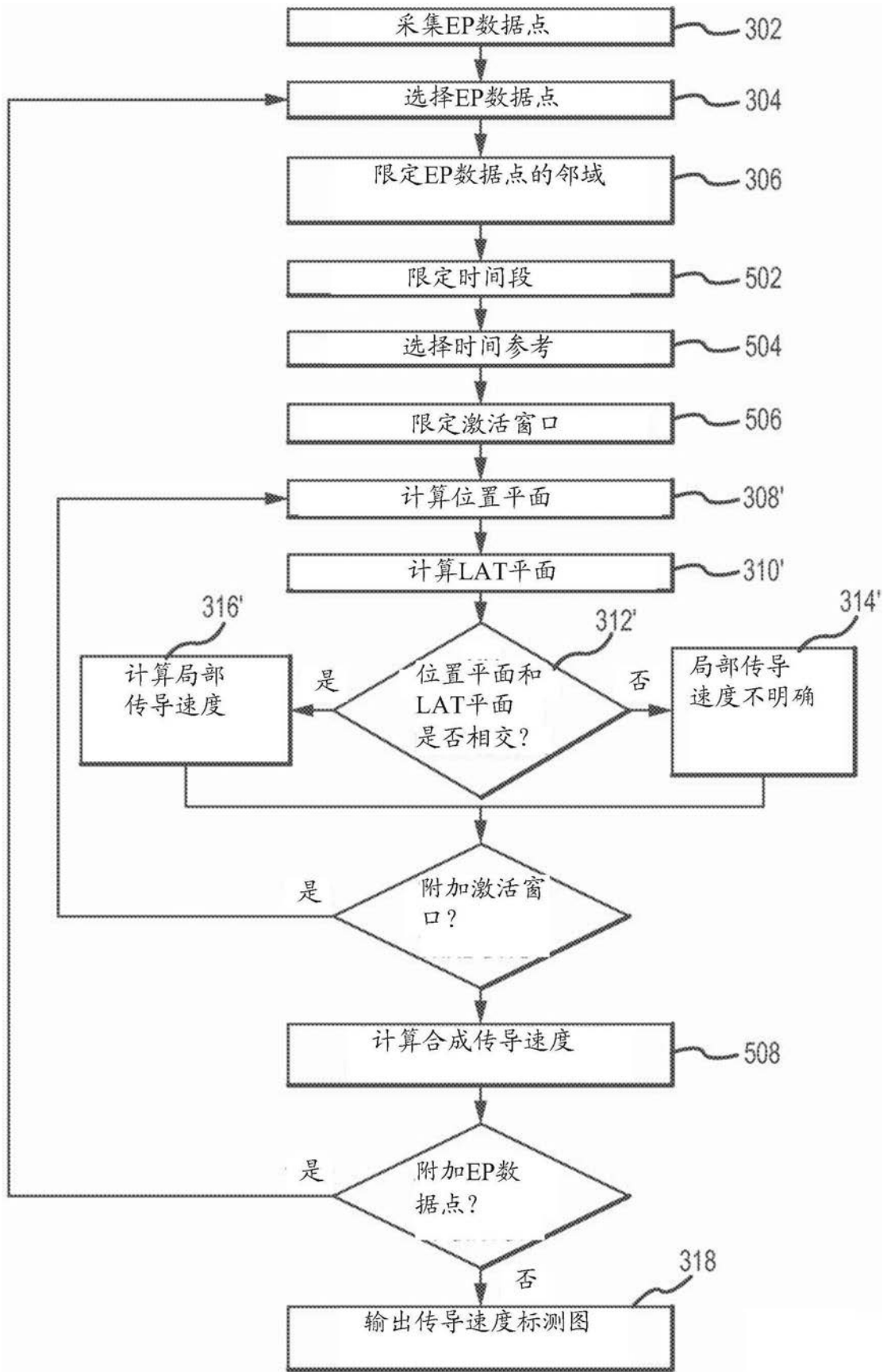


图5

专利名称(译)	用于标测局部传导速度的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN107072574A</a>	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580049263.4	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 E 沃斯 V 阿方索 C 帕丰		
发明人	李文雯 E·埃尔德米尔 E·沃斯 V·阿方索 C·帕丰		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/0452 A61B5/7264 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B2505/05 A61B5/743 A61B5/0538 A61B5/6852 A61B2562/04		
代理人(译)	王勇 李科		
优先权	62/063987 2014-10-15 US		
其他公开文献	CN107072574B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

可以通过使用多电极导管采集多个电生理学(EP)数据点来计算心脏激活波前的局部传导速度，每个电生理学数据点包括位置数据和局部激活时间(“LAT”)数据。针对任意EP数据点，可以限定EP数据点的邻域，其包括所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点。然后可以分别使用邻域内的EP数据点的位置和LAT来限定位置平面和LAT平面。然后可以从位置平面和LAT平面的交线来计算传导速度。所得到的多个传导速度可以被输出为图形表示(例如电生理学标测图)，例如通过显示布置在三维心脏模型的均匀网格中的矢量图标。

