



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111150391 A

(43)申请公布日 2020.05.15

(21)申请号 201911088649.2

A61B 5/04(2006.01)

(22)申请日 2019.11.08

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

16/184653 2018.11.08 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 M.巴尔-陶 A.巴拉姆

A.D.蒙塔格

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 徐予红 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

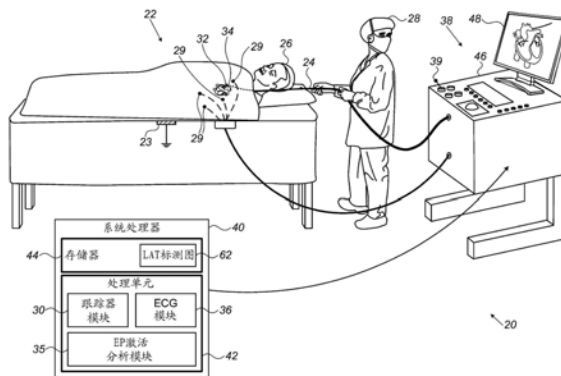
权利要求书1页 说明书14页 附图6页

(54)发明名称

包括折返效应的的心脏电生理(EP)激活的迭代相干标测

(57)摘要

本发明题为“包括折返效应的的心脏电生理(EP)激活的迭代相干标测”。本发明提供了一种方法,该方法包括接收心腔的输入网格表示、心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在该位置处测量的局部激活时间(LAT)的相应集合。将输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格。将相应LAT和测量位置的集合数据拟合到规则化多边形。针对规则化多边形迭代地计算相应LAT值,以便在规则网格上获得考虑EP波的折返的循环EP激活波解。呈现叠加在规则网格上的包括循环EP激活波的电解剖标测图。



1. 一种方法,包括:

接收心腔的输入网格表示、所述心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在所述位置处测量的局部激活时间 (LAT) 的相应集合;

将所述输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格;

将相应LAT和测量位置的所述集合数据拟合到所述规则化多边形;

针对所述规则化多边形迭代地计算相应LAT值,以便在所述规则网格上获得考虑EP波的折返的循环EP激活波解;以及

呈现叠加在所述规则网格上的包括所述循环EP激活波的电解剖标测图。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中迭代地计算所述LAT值包括迭代地求解被配置为通过包括折返周期长度值来描述所述EP波的折返的复杂值等式的集合。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中迭代地计算所述LAT值包括迭代地求解所述LAT值、慢度值和所述EP波的传播的三个线性等式的集合。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中迭代地计算所述LAT值包括将使用近似值权重乘法器重新计算的慢度向量重新分配给每个规则化多边形。

5. 一种系统,包括:

接口,所述接口被配置为接收心腔的输入网格表示、所述心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在所述位置处测量的局部激活时间 (LAT) 的相应集合;和

处理器,所述处理器被配置成:

将所述输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格;

将相应LAT和测量位置的所述集合数据拟合到所述规则化多边形;

针对所述规则化多边形迭代地计算相应LAT值,以便在所述规则网格上获得考虑EP波的折返的循环EP激活波解;以及

呈现叠加在所述规则网格上的包括所述循环EP激活波的电解剖标测图。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中所述处理器被配置为通过迭代地求解被配置为通过包括折返周期长度值来描述EP波的折返的复杂值等式的集合来迭代地计算所述LAT值。

7. 根据权利要求5所述的系统,其中所述处理器被配置为通过迭代地求解所述LAT值、慢度值和所述EP波的传播的三个线性等式的集合来迭代地计算所述LAT值。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中所述处理器被配置为通过将使用近似值权重乘法器重新计算的慢度向量重新分配给每个规则化多边形来迭代地计算所述LAT值。

包括折返效应的心脏电生理 (EP) 激活的迭代相干标测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请涉及名称为“ITERATIVE COHERENT MAPPING OF CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGICAL (EP) ACTIVATION INCLUDING SCAR EFFECTS”代理人案卷号为1002-1854的于同一日期提交的美国专利申请,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明整体涉及电生理标测,并且具体地讲,涉及用于心脏内电生理标测的方法和系统。

背景技术

[0004] 电生理心脏标测通常用于标识心脏组织中的心律失常的潜在来源。例如,美国专利申请公布2017/0281031描述了电解剖标测法,该电解剖标测法通过以下步骤来执行:将多电极探头插入活体受检者的心脏中;记录来自心脏中相应位置处的电极的并发电描记图;界定电描记图中相应激活时间间隔;从激活时间间隔生成电传播波标测图;通过调整电描记图的激活时间间隔内的局部激活时间使波的相干性最大;以及报告所调整的局部激活时间。

[0005] 又如,美国专利申请公布2016/0106376描述了通过使用多电极导管收集多个电生理(“EP”)数据点来计算心脏激活波前的局部传导速度,其中每个EP数据点包括位置数据和局部激活时间(“LAT”)数据两者。对于任何EP数据点,可限定包括所选择的EP数据点和至少两个附加EP数据点的EP数据点的邻域。然后可分别使用邻区内EP数据点的位置和LAT来限定位置和LAT的平面。传导速度可通过位置和LAT的平面的交点来计算。所得的多个传导速度可例如通过在三维心脏模型上显示布置在均匀网格中的向量图标而输出为图形表示(例如,电生理标测图)。

[0006] 美国专利6,301,496描述了诊断生物结构诸如心脏中的异常状况的方法,该方法包括以下步骤:在生物结构的表面上的至少三个采样点测量生理响应,计算与响应相关的向量函数,显示该向量函数的表示,并且从该表示中推断异常状况。本发明尤其可用于诊断心律失常,在这种情况下,生理响应是电压,局部激活时间从中推断,并且向量函数是局部激活时间的梯度,具体地讲是传导速度。预计传导速度的大小在疤痕组织中异常地低。

发明内容

[0007] 本发明的实施方案提供一种方法,该方法包括接收心腔的输入网格表示、该心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在该位置处测量的局部激活时间(LAT)的相应集合。将输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格。将相应LAT和测量位置的集合数据拟合到规则化多边形。针对规则化多边形迭代地计算相应LAT值以及壁组织包括疤痕组织的相应概率,以便获得规则网格上的指示疤痕组织的电生理(EP)激活波。呈现叠加在规则网格上的电解剖标测图,该电解剖标测图包括EP激活波和疤痕组织。

[0008] 在一些实施方案中,该规则化多边形包括规则化三角形。

[0009] 在一些实施方案中,迭代地计算该LAT值和该概率包括迭代地求解该LAT值、慢度值和该EP波传播的等式的集合。

[0010] 在一个实施方案中,迭代地计算概率包括将使用疤痕权重乘法器重新计算的慢度向量重新分配给每个规则化多边形。

[0011] 在另一个实施方案中,该方法还包括对测量位置中的至少一些进行二进制标记,以指示疤痕的存在和双EP电势的存在中的至少一者。

[0012] 在一些实施方案中,呈现电解剖标测图包括将指示疤痕组织的传导箭头覆盖在电解剖标测图上。

[0013] 根据本发明的实施方案,还提供了包括接口和处理器的系统。接口被配置为接收心腔的输入网格表示、心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在该位置处测量的局部激活时间(LAT)的相应集合。该处理器被配置为将输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格,将相应LAT和测量位置的集合数据拟合到规则化多边形,并且针对规则化多边形迭代地计算(i)相应LAT值和(ii)壁组织包括疤痕组织的相应概率,以便获得规则网格上的指示疤痕组织的电生理(EP)激活波。该处理器进一步被配置成呈现叠加在规则网格上的包括EP激活波和疤痕组织的电解剖标测图。

[0014] 本发明的另一个实施方案提供一种方法,该方法包括接收心腔的输入网格表示、该心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在该位置处测量的局部激活时间(LAT)的相应集合。

[0015] 将输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格。将相应LAT和测量位置的集合数据拟合到规则化多边形。针对规则化多边形迭代地计算相应LAT值,以便在规则网格上获得考虑EP波的折返的循环EP激活波解。呈现叠加在规则网格上的包括循环EP激活波的电解剖标测图。

[0016] 在一些实施方案中,迭代地计算LAT值包括迭代地求解被配置为通过包括折返周期长度值来描述EP波的折返的复杂值等式的集合。

[0017] 在一些实施方案中,迭代地计算LAT值包括迭代地求解LAT值、慢度值和该EP波的传播的三个线性等式的集合。

[0018] 在一个实施方案中,迭代地计算LAT值包括将使用近似值权重乘法器重新计算的慢度向量重新分配给每个规则化多边形。

[0019] 根据本发明的实施方案,还提供了包括接口和处理器的系统。接口被配置为接收心腔的输入网格表示、心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在该位置处测量的局部激活时间(LAT)的相应集合。该处理器被配置为将输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格,将相应LAT和测量位置的集合数据拟合到规则化多边形,并且

[0020] 针对规则化多边形迭代地计算相应LAT值,以便在规则网格上获得考虑EP波的折返的循环EP激活波解。处理器进一步被配置为呈现叠加在规则网格上的包括循环EP激活波的电解剖标测图。

[0021] 结合附图,通过以下对本发明的实施方案的详细描述,将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

[0022] 图1是根据本发明的实施方案的心脏三维(3D)导航和电生理(EP)信号分析系统的示意性绘画图解;

[0023] 图2是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于计算相干EP激活波的方法和算法的流程图;

[0024] 图3是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于计算作为图2所描述的过程的一部分的疤痕概率的方法和算法的流程图;

[0025] 图4是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于由图2所描述的过程生成EP激活波标测图的方法和算法的流程图;

[0026] 图5是根据本发明的实施方案的将EP波和疤痕组织的折返考虑在内的左心房的相干EP激活标测图的示意性绘画体绘制;并且

[0027] 图6是根据本发明的实施方案的覆盖有示出EP激活波的传播的传导箭头的左心房的相干EP激活标测图的示意性绘画体绘制。

具体实施方式

[0028] 概述

[0029] 心律失常是心跳不规则的一类临床病症。在这类病症内,一个重要的组是室上性心动过速(SVT),其包括心房心动过速、心房颤动、心房扑动和阵发性室上性心动过速。就SVT方面,如上述名称所暗示的,心律失常源自心脏的心房。

[0030] SVT事件的一部分是由疤痕组织引起的电生理(EP)不连续性。例如,非典型心房心动过速事件通常在具有消融相关疤痕的患者中发生。在疤痕组织区中,EP激活可被完全阻塞或部分阻塞(慢传导区)。这些区在下文中称为“阻塞线”或疤痕区。

[0031] 下文描述的本发明的实施方案提供迭代相干电解剖(ICEA)标测方法和系统,以标识属于SVT组的潜在心律失常。在所公开的描述的上下文中,“相干”意指导出最佳拟合EP激活波传播描述,其中传导速度是循环且连续的。

[0032] 因此,除了非传导区(诸如疤痕)之外,在数学上不允许激活波的方向的急剧变化或激活波速度的突然变化,其中激活被某些解剖屏障或疤痕组织阻塞。因此,除了正确地捕获心脏EP激活的连续和循环(即,如下的激活波折返)特征之外,所公开的相干标测方法还产生显示任何形式的疤痕区(例如,线)的EA标测图。

[0033] 如上文所指出的,所公开的相干标测方法解决了激活波折返的发生,诸如折返性心动过速(RT),这是一种生理条件,其中EP激活波在心脏内以圆周行进(即,循环EP激活波的发生),而不是从心脏的一端移动到另一端,然后终止于生理屏障(非传导解剖结构)。当EP激活波在某个循环长度(例如,ECG中的连续峰之间的时间)连续传播时,心腔中的波传播可跨越整个折返循环,其中循环中的波前“晚期”与下一个循环的“早期”波前相交。因此,区可能被分配错误的局部激活时间(LAT),该局部激活时间的间隔为一个周期长度,而这些波前应在时间上接近。

[0034] 通过将波折返考虑在内,所公开的ICEA方法的实施方案克服了EA标测图中产生的折返伪影,因此,ICEA被设计来在大多数心律失常类型的工作,而在一些实施方案中,所公开的方法针对心房扑动(AFL)情况和其他大折返情况进行优化。通常显示异常的EP活性(例

如由于存在AFL)的心腔的所得EA标测图以不含折返相关“彩虹”伪影(下文)的方式呈现此类异常的EP活性,该“彩虹”伪影以其他方式引起,即,通过不将EP波折返考虑在内的模型。因此,通过使用所公开的ICEA标测方法来消除此类“彩虹”伪影。

[0035] 在一些实施方案中,所公开的模型接收心腔的输入网格表示、心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在该位置处测量的LAT的相应集合。这些位置和相应LAT值在下文中也共同被命名为“数据点”。处理器将输入网格重新网格化成包括规则化多边形(诸如三角形)的规则网格,该规则化多边形也被称为“面”。在一些实施方案中,处理器执行所测量数据点的集合与规则化多边形的数据拟合。

[0036] 在获得初始迭代相干解之后,使用指示原本连续的ICEA标测图中的不连续性的信息。例如,处理器利用用户提供的数据点的标记来指示正常、疤痕或双电势组织区。在所公开的描述的上下文中,双EP电势被限定为可在记录在心腔(诸如心房)的组织壁上的分级和多组分电描记图中标识的特定双尖峰。

[0037] 在本发明的一些实施方案中,处理器进一步将每个面(即,三角形)分配为非电子传导区(即疤痕组织)的概率。通过将标测图上的测量点是正常、疤痕或双电势测量的考虑在内来分配(由用户自动地或手动地)概率。该分配还可包括对LAT模式和慢度值的考虑,其中慢度是向量,其大小为沿连接两个相邻面的测地线的EP信号速度向量的大小的倒数,并且其方向与速度向量相同,如下文所描述的。

[0038] 一旦向面提供了高的非传导概率,就施加松弛的慢度连续性约束以及松弛的边界速度约束,以生成考虑疤痕组织可能存在的标测图。慢传导区(包括阻塞线)通过具有相对传播向量(即,ICEA标测图上指示它们之间的阻塞线的反平行传导箭头)的激活波进一步标识,其中传播向量围绕疤痕,指示非传导组织。在一个实施方案中,具有低振幅的EP信号的位置被分配有更高的作为传导屏障的一部分的概率。

[0039] 处理器通过迭代地计算用于传导或疤痕区的一部分的每个面的LAT值和概率(即,权重)来估计规则网格上的EP激活波,包括疤痕区的指示。迭代地计算的权重推断增加或减小某个面为疤痕的可能性的数据,并输出每个面的计算的疤痕概率。然后将疤痕权重(即,疤痕概率)作为乘法权重合并回线性等式中,该乘法权重降低了阻塞线区中的连续等式的强度。通过相同的乘法权重也减少了对慢度的约束。这允许解更自由地(例如突然)在阻塞线区中变化。处理器基于除非EP激活波遇到疤痕区否则它是连续的假设执行迭代计算。

[0040] 处理器然后生成相干激活标测图,该相干激活标测图描述例如由于疤痕的存在而通常至少部分异常的EP激活波。在一个实施方案中,处理器使用循环色标来呈现所得的ICEA标测图,以便抑制呈现对导致“彩虹伪影”的“早期与晚期相交”的依赖,如下文所描述的。在另一个实施方案中,相干EP激活标测图包括示出EP激活波的正常或异常传播的传导箭头。

[0041] 通常,处理器被编程在包含特定算法的软件中,该特定算法使得处理器能够执行上面提到的处理器相关步骤和功能中的每一个。

[0042] 所公开的迭代相干EP标测方法创建了一种标测系统,在该标测系统中,医生可容易且可靠地标测并解释复杂心律失常。因此,所公开的系统和方法提供了可增加后续侵入式心脏治疗(诸如导管消融)的成功率的工具。

[0043] 系统说明

[0044] 图1是根据本发明的实施方案的三维(3D)导航和电生理(EP)信号分析系统20的示意性绘画图解。系统20可被配置为分析基本上任何生理参数或此类参数的组合。在本文的描述中,以举例的方式,假定所分析的信号为心脏内和/或心脏外(身体表面)心电图(ECG)电势时间关系。为了充分表征此类关系,在不同位置处的信号需要在时间上彼此参考,诸如在LAT标测图生成期间完成。时间参考通过相对于参考时间(例如,时间上的示例)进行测量来实现,诸如ECG参考信号的每个QRS波群的开始(即,每个心跳的开始)。在一个实施方案中,参考信号从放置在冠状窦中的导管接收。对于SVT,参考信号表示心房活动,该心房活动可以是心室活动频率的双倍或三倍。用于生成LAT标测图的方法在上面引用的美国专利9,050,011中有所描述。

[0045] 为简洁和清晰可见,除非在另外指明的情况下,否则下述描述均假设其中系统20使用探针24测量心脏34的实际电活性。假设探针的远侧端部32具有电极22。除了其他用途外,所测量的信号用于创建患者26的心脏34的壁组织的至少一部分的LAT标测图。

[0046] 通常,探针24包括导管,该导管系统在医生28使用系统20执行标测过程期间被插入患者26体内。在该过程中,假设患者26附接到接地电极23。此外,假设电极29在心脏34的区中附接到患者26的皮肤。

[0047] 在一个实施方案中,当探针24在心腔的一部分上移动时,该探针采集局部心内心电图(ECG)。测量的心脏内ECG迹线中的一些特征在异常EP激活波在导管电极下穿过的时刻被注释。在这些情况下,还记录探针24的位置。

[0048] 系统20可由系统处理器40控制,该系统处理器包括与存储器44通信的处理单元42。在一些实施方案中,包括在系统处理器40中的存储器44存储患者26的心脏34的壁组织的至少一部分的LAT和/或电压标测图62。处理器40通常被安装在控制台46中,该控制台包括操作控制件38,该操作控制件通常包括医生28用来与处理器交互的定位装置39,诸如鼠标或轨迹球。

[0049] 处理器40(具体地讲,处理单元42)运行包括探针跟踪器模块30、ECG模块36和EP激活分析模块35的软件,该软件用于操作系统20和/或用于EP激活分析模块35运行所公开的分析的至少一部分(使用例如存储在存储器44中的LAT或经调整的LAT标测图62),以便对心律失常建模。

[0050] ECG模块36被耦合以接收来自电极22和电极29的实际电信号。模块被配置用于分析实际信号并且可将分析结果以标准ECG格式(通常为随时间移动的图形表示)呈现在显示器48上。

[0051] 探针跟踪器模块30通常在患者26的心脏内跟踪探针24的远侧端部32的位置。跟踪器模块可使用本领域已知的用于位置跟踪探针的任何方法。例如,模块30可操作基于磁场的位置跟踪子系统。(为简洁起见,图1中未示出此种子系统的部件。)

[0052] 作为另外一种选择或除此之外,跟踪器模块30可通过以下方式跟踪探针24,即测量电极23、电极29和电极22之间的阻抗,以及可位于探针上的其它电极的阻抗。(在这种情况下,电极22和/或电极29可提供ECG以及位置跟踪信号两者。)由Biosense Webster(加利福尼亚州尔湾市)生产的Carto3[®]系统使用磁场位置跟踪和用于位置跟踪的阻抗测量两者。

[0053] 使用跟踪器模块30,处理器40能够测量远侧端部32的位置。此外,使用跟踪器模块

30和ECG模块36两者,处理器能够测量远侧端部的位置以及在这些特定位置处检测到的实际电信号的LAT。如上所述,来自单个电极22的电跟踪信号可与磁性跟踪信号整合,使得记录每个电极的位置。此类混合(即,磁性/电动)跟踪系统和方法(称为“高级当前位置”(ACL))在多种医学应用中实现,例如在由Biosense Webster股份有限公司生产并且在美国专利8,456,182(该专利的公开内容以引用方式并入本文)中详细描述的CARTO™系统中实现。

[0054] 将由处理器40执行的操作的结果在显示器48上呈现给医生28,该显示器通常为医生呈现图形用户接口、由电极22感测的ECG信号的视觉表示和/或正在被研究的心脏34的图像或标测图。

[0055] 由处理器40运行的软件可例如以电子形式通过网络下载到处理器40,或者另选地或除此之外,该软件可被提供和/或存储在诸如磁存储器、光学存储器或电子存储器的非暂态有形介质上。具体地,处理器40运行使得处理器40能够执行所公开的步骤的专用算法,如下文所描述的。

[0056] 包括折返和疤痕效应的的心脏EP激活的迭代相干标测

[0057] 图2是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于计算相干EP激活波的方法和算法的流程图。根据本发明实施方案的算法由处理器40执行。

[0058] 在使用图2的流程图详细描述这些步骤之前,下面是ICEA方法的步骤80-84的总体描述。在一些实施方案中,所公开的方法包括接收可对例如心脏的心房进行建模的输入三维(3D)网格(即,形状)。3D输入网格包括多边形,诸如三角形(即三角形网格)。在本发明的一些实施方案中,处理器将输入网格重新网格化成包括规则三角形(下文中也称为“面”)的规则网格。规则网格使得能够限定并迭代地求解线性等式的集合,该线性等式的集合保持EP波的连续性以及降低计算量,如下面所描述的。

[0059] 所公开的方法进一步包括接收包括在心房的壁组织上的测量位置和在该位置处测量的局部激活时间(LAT)的相应集合的数据点的集合。在一些实施方案中,使用基于导管的电解剖标测系统(诸如CARTO™)测量该数据点的集合,该电解剖系统使用标测导管,诸如PENTARAY®或LASSO®(系统和导管均由加利福尼亚州尔湾市的Biosense Webster公司制造)。

[0060] 在一些实施方案中,所公开的方法使用作为输入的使用快速解剖标测(FAM)技术获得的解剖标测图。所公开的方法可通过处理器40丢弃标测图中除解剖结构本身之外的任何信息(例如,从心腔的输入电解剖标测图中使用的是腔室几何形状的初始网格)来使用更多信息的电解剖标测图作为输入解剖标测图。

[0061] 在本发明的一些实施方案中,处理器丢弃一些所接收的数据点(即,测量位置和相应LAT)和/或对一些数据点执行数据拟合,使得数据点匹配所公开的规则网格。

[0062] 在一个实施方案中,处理器40使用称为组织接近指数(TPI)的技术丢弃被确定为在标测电极不与组织物理接触时采集的数据点。

[0063] 在另一个实施方案中,处理器调整测量位置,否则该测量位置不符合由规则网格提供的解剖结构的实际描述。这样,本发明所公开的相干标测方法克服了导管测量位置中的误差,诸如源自导管向腔室壁施加力并使形状变形(施加以确保EP信号采集电极与组织良好电接触的力)的误差或来自与导管位置在腔室壁上的变化不相关的呼吸运动的误差。

[0064] 接着,处理器使用输入(即,测量位置和相应LAT),并且该输入网格被重新网格化成三角形面。在一个实施方案中,所公开的模型假设EP激活波在两个相邻面之间的传播沿着慢度向量的方向,沿着连接面中心的形状上的测地线。因此,面中心之间的时间差是它们之间的测地线距离乘以慢度向量。

[0065] 该模型最初进一步假设EP激活波是连续的,这意味着相邻面应具有类似的慢度向量。此外,该模型还最初假设EP激活波的传导速度在最小可能速度和最大可能速度之间(即,在正常心肌已知的速度范围内)。

[0066] 所公开的模型在边界条件下将上述假设用等式表示成线性等式的集合。处理器首先非迭代地求解等式以获得叠加在形状上的相干EP激活波的初始猜测。可基于积累的支持性数据(诸如局部速度向量)来重新计算ICEA模型,以确保EP激活标测图在收集数据时继续改变。在一个实施方案中,通常在采集所有EP数据之后,由用户发起所公开的ICEA计算。如果要添加新EP数据,则用户从最初开始就重新开始计算,包括初始非迭代解。

[0067] 使用初始解,处理器接着以最小二乘法方式迭代地求解线性等式的集合,其旨在基于另外的假设来找到“最佳拟合”EP激活:每个面测得的LAT值影响作为从测量点到相邻面中心的距离的函数的它们的相邻面LAT值。迭代计算产生了由叠加在形状上的推导EP激活波组成的整体最佳拟合解。迭代次数(通常最多几次)是预设参数,其基于在开发阶段期间对多个EA标测图的目视检查,以便确认在超出预设迭代次数的解中没有更多明显变化。用户发起计算,并且通常在几秒内接收完整的ICEA标测图。

[0068] 该过程在上载步骤80处开始,其中处理器40上载该方法的输入,该输入包括(i)代表心腔壁的3D网格(用三角测量法测定的),(ii)测量的数据点的集合(例如,位置和LAT),(iii)ECG迹线中注释的周期长度,诸如心房扑动的周期长度 t_{cl} ,如插图280所示,以及(iv),标记的位置,诸如疤痕和双电势。在一些实施方案中,例如,如果以下计算不考虑折返,或不包括疤痕相关计算,则不需要步骤(iii)或(iv)。

[0069] 接着,在等式构建步骤81处,处理器40为网格中的每个面(即三角形)分配两个变量:LAT值和慢度向量。要为这两个变量构建等式的集合,该方法生成三个影响这两个变量的假设:

[0070] 1. EP激活波是连续的,这意味着相邻面应具有类似的慢度向量。

[0071] 2. 在给定面处测量的LAT值影响作为从测量位置到相邻面的质心的距离的函数的所计算的相邻面LAT。

[0072] 3. 激活波保持所公开的传播等式,这意味着该波在其慢度向量的方向上在面之间传播,并且面中心之间的时间差是它们之间的测地线距离乘以慢度向量。

[0073] 从上述假设推导出线性等式的集合:

$$[0074] \quad \text{公式1} \quad \begin{cases} w_{i,j}^{dist}(\varphi_i^{meas} - \varphi_j) = 0 & (I) \\ \vec{s}_i = R(j,i)\vec{s}_j & (II) \quad \text{其中在公式1 (I) 中,权重} \\ \vec{s}_j \cdot \vec{d}_j - \vec{s}_i \cdot \vec{d}_i = \varphi_j - \varphi_i & (III) \end{cases}$$

$w_{i,j}^{dist}$ (下文也成为“近似值权重”)表示测量的LAT值*i*对计算用于面*j*的LAT值的相对效应,并且 ϕ 是周期性复变函数,其表示具有作为变量的查找LAT值的循环EP激活波(将折返考虑

在内)。

[0075] 在公式1中,等式(I)使用当 $w_{i,j}^{dist}$ 将在面i处的LAT测量值与面j的LAT值相关联,其指数衰减使用的测量位置中的任一个和面位置之间的距离,以随着与规则形状的距离增加而具有减小的影响。当 $w_{i,j}^{dist}$ 被设置为零超出给定距离(通常在大约几毫米),其中这些等式中的一些是无效表达式。以此方式,每个EP测量均具有与它的与规则形状的距离成比例的相对效应,并且每个测量均影响相邻面。最接近规则形状的测量点更有可能是准确的。

[0076] 等式(II)将慢度向量 \vec{s}_i 和 \vec{s}_j 连接,该向量以复数形式提供以通过旋转矩阵R(j, i)处理折返,如下面所描述的。

[0077] 等式(III)是传播等式,其指出在两个相邻面之间传播的波应当具有与相关联的面之间的距离有关的慢度和LAT。由于将为任何两个相邻面写入等式,因此它反映了与形状中的所有面相关联的所有LAT和慢度向量之间的关系。

[0078] 公式1(I)-(III)应用关系:

$$[0079] \quad \text{等式2} \begin{cases} \vec{s}_i = \frac{2\pi i}{T_{cl}} \varphi_i \vec{s}_i \\ \varphi_i = \exp\left(2\pi i \frac{t_i}{T_{cl}}\right) \end{cases}$$

[0080] 等式2的关系假设所有时间标度都很短 $\frac{t_0 - t_i}{T_{cl}}, \frac{t_j - t_0}{T_{cl}} \ll 1$, 并且保持假设 $\sin(x) \approx x$ 和 $\cos(x) \approx 1$ 。等式2中的 T_{cl} 是折返循环长度。

[0081] 上述循环波复数格式作为时间的函数将上述折返情况的发生考虑在内,其中激活波在某些循环长度上连续传播。

[0082] 公式1(II)是连续传播等式(类似),其中要求两个相邻面具有类似的慢度向量 \vec{s}_i 。慢度向量 \vec{s}_i 在 C^3 中。 $R(j, i)$ 是在两个相邻面I和J之间的旋转矩阵。

[0083] 公式1(III)是面之间的循环EP激活波的传播等式。波前已经行进的距离是测地线距离的投影,该测地线距离是两个面质心的距离, $\|\vec{d}_j\| + \|\vec{d}_i\|$ 。

[0084] 在初始等式求解步骤82处,处理器40以非迭代方式求解公式1以获得EP激活波的初始猜测。在一个实施方案中,公式1以最小二乘法方式求解。该值使用数值线性代数的数学方法进行,该方法包括Cholesky分解,然后是前向和后向替换,如由SIAM出版社出版的Trefethen, L.N. 和Bau, D. 合著的专著“Numerical Linear Algebra”(1997),第172-178页,中所描述的。

[0085] 在一个实施方案中,公式1的项(I)(II)(III)被并入单个稀疏矩阵等式中。可为每个子等式(即,项)分配不同的优化权重以平衡各种影响因子。可在迭代之间更改这些优化权重。这些优化权重也是预设参数,如迭代次数。

[0086] 在初始猜测中,慢度向量的物理意义描述了时间的复杂阶段相对于距离的变化。这与描述时间相对于距离的变化的规则慢度向量形成对比。由于慢度是复杂的,物理限定是不同的并且在一定程度上是人为的。

[0087] 在复杂域中求解公式1以自然的方式解决了循环激活,并且去除了早期与晚期相交效应所带来的复杂性。为了获得对慢度的物理上有意义的表达,需要另外的步骤,其中构建并求解迭代的等式的集合。

[0088] 需注意,求解复杂函数使得能够简单计算循环激活,但是需要将复杂的慢度转换回实际值,以便保留慢度向量的物理意义。因此,最后, \vec{s}_i 被转换回 $\vec{s}_i \in \mathbb{R}^3$ 。这是通过在实变量 \vec{s}_i 、 $\text{Re}(\varphi_i)$ 、 $\text{Im}(\varphi_i)$ 方面使用等式1来完成的。

[0089] 在迭代等式构建步骤83处,为了使用在步骤82中获得的初始猜测迭代地求解等式1,所公开的方法使等式1线性化,以用于 \vec{s}_i , φ_i :

$$[0090] \quad \text{公式3} \begin{cases} \varphi_i = \varphi_i^{n-1} + \Delta\varphi_i \\ \vec{s}_i = \vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i \end{cases}$$

[0091] 为了接收线性化的等式1:

$$[0092] \quad \text{公式4. (I)} \begin{cases} w_{i,j}^{dist} (\text{Re}(\varphi_i^{meas}) - \text{Re}(\varphi_j) - \text{Re}(\Delta\varphi_j)) = 0 \\ w_{i,j}^{dist} (\text{Re}(\varphi_i^{meas}) - \text{Im}(\varphi_j) - \text{Im}(\Delta\varphi_j)) = 0 \end{cases}$$

$$[0093] \quad \text{公式4. (II)} \quad \vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i = R(j, i)(\vec{s}_j^{n-1} + \Delta\vec{s}_j) \\ (\vec{s}_j^{n-1} + \Delta\vec{s}_j) \cdot \vec{d}_j \text{Im}(\varphi_j^{n-1}) - (\vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i) \cdot \vec{d}_i \text{Im}(\varphi_i^{n-1}) + \vec{s}_j^{n-1}$$

$$[0094] \quad \text{公式4. (III)} \quad \cdot \vec{d}_j \text{Im}(\Delta\varphi_j) - \vec{s}_i^{n-1} \cdot \vec{d}_i \text{Im}(\Delta\varphi_i) \\ = -\frac{T_{cl}}{2\pi} \text{Re}(\varphi_j^{n-1} + \Delta\varphi_j - (\varphi_i^{n-1} + \Delta\varphi_i))$$

[0095] 在一个实施方案中,求解实线性化等式1(即,等式4),以用于线性变量 $\Delta\varphi_i$ 、 $\Delta\vec{s}_i$ 。常数 φ_i^{n-1} 、 \vec{s}_i^{n-1} 是在先前迭代中获得的解。在一次迭代中, φ_i^0 、 \vec{s}_i^0 是通过用于复合LAT的解和在步骤82中获得的初始猜测的真实慢度来初始化的。

[0096] 基于所测量的激活时间、计算的传播向量和每个面的中心之间的已知距离来计算每个面的传导速度。在若干条件下,线性解可生成接近零的慢度向量(也称为“源”或“汇”)的区。此类区不现实,因为它们意味着速度无限的位置。为了使EP传导速度保持接近一些正生理常数a,添加了约束:

$$[0097] \quad \text{公式5} \quad \frac{1}{\|\vec{s}_i\|} = \frac{1}{a}$$

[0098] 公式5“惩罚”来自a的大速度的偏差(小慢度)。在泰勒展开之后,获得对 $\Delta\vec{s}_i$ 、 $\Delta\varphi_i$ 的约束的以下集合:

$$[0099] \quad \text{公式6} \begin{cases} \|\vec{s}_i^{n-1}\| + \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} = a \\ \frac{1}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} - \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|^3} = \frac{1}{a} \end{cases}$$

[0100] 只有在找到线性初始解后才能添加等式6的约束,因为不可能在 \vec{s}_i 中以线性形式

写入约束,因为其包含带有诸如 $\|\vec{s}_i\|$, $\frac{1}{\|\vec{s}_i\|}$ 的表达式。当以 Δ 形式写入等式时,有可能通过 $\Delta\vec{s}_i$ 进行泰勒展开并且以线性形式约束。

[0101] 接着,在迭代求解步骤84处,处理器40利用变量 $Re(\Delta\varphi_i)$, $Im(\varphi_i)$, $\Delta\vec{s}_i$ 通过首先将慢度投影到重建的表面上并且使用步骤82中描述的方法以矩阵形式写入等式(即,将线性基础改变为利用其更容易求解公式4的基础)来求解等式4。

[0102] 在步骤81-84中,在假设激活波连续传播的情况下求解公式4。为了将疤痕信息并入解中,需要框架来检测疤痕并且允许EP激活波(即解)在阻塞线区和非传导区中产生不连续性。

[0103] 所公开的相干标测方法为使解不相干(即,不一致或不连续)的约束分配较小的权重。因此,处理器确定为无效(即,异常值LAT值)的测量的LAT值在迭代期间由处理器去除。该方法在接收迭代的解向量之后分配新权重。对于LAT约束,此过程过滤出不一致的点。对于相邻约束,这去除了不一致的边缘。

[0104] 在使用图2的流程图详细描述这些步骤之前,下面总体描述ICEA方法的步骤85-90。该框架也建立在迭代法之上,但是这一次在疤痕权重引入步骤85处引入了疤痕(面)权重 w_i^{sf} ,并且在步骤87-100中迭代地计算。权重在 $[0.05, 1]$ 范围内,其中0.05指示疤痕。

[0105] 迭代地计算的权重推断增加或减小某个面为疤痕的可能性的数据,并输出每个面的计算的疤痕概率。然后将疤痕权重(即,疤痕概率) w_i^{sf} 作为乘法权重合并回步骤87中,该乘法权重降低了阻塞线区中的连续等式的强度。对慢度标准的约束,诸如由等式6设置的那些约束,也通过乘法权重减小。这允许解在阻塞线区中更自由地变化。

[0106] 首先,传播等式公式4(II)乘以与边缘相邻的两个面(i, j)的两个相应权重 $w_{ij}^{sf} = \min\{w_i^{sf}, w_j^{sf}\}$ 的最小值:

$$[0107] \quad \text{公式7} \quad \vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i = w_{ij}^{sf} \cdot R(j, i)(\vec{s}_j^{n-1} + \Delta\vec{s}_j)$$

[0108] 这反映了这样的假设,如果面中的任一个已经被指示为疤痕(即具有小 w_i^{sf}),则存在面之间的缓慢传导。

[0109] 因此,对于其中检测到疤痕的区,连续传播等式40(II)的权重减小。这降低了对相邻面之间的慢度相似性的要求,从而允许带有疤痕的区中的波传播的不连续性。

[0110] 其次,归一化慢度和速度等式(公式6)与计算的权重相乘。因此,减少对于疤痕面的特定目标速度大小的要求:

$$[0111] \quad \text{公式8} \quad \begin{cases} \|\vec{s}_i^{n-1}\| + \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} = a \cdot w_i^{sf} \\ \frac{1}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} - \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|^3} = \frac{1}{a \cdot w_i^{sf}} \end{cases}$$

[0112] 将疤痕概率整合回等式中之后,在疤痕权重整合步骤87处,处理器40求解修改的等式4,并且在LAT和慢度输出步骤89处提出新解。接下来,在步骤100处计算新的、精确的疤痕概率,最多达到预定次数的迭代,此时经过验证以产生足够准确的标测图,诸如图6中所

描述的相干EP激活标测图。

[0113] 图3是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于计算作为图2所描述的过程的一部分的疤痕概率的方法和算法的流程图。图3描述包括在步骤100中的不同模块(即,计算子步骤),其允许EP激活波解在阻塞线区和非传导区的线上产生不连续性。根据本发明实施方案的算法由处理器40执行。

[0114] 步骤100包括计算模块(即,步骤)91-98,该计算模块向每个面推断增加或减小网格的某个三角形面代表疤痕的可能性的数据。步骤91-98中的每一个的输出是在零和一之间的范围的权重。权重在范围[0,1]内,其中一指示正常面,并且零指示疤痕或“缓慢传导”面(在当前版本中,二者之间不存在差别)。

[0115] 在步骤92-96中计算的权重以成本函数的矩阵形式排列,如下所述,并且步骤99通过使成本函数最小化来计算疤痕权重 w_i^{sf} 。在步骤99中处理器40通过将在步骤91-98中收集的信息整合到每个面的组合概率中来计算疤痕权重 w_i^{sf} 。

[0116] 在边界区的加权步骤92处,处理器40计算边界区域面权重 w_i^{int} ,该权重指示来自附近测量的LAT的色散斜率。陡峭的色散可指示与疤痕交界的区。

[0117] 在大慢度加权步骤93处,处理器40计算慢度权重 w_i^{sl} ,该慢度权重指示面是否具有大慢度向量。这增加了面是疤痕的概率。

[0118] 在LAT关联加权步骤94处,处理器40对测量的LAT和计算的面LAT之间的差值进行加权。这被称为表面测量面权重并且表示为 w_{ij}^{mf} 。权重 w_{ij}^{mf} 反映测量点i和面j之间的“结合强度”。

[0119] 在疤痕关联加权步骤95处,处理器40计算反映疤痕测量点i和面j之间的“结合强度”的权重 w_{ij}^{smf} 。权重随着面i和面j之间的空间距离的增大而减小。

[0120] 在单例疤痕密度加权步骤96处,处理器40计算单例疤痕密度权重 w_i^{ssd} ,该单例疤痕密度权重指示单个疤痕测量被规则(非疤痕)测量所围绕的区。该权重被限定为减少任何面的疤痕概率,其中疤痕指示太稀疏而不能真实地成为有效的测量。这通过查看附近疤痕测量和附近无疤痕测量之间的比率来完成。如果存在许多非疤痕测量和分离的疤痕测量,则从这个模块生成的权重降低了这个面是疤痕的概率。

[0121] 在步骤92-96中计算出的不同权重由推断整合疤痕信息模块99处理,该模块计算每个面的疤痕概率。如图2所示,然后将疤痕概率合并回迭代计算的步骤87中,以减小阻塞线区中的连续等式的强度。此外,如上面所指出的,还减小了慢度标准和速度标准等式的相对强度。这允许解在阻塞线区中更自由地变化。

[0122] 步骤99通过将以下规则用等式表示成本函数来计算每个面的疤痕概率权重:

[0123] 1. 疤痕/慢传导区是连续的。

[0124] 2. 疤痕标记的测量意味着附近有疤痕。

[0125] 3. 具有许多附近测量点的区是传导的。

[0126] 4. 大边界区权重或双电势标记的测量指示疤痕的边界。

[0127] 5. 具有低周围信息(即,附近没有测量点)的区具有更大的疤痕的概率。

[0128] 6. 靠近疤痕标记的测量并且具有大的慢度的区具有更大的疤痕的概率。

[0129] 所得的成本被限定为二次项和线性项的总和：

$$[0130] \quad \text{公式9} \quad C(w_i^{sf}) = \frac{(w_i^{sf})^t H w_j^{sf}}{2} + (w_i^{sf})^t L$$

[0131] 其中 w_i^{sf} 是所有面的权重向量，并且 $H(i, j)$ 是包括面权重对的成本项的对称矩阵：

$$[0132] \quad \text{公式10} \quad H_{nm}(i, j) = \begin{cases} 1 & n = m = i \text{ or } n = m = j \\ -1 & n = i; m = j \text{ or } n = j; m = i \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

[0133] 等式9的二次成本项被限定为：

$$[0134] \quad \text{公式11} \quad C_{quadratic} = (w_i^{sf})^t H(i, j) (w_j^{sf}) = (w_i^{sf} - w_j^{sf})^2$$

[0135] H 反映疤痕概率的连续性，这意味着相邻面应具有类似的疤痕概率。其目的是连接碎片化的疤痕区。

[0136] L 是与每个面相关联的线性成本项的向量。它由两个矛盾项组成，一个项包括支持疤痕的所有信息，另一个包括指示正常面的所有信息：

$$[0137] \quad \text{然后将线性成本向量限定为公式12} \quad L_i = f \cdot S_i^{scar} - (1 - f) \cdot S_i^{normal}$$

[0138] 每个面的线性项 S_i^{scar} 、 S_i^{normal} 支持疤痕面或正常面的存在，并且是在步骤92-96中计算出的权重的函数。 f 是具有在 $[0-1]$ 之间的值的正常化因子。当针对面 f 成本函数为正时，这意味着得分指示疤痕，并且处理器40通过向该面分配低权重来起到使得分最小化的作用。当成本函数为负时，这指示正常面，并且处理器40通过向该面分配高权重来起到使权重最大化的作用。这是通过将线性成本项写入为：

$$[0139] \quad \text{公式13} \quad C_{linear} = (w^{sf})^t L$$

[0140] 此项将被添加到二次项（公式11）以获得最终的成本函数。优化器求解为每个面限定的权重 w^{sf} 。其中一的 w^{sf} 权重指示传导面，而零的权重指示阻塞。

[0141] 假设 f 是 0.5，在 $S_{i^{scar}}$ 是 1 并且 $S_{i^{normal}}$ 是 0.2，（二者是面的疤痕得分和正常得分）的情况下， L_i 将是 0.4，其大于零。这鼓励优化器为这个面提供接近零的 w^{sf} 权重，以便使总成本函数最小化。接近零的 w^{sf} 权重指示疤痕。在 $S_{i^{scar}}$ 是 0 并且 $S_{i^{normal}}$ 是 1 的相反的情况下， $L_i = -1$ ，这提供了迫使优化器分配指示正常面的接近 1 的 w^{sf} 。使用负值和正值允许优化器为正常面分配接近 1 的值，同时为疤痕面分配接近 0 的值。

[0142] 处理器40通过使总成本函数 $C(w_i^{sf})$ 最小化来推导出权重向量 w_i^{sf} ，这是使用二次编程完成的。我们如下用等式表示问题：

$$[0143] \quad \text{公式14} \quad \underset{w_i^{sf}}{\text{argmin}} C(w_i^{sf}), \quad \text{st. } 0.05 \leq w_i^{sf} \leq 1$$

[0144] 这个问题使用内点凸优化解决，该内点凸优化如由 Florian A. Potra 和 Stephen J. Wright 在“Interior-point methods,” Journal of Computational and Applied Mathematics, 卷124, issues (1-2), 第281-302页, (2000) 中所描述的。此模块的输出是合并

到步骤87中的疤痕面权重 w_i^{sf} ，该疤痕面权重是面i是正常的概率。

[0145] 图3所示的示例性流程图完全是为了概念清晰而选择的。例如，为了便于呈现，省略了进一步的具体实施细节。

[0146] 图4是示意性地示出根据本发明的实施方案的用于由图2所描述的过程生成EP激活波标测图的方法和算法的流程图。根据本实施方案的算法执行过程，该过程在接收输入网格步骤299处以处理器40接收心腔的三维网格表示299a开始。如图所示，网格299a包括不规则三角形面。带有具有大小侧面（通常由前述FAM技术生成）的三角形的网格（诸如网格299a）导致由所公开的方法制造的几何近似值中的误差。接着，在输入网格规则化步骤300处，处理器40重新网格化输入网格299以产生更规则的网格300a。还执行重新网格化以优化由所公开的方法应用于EP波估计需求的计算步骤。在一个实施方案中，网格分辨率（三角形数）确定所生成的等式（例如，如在给定大小的矩阵中实现）的数量。步骤300通过减少该数量的等式来减少图2和图3中所描述的计算量。

[0147] 接着，在网格数据拟合步骤302处，处理器40实际上平移三角形中心的一小部分，以更好地拟合附近测量位置，同时保持重建完整。需要步骤302，因为在创建网格时的数据采集期间，标测导管趋于推动心房壁生成“膨胀的”重建几何形状。许多测量远离重建，这增加了将测量位置与腔室几何形状相关联的不确定性。

[0148] 接着，处理器40使用专用算法执行图2和图3中描述的计算，以在交互式计算步骤90处为优化的三角形网格的每个面推导出LAT、慢度和疤痕概率的值。通常，疤痕权重在每次更新LAT和慢度值时都更新。

[0149] 然后，在投影步骤304处，处理器40将步骤302的所得值投影在初始网格299a上。如上面所描述的，EP激活波通过简化网格进行计算。然而，所公开的方法提供了用于初始网格的所得相干标测图。标测图被限定在低分辨率网格的面的每个中心中。处理器40通过沿垂直于面的方向向内和向外拍摄来自高分辨率网格的光线来将高分辨率标测面（即，输入标测图299a的面）标测到低分辨率网格上的点。

[0150] 如果只有一个光线命中低分辨率网格，则处理器40选择该点作为低分辨率网格上的关联点。如果光线在两个方向上命中网格，则处理器40选择最近的点。

[0151] 处理器40在由光线命中的点处内插低分辨率网格的面内的LAT值，并将该值分配给高分辨率网格的面。在一个实施方案中，处理器40在采集的数据点的数量小于给定的所需值的组织区中省略LAT信息。因此，在其中EP标测产生太稀疏的标测的此类组织区在任何所得的可视化中“变灰”。

[0152] 步骤304导致处理器40产生如图6中所描述的相干EP激活波标测图400。

[0153] 理解心律失常扑动的一个关键步骤是能够观察整个网格上的波循环。在使3D网格2D屏幕中可视化包括一些困难，包括网格的背面的视图，确定网格的正面对远侧部分的视图等。在等时图生成步骤410处，处理器40将标测图400图像处理成等时视图500。

[0154] 等时视图500是轮廓标测图500a，其中每个轮廓线是沿着其LAT恒定的曲线。以举例的方式，左心房的等时视图500a被带到前后（AP）视图中。在实践中，标测图是彩色编码的。

[0155] 标测图500a是透明的，这允许用户在一个视图中查看波循环的整个跨度，而前部件和远侧部件容易区分。此外，该视图使得容易跟踪整个结构周围的循环，从而更好地理解

心律失常。波的传播速度通过曲线的密度是显而易见的,因为轮廓间隔在时间上均匀地间隔。带有高密度轮廓的区表示缓慢传播,而低密度表示快速传播。疤痕区被视为缺乏轮廓的均匀区。

[0156] 图4所示的示例性流程图完全是为了概念清晰而选择的。例如,为了便于呈现,省略了一些步骤(诸如步骤302)的例示性图形输出。

[0157] 图5是根据本发明的实施方案的将EP波和疤痕组织的折返考虑在内的左心房的相干EP激活标测图400的示意性图形绘制。如图所示,标测图400示出了区210处的实际连续EP激活图案,因为上面所描述的彩虹伪影受到所公开的方法的抑制。明显的不连续性在EP传导区210和非传导疤痕区220之间,如所预期的。

[0158] 图5的插图150是在没有所公开的技术的情况下计算的在左心房上的EP激活的颜色表示的内插的体绘制,以供参考。插图150中所示的示例不考虑波折返。因此,并且如插图所示,出现“彩虹”伪影155。在插图中所示的示例中,在腔室上的EP波传播跨越整个折返循环,其中循环中的波前“晚期”与下一个循环的“早期”波前相交。在此示例中,将组织区分配为相隔一个循环长度的LAT。彩虹状的窄的多阴影路径,其当被彩色编码时指示相邻区之间的一个完整循环长度的转变,从而导致本发明的实施方案消除的标测图中的不连续性,如上面所解释的。即,使用所公开的ICEA方法完全消除上述彩虹伪影。

[0159] 在一些实施方案中,使用循环色标来消除对感兴趣窗口(WOI)中“早期与晚期相交”的依赖。这些颜色表示相对于参考电描记图的相对时间差异,从而消除了“早期与晚期相交”的概念。色圈表示激活图案。因此,例如,红色不表示早期,并且紫色不表示晚期,如它们在标准图中所做的那样;色圈以自然循环的方式描述激活时间的比例关系,该比例关系不产生彩虹状转变。

[0160] 图6是根据本发明的实施方案的覆盖有示出EP激活波的传播的传导箭头330的左心房的相干EP激活标测图440的示意性绘画体绘制。传导箭头330是向量,全部具有固定长度,并且各自具有在该形状上的位置处的相应慢度向量的方向,该方向提供EP活性的另外的可视化。例如,传导箭头330通常被视为环绕疤痕区。在另一个实施方案中(图6中未示出),传导箭头具有不同的长度,该长度代表慢度除了其方向之外的大小。

[0161] 应当理解,上述实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文描述的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描述时将会想到该变型和修改,并且该变型和修改并未在现有技术中公开。以引用方式并入本专利申请的文献被视为本申请的整体部分,不同的是如果这些并入的文献中限定的任何术语与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突,则应仅考虑本说明书中的定义。

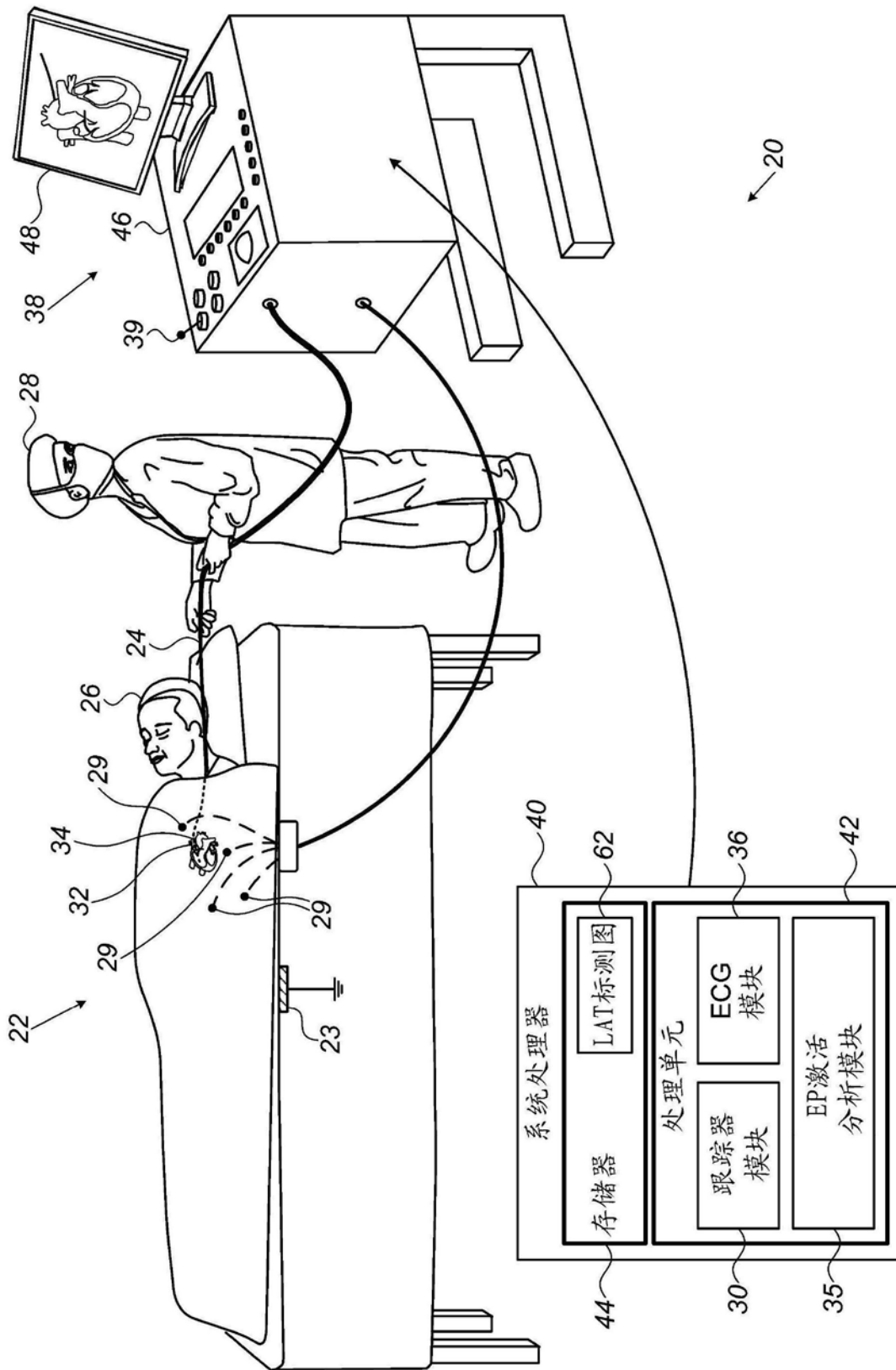


图1

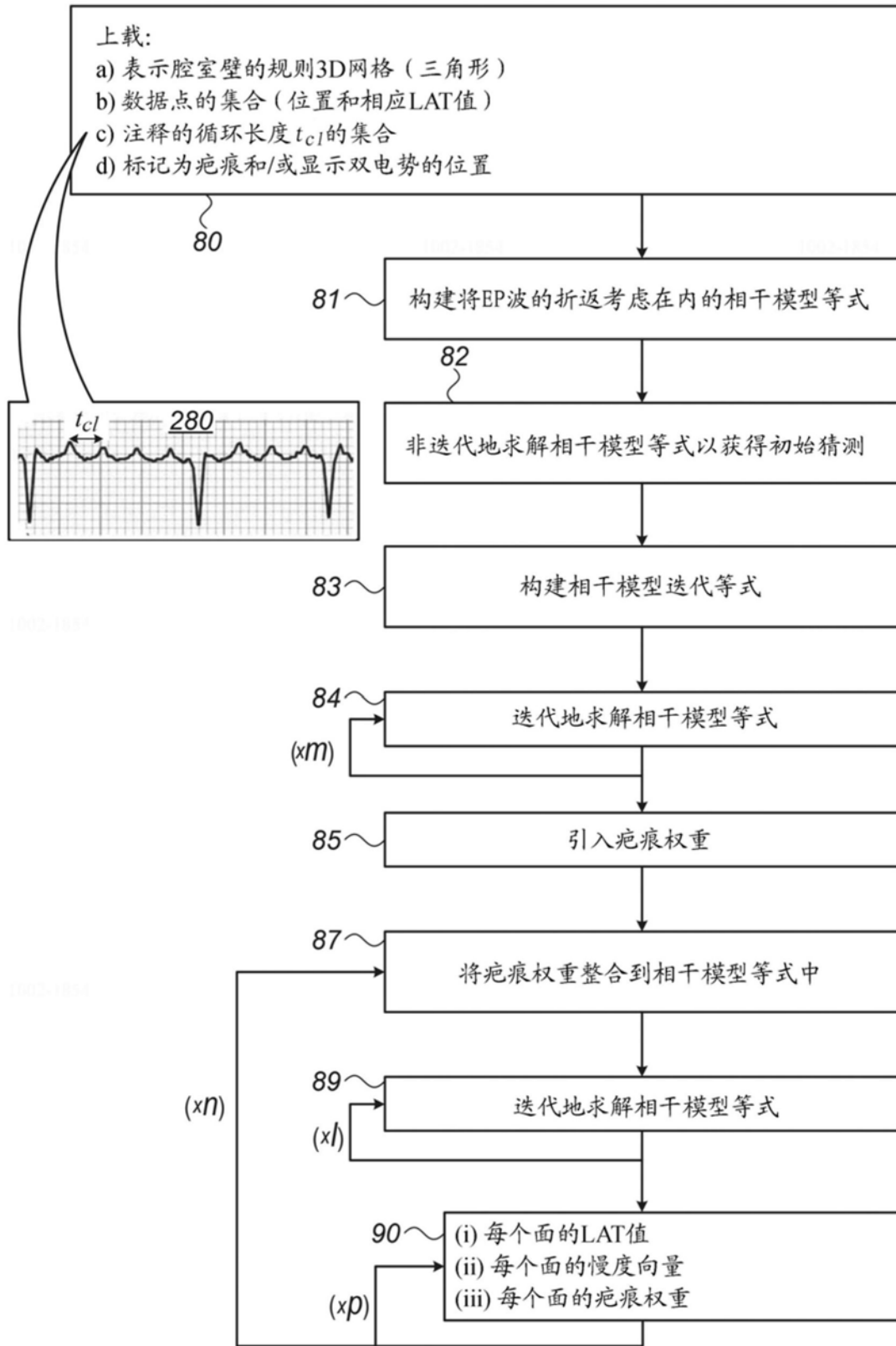


图2

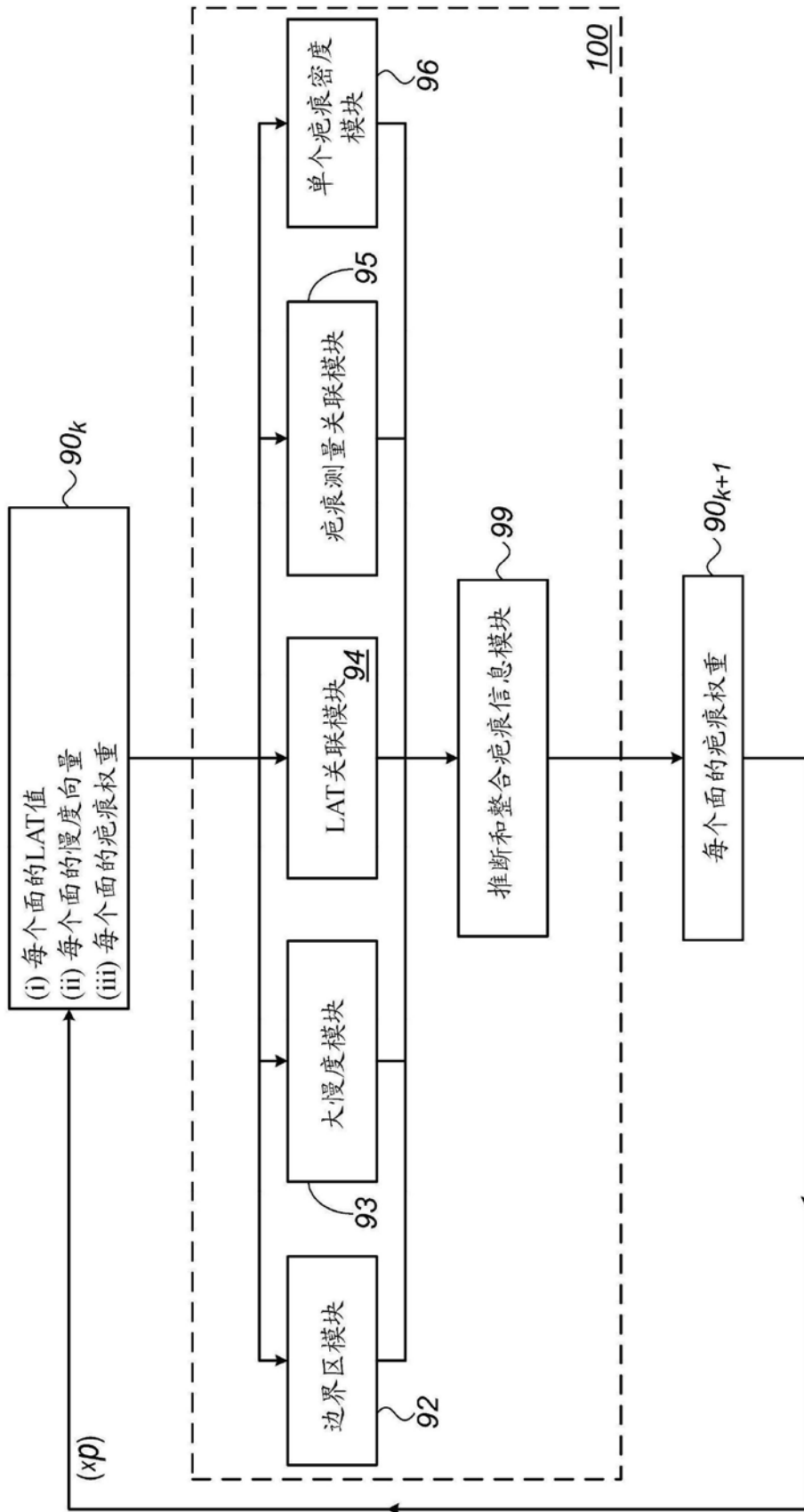


图3

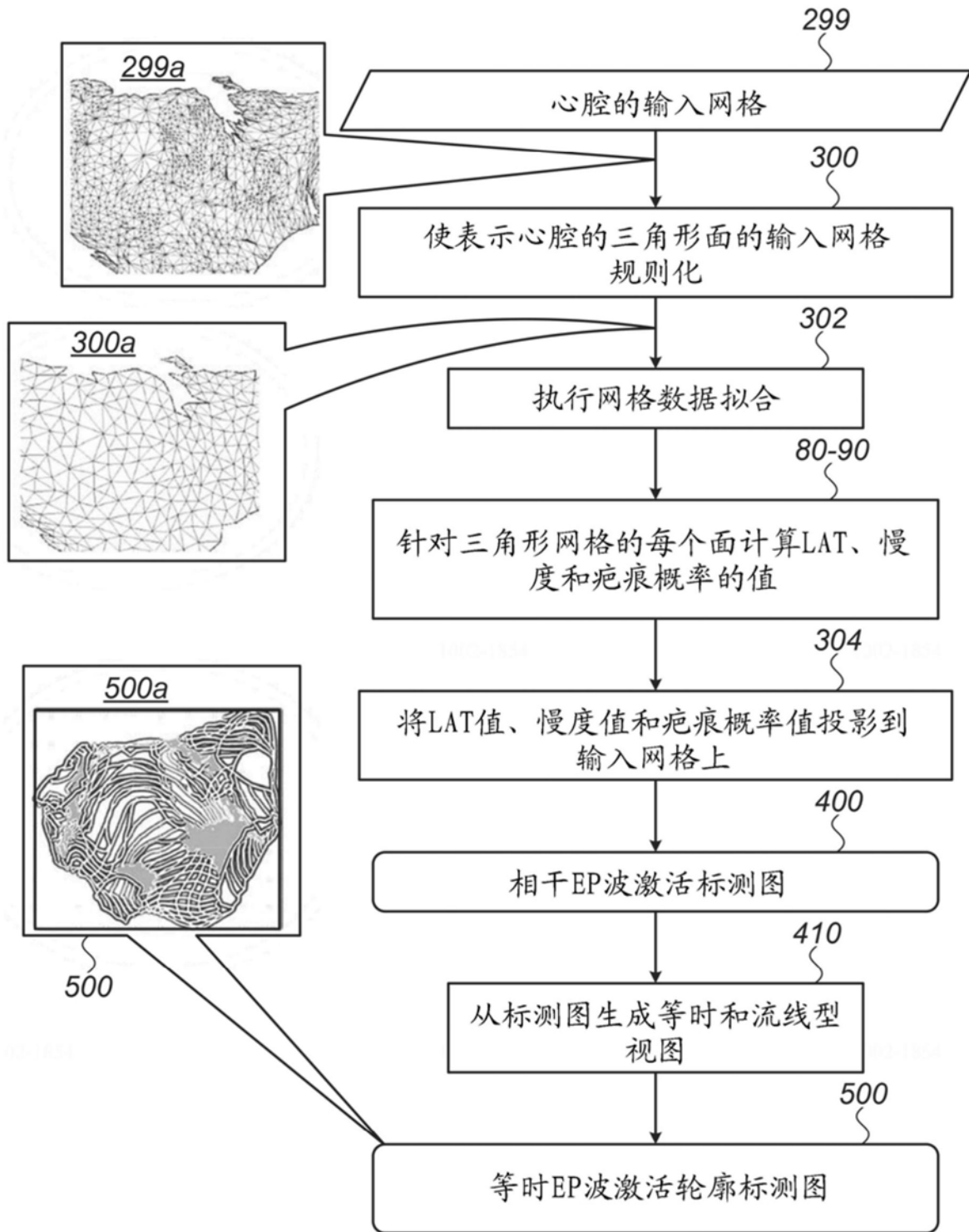


图4

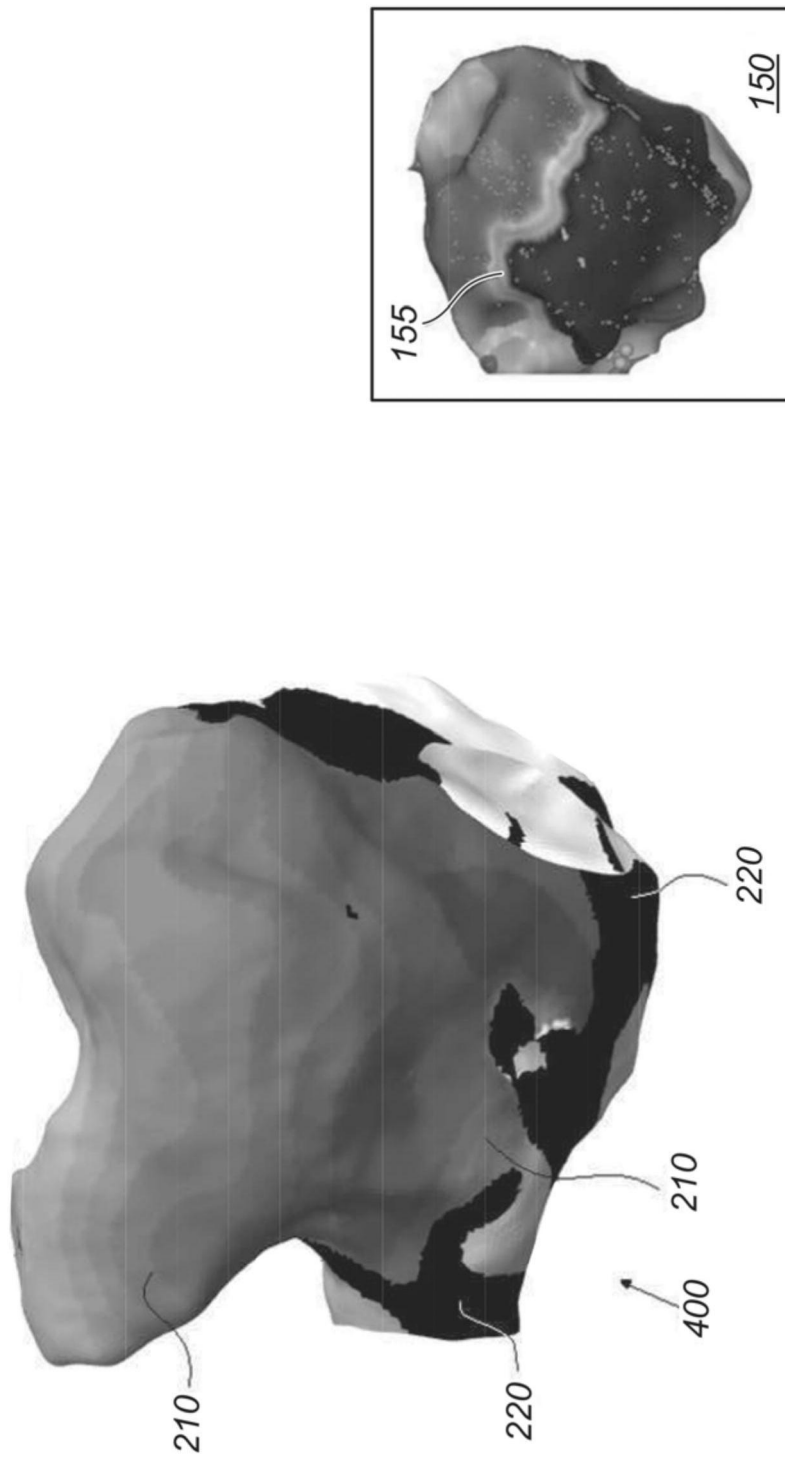


图5

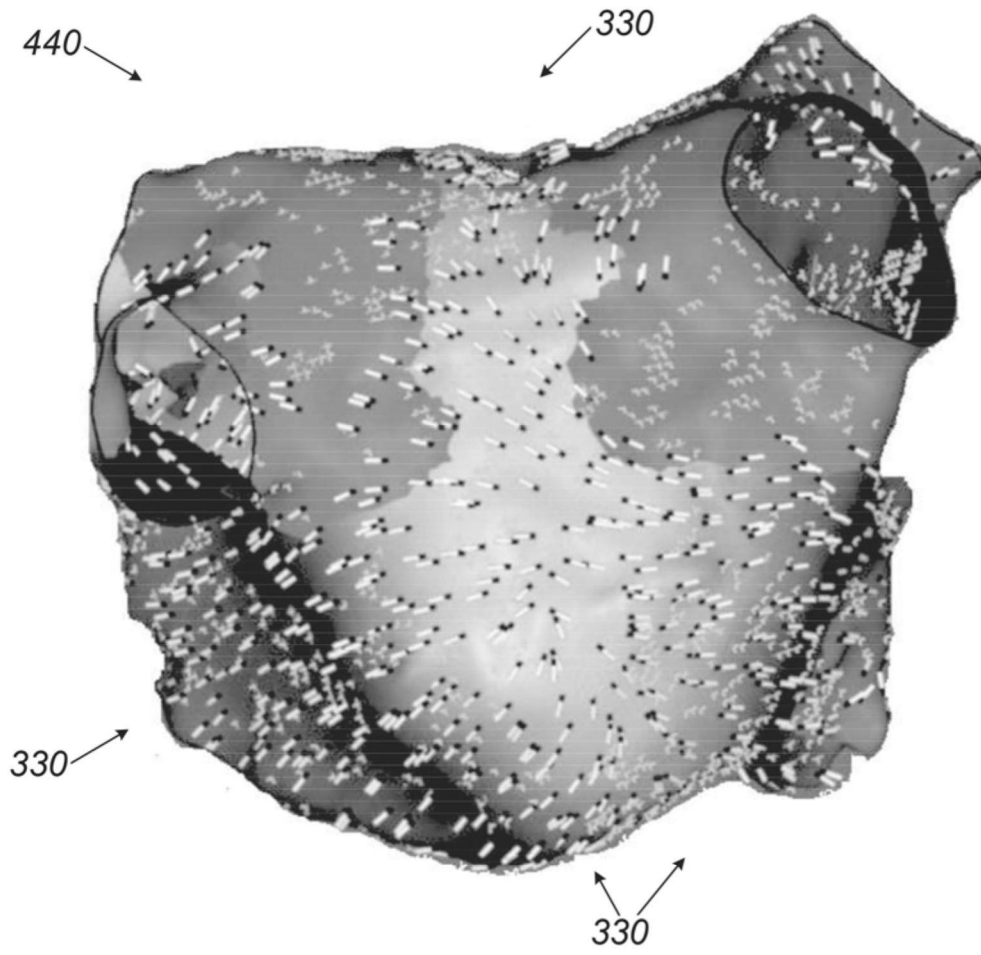


图6

专利名称(译)	包括折返效应的的心脏电生理(EP)激活的迭代相干标测		
公开(公告)号	CN111150391A	公开(公告)日	2020-05-15
申请号	CN201911088649.2	申请日	2019-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	A D 蒙塔格		
发明人	M.巴尔-陶 A.巴拉姆 A.D.蒙塔格		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/024 A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04011 A61B5/04085 A61B5/0422 A61B5/743 A61B5/04012 A61B5/044 A61B5/0464 G16H20/40 G16H30/40		
代理人(译)	张金金		
优先权	16/184653 2018-11-08 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“包括折返效应的的心脏电生理(EP)激活的迭代相干标测”。本发明提供了一种方法，该方法包括接收心腔的输入网格表示、心腔的壁组织上的测量位置的集合以及在该位置处测量的局部激活时间(LAT)的相应集合。将输入网格重新网格化成包括规则化多边形的规则网格。将相应LAT和测量位置的集合数据拟合到规则化多边形。针对规则化多边形迭代地计算相应LAT值，以便在规则网格上获得考虑EP波的折返的循环EP激活波解。呈现叠加在规则网格上的包括循环EP激活波的电解剖标测图。

