



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110520038 A

(43)申请公布日 2019.11.29

(21)申请号 201880025519.1

(22)申请日 2018.04.23

(30)优先权数据

15/498,992 2017.04.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/028782 2018.04.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/200345 EN 2018.11.01

(71)申请人 科迪影技术股份有限公司

地址 美国俄亥俄

(72)发明人 曾清国 楼青 R·伯坎 贾平

C·S·埃德尔 C·拉玛纳森

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 高文静

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

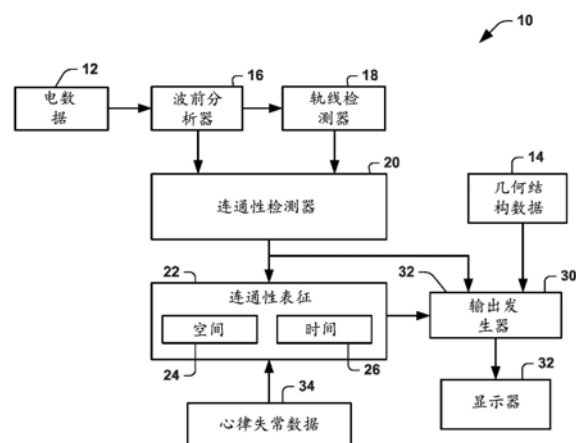
权利要求书3页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

心律失常驱动器的连通性分析

(57)摘要

本发明公开了一种或多种非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质具有能够由处理器执行并且被编程为执行方法的指令。所述方法包括分析所述电数据以在给定时间间隔内定位一条或多条波前线。所述电数据表示跨心脏包络分布一个或多个时间间隔的电生理信号。针对在所述给定时间间隔内跨心脏包络定位的每个波前线的每个波端确定相应的轨线。基于在所述给定时间间隔期间所述轨线通过相应波前线连接到彼此的持续时间来识别连接轨线的集合。针对连接轨线的所述集合中的所述轨线来表征连通性关联。



1. 一种或多种具有能够由处理器执行的指令的非暂态计算机可读介质,所述指令被编程为执行包括以下各项的方法:

分析电数据以在给定时间间隔内定位一个或多个波前线,所述电数据表示跨心脏包络分布的一个或多个时间间隔的电生理信号;

确定在所述给定时间间隔内跨所述心脏包络定位的每个波前线的每个波端的相应轨线;

基于在所述给定时间间隔期间所述轨线通过相应波前线连接到彼此的持续时间来识别连接轨线的集合;以及

表征连接轨线的所述集合中的所述轨线的连通性关联。

2. 根据权利要求1所述的介质,其中所述方法还包括:

确定连接轨线的所述集合中的所述轨线之间的距离;以及

基于所确定的距离来在连接轨线的所述集合的多种不同类型的预先确定的连通性关联之间进行区分。

3. 根据权利要求2所述的介质,其中在所述多种不同类型的预先确定的连通性关联之间进行区分还包括应用空间阈值以探知所述多种不同类型的预先确定的连通性关联中的哪一种表征所述连通性关联。

4. 根据权利要求3所述的介质,其中应用所述空间阈值还包括将多个空间阈值应用于所确定的距离以探知所述多种不同类型的预先确定的连通性关联中的哪一种表征所述连通性关联。

5. 根据权利要求4所述的介质,其中所述多种不同类型的预先确定的连通性关联包括本地连通性关联、远连通性关联和中间连通性关联,并且

其中所述方法还包括:

响应于确定所述距离小于第一阈值,为连接轨线的所述集合指定所述本地连通性关联,

响应于确定所述距离超过第二阈值,为连接轨线的所述集合指定所述远连通性关联,以及

响应于确定所述距离在所述第一阈值和所述第二阈值之外,为连接轨线的所述集合指定所述中间连通性关联。

6. 根据权利要求1所述的介质,其中识别连接轨线还包括:

确定所述轨线在所述给定时间间隔期间通过所述波前线连接到彼此的所述持续时间,并且

其中所述轨线被识别为响应于确定所述轨线在所述给定时间间隔期间连接到彼此的所述持续时间超过预先确定的时间段而被连接。

7. 根据权利要求6所述的介质,其中所述预先确定的时间段响应于用户输入而为可编程的。

8. 根据权利要求6所述的介质,所述介质还包括:

确定连接轨线的所述集合中的所述轨线之间的空间距离;以及

基于所确定的相对于空间阈值的距离以及所述轨线在所述给定时间间隔期间相对于时间阈值连接到彼此的所述持续时间来指定哪种类型的连通性关联表征连接轨线的所述

集合的所述连通性关联，

其中所述空间阈值和/或所述时间阈值响应于用户输入而为可编程的。

9. 根据权利要求1所述的介质，其中所述方法还包括生成输出可视化，以在心脏的图形表示上空间地显示所述连接轨线。

10. 根据权利要求1所述的介质，其中所述电信号对应于在跨所述心脏包络分布的多个时间间隔的多个节点处测量的或重建的信号，

其中所述方法还包括针对所述多个时间间隔中的每个重复所述分析、确定、识别和表征，以表征每个连接轨线的集合的相应连通性关联。

11. 根据权利要求10所述的介质，其中所述方法还包括生成输出可视化，以在心脏的图形表示上空间地显示连接轨线和/或连通性关联中的至少一些表示。

12. 根据权利要求11所述的介质，其中所述方法还包括根据心律失常的原因来确定所述输出可视化中的一种类型的连通性关联相对于另一类型的连通性关联的优先级。

13. 根据权利要求12所述的介质，其中所述心律失常的原因响应于指定所述原因的用户输入而被限定。

14. 根据权利要求10所述的介质，其中所述方法还包括根据空间和/或时间标准中的至少一者来在针对每个连接轨线的集合的多种不同类型的预先确定的连通性关联之间进行区分。

15. 根据权利要求1所述的介质，其中跨所述心脏包络分布的所述电生理信号对应于基于针对患者的侵入式获取的电信号或针对所述患者的非侵入式获取的电信号中的至少一者而导出的节点处的信号。

16. 一种系统，包括：

存储器，所述存储器用于存储机器可读指令和数据，所述数据包括存储表示跨心脏包络分布的一个或多个时间间隔的电生理信号的电数据；

至少一个处理器，所述至少一个处理器用于访问所述存储器并执行所述指令，所述指令包括：

波前分析器，所述波前分析器分析给定时间间隔的电数据，以识别跨所述心脏包络的波前线；

轨线检测器，所述轨线检测器检测所述给定时间间隔内的所述波前线的波端的相应轨线；

连通性检测器，所述连通性检测器根据波端的所述轨线在所述给定时间间隔内通过所述波前线连接到彼此的持续时间来识别连接轨线的集合；

连通性表征功能，所述连通性表征功能应用空间和/或时间标准来表征连接轨线的所述集合中的轨线的连通性关联；以及

输出发生器，所述输出发生器提供输出数据以驱动显示器，所述显示器具有连接轨线的所述集合中所述轨线的所述连通性关联的图形表示。

17. 根据权利要求16所述的系统，其中所述连通性表征功能确定连接轨线的所述集合中的所述轨线之间的距离，并且基于所确定的距离来在连接轨线的所述集合的多种不同类型的预先确定的连通性关联之间进行区分。

18. 根据权利要求17所述的系统，其中所述连通性表征功能还被编程为将空间阈值应

用于连接轨线的所述集合中的每个所述轨线之间的所确定的距离,以探知多种不同类型的预先确定的连通性关联中的哪一种表征所述连通性关联,所述多种不同类型的预先确定的连通性关联中的所述一种包括本地连通性关联、远连通性关联和中间连通性关联中的一种。

19. 根据权利要求18所述的系统,其中所述连通性表征功能还被编程为:

响应于确定所述距离小于第一阈值,为连接轨线的所述集合指定所述本地连通性关联

响应于确定所述距离超过第二阈值,为连接轨线的所述集合指定所述远连通性关联,
以及

响应于确定所述距离在所述第一阈值和所述第二阈值之外,为连接轨线的所述集合指定所述中间连通性关联。

20. 根据权利要求18所述的系统,其中所述连通性表征功能还被编程为根据心律失常的原因相对于另一类型的多种不同类型的预先确定的连通性关联来确定多种不同类型的预先确定的连通性关联中的一个的优先级,所述输出发生器提供所述输出数据以包括所述连通性关联的所述图形表示中的所述优先连通性关联。

21. 根据权利要求16所述的系统,还包括:

传感器阵列,所述传感器阵列用于侵入式和/或非侵入式测量来自患者身体的电活动;
以及

测量系统,所述测量系统用于控制由所述传感器进行的测量并用于提供所述电数据,所述电数据包括在跨所述心脏包络分布的多个时间间隔的多个节点处测量的和/或重建的电生理信号。

心律失常驱动器的连通性分析

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年4月27日提交的名称为“CONNECTIVITY ANALYSIS FOR ARRHYTHMIA DRIVERS”的美国专利申请15/498,992的权益,该申请全文以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及心律失常驱动器的分析和检测。

背景技术

[0004] 心脏心律失常(也称为心律失常)通常是指其中心脏的电活动不规则或比正常快或慢的一组病症中的任一种。心律失常能够发生在心脏的上部腔室或心脏的下部腔室中。心律失常可在任何年龄发生。有些几乎不可察觉,而有些则更具戏剧性,甚至可能导致心脏性猝死。潜在的致心律失常部位的识别能够帮助指导治疗。

发明内容

[0005] 本公开涉及心律失常驱动器的连通性分析。

[0006] 例如,本发明公开了一种或多种非暂态计算机可读介质,该非暂态计算机可读介质具有能够由处理器执行并且被编程为执行方法的指令。该方法包括分析电数据以在给定时间间隔内定位一条或多条波前线。电数据表示跨心脏包络分布的一个或多个时间间隔的电生理信号。针对在给定时间间隔内跨心脏包络定位的每个波前线的每个波端确定相应的轨线。基于在给定时间间隔期间轨线通过相应波前线连接到彼此的持续时间来识别连接轨线的集合。针对连接轨线的集合中的轨线来表征连通性关联。

[0007] 又如,系统包括存储器,以用于存储机器可读指令和数据,该数据包括存储表示跨心脏包络分布的一个或多个时间间隔的电生理信号的电数据。该系统还包括处理器,以访问存储器并执行指令。这些指令包括波前分析器、轨线检测器、连通性检测器和连通性表征功能。波前分析器分析给定时间间隔的电数据,以识别跨心脏包络的波前线。轨线检测器检测给定时间间隔内的波前线的波端的相应轨线。连通性检测器根据波端的轨线在给定时间间隔内通过波前线连接到彼此的持续时间来识别连接轨线的集合。连通性表征功能应用空间和/或时间标准来表征连接轨线的集合中的轨线的连通性关联。输出发生器提供输出数据以驱动显示器,该显示器具有连接轨线的集合中轨线的连通性关联的图形表示。

[0008] 在一些示例中,系统和方法能够将计算的信息存储为心律失常驱动器数据。心律失常驱动器数据能够用于为每个此类心律失常驱动器生成一个或多个图形映射。在其它示例中,心律失常驱动器数据能够用于控制被配置为向患者递送治疗的治疗系统。

附图说明

[0009] 图1描绘了用于分析心律失常驱动器的轨线的系统的示例。

- [0010] 图2描绘了检测轨线的系统的示例。
- [0011] 图3描绘了映射和治疗系统的示例。
- [0012] 图4描绘了展示轨线之间的连通性的图形映射的示例。
- [0013] 图5描绘了在多个不同时间间隔上展示连接轨线的图形映射的示例。
- [0014] 图6描绘了展示连接轨线和旋转核心的图形映射的示例。
- [0015] 图7描绘了展示在多个不同时间间隔上连接轨线之间的本地连通性关联的图形映射的示例。
- [0016] 图8描绘了展示针对图7的映射的来自另一视图的轨线之间的本地连通性关联的图形映射的示例。
- [0017] 图9描绘了展示在多个不同时间间隔上连接轨线之间的远连通性关联的图形映射的示例。
- [0018] 图10描绘了展示针对图9的映射的来自另一视图的轨线之间的远连通性关联的图形映射的示例。
- [0019] 图11是描绘用于分析和检测心律失常驱动器间的连通性的方法的示例的流程图。

具体实施方式

[0020] 本公开涉及心律失常驱动器的检测和分析。在一个示例中,能够在时间间隔上跨几何表面确定一个或多个波前线,并且能够针对给定波前线检测对应的轨线。轨线能够在时间间隔内跟踪给定波前线的端点跨几何表面的移动。能够分析在时间间隔期间确定的轨线,以识别一个或多个连接轨线的集合。例如,当轨线通过共同波前线链接至少预先确定的时间段时,能够认为轨线是连通的。本文的系统和方法还能够应用标准(例如,空间和/或时间阈值)来表征每个连接轨线的集合中的轨线的连通性关联。例如,根据所应用的连通性标准,连接轨线的连通性关联能够被分类为本地连通性关联、远连通性关联或中间关联。

[0021] 为了基于检测和分析实现用户感知,输出发生器能够生成图形映射以显示展示连接轨线和/或连通性关联的信息,诸如心脏模型上的叠加图形(例如,三维模型)。在一些示例中,可针对在多个时间间隔上获取的电生理信号重复分析和检测,以提供连接轨线的复合指示。附加地或另选地,能够在交互程序期间重复该过程以帮助指导对一个或多个致心律失常部位的治疗。例如,能够在图形映射上识别治疗部位,诸如在位于一对连接轨线之间的心脏表面上的区域中。还能够生成各种其它输出(例如,旋转映射)并同时或单独显示。如本文所公开的,通过识别心脏部位处的连接轨线,发生轨线链接的位置处的治疗,诸如在连接轨线之间,可积极地影响致心律失常活动(例如,心房颤动、房性心动过速、心室纤维性颤动、室性心动过速等)。

[0022] 虽然关于心脏包络上的重建电描记图(诸如心脏表面)公开了许多轨线检测和分析的示例,但是本文公开的系统和方法同样适用于几何表面的任何电信号,无论是通过接触或非接触传感器直接测量表面,还是从测量结果导出(例如,重建)。另外,虽然本文中的许多示例是在检测和分析心脏电信号的背景中描述的,但是应当理解,本文公开的方法同样适用于其它电生理信号,诸如作为脑电图、肌电图、眼电图等的一部分获得的。也就是说,本文公开的系统和方法能够应用于分析能够从表面获取或针对表面计算的波形的相关部分的轨线。

[0023] 图1描绘了用于检测和分析心律失常驱动器的系统10的示例,即作为轨线之间的关联。如本文所用,在心脏电生理学的背景下,术语轨线能够指心脏的任何电活动的有组织的无组织源,其保持活动并且跨心脏表面穿过至少一些最小时间段。因此,系统10能够分析电数据12,诸如跨心脏表面(例如,整个心脏或其一个或多个区域)分布的电信号。电数据12能够存储在存储器(例如,一种或多种非暂态计算机可读介质)中。例如,电数据包括解剖表面的几何信息(例如,对应于几何数据14),以提供描述一个或多个时间间隔在多个解剖位置(例如,节点)处的电活动的电解剖数据。在一些示例中,电数据12能够被提供为电描记图或其它电波形,其表示跨心脏表面分布的节点的电活动。

[0024] 又如,几何数据限定表示为在几何表面上分布的节点(例如,均匀分布)的解剖位置。几何表面能够为解剖结构的三维表面,诸如患者的组织(例如,人或其它动物)。在一些示例中,患者组织是心脏组织,使得几何表面对应于心外膜表面、心内膜表面或另一心脏包络,并且电数据12表示此类表面上的节点处的信号。几何表面能够为患者特定的(例如,基于患者的成像数据),它能够为表面的通用模型,或者它能够为基于患者特定数据定制的模型的混合版本(例如,成像数据、患者测量、重建数据和/或等)。因此,电数据12能够表征跨任何此类几何表面分布的节点的电信号。如本文所公开,包含节点的几何表面能够由存储在存储器中的几何数据14限定电信号,并且可为电数据12的一部分或以其它方式与该电数据相关联。

[0025] 又如,电数据12能够对应于电生理信号,诸如能够对应于由一个或多个电极获得的或者以其它方式从此类信号导出的生理信号。例如,电极能够应用于非侵入式测量电活动,诸如可定位在患者体表上,诸如患者的头部(例如,用于脑电图)、患者的胸腔(例如,用于心电图)或其它非侵入式位置。因此,电数据能够对应于体表测量的电信号,或者如本文所公开,基于体表测量结果将电数据重建到另一表面上。在其它示例中,能够侵入式获取电数据12,诸如通过位于患者体内的一个或多个电极(例如,在EP研究期间等在导线或篮状导管上等)。在其它示例中,输入电数据12能够包括混合方法或者从混合方法导出,该混合方法包括非侵入式获取的电信号和侵入式获取的电信号。

[0026] 电数据12能够包括由几何数据14限定的几何表面上的节点的电活动。几何数据14能够表示患者的二维或三维表面。例如,几何表面能够为体表(例如,胸腔的外表面或其一部分),其中传感器被定位以测量电活动。在其它示例中,表面能够为内部组织的表面或相对于某些内部组织具有规定位置的计算的包络。取决于提供电数据12的几何表面,几何数据14能够对应于实际的患者解剖几何结构(例如,从一种或多种成像技术导出,诸如x射线、计算机断层摄影术、磁共振成像等)、预编程的通用模型或其混合(例如,基于患者解剖结构修改的模型)。也就是说,几何表面应该表示包含由电数据12表示的电活动所在的节点的同表面。

[0027] 系统10还采用波前分析器16,以基于用于此类表面上的信号的电数据12识别几何表面上的一个或多个波前线。波前线对应于跨表面的基本上连续的节点的集合,其具有在相应时间表现出激活或去极化的电信号。因此,当节点的激活或去极化跨表面传播时,能够连接节点以限定波前线。在波前激活时的每个时刻(例如,时间样本索引或时间帧),沿波前边缘的一段节点限定波前线。因此,波前线在其一对间隔开的端节点之间延伸,本文称为波端(也称为波断点)。在一些情况下,波前可形成闭环,因此没有波端。如本文所用,波前线是

指由不形成环的节点布置形成的区段。

[0028] 例如,波前分析器16能够被实现为确定波前位置和波前线,如2014年1月17日提交的名称为“WAVE FRONT DETECTION FOR ELECTROPHYSIOLOGICAL SIGNALS”的国际申请号PCT/US14/12051中所公开的,其全文以引用方式并入本文。在其它示例中,波前分析器16可实现不同的方法,包括基于非相位的方法,以确定跨表面的激活时间、波前位置和波前线。在2017年4月27日与本申请同时提交的名称为“DETECTING CONDUCTION TIMING”的美国专利申请15/498,662中公开了一种确定波前和波前线的基于非相位的方法的一个示例,该申请全文以引用方式并入本文。

[0029] 轨线检测器18基于波前分析器16提供的波前数据(表示一个或多个波前线上的节点的空间和定时数据)确定轨线。轨线检测器18确定在给定时间间隔期间跨几何表面(心脏包络)的每个波前线的波端的轨线。给定时间间隔中每个端部的轨线能够作为单独的轨线数据存储在存储器中。

[0030] 例如,轨线检测器18包括机器可读指令,其被编程为在一个或多个时间间隔上识别每个时间样本中的波前线的波端,该时间间隔可为连续的或非连续的时间间隔。对于第一时间样本,每个波端都初始化一个新的轨线,并且每个此类轨线将是活动的。然后,对于间隔中的剩余时间样本,轨线检测器18能够针对每个后续时间样本识别来自对应波前线的端节点的波端。轨线检测器18能够被编程为在时间上和空间上评估每个波端,以确定是否应该将波断点添加到相应的活动轨线或者此类断点是否应该开始另一新的轨线。例如,如果没有波端被附加到特定时段(例如,预先确定的或用户可编程的持续时间阈值,诸如约5ms),则活动轨线可变为不活动。在时间间隔中构造每个轨线之后,轨线检测器能够应用时间约束(例如,预先确定的或用户可编程的持续时间阈值,诸如约100ms),使得仅保持活动长于规定时间量的轨线作为轨线数据存储在存储器中。

[0031] 连通性检测器20能够基于波前数据(由波前分析器16提供)和轨线数据(由轨线检测器18提供)在给定时间间隔期间确定给定的一对转子是否连接。如本文所用,轨线之间的连接是指由一条或多条波前线产生的波端之间的关联或链接,这些波前线在时间上和/或空间上跨几何表面(心脏包络)链接所识别的一对轨线。例如,连通性检测器20能够响应于确定此类波端的轨线在预先确定的时间段或每个轨线在一个或多个时间间隔期间活动的某个百分比时间被链接而探知波端被连接。连通性检测器20能够跟踪和存储(例如,作为在空间上和/或时间上描述的元数据)对应波端所属的每个波前线的指示,用于生成的每个相应轨线。响应于连通性检测器20确定波端轨线在多个时间样本上(在一个或多个时间间隔中)指定相同的波前线,其能够为预先确定的最小阈值数量的样本,能够确认此类轨线之间的连通性,并且轨线能够被识别为被连接。如果连通性检测器20确定轨线在间隔期间不满足最小连通性标准(样本数量),则轨线不被识别为被连接。连通性检测器20将连通性数据存储在存储器中,以在一个或多个时间间隔期间识别每个连接的波端轨线的集合。

[0032] 连通性表征功能22被编程为表征每个连接轨线的集合中的轨线的连通性关联(存储为连通性数据)。例如,连通性表征功能22被编程为量化连接轨线之间的连通性关联(例如,指示连接/链路在时间间隔期间和/或空间上跨心脏包络的稳定性)。连通性表征功能22能够基于轨线之间的距离来在用于该连接轨线的集合的多种不同类型的预先确定的连通性关联之间进行区分。例如,连通性表征功能22计算跨几何表面(心脏包络)的每个连接轨

线之间的距离。连通性表征功能22将空间阈值应用于计算的距离,以探知多种不同类型的预先确定的连通性关联中的哪一种表征连通性关联。在一些示例中,连通性表征功能22应用多个空间和时间阈值,以探知多种不同类型的预先确定的连通性关联中的哪一种表征连通性关联。虽然连通性检测器20和连通性表征功能22通常被描述为是分离的,但是能够集成此类功能以应用空间和时间标准以本文公开的方式识别和表征连接轨线。

[0033] 连通性表征功能22可被编程为计算二维或三维空间中的连接轨线之间的距离,诸如轨线位于给定时间索引处的节点之间的距离。例如,该距离可被计算为节点之间的欧几里德距离(例如,直线)。又如,该距离可被计算为跨几何表面网格的弯曲距离,其可为沿端节点之间的弯曲路径的最短距离或者沿网格边缘沿几何表面上的插入节点的集合之间的路径的距离。

[0034] 又如,由于正在计算距离的轨线在给定间隔期间在多个时间帧(样本)上连接,因此连通性表征功能22可计算每个时间帧与波前线的每对波端点的距离,并且距离小于指定距离阈值的时间样本将被计数为在给定间隔内连接。其中距离超过指定距离阈值的时间样本可被视为在给定间隔内未连接。能够标记并利用轨线连接的时间索引来进一步表征连通性(空间和/或时间上)。附加地或另选地,可对来自每个时间帧的每个连接轨线之间的距离进行平均(例如,在样本的总数或连通性的持续时间上)。连接轨线之间的平均中心距离可用作轨线之间的距离,以进一步表征轨线之间的连通性(空间和/或时间上)。

[0035] 又如,连通性表征功能22基于分别将空间和/或时间标准24和26应用于每个连接轨线的集合来在轨线的多种不同类型的预先确定的连通性关联之间进行区分。连通性关联能够包括本地连通性关联、远连通性关联和中间连通性关联。在其它示例中可使用连接轨线的其它连通性关联。在该示例中,连通性表征功能22响应于确定连接轨线之间的距离小于第一空间阈值(例如,小于约3.5cm)指定连接轨线的集合的本地连通性关联。连通性表征功能22还响应于确定连接轨线之间的距离超过第二阈值(例如,大于约5cm)指定该连接轨线的集合的远连通性关联。另外,连通性表征功能22可响应于确定连接轨线之间的距离在第一阈值和第二阈值之外指定连接轨线的中间连通性。还可应用时间阈值(例如,大于约70ms)以确保满足每个分类级别的时间和空间标准。这些阈值可为用户可编程的。

[0036] 输出发生器30能够生成一个或多个输出以利用图形和/或文本信息(诸如基于波前数据、轨线数据、连通性数据和/或表征数据)驱动(经由输出接口或端口)相关联显示器32。例如,输出发生器能够提供图形数据(其根据几何数据14将此类连通性信息叠加在几何表面(心脏包络)的图形表示上)以渲染对应的电解剖图。该映射能够为静态映射,其表示从一个或多个时间间隔导出的信息。又如,以时间索引的顺序呈现序列中的图形映射能够展示轨线的动态行为以及几何表面上的相关连通性特征。关于图4至图10展示了一些示例输出。虽然在图1的示例中,分析和检测功能16、18、20和22展示为与输出发生器30分开,但是在其它示例中,分析和检测功能能够实现为与输出发生器集成的模块(例如,机器可读指令)。

[0037] 输出发生器30还能够被配置为响应于用户输入旋转表面几何结构(例如,3-D表面)以及在表面上渲染的任何信息。用户响应旋转使得用户能够根据在此类位置处计算的相位信号选择性地显示表面的其它部分及其波前活动,如本文所公开。另外,图形映射能够采用颜色编码范围或用于以图形方式区分被映射到几何表面上的不同连通性关联之间的

其它尺度。又如,如本文所公开,在心电图映射中执行一个或多个心律失常驱动器和有关渲染的检测的系统和方法能够与其它诊断和监测工具组合,其可包括治疗递送,以提供集成系统(参见,例如图3)。

[0038] 连通性表征功能22还可被编程为优先考虑预先确定的连通性关联中的一种以用于轨线而不是其它,诸如基于心律失常数据34。可响应于用户输入来设置或选择心律失常数据34,例如,指定属于从其获取电数据12并且经由系统10分析的患者的潜在类型的心律失常。例如,可采用能够由系统10实现或单独实现的其它手段来诊断潜在心律失常。如果可能存在多于一种类型的心律失常,则可通过在显示器上同时叠加多个优先化的输出数据集(例如,以图形方式区分)来单独地或组合地分析与每个相关联的连通性特性。

[0039] 例如,如果心律失常数据34指定微内曲电路作为心律失常的原因(例如,心房颤动),则连通性表征功能可优先考虑本地连通性关联。例如,连通性表征功能22能够响应于心律失常数据来标记本地连通性关联,并且输出发生器能够识别此类位置之间的区域作为图形映射中的目标站点。又如,如果心律失常数据34指定宏再入是心律失常的主要原因(例如,房性心动过速),则远连通性连接是受关注的,连通性表征功能22能够在连通性数据中进行标记以实现此类连通性信息的优先显示。例如,在心律失常数据34中识别(通过连通性表征功能22)的本地致心律失常组织还可与本地连通性关联或不稳定连通性关联相关联并且用于对其进行优先考虑。

[0040] 又如,当特定类型的连通性关联优先于一个或多个其它类型时,未被优先化的每种类型的关联可被设置为非显示条件,使得在输出发生器30生成的输出中不渲染对应的连通性关联(已经确定)。以这种方式,仅向用户示出关于正被优先化的连通性关联的信息(例如,基于心律失常数据34)。在其它示例中,可显示所有连通性关联数据,并且能够在已经针对相关时间间隔确定的非优先级信息上以图形方式强调优先级信息(例如,通过颜色编码或粗线)。

[0041] 图2描绘了系统50的示例,该系统可被实现为检测跨表面几何结构(心脏包络)的一个或多个轨线。检测系统50包括轨线检测器52,其能够被实现为图1的系统10中的轨线检测器18。在图2的示例中,轨线检测器52能够被编程为基于波前数据54来检测轨线。波前数据54由波前分析器56计算,其能够由图1的波前分析器16实现。在图2的示例中,轨线检测器52能够包括展示为波端识别器58、距离计算器60、距离评估仪62和轨线构建器64的可执行代码块。轨线检测器52执行代码块58、60、62和64,以在一个或多个时间间隔期间生成跨几何表面的波端的轨线数据68。

[0042] 在图2的示例中,波前分析器56能够采用相位计算器66来计算跨几何表面(心脏包络)分布的节点的电活动的相位,诸如对应于患者组织,基于表示几何表面随时间的电活动的的数据68(例如,多个电活动的连续样本的一个或多个时间间隔)。在一些示例中,几何表面能够表示为包括通过边缘互连的多个节点以限定网格的网格。

[0043] 以另一个示例的方式,相位计算器66能够被编程为将每个电信号循环转换为周期信号作为时间的函数。例如,相位计算器66能够在每个循环的开始与结束之间为每个时间点分配相位值,例如以 $[-\pi$ 与 $\pi]$ 之间的增加方式。相位计算器66能够计算在各个时间点的若干时间间隔的相位信息,以使得分析在时间和空间一致性方面是稳健的。在一些示例中,诸如对于电数据对应于非侵入式获取的电信号或者从非侵入式获取的电信号导出的情况,相

位计算器66能够为已经获取电数据的一个或多个时间间隔为跨心脏包络分布的每个位置(例如,约2000个或更多个节点)提供对应的相位数据。由于能够针对整个几何区域(例如,直到整个心脏表面)同时测量和/或导出电信号,因此计算的相位数据和所得的波前同样在受关注的几何区域上跨空间和时间是一致的。

[0044] 在2013年9月20日提交的名称为“PHYSIOLOGICAL MAPPING FOR ARRHYTHMIA”的PCT申请PCT/US13/60851中公开了计算器如何基于表面的电数据12确定相位的一个示例,其全文以引用方式并入本文。然而,也能够利用其它方法来确定相位。由相位计算器66提供的计算的相位信息能够存储在存储器中(例如,作为相位数据)并且由波前分析器56利用以生成波前数据54。例如,波前分析器可根据上述结合的PCT/US14/12051等等方法来实现。

[0045] 例如,波前分析器56能够用机器可读指令编程,以计算和识别波前位置,并且继而,对应的波前线基于在一个或多个时间间隔期间跨几何表面(例如,在心脏包络上的节点处)计算(通过相位计算器66)的信号相位。例如,波前分析器56确定每个节点的激活时间或去极化在几何表面上的给定节点的相位信号与所选相位值 Φ_s 相交的时间开始,该相位值能够限定相位阈值。用于确定激活或去极化边界条件的相位阈值 Φ_s 对于给定的应用能够为固定的,或者它能够为可编程的,诸如响应于用户输入。波前分析器56还能够确定跨表面的哪些邻近(相邻)节点对具有包含所选相位值 Φ_s 在给定时间索引处的所选相位值。在这种情况下,术语包含意味着所选相位值 Φ_s 位于此类节点对的相位值处或之间。术语相邻节点能够指例如通过网状表面的边缘彼此互连的节点,或者位于彼此的预先确定的距离内(例如,由距离计算器60的实例计算)。对于几何表面表示为由边缘互连的节点网络的示例,波前分析器56能够确定所选相位值 Φ_s 是否在由网络的共同边缘连接的一对相邻节点*i*和*j*的相位值 Φ_i 与 Φ_j 之间(例如, $\Phi_i \leq \Phi_s \leq \Phi_j$ 或 $\Phi_i \geq \Phi_s \geq \Phi_j$)。能够跨受关注的几何表面对每个互连节点对重复该确定,以识别包含一个或多个时间间隔的波前的节点对。

[0046] 波前分析器56还能够针对每个时间样本索引确定跨几何表面的波前的位置。例如,给定时间的波前位置位于在被识别为包含所选相位值 Φ_s 的每个端节点对之间延伸的路径上。对于每个时间索引(例如,采样时间),波前分析器56能够识别估计跨几何表面的激活或去极化时间的多个点。这些点能够共同地为多个时间索引中的每个限定跨表面的波前,并且波前分析器56能够连接此类点以为给定时间索引提供对应的波前线。例如,波前分析器56还能够被编程为通过行进通过被确定为包含所选相位值 Φ_s 的网格的每个边缘来连接多个估计的波前节点中的每个。因此,通过每个边缘的点能够对应于每个边缘的交点,并且交点(网格上的节点)能够连接在一起以表示给定时间索引处的对应波前。波前分析器56能够提供波前数据54,其指定在由电数据12指定的时间间隔期间在每个时间索引处对应于波前位置 and 对应波前线的节点,包括每个波前线的端节点。

[0047] 又如,轨线检测器52的波端识别器58被编程为识别每个时间样本在几何表面上(由波前分析器56)确定的波前线的端点。例如,波端识别器58能够识别针对不形成环的给定时间帧生成的每个波前线的端点(例如,它限定具有间隔开的端部的区段)。对于给定间隔中的第一时间样本(包括多个时间样本),轨线检测器52能够设置每个波端点以初始化新轨线,并且每个此类轨线将是活动的(至少最初)。然后对于间隔中的剩余时间样本,波端识别器58能够以类似的方式确定波端,即从每个后续时间样本的对应波前线的端点确定波端。

[0048] 距离计算器60能够被编程为计算轨线内距离(至少在空间上)以确定波端是否应该被添加到相应的轨线或被省略。例如,距离计算器60能够计算当前时间样本中的每个波端相对于来自一个或多个先前时间样本的所有活动轨线的先前位置的距离。距离能够为完全空间的,诸如在表面几何结构的二维或三维坐标空间中计算的欧几里德距离,并且/或者沿表面限定的测地距离。在其它示例中,距离还能够考虑时间距离(例如,通过跟踪每个端点的时差或绝对时间)。距离评估器62能够被编程为基于距离计算器60计算的距离值来识别最近的活动轨线(来自给定间隔中的先前时间样本)。距离评估器62评估在一个或多个先前样本中的当前端点与相应波前线之间的计算的距离(来自计算器60),诸如通过将计算的距离与一个或多个距离阈值进行比较。

[0049] 轨线构建器64能够被编程为通过将每个此类波端点附加(或不附加)到活动轨线来从当前时间样本中识别的波端点构建轨线。例如,轨线构建器64能够确定是否针对当前时间样本更新了最近的活动轨线(由距离评估器62确定)。如果尚未更新到给定波端的最近活动轨线,则轨线构建器64能够确定到此类最近的活动轨线的距离是否小于预先确定的阈值(例如,约1cm至约2cm)。如果它比此类阈值更近,则轨线构建器64能够将波端附加到已经识别的最近轨线(例如,在距离阈值内并且尚未更新)。如果轨线构建器确定最近的、尚未更新的波端不在阈值内,则轨线检测器52能够使用该波端作为此类新轨线的初始波端开始新轨线。如果已经更新了最近的活动轨线,则轨线构建器64能够分支出来以从给定波端开始新轨线。

[0050] 因此,轨线检测器52能够在当前时间间隔中通过所有波端执行距离计算器60、距离评估器62和轨线构建器64来重复前述过程。另外,轨线检测器52能够控制处理期间每个轨线的状态(例如,活动或不活动)。例如,如果在经过此类波端之后,在当前时间帧内没有通过该过程更新在先前时间帧中活动的任何轨线(或者跨规定数量的连续时间样本不更新),则轨线检测器52能够将此类轨线的状态从活动状态改变为非活动状态。因此,轨线检测器52将轨线数据68存储在存储器中,以包括例如形成每个轨线的波端的状态、位置和定时信息,如基于波前数据54的一个或多个时间间隔所确定的。连通性检测器20和连通性表征功能22(图1)进一步分析波前数据54和轨线数据68,以检测和表征本文所公开的连接轨线。

[0051] 图3描绘了能够用于执行患者的医学测试(诊断、筛选和/或监测)和/或治疗的系统150的示例。在一些示例中,系统150能够被实现为实时地为患者的心脏152生成对应的映射,作为诊断过程的一部分(例如,电生理学研究),以帮助评估电活动并识别对应于连接轨线的患者心脏的心律失常驱动器。附加地或另选地,系统150能够用作治疗过程的一部分,诸如以帮助医师基于一个或多个识别的连接轨线确定用于向患者递送治疗的参数(例如,递送位置、治疗的量和类型)。

[0052] 例如,具有固定到其上的一个或多个治疗递送装置156的导管能够插入患者的身体154中,以接触患者的心脏152、心内膜或心外膜。能够根据已经识别的连接轨线的位置和特性来引导治疗递送装置156的放置,诸如本文所公开的。引导能够为自动的、半自动的,或基于提供的信息手动实现。本领域的技术人员应当理解和体会能够利用的治疗递送装置156的各种类型和配置,其能够取决于治疗类型和过程而变化。例如,治疗装置156能够被配置为递送电疗法、化学疗法、声波疗法、热疗法或其任何组合。

[0053] 以举例的方式,治疗递送装置156能够包括位于消融导管尖端的一个或多个电极,其被配置为响应于由治疗系统158提供的电信号(例如,射频能量)而生成用于消融组织的热量。在其它示例中,治疗递送装置156能够被配置为递送冷却以执行消融(例如,低温消融),递送化学物质(例如,药物)、超声消融、高频消融或这些或其它治疗机制的组合。在其它示例中,治疗递送装置156能够包括位于起搏导管尖端的一个或多个电极,以响应由治疗系统158提供的电信号(例如,起搏脉冲)递送电刺激,诸如用于起搏心脏。其它类型的治疗也能够经由治疗系统158和位于体内的侵入式治疗递送装置156递送。

[0054] 又如,治疗系统158能够位于患者身体154的外部,并且被配置为控制由装置156递送的治疗。例如,治疗系统158包括控件(例如,硬件和/或软件)160,其能够经由电连接在递送装置(例如,一个或多个电极)156与治疗系统158之间的导电链路来传送(例如,提供)电信号。控制系统160能够控制提供给装置156的信号参数(例如,电流、电压、重复率、触发延迟、感测触发幅度),以用于经由电极154将治疗(例如,消融或刺激)递送到心脏152的一个或多个位置。控制电路160能够设置治疗参数并基于自动、手动(例如,用户输入)或自动和手动(例如,半自动)控件的组合来应用刺激,这可基于心脏包络上的连接轨线的检测和相关特性。一个或多个传感器(未示出)还能够将来自治疗装置156的传感器信息传送回治疗系统158。装置156相对于心脏152的位置能够经由成像模态(例如,荧光透视、X射线)、映射系统162、直视等在术中确定和跟踪。因此能够组合装置156的位置和治疗参数以确定和控制对应的治疗参数数据。

[0055] 在经由治疗系统158递送治疗之前、期间和/或之后,能够利用另一系统或子系统来获取患者的电生理信息。在图3的示例中,传感器阵列164包括能够用于记录患者电活动的一个或多个电极。例如,传感器阵列164能够对应于体表传感器的高密度布置(例如,大于约200个电极),这些体表传感器分布在患者躯干的一部分上,用于测量与患者心脏相关的电活动(例如,作为心电图映射过程的一部分)。使用的非侵入式传感器阵列的示例在2009年11月10日提交的国际申请能够PCT/US2009/063803中示出和描述,其内容以引用方式并入本文。其它布置和数量的感测电极能够用作传感器阵列164。例如,该阵列能够为减少的电极的集合,其不覆盖患者的整个躯干并且被设计用于测量特定目的的电活动(例如,专门设计用于分析心房颤动和/或心室纤维性颤动的电极阵列),并且/或者用于监测心脏的预先确定的空间区域(例如,心房区域或心室区域)的电活动。

[0056] 一个或多个传感器也可位于插入患者体内的装置156上。此类传感器能够单独利用或与非侵入式传感器164结合利用,用于映射心内膜表面(诸如心室壁)以及心外膜表面的电活动。另外,此类电极还能够用于帮助定位心脏152内的设备156,其能够登记到由系统150生成的图像或映射中。另选地,能够在不存在从心脏152内或其上的电极发射信号的情况下实现此类定位。

[0057] 在用于获取患者电信息的每个此类示例方法中,包括侵入式、非侵入式或侵入式和非侵入式感测的组合,传感器阵列164将感测到的电信息提供给对应的测量系统166。测量系统166能够包括适当的控件和相关电路168,用于提供对应的测量数据170,其描述由传感器阵列164中的传感器检测到的电活动。测量数据170能够包括模拟和/或数字信息(例如,对应于电数据12)。

[0058] 控件168还能够被配置为控制数据获取过程(例如,采样率、线路滤波)以测量电话

动并提供测量数据170。在一些示例中,控件168能够控制测量数据170的获取,与治疗系统操作分开,诸如响应于用户输入。在其它示例中,测量数据170能够与治疗系统递送治疗同时并与其同步地获取,诸如以检测响应于应用给定治疗而发生的心脏152的电活动(例如,根据治疗参数)。例如,能够利用适当的时间标记来索引相应的测量数据170与用于递送治疗的治疗参数之间的时间关系,以便于评估及其分析。

[0059] 映射系统162被编程为通过应用适当的处理和计算来组合对应于心脏152的电活动的测量数据170与几何数据172(例如,对应于几何数据14)以提供对应的输出数据174。例如,输出数据174能够表示从在一个或多个时间间隔内为患者获取的电测量数据170而确定的一个或多个连接轨线(例如,轨线对)。如本文所公开,在一个或多个时间间隔上检测和表征的连接轨线能够定位识别跨心脏152的心律失常驱动器。输出数据174能够包括一个或多个图形映射,其展示关于患者心脏152的几何表面的确定的心律失常驱动器(例如,叠加在心脏152的表面上轨线信息)。

[0060] 由于测量系统166能够同时测量预先确定的区域或整个心脏的电活动(例如,传感器阵列164覆盖患者身体154的整个胸腔),因此所得的输出数据(例如,可视化所识别的稳定转子和/或其它心电图的属性)还能够以时间上和空间上一致的方式表示预先确定的区域或整个心脏的并发数据。能够基于用户输入(例如,从一个或多个波形中选择定时器间隔)来选择计算输出数据/映射的时间间隔。附加地或另选地,所选择的间隔能够与治疗系统158的治疗应用同步。

[0061] 对于非侵入式获得电测量数据的示例(例如,经由体表传感器阵列164),电描记图重建180能够被编程为计算反解并且基于过程信号和几何数据172提供对应的重建电描记图。因此,重建的电描记图能够对应于跨心脏包络的心电图活动,并且能够包括静态(在给定时刻的三维)和/或是动态的(例如,随时间变化的四维映射)。在系统10中利用的反算法的示例包括在美国专利能够7,983,743和6,772,004中公开的那些,其内容以引用方式并入本文。因此,EGM重建180能够将经由传感器阵列164测量的体表电活动重建到心脏包络上的多个位置上(例如,大于1000个位置,诸如大约2000个位置或更多),诸如对应于电数据12和相关的几何数据14。在其它示例中,映射系统162能够基于侵入式测量的电活动(诸如经由篮状导管或其它形式的测量探针)计算心脏的子区域上的电活动,以提供对应的电数据。

[0062] 如本文所公开,心脏包络能够对应于三维表面几何结构,该三维表面几何结构对应于患者心脏,该表面能够为心外膜或心内膜。另选地或附加地,心脏包络能够对应于位于患者心脏的心外膜表面与患者身体的表面之间的几何表面,传感器阵列164已经定位在该表面上。另外,电描记图重建180利用的几何数据172能够对应于实际的患者解剖几何结构、预编程的通用模型或其组合(例如,基于患者解剖结构修改的模型)。

[0063] 例如,几何数据172可为患者躯干的图形表示的形式,诸如为患者获取的图像数据。此类图像处理能够包括从数字图像集中提取和分割解剖特征,包括一个或多个器官和其它结构。另外,传感器阵列164中的每个电极的位置能够包括在患者几何数据172中,诸如通过在将电极设置在患者上时获取图像并通过适当的提取和分割来识别坐标系中的电极位置。其它基于非成像的技术也能够用于获得传感器阵列中电极的位置,诸如数字转换器或手动测量。

[0064] 如上所述,几何数据172能够对应于数学模型,诸如能够为通用模型或基于患者的

图像数据构建的模型。能够在几何数据172中识别适当的解剖学或其它界标,包括传感器阵列164中的电极的位置,以便于电测量数据170的配准并在其上执行反向方法。此类界标的识别能够手动(例如,由人经由图像编辑软件)或自动地(例如,经由图像处理技术)完成。以另一个示例的方式,能够使用几乎任何成像模态来获取几何数据172,基于该成像模态能够构造几何表面的对应表示,诸如本文所述。此类成像可与记录用于生成患者测量数据170的电活动同时进行,或者成像能够单独进行(例如,在获取测量数据之前或之后)。

[0065] 在确定跨心脏152的几何表面的电势数据(例如,从非侵入式和/或侵入式获取的测量结果计算的电描记图数据)之后(或同时),电描记图数据还能够通过映射系统162进行信号处理以生成输出数据,该输出数据可包括一个或多个图形映射。映射系统162能够包括轨线连通性分析器方法182(例如,对应于连通性检测器20、52和/或连通性表征功能22),用于识别和/或表征连接轨线,例如本文所公开。轨线连通性分析器182还能够被编程为计算与连接轨线相关联的其它信息,诸如时间和/或空间特性。

[0066] 映射发生器188能够被编程为基于所计算的输出数据174生成用于显示的图形映射。可视化引擎184能够控制显示器。例如,与所显示的图形表示相关联的参数,对应于计算的映射的输出可视化,诸如包括选择时间间隔、时间和空间阈值,能够响应于经由图形用户界面(GUI) 190的用户输入来选择待在显示器194中呈现的信息的类型等。例如,用户能够使用GUI 190来选择性地编程由轨线连通性分析器182利用的一个或多个参数(例如,时间和空间阈值、滤波器参数等),并且/或者选择一个或多个采样时间间隔来设置电数据170的持续时间。因此,映射系统162能够生成对应的输出数据174,该输出数据继而又能够在显示器192中呈现为对应的图形输出,诸如包括一个或多个心电图映射192。例如,映射发生器188能够生成映射和其它输出可视化,诸如包括但不限于本文公开的映射和其它输出可视化。

[0067] 例如,映射发生器188能够响应于轨线连通性分析器182将距离(时间和/或空间)标准应用于连接轨线而生成描绘本地连通性关联的映射,以识别小于彼此相距预先确定的距离的连接轨线。又如,映射发生器188能够响应于轨线连通性分析器182将不同的距离标准应用于连接轨线以识别彼此间隔超过远距离阈值的距离的连接轨线的集合而生成描绘远连通性关联的映射。映射发生器可响应于轨线连通性分析器182识别连接轨线的集合而生成描绘中间连通性关联的映射,这些连接轨线彼此间隔开近阈值与远阈值之间的距离。可视化引擎可为不同类型的连通性关联提供单独的映射。在其它示例中,可视化引擎可图形地区分不同类型的关联并在给定映射中同时显示多种类型的关联。轨线连通性分析器182和/或可视化引擎188还可优先考虑预先确定的连通性关联中的一种以用于轨线而不是其它,诸如基于类型或心律失常,诸如响应于用户输入(经由GUI 190)或指定潜在类型的心律失常的其它信息,诸如本文所公开。

[0068] 另外,在一些示例中,输出数据174能够由治疗系统158利用。例如,控制系统160可实现全自动控制、半自动控制(部分自动化并响应用户输入)或基于输出数据174的手动控制。在一些示例中,治疗系统158的控件160能够利用输出数据174来控制一个或多个治疗参数。例如,控件160能够基于由分析器方法182识别的一个或多个心律失常驱动器来控制消融治疗到心脏部位(例如,心外膜或心内膜壁)的递送。在其它示例中,个人能够查看在显示器中生成的映射以手动控制治疗系统,诸如使用图形映射上的连接轨线的识别位置(例如,连接轨线之间的区域)作为治疗部位。还能够基于输出数据174和对应的图形映射194来控

制其它类型的治疗和装置。

[0069] 图4至图8描绘了能够生成(例如,通过输出发生器30或映射系统162)以在显示器(例如,30或194)上可视化的图形映射的示例,以展示叠加在心脏模型的几何表面(心脏包络)上的连接轨线和相关连通性特性。在这些示例中,心脏模型包括通过边缘互连的节点的网格表面,如本文所述。在其它示例中,能够利用不同的模型。另外,映射中的每一个可响应于一个或多个时间间隔的用户输入而组合在一起或者在两者之间选择性地切换。间隔能够为连续间隔或所选间隔(响应于用户输入自动选择或选择)。

[0070] 图4描绘了心脏202的图形映射200的示例,其展示了在多个不同时间间隔上确定的轨线之间的连通性。在该示例中,每个轨线对之间的连通性由在每个轨线对之间延伸的弧204展示。例如,因此可使用更粗(更厚)的线来在视觉上指示连接轨线间的配对的更长时间,而相对更细的线指示更短的配对时间。在其它示例中,可使用不同的图形特征或色标来指示轨线配对时间的相对差值(例如,由连通性表征功能22或分析器182确定)。

[0071] 图5描绘了展示一对连接轨线212和214的图形映射210的示例。该示例中的轨线212和214展示了本地连接轨线对(例如,由连通性表征功能22或分析器182确定)。例如,如本文所公开,可基于连接轨线之间的计算的距离来确定本地连接轨线配对,该距离小于本地距离阈值。

[0072] 图6描绘了图形映射300的示例,其展示了连接轨线302和304以及跨心脏包络映射的旋转核心306和308的图形表示。轨线302与304之间的连通性经由轨线之间渲染的图形弧310(例如,作为样条曲线)来展示。

[0073] 图7和8描绘了图形映射350的不同视图,示出了已经在多个时间间隔上聚合的轨线对的本地连通性关联。图7描绘了展示在多个不同时间间隔上轨线之间的本地连通性关联的图形映射的示例。图8描绘了展示针对图7的映射的来自另一视图的轨线之间的相同本地连通性关联的另一视图的图形映射的示例。例如,所展示的本地连通性关联可为多个连通性关联中的一种类型(本地),其在显示器上优先化并在可能存在的其它连通性配对上渲染,诸如本文所公开。

[0074] 图9和10描绘了图形映射380的不同视图,示出了已经在多个时间间隔上聚合的轨线对的远连通性关联(类似于图7和图8的本地关联)。在图9中,心脏的后-前视图展示了图形映射,其示出了在多个不同时间间隔上连接轨线的远连通性关联。图10描绘了展示轨线之间的相同本地连通性关联的另一视图(顶视图)的图形映射的示例。在图9和图10的示例中,根据5cm的距离阈值和300ms的最小连接时间来识别远关联。如上所述,能够使用不同的阈值(默认或用户可编程)来建立用于识别相距很远的连接轨线的时间和空间距离标准。

[0075] 鉴于上述结构和功能特征,参考图11将更好地理解能够实现的方法。虽然为了简化说明的目的,图11的方法被示出并描述为串行执行,但是应当理解和体会,此类方法不受所顺序的限制,因为在其它实施方案中,一些方面能够以不同的顺序发生,并且/或者与本文所示和所述的其它方面同时发生。此外,可能不需要所有示出的特征来实现方法。例如,该方法或其部分能够被实现为存储在一种或多种非暂态存储介质中的指令,以及由计算机系统的处理资源(例如,一个或多个处理器内核)执行。

[0076] 图11为描绘用于基于表示跨几何表面(心脏包络)分布的一个或多个时间间隔的电活动的电数据来检测和分析轨线的连通性关联的示例方法400的流程图。该方法开始于

402以(通过波前分析器16、56)分析电数据并在给定时间间隔内确定一个或多个波前线。例如,描述波前线的信息能够作为波前数据存储在存储器中,诸如沿每个波前线的节点的位置数据、定时信息和节点的有关电相位值(例如,由相位计算器66计算)。在404处,针对给定时间间隔内的时间索引确定(例如,通过轨线检测器18、52、182)已经跨心脏表面确定的每个波前线的波端的相应轨线。例如,可根据给定时间间隔的连续时间帧中的波端之间的距离,为波前线的每个波端构造轨线。

[0077] 在406处,确定轨线间的连通性(例如,通过连通性检测器20、182)。例如,可基于在给定时间间隔(或其至少一部分)期间轨线保持通过波前线连接到彼此的持续时间来识别连接轨线的集合。例如,可将时间标准应用于连接的持续时间轨线以确定波端轨线是否连接。

[0078] 在408至416处,针对该连接轨线的集合中的每个连接轨线表征连通性关联(例如,通过连通性检测器20、连通性表征功能22、轨线连通性分析器182)。如本文所公开,该表征能够在多种不同类型的预先确定的连通性关联间区分,诸如指定本地连通性关联、远连通性关联和中间连通性关联。该区分能够通过应用时间和/或空间标准对每个连接轨线进行分类。以举例的方式,在408处,确定是否满足本地标准。例如,408处的该确定能够包括确定计算的距离是否小于本地距离阈值以及轨线的连通性时间是否超过时间阈值。如果该确定是肯定的(是),指示满足本地时间标准和空间标准,则该方法前进至410,以响应于确定该距离小于第一阈值而将连通性关联表征为连接轨线的本地连通性关联。该关联能够存储在存储器中(作为元数据)以指定连通性关联的类型。如果在408处的确定是否定的(不满足本地标准),则该方法前进至412。在412处,确定是否满足远距离标准。远距离标准可包括空间阈值和时间阈值。例如,该确定包括确定所计算的距离是否大于远距离阈值并且该时间是否超过时间阈值。例如,一个或两个远阈值与在408处应用的本地阈值不同。在一些示例中,可使用共同的时间阈值,但不同的距离阈值。如果在412处的确定是肯定的(是),指示已经满足远标准,则该方法前进到414,以将连通性关联表征为连接轨线的远连通性关联。因此,响应于确定距离超过第二阈值,能够指定该连接轨线的集合的连通性关联为远。

[0079] 如果在412处的确定是否定的(既不满足本地标准也不满足远标准),则该方法前进至416,以将该连接轨线的集合的连通性关联表征为中间(例如,位于第一距离阈值与第二距离阈值之间)可使用其它标准,其可涉及针对连接轨线的多于或少于三种类型的分类。从416以及从410和414处中的每个,该方法前进至418,以生成输出映射,以可视化连接轨线和确定的连通性特性。如本文所公开,映射可为静态映射,该静态映射以图形方式表示在一个或多个时间间隔上心脏包络上的轨线的连通性信息,该连通性信息可响应于用户输入而被选择。另选地,在418处生成的映射可为动态的(动画的),其示出检测到的轨线如何随时间跨心脏包络变化。

[0080] 轨线的位置和在轨线之间延伸的区域还可在映射上图形地表示为目标位置(例如,用于应用消融或其它治疗)。可采用定位方法来帮助将治疗装置(例如,装置156)引导到所识别的目标部位以进行治疗递送。响应于对心脏组织的治疗应用(在指定的目标部位)的连接轨线和轨线连通性特性的变化可用于向用户提供关于此类治疗成功的视觉反馈以及是否需要另外治疗或者可终止该过程。

[0081] 鉴于前述结构和功能描述,本领域的技术人员应当理解,本文公开的系统和方法

的部分可体现为方法、数据处理系统或计算机程序产品,诸如非暂态计算机可读介质。因此,本文公开的方法的这些部分可采用完全硬件实施方案、完全软件实施方案(例如,在非暂态机器可读介质中)或组合软件和硬件的实施方案的形式。此外,本文公开的系统和方法的部分可为计算机可用存储介质上的计算机程序产品,其在介质上具有计算机可读程序代码。可利用任何合适的计算机可读介质,包括但不限于静态和动态存储装置、硬盘、光存储装置和磁存储装置。

[0082] 本文还参考方法、系统和计算机程序产品的框图描述了某些实施方案。应当理解,图示的框和图示中的框的组合能够由计算机能够执行指令实现。可将这些计算机可执行指令提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理设备(或装置和电路的组合)的一个或多个处理器以产生机器,使得经由处理器执行的指令实现了一个或多个框中指定的功能。

[0083] 这些计算机可执行指令还可存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器能够指示计算机或其它可编程数据处理设备以特定方式运行,使得存储在计算机可读存储器中的指令产生包括实现一个或多个流程图框中指定的功能的指令的制品。计算机程序指令也可加载到计算机或其它可编程数据处理设备上,以使得在计算机或其它可编程设备上执行一系列操作步骤,以产生计算机实现的过程,使得在计算机或其它可编程设备上执行的指令提供用于实现一个或多个流程图框中指定的功能的步骤。

[0084] 以上描述的是示例。当然,不可能描述结构、部件或方法的每个可想象的组合,但是本领域的普通技术人员应当理解许多其它组合和排列是可能的。因此,本发明旨在涵盖落入本申请(包括所附权利要求)范围内的所有这些改变、修改和变化。如果公开内容或权利要求书叙述“一个”、“一种”、“第一个”或“另一”要素或其等同物,则它应当解释为包括一个或多个此类元素,既不要求也不排除两个或更多个此类元素。如本文所用,术语“包括”表示包括但不限于,术语“其中包括”表示其中包括但不限于。术语“基于”是指至少部分地基于。

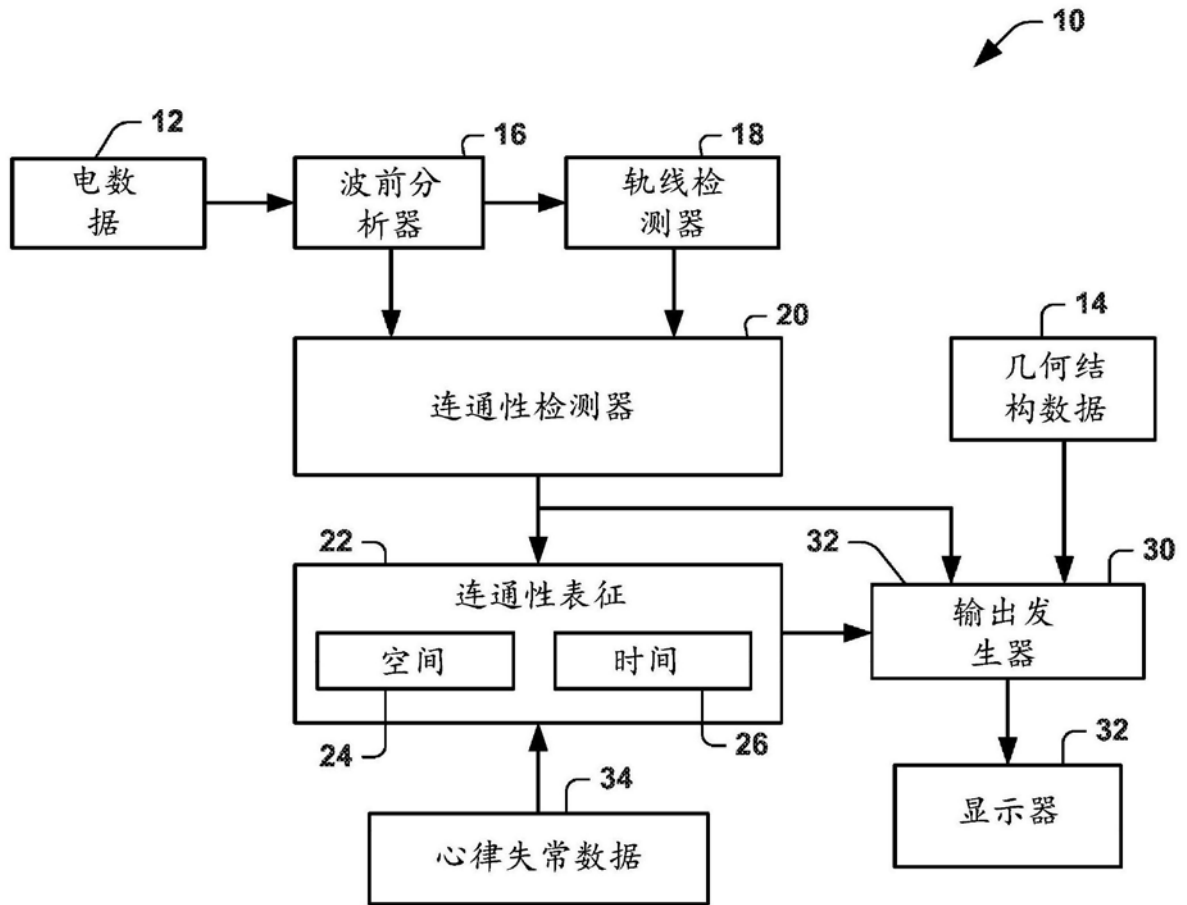


图1

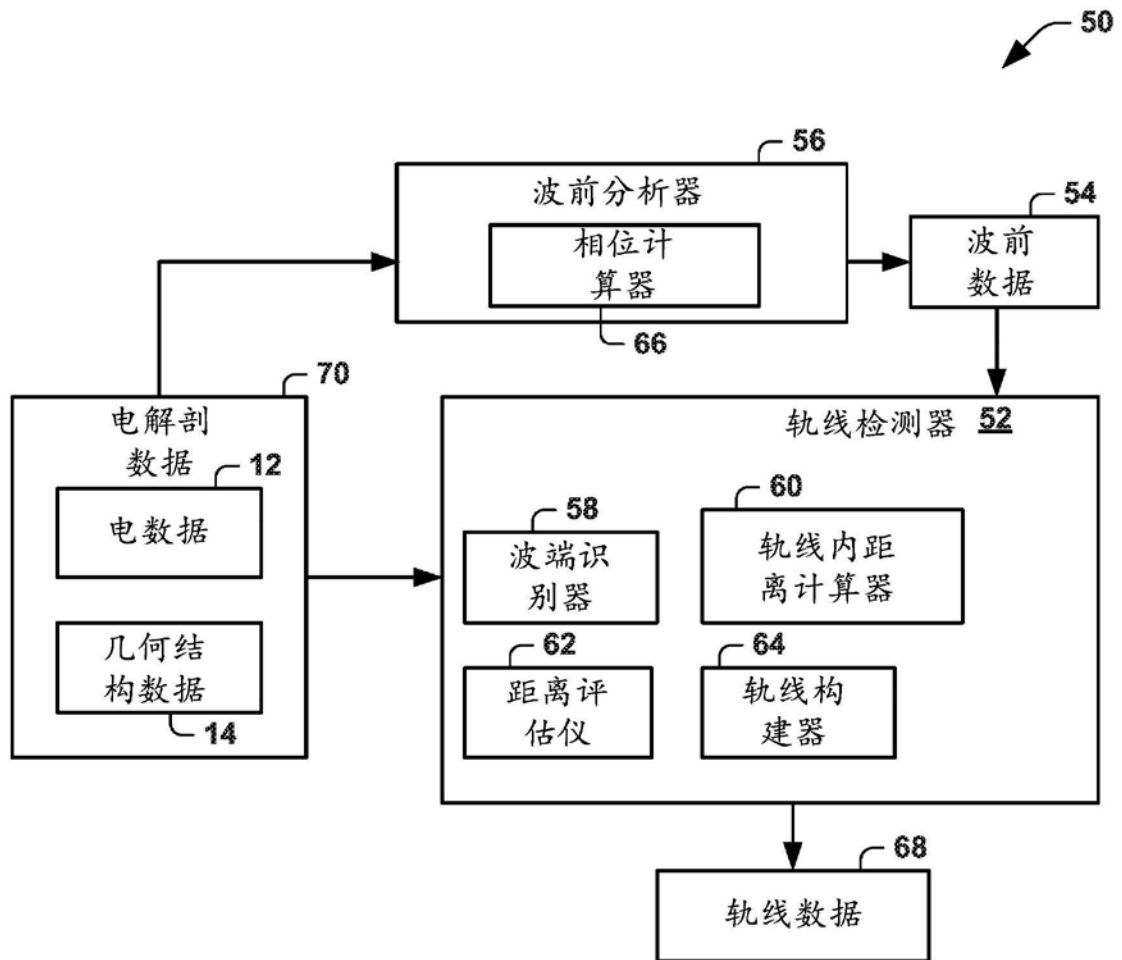


图2

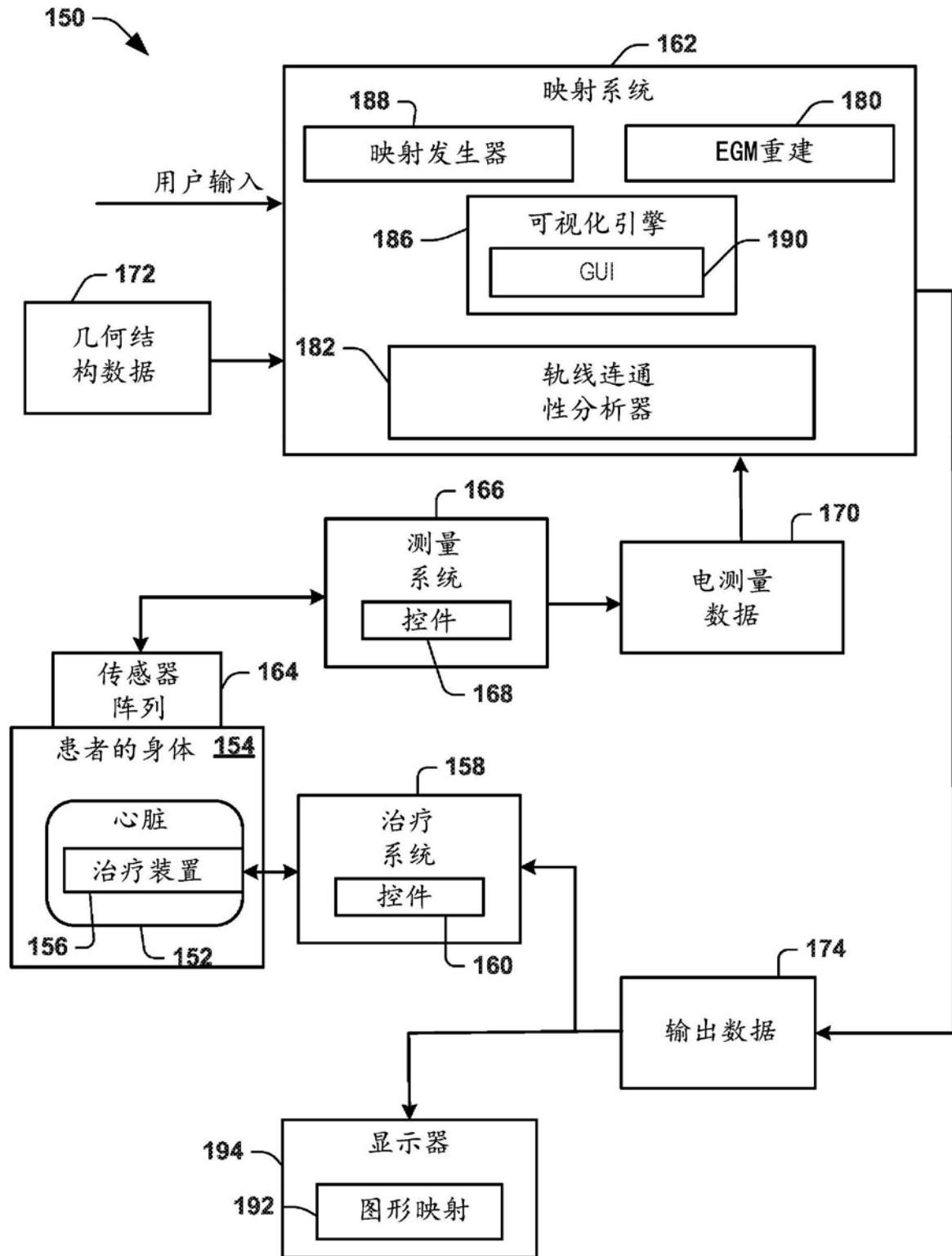


图3

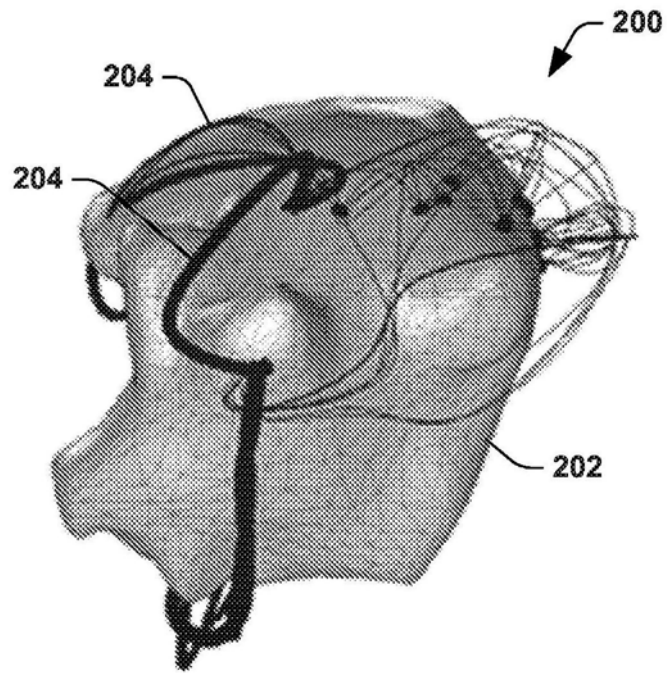


图4

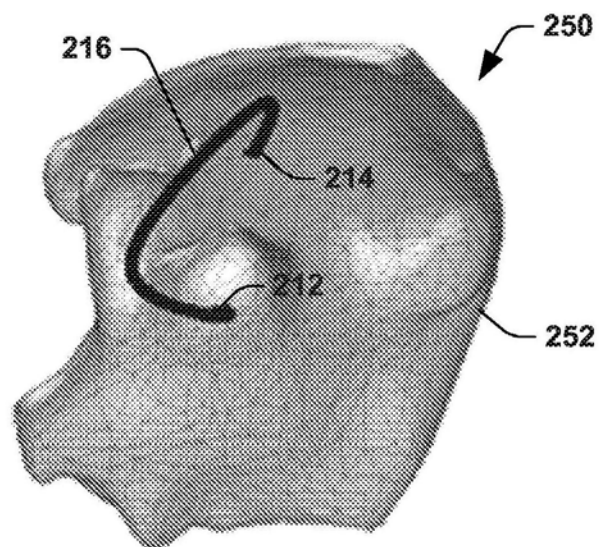


图5

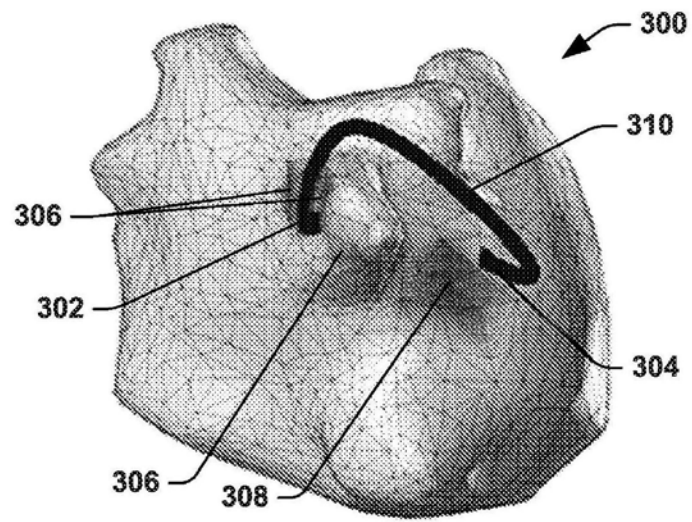
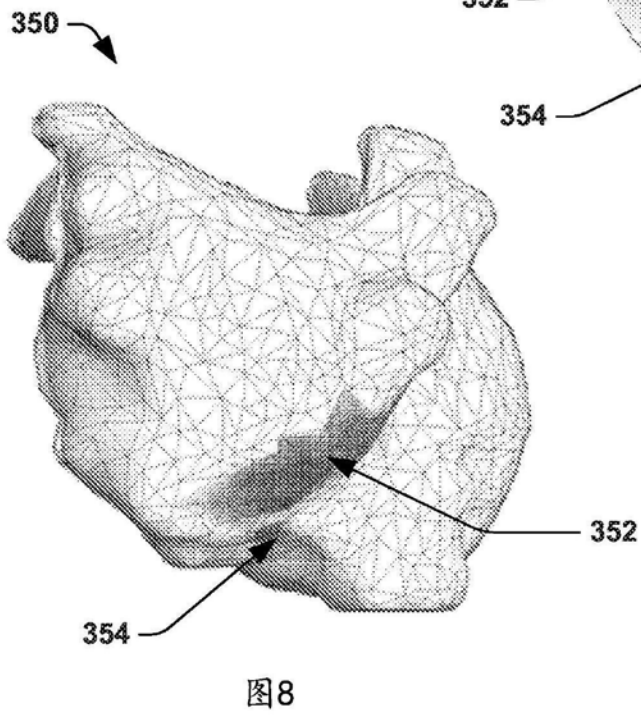
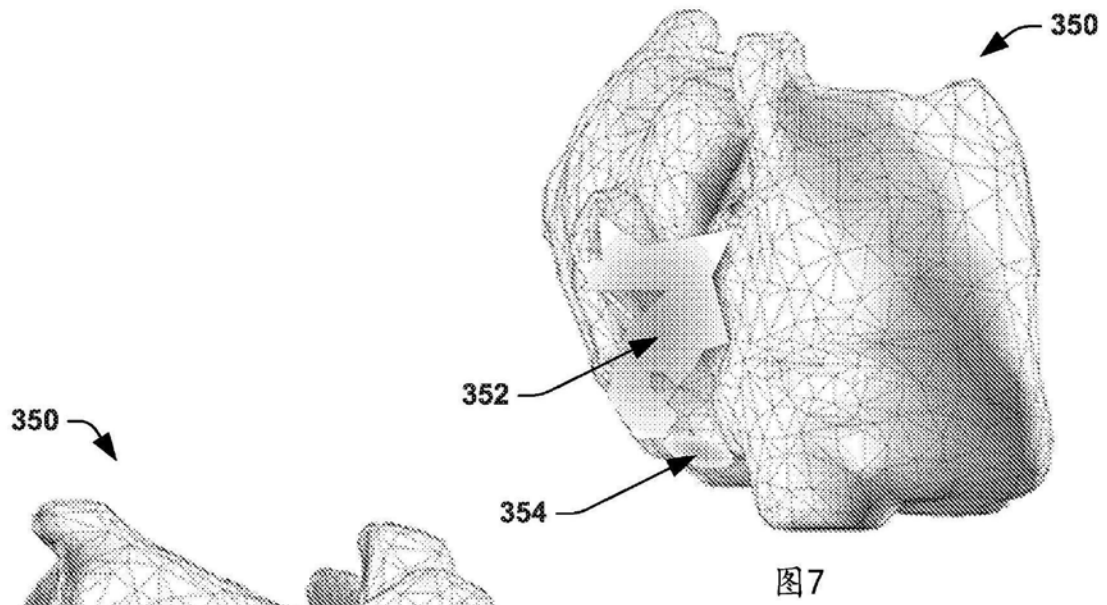


图6



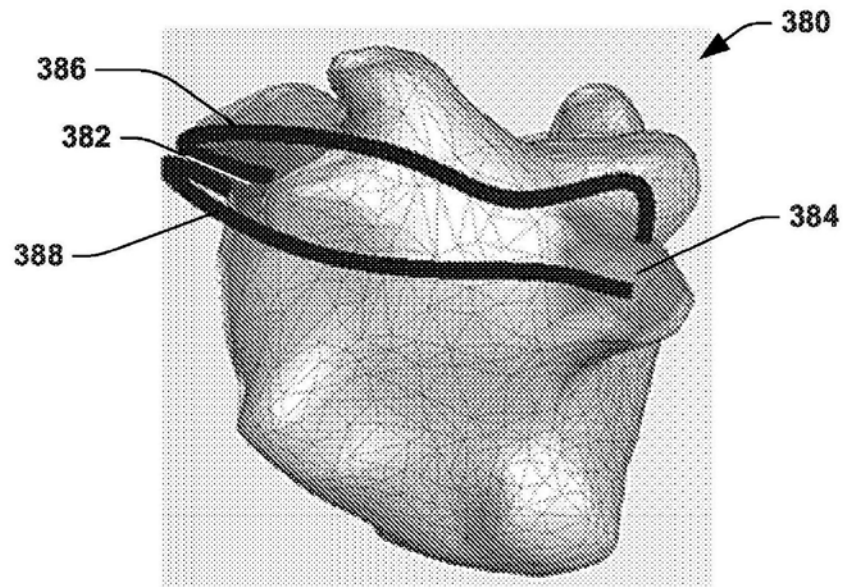


图9

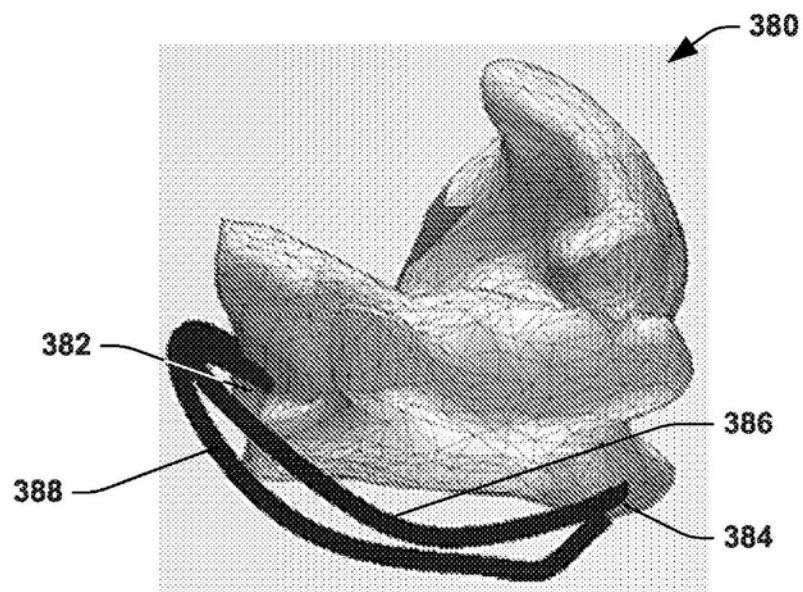


图10

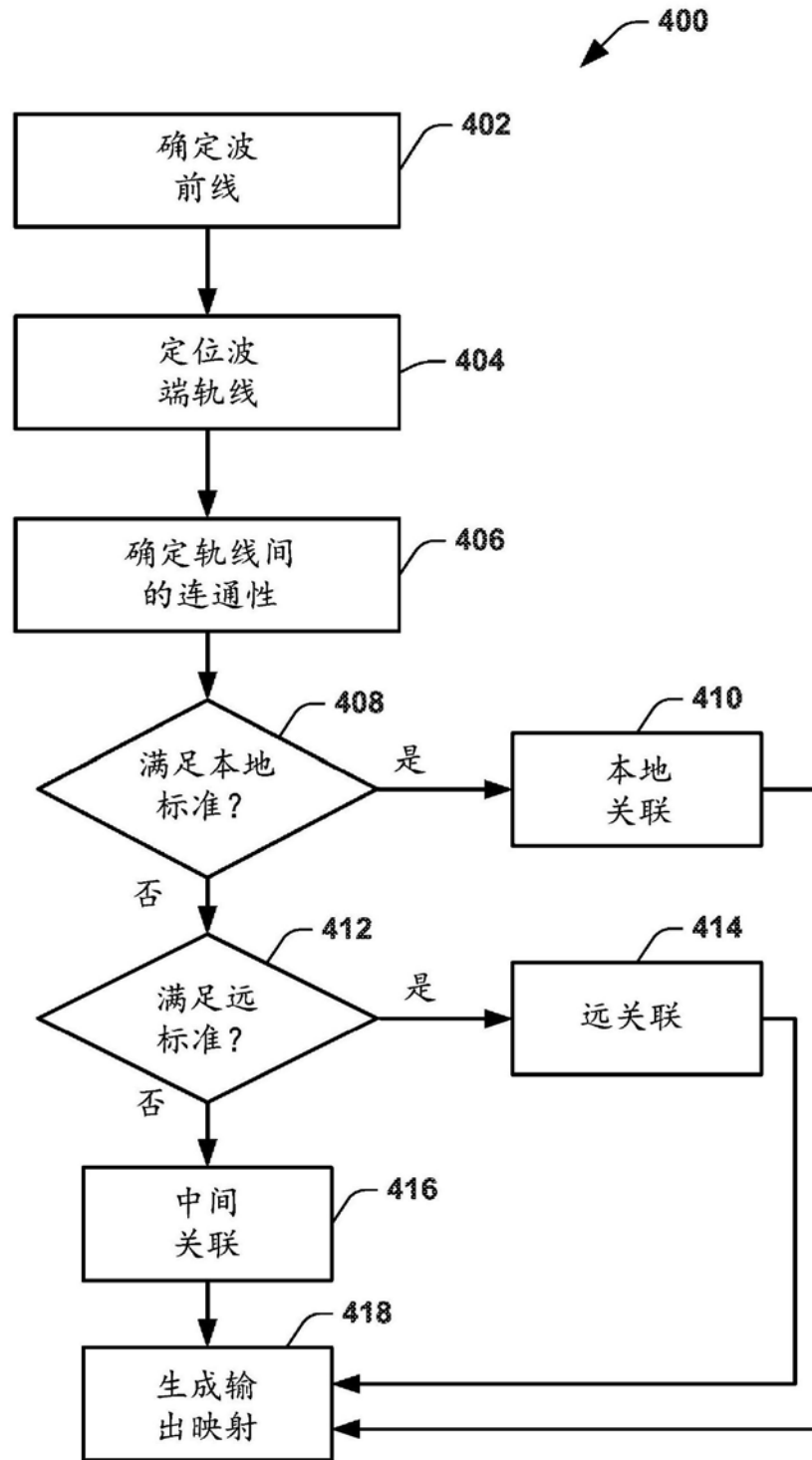


图11

专利名称(译)	心律失常驱动器的连通性分析		
公开(公告)号	CN110520038A	公开(公告)日	2019-11-29
申请号	CN201880025519.1	申请日	2018-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	科迪影技术股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科迪影技术股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科迪影技术股份有限公司		
[标]发明人	曾清国 楼青 R伯坎 贾平 C S 埃德尔 C拉玛纳森		
发明人	曾清国 楼青 R·伯坎 贾平 C·S·埃德尔 C·拉玛纳森		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/044		
代理人(译)	高文静		
优先权	15/498992 2017-04-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种或多种非暂态计算机可读介质，所述非暂态计算机可读介质具有能够由处理器执行并且被编程为执行方法的指令。所述方法包括分析所述电数据以在给定时间间隔内定位一条或多条波前线。所述电数据表示跨心脏包络分布一个或多个时间间隔的电生理信号。针对在所述给定时间间隔内跨心脏包络定位的每个波前线的每个波端确定相应的轨线。基于在所述给定时间间隔期间所述轨线通过相应波前线连接到彼此的持续时间来识别连接轨线的集合。针对连接轨线的所述集合中的所述轨线来表征连通性关联。

