



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112890824 A

(43) 申请公布日 2021.06.04

(21) 申请号 202011269174.X

(22) 申请日 2020.11.13

(30) 优先权数据

16/685496 2019.11.15 US

(71) 申请人 伯恩森斯韦伯斯特(以色列)有限公司
任公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 E·拉夫纳 Y·卡多什 R·伊塔
E·纳卡尔 M·A·利维

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 付曼 陈岚

(51) Int. Cl.

A61B 5/346 (2021.01)

A61B 5/0531 (2021.01)

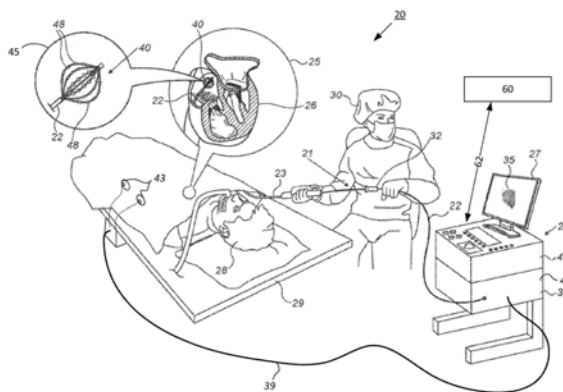
权利要求书2页 说明书9页 附图11页

(54) 发明名称

用于在心内心电图中查找异常激动的方法

(57) 摘要

本发明题为“用于在心内心电图中查找异常激动的方法”。本文公开了用于医疗规程的方法、设备和系统,并且方法、设备和系统包括检测心内区域的表现出诸如局部异常心室激动(LAVA)的异常激动的点。表现出此类异常激动的点可称为种子点,在本文所公开的方法的第一步骤期间识别种子点。可在使高特异度优先于灵敏度的第一步骤期间使用诸如单极标测信道和双极标测信道、体表ECG、过去的激动、相邻点等的一个或多个输入来识别种子点。在使高灵敏度优先的第二步骤期间,分析种子点附近的相邻点的电激动,以确定激动是否与对应于对应种子点的异常激动类似(例如,具有与之类似的时间)。



1. 一种用于识别心内电描记图中的异常激动的方法,所述方法包括:
基于高特异度,识别在第一时间处具有异常激动的种子点;
识别邻近所述种子点的至少一个相邻点;
确定所述相邻点在与所述第一时间类似的时间处表现出激动;以及
基于确定所述相邻点在与所述第一时间类似的时间处表现出激动,将所述相邻点识别为异常相邻点。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:接收输入信息,所述接收输入信息包括以下中的一者或多者:接收标测信道的双极ECG、标测信道的远侧和近侧单极ECG、导联体表ECG以及心内空间信息。
3. 根据权利要求1-2中至少一项所述的方法,还包括:将所述输入信息提供给一个或多个分析模块,所述分析模块包括以下中的一者或多者:QRS检测模块、波前激动模块、碎裂检测模块和局部异常心室激动(LAVA)逻辑模块。
4. 根据权利要求1-3中至少一项所述的方法,其中基于所述一个或多个分析模块的输出来识别所述种子点。
5. 根据权利要求1-4中至少一项所述的方法,其中所述QRS检测模块包括以下中的一者或多者:预处理步骤和QRS检测逻辑步骤。
6. 根据权利要求1-5中至少一项所述的方法,其中所述QRS检测步骤输出QRS的开始和QRS的结束。
7. 根据权利要求1-6中至少一项所述的方法,其中所述波前激动模块包括以下中的一者或多者:预处理步骤、波前逻辑步骤、特征提取步骤和模糊逻辑步骤。
8. 根据权利要求1-7中至少一项所述的方法,其中所述波前激动模块输出时间戳和模糊分数的一个或多个集合。
9. 根据权利要求1-8中至少一项所述的方法,其中所述碎裂检测模块输出包括碎裂的开始和碎裂的结束的间隔。
10. 根据权利要求1-9中至少一项所述的方法,其中确定所述种子点和所述相邻点中的至少一者是基于模糊分数、时间一致性和位置一致性中的一者或多者。
11. 根据权利要求1-10中至少一项所述的方法,其中所述时间一致性是基于识别前一跳动处在基于循环长度的偏差公差内的所述异常激动。
12. 根据权利要求1-11中至少一项所述的方法,其中所述位置一致性是基于所述种子点和所述相邻点之间的距离除以波前速度。
13. 根据权利要求1-12中至少一项所述的方法,其中所述位置一致性是进一步基于该基于循环长度的偏差公差。
14. 根据权利要求1-13中至少一项所述的方法,还包括:识别远场距离。
15. 根据权利要求1-14中至少一项所述的方法,还包括:识别远场距离。
16. 根据权利要求1-15中至少一项所述的方法,还包括:确定所述相邻点中的至少一个相邻点在所述远场距离内,以及将所述远场距离内的所述相邻点识别为远场相邻点。
17. 根据权利要求1-16中至少一项所述的方法,其中基于QRS时间、时间一致性、模糊分数、碎裂周期和斜率幅值中的一者或多者来确定所述种子点。
18. 根据权利要求1-17中至少一项所述的方法,其中所述至少一个相邻点在距所述种

子点12mm以内。

19. 根据权利要求1-18中至少一项所述的方法, 其中将所述相邻点识别为异常相邻点是基于所述种子点和所述相邻点之间的位置一致性、模糊分数和斜率幅值中的一者或多者。

用于在心内心电图中查找异常激动的方法

技术领域

[0001] 本申请提供了用于检测异常心内活动的系统、设备和方法。

背景技术

[0002] 诸如心律失常(例如心房纤颤(AF))的医疗状况通常通过体内规程来诊断和治疗。例如,使用消融来执行与左心房(LA)体的肺静脉电隔离(PVI)以用于治疗AF。此类体内规程依赖于对体内器官(诸如心脏)内所关注区域的检测。

[0003] 检测到心内区域的异常或目标电活动可提供心脏待消融的区域,以便防止异常或目标电活动在心脏内传播,从而减轻心脏状况(诸如心律失常)的可能性。

发明内容

[0004] 本文公开了用于医疗规程的方法、设备和系统,并且方法、设备和系统包括检测心内区域的表现出诸如局部异常心室激动(LAVA)的异常激动的点。表现出此类异常激动的点可称为种子点,在本文所公开的方法的第一步骤期间识别种子点。可在使高特异度优先于灵敏度的第一步骤期间使用诸如单极标测信道和双极标测信道、体表ECG、过去的激动、相邻点等的一个或多个输入来识别种子点。在使高灵敏度优先的第二步骤期间,分析种子点附近的相邻点的电激动,以确定激动是否与对应于相应种子点的异常激动类似(例如,具有与之类似的时间)。

附图说明

[0005] 结合附图以举例的方式给出的以下描述可得到更详细的理解,其中:

[0006] 图1是可以实施本公开主题的一个或多个特征的示例性系统的图示;

[0007] 图2是用于识别异常激动的过程;

[0008] 图3是用于接收心内输入以确定异常活动的图示;

[0009] 图4是用于应用心内输入以确定异常活动的图示;

[0010] 图5是用于基于心内输入来确定异常活动的图示;

[0011] 图6是用于识别相邻异常活动的图示;

[0012] 图7A是用于识别异常活动的种子点的图示;

[0013] 图7B是用于识别异常活动的相邻点的图示;

[0014] 图8是用于识别异常活动的种子点的图示;

[0015] 图9是用于基于种子点来识别异常活动的相邻点的图示;并且

[0016] 图10是根据本文所公开的主题实现的技术的实验结果。

具体实施方式

[0017] 以高灵敏度和高特异度识别复杂心电图(ECG)激动(诸如局部异常心室激动(LAVA)、碎裂和/或晚电位)可能是具有挑战性的。诸如特征提取和动态阈值处理的技术可

用于识别此类复杂的ECG激动,并且可基于一个或多个输入和/或特征来实现。然而,此类技术在试图改进灵敏度(即,真阳性率)时可能会牺牲特异度(即,真阴性率)。

[0018] 根据本发明的示例性实施方案,可将导管插入患者的心脏的心内腔中。导管可包括一个或多个电极,该一个或多个电极可以提供心内腔的与该一个或多个电极接触的区域电活动。可以高特异度识别对应于异常活动的种子点。随后,可以高灵敏度识别种子点的相邻点。可基于种子点和相邻点来确定一个或多个复杂的ECG激动,诸如LAVA。值得注意的是,可实现本文所公开的技术以在不牺牲特异度的情况下增加结果的灵敏度。

[0019] 根据本发明的示例性实施方案,在第一步骤处,以高特异度识别心内膜或心外膜组织的异常激动,如本文进一步所公开的。在识别异常激动之后的第二步骤处,评估与所识别异常激动相邻的点,以确定它们是否在类似于所识别异常激动的时间处包含激动。如果确定与所识别异常激动相邻的一个或多个点在类似于所识别异常激动的时间处包含激动,则也将此类一个或多个相邻点标记为具有异常激动。

[0020] 图1是实现所公开主题的一个或多个特征的示例性标测系统20的图示。标测系统20可包括被配置为根据本发明的示例性实施方案获得电活动数据的装置,诸如导管40。虽然导管40被示出为具有篮形形状,但应当理解,包括一个或多个元件(例如电极)的任何形状的导管均可用于实现本文所公开的示例性实施方案。标测系统20包括探头21,该探头具有可以由医疗专业人员30导航到躺在台29上的患者28的身体部位诸如心脏26中的轴22。如图1所示,医疗专业人员30可穿过护套23插入轴22,同时使用导管的近侧端部附近的操纵器32和/或从护套23偏转来操纵轴22的远侧端部。如插图25所示,导管40可装配在轴22的远侧端部处。导管40可在塌缩状态下穿过护套23插入,并且然后可在心脏26内展开。

[0021] 根据本发明的示例性实施方案,导管40可被配置为在心脏26的心内腔内获得电活动。插图45以放大视图示出了在心脏26的心腔内的导管40。如图所示,导管40可包括耦接到形成导管40的形状的键齿上的元件(例如,电极48)的阵列。元件(例如,电极48)可以是被配置为获得电活动的任何元件,并且可以是电极、换能器或者一个或多个其他元件。应当理解,虽然示出了一个导管40,但可使用多个导管来收集体内器官(诸如心脏26)的电活动。

[0022] 根据本文所公开的示例性实施方案,电活动可以是可基于一个或多个阈值来测量并且可基于信噪比和/或其他滤波器来感测和/或增强的任何适用的电信号。导管(诸如导管40)还可被配置为感测除电活动之外的附加生物计量数据。由导管40收集的数据可包括以下中的一者或多者:局部激动时间(LAT)、拓扑结构、双极标测、单极标测、基于体表电极的标测、主频、阻抗等。此外,导管40可用于获得关于体内器官的空间信息。局部激动时间可以是基于归一化初始起点来计算的对应于局部激动的阈值活动的时间点。拓扑结构可以对应于身体部位或身体部位的一部分的物理结构,并且可以对应于物理结构相对于身体部位的不同部分或相对于不同身体部位的变化。主频可以为在身体部位的一部分处普遍存在的频率或频率范围,并且在相同身体部位的不同部分中可以不同。例如,心脏的肺静脉的主频可以不同于同一心脏的右心房的主频。阻抗可以为身体部位的给定区域处的电阻测量值,并且可以基于频率和/或结合附加考虑因素诸如血液浓度来被计算为独立值。

[0023] 如图1所示,探头21和导管40可以连接到控制台24。控制台24可以包括处理器41(诸如通用计算机),该处理器具有合适的前端和接口电路38,以用于向和从导管40传输和接收信号,以及用于控制标测系统20的其他部件。在本发明的一些示例性实施方案中,处理

器41还可被配置为接收电活动数据,在不同时间处分配点簇,并且将来自第一点簇的视觉指示提供给相关的第二点簇。根据本发明的示例性实施方案,渲染数据可用于在显示器27上向医疗专业人员30提供一个或多个身体部位的渲染(例如,身体部位渲染35)。根据本发明的示例性实施方案,处理器41可位于控制台24的外部,并且可位于例如导管中、外部装置中、移动装置中、基于云的装置中,或者可以是独立的处理器。

[0024] 如上所述,处理器41可以包括通用计算机,该通用计算机可以用软件编程以执行本文描述的功能。软件可以例如通过网络以电子形式下载到通用计算机,或者可另选地或另外地设置和/或存储在非临时性有形介质(诸如磁存储器、光存储器或电子存储器)上。图1中所示的示例性配置可被修改为实现本文所公开的实施方案。所公开的示例性实施方案可类似地使用其他系统部件和设置来应用。另外,标测系统20可以包括附加部件,诸如用于感测生物计量患者数据的元件、有线或无线连接器、处理和显示装置等。

[0025] 根据本发明的示例性实施方案,连接到处理器(例如,处理器41)的显示器可位于远程位置诸如单独的医院处或位于单独的保健提供者网络中。另外,标测系统20可以是外科系统的一部分,该外科系统被配置为获得患者的器官(诸如心脏)的解剖测量结果和电测量结果,并执行心脏消融规程。此类外科系统的示例是由Biosense Webster销售的Carto[®]系统。

[0026] 标测系统20还可以并且任选地使用超声、计算机断层摄影术(CT)、磁共振成像(MRI)或本领域已知的其他医疗成像技术来获得生物计量数据,诸如患者的心脏的解剖测量结果。标测系统20可使用导管、心电图(ECG)或测量心脏的电特性的其他传感器来获得电测量结果。如图1所示,然后将包括解剖测量结果和电测量结果的生物计量数据存储在本标测系统20的本地存储器42中。值得注意的是,存储器42可以同时存储多个不同模态的生物计量数据。生物计量数据可以从存储器42传输到处理器41。另选地或除此之外,可以使用网络62将生物计量数据传输到可以是本地的或远程的服务器60。

[0027] 网络62可以是本领域公知的任何网络或系统,诸如内联网、局域网(LAN)、广域网(WAN)、城域网(MAN)、直接连接或一系列连接、蜂窝电话网络,或者能够促进标测系统20和服务器60之间的通信的任何其他网络或介质。网络62可以是有线的、无线的或它们的组合。可以使用以太网、通用串行总线(USB)、RJ-11或本领域公知的任何其他有线连接来实现有线连接。可以使用Wi-Fi、WiMAX和蓝牙、红外、蜂窝网络、卫星或本领域公知的任何其他无线连接方法来实现无线连接。另外,几个网络可以单独工作或彼此通信以促进网络62中的通信。

[0028] 在一些情况下,服务器60可被实现为物理服务器。在其他情况下,服务器60可以被实现为公共云计算提供商(例如,Amazon Web Services(AWS)[®])的虚拟服务器。

[0029] 控制台24可以通过缆线39连接到身体表面电极43,该身体表面电极可以包括附连到患者28的粘合剂皮肤贴片。处理器41与电流跟踪模块相结合可确定导管40在患者的身体部位(例如,心脏26)内的位置坐标。位置坐标可以基于在导管40的电极43和电极48或其他电磁部件之间测量的阻抗或电磁场。

[0030] 处理器41可包括通常被配置为现场可编程门阵列(FPGA)的实时降噪电路,之后是模数(A/D) ECG(心电图)或EMG(肌电图)信号转换集成电路。处理器41可以将信号从A/D ECG

或EMG电路传递到另一处理器并且/或者可以被编程以执行本文所公开的一个或多个功能。

[0031] 控制台24还可以包括输入/输出(I/O)通信接口,该输入/输出(I/O)通信接口使得控制台能够传递来自电极48和电极43的信号,并且/或者将信号传递到该电极。基于从电极48和/或电极43接收的信号,处理器41可以生成使得显示器(诸如显示器27)能够渲染身体部位(诸如身体部位渲染35)的渲染数据以及作为身体部位渲染35的一部分的多种模态的生物计量数据。

[0032] 在规程期间,处理器41可促进身体部位渲染35(包括在给定时间活动的一个或多个点簇)的呈现。处理器41可在给定时间识别一个或多个簇以及在后续时间识别一个或多个其他相关或不相关的簇。处理器41还可基于两个或更多个相关的点簇来确定传播路线,并且相应地提供传播路线的视觉指示。电活动可存储在存储器42中,并且处理器41可访问存储在存储器42中的电活动以确定点簇和对应的传播路线。传播路线可在显示器27上提供给医疗专业人员30。

[0033] 存储器42可以包括任何合适的易失性和/或非易失性存储器,诸如随机存取存储器或硬盘驱动器。在本发明的一些示例性实施方案中,医疗专业人员30可能使用一个或多个输入装置(诸如触摸板、鼠标、键盘、手势识别设备等)来操纵身体部位渲染35。在本发明的另选的示例性实施方案中,显示器27可包括触摸屏,该触摸屏可被配置为除了呈现身体部位渲染35(包括传播路线)之外,还接受来自医疗专业人员30的输入。

[0034] 图2示出根据本发明的示例性实施方案的用于识别和标记异常激动点的过程200。如本文所述,种子点是心内腔的表现出异常激动的点。在过程200的步骤210处,以高灵敏度识别此类种子点,使得在识别此类种子点时强调真阳性率。如本领域所理解的,当在步骤210处识别种子点时,将受试者操作特征(ROC)曲线调节成偏向特异度。随后在步骤220-240处,通过识别在类似于对应种子点的异常激动的时间处表现出激动的相邻点来强调更高的灵敏度,如本文进一步所述。值得注意的是,通过在步骤220-240处识别相邻点,本文所公开的技术通过识别对应于相邻点的异常激动来有效地扩大所识别的种子点周围的区域。当在步骤220-240处识别相邻点时,将ROC曲线调节成偏向灵敏度。过程200的结果是以高特异度水平(例如,通过步骤210)和高灵敏度水平(例如,通过步骤220-240)识别心内膜或心外膜组织的异常激动区域。

[0035] 在图2的过程200的步骤210中,以高特异度水平识别一个或多个异常激动点。在步骤210处识别出的异常激动点可称为种子点,以将它们与同样被识别为具有异常激动的相邻点区分开,如本文进一步所公开的。

[0036] 图3示出可应用来确定来自心内腔的异常激动点的输入310(例如,输入信息)。输入310可包括但不限于标测信道的双极ECG、标测信道的远侧和/或近侧单极ECG、多导联(例如,12导联)体表(BS)ECG、特殊信息和相邻点信息等。可由处理器(诸如图1的处理器41)接收输入310中的一者或多者。另外,用户输入320可被提供给处理器(诸如处理器41),并且可包括在识别异常激动时要排除的区域的位置信息,并且可包括极限和/或最小电压和最大电压。

[0037] 如图3所示,处理器可基于输入310和/或用户输入320来执行一种或多种技术330(例如,分析模块)。一种或多种技术330(例如,分析模块)可包括QRS检测、波前算法、碎裂检测、LAVA逻辑等。一种或多种技术330的应用可提供可包括LAT值并且还可包括对点是否表

现出LAVA的确定的电活动340。

[0038] 图4提供了关于图3的输入310的应用的附加信息。当在图2的步骤210处确定种子点时,可应用图4的QRS检测410、波前激动420和碎裂检测430,如图8中进一步提供的。

[0039] 图4的QRS检测410可包括预处理步骤412和QRS检测逻辑步骤414。QRS检测410可以是基于从导管(诸如图1的导管40)的电极接收的相对于使用附接到患者体外的一个或多个BS电极确定的基线电活动的电活动。例如,处理器(诸如处理器41)可从多个(例如,十二个)BS电极接收基线电活动,并且可基于将从导管的电极接收的电活动与基线电活动进行比较来提取QRS信号。

[0040] 在预处理步骤412期间,可收集参考注释周围的给定时间量(例如,150ms)内的电活动测量结果。可对所接收的电活动应用高通滤波器和/或低通滤波器。根据一个示例,高通滤波器可以0.5Hz的阈值应用,并且低通滤波器可以120Hz的阈值应用。

[0041] 在QRS检测步骤414期间,可基于在预处理步骤412期间提供的所接收的电活动的电压随时间推移的变化来确定QRS信号。可使用时间窗口(例如,21ms)内的中值测量结果来应用附加低通滤波器。可识别具有大于给定电压(例如,4mV)的峰间测量值的电压,并且可观察到附加时间段(例如,在峰之前和之后20ms)内的附加电活动。QRS检测逻辑步骤414可提供QRS信号的开始和QRS信号的结束(StartOfQrs、EndOfQrs)的间隔。值得注意的是,这些间隔可用于确定心内表面上的一点处的电活动是否表现出异常激动(即,是种子点),如本文进一步所公开的。

[0042] 如图4所示,可基于原始单极ECG信号和/或双极ECG信号来确定波前激动420。在预处理步骤422期间,可以给定频率(10Hz)通过有限脉冲响应(FIR)滤波器使用给定时间窗口(例如,121ms窗口)的中值测量结果来应用高通滤波器。可将预处理输入提供给波前逻辑424,并且可将特征提取步骤426应用于波前逻辑424的输出。特征提取步骤426可提供以下中的一者或多者:单极导数、单极活动持续时间、单极幅值、幅值上的单极持续时间和/或双极幅值。可将特征提取步骤426的输出应用于模糊逻辑步骤428,该模糊逻辑步骤产生模糊分数作为心内表面上的给定点的(时间戳,模糊分数)对的集合。值得注意的是,(时间戳,模糊分数)对的集合可用于确定心内表面上的一点处的电活动是否表现出异常激动(即,是种子点),如本文进一步所公开的。可基于包括双极信号的负偏转的高度、权重和/或斜率的特征以及包括单极性信号的负偏转的高度、权重和/或斜率的特征来计算模糊分数。每个此类特征可根据不同的模糊隶属函数来影响模糊分数。可将每个特征的迭代模糊分数相乘以计算给定点的最终模糊分数。

[0043] 如图4所示,可基于原始单极ECG信号和/或双极ECG信号来确定碎裂检测430。在碎裂窗口检测步骤432期间,可确定心内表面上的一点处的电活动的碎裂窗口。可基于原始单极ECG信号和/或双极ECG信号来确定并且可基于用于检测碎裂窗口的任何适用技术来确定碎裂窗口。此类技术可包括但不限于应用一个或多个步骤,诸如预处理、微分和平方、移动窗口积分、阈值处理、后处理、用非线性能量算子(NELO)进行评估、高斯低通滤波或它们的组合。碎裂窗口检测步骤432的输出可提供碎裂窗口的开始和碎裂窗口的结束(例如,(StartOfFractionation,EndOfFractionation)的间隔。值得注意的是,碎裂窗口的开始和碎裂窗口的结束的间隔可用于确定心内表面上的一点处的电活动是否表现出异常激动(即,是种子点),如本文进一步所公开的。当比较碎裂窗口时,为了被视为类似,在被比较的

两个点之间可能需要特定相交百分比的碎裂窗口。

[0044] 如图5所示,处理器(诸如图1的处理器41)可基于模糊分数、时间一致性和位置一致性中的一者或多者来确定心内表面上的一点处的电活动是否是异常的。如图5所示,对于远侧和近侧波前激动510的每个并集(包括激动512、514、516、518、520和522),处理器可确定模糊分数、邻近跳动之间是否存在时间一致性以及相邻点之间是否存在位置一致性。可应用阈值模糊分数(例如,65),使得心内表面上的给定点的所计算模糊分数在其超过阈值模糊分数的情况下对应于异常电活动。

[0045] 根据本发明的示例性实施方案,如果检测到的电激动存在于先前循环中的一者或多者中,则可存在针对该激动的的时间一致性。检测到的电激动存在于先前循环中的一者或多者中可指示:检测到的电激动是由心脏生成的,而不是噪声。如果电激动存在于前一循环中,则可检测到时间一致性,其中对于前一循环存在高达1%偏差的公差,对于给定电激动之前的两个循环存在高达2%偏差的公差等。为了清楚起见,如果在给定循环期间检测到的电活动也存在于前一循环中的相同时间处,则可存在时间一致性,其中在前一循环中存在1%的时间偏差的公差偏差。类似地,如果在给定循环期间检测到的电活动也存在于给定循环之前的两个循环的相同时间处,则可存在时间一致性,其中在给定循环之前的两个循环中存在2%的时间偏差的公差量。如图5所示,激动512、514、518和522可表现出时间一致性。

[0046] 在图2的过程200的步骤220处,可识别在步骤210中识别的种子点的给定阈值距离(例如,12mm)内的相邻点的电活动。在步骤230处,可确定:相邻点中的一者或多者表现出类似于在步骤210处识别的对应种子点的异常电活动。可基于与步骤210处所应用并且与本文所公开的相同的过程确定表现出异常电活动的相邻点。在步骤240处,可将表现出异常活动的相邻点标记为异常相邻点。

[0047] 根据本发明的示例性实施方案,可在步骤220处识别高达给定阈值距离(例如,12mm)的相邻点,该给定阈值距离可以是常数或可以是用户限定的。给定阈值距离可以是两点之间的欧几里得距离。另选地,给定阈值距离可以是例如通过戴克斯特拉算法所确定的心内表面上的两个点之间的最短路径。

[0048] 根据示例性实施方案,可排除区域或多个点,以免将其视为种子点和/或异常相邻点。可基于用户输入(诸如在用户标记有待排除的解剖学定位和/或解剖学定位附近点的情况下)来排除此类区域或多个点。此类排除点可以是希氏束(bundle of His)的一部分,其中希氏束包括宽的快速传导的肌纤维,这些肌纤维携带心脏搏动穿过绝缘纤维环进入室间隔的纤维上部中。

[0049] 如图5所示,可确定种子点的相邻点的位置一致性指示。位置一致性可提供在种子点处表现出的异常电活动也存在于相邻点处的指示。值得注意的是,对于邻近种子点的相邻点,可预期有待在与种子点类似的时间处表现出异常电活动。可基于种子点和相邻点之间的距离除以波前速度加一定百分比(例如,1%)的给定循环的循环长度(即,类似时间=(距离/波前速度)+1%CL)来确定位置一致性,使得如果相邻点在与种子点的电激动类似的时间内表现出电激动,则可存在位置一致性。如上文提供的公式所指出的那样,并且一般来讲,用于将两个激动时间视为类似时间的公差(例如,1%CL)可以是CL的函数,使得如果CL较短,则允许较小偏差,并且如果CL较长,则允许较大偏差。尤其是在实际波前速度未知的情况下,可应用0.5mm/ms的默认波前速度。一定百分比(例如,1%)的CL的公差可解释波前

速度的偏差。例如,健康组织中的波前速度可以是0.9mm/ms,并且疤痕组织中的波前速度可以是0.1mm/ms。如图5所示,激动512、518和520可表现出位置一致性,使得类似的时间处的至少两次激动存在于种子点的相邻点内。值得注意的是,位置一致性可指示:种子点处的异常电活动是由相邻点的电活动确认的。根据一个实施方案,波前速度可以是1mm/ms。根据一个实施方案,类似的时间可以是预定的值或用户提供的值。在与种子点类似的时间处具有电激动的相邻点可被视为异常相邻点,使得种子点和异常相邻点可对应于复杂ECG激动(例如,LAVA、碎裂、晚电位等)的区域。

[0050] 根据示例性实施方案,为了在考虑两个或更多个点的激动时间时被视为类似的时间,可比较激动窗口的起始或中心,可将阈值应用于信号的中心或起始。在碎裂ECG信号的情况下,激动时间可以是窗口而不是单个点。此外,在考虑类似的激动时间时,激动的持续时间可能也需要类似。根据实施方案,被视为类似的时间的激动时间的允差可以是峰间电压的函数,使得高峰间双极电压可对应于具有相对高的波前速度的健康组织,如本文所公开的。类似地,低峰间双极电压可对应于具有相对低的波前速度的不健康组织(诸如疤痕组织),如本文所公开的。因此,对于高峰间电压区域,激动时间可在相邻点之间更快地传播,并且相反地,可在低峰间电压区域的相邻点之间更慢地传播。

[0051] 根据示例性实施方案,当识别具有异常活动的相邻点(例如,图2的过程200的步骤220-240)时,用于查找相邻点的无线电部件可被限定为相对大的数量,但ROC可被调节为针对更远离步骤210中找到的种子点的点偏向较小灵敏度和较大特异度。应当理解,在ROC曲线上的任何点处,相邻点上给定激动的时间仍然需要处于与对应种子点类似的时间处,如本文所公开的。

[0052] 如图6所示,可根据在图2的过程200的步骤230处对相邻点的确定来移除受远场影响的相邻点。可通过在610处检测距种子点给定半径(例如,15mm)内的相邻点来确定受远场影响的相邻点。对于给定半径内的每个相邻点,还可在610处确定QRS之下的最强负偏转幅值。可在620处确定相邻者的最强-dV/dt的上限值(例如,第90个百分位数),其中最强-dV/dt在QRS之下。在630处,可识别出QRS之下的最强-dV/dt的LAT值中的中值,并且在640处,可假设此中值是可能的远场的LAT值。在650处,可将有助于在640处确定的LAT值的相邻点的中值距离存储为远场距离,使得远场距离是具有最强负偏转幅值的一定百分比(例如,10%)的相邻点的中值距离。

[0053] 图7A示出基于图2的过程200的步骤210确定的具有高特异度的所识别种子点710的图示。图7B示出基于图2的过程200的步骤220-240确定的在与图7A的种子点710类似的时间处具有电激动的所识别相邻点720的图示。值得注意的是,种子点710是具有高特异度的LAVA点,并且相邻点720允许增加灵敏度并在与相应种子点710类似的时间处具有电激动。

[0054] 图8示出用于基于图2的过程200的步骤210来确定种子点的变型810、820和830。当识别种子点时,可应用有待满足时间上最新的变型(即,来自变型810、820和830)的条件。变型810、820和830可利用图4的QRS检测410、波前激动420和碎裂检测430的输出作为输入。

[0055] 在变型810处,如果满足条件812和814,则可识别种子点。如图所示,如果在812处在QRS之后或之前表现出对应的电活动,如果存在如参考图5所讨论的时间一致性,并且如果在814处对应于电活动的模糊分数大于阈值模糊分数(例如,65),则可在变型810处识别种子点。基于变型810识别的种子点可例如具有96%的特异度和72%的阳性预测值(PPV)。

[0056] 在变型820处,如果满足条件822和824,则可识别种子点。在822处,可确定:给定点处的电激动是否在碎裂窗口内(例如,在碎裂窗口内是否存在至少两个波前候选者)。在824处,可基于碎裂窗口内的最后激动来确定种子点,该最后激动具有大于阈值模糊分数(例如,65)的模糊分数,并且如果不存在此类激动,则可基于碎裂窗口中的最强 $-dV/dt$ 来确定种子点。基于变型820识别的种子点可例如具有94%的特异度和71%的PPV。

[0057] 在变型830处,如果满足条件832和834,则可识别种子点。在832处,可确定:给定种子点处的电激动是否在QRS之下并且不在碎裂窗口内。在834处,如果如本文所公开的,给定点处的电激动是时间一致的,如果电激动与相邻点位置一致,如果模糊分数高于阈值模糊分数(例如,65),如果ECG信号的正幅值和邻近的负幅值之间的斜率幅值(即,负偏转幅值)大于给定电压(例如,30 μ V),并且如果给定点处的电激动不是由例如((远场距离/波前速度)+1%CL)的确定的可能的远场效应,则可确定种子点。基于变型830识别的种子点可例如具有99%的特异度和70%的PPV。

[0058] 图9示出用于基于图2的过程200的步骤220-240来确定异常相邻点的过程900。值得注意的是,过程900可允许增加灵敏度。在过程900的步骤910处,可识别距种子点给定半径(例如,12mm)内的点。在920处,可确定:在种子点和步骤910中识别的这些点中的每个点之间是否存在位置一致性,如相对于图5所述。为了清楚起见,每个相邻点和种子点之间的距离可除以波前速度(例如,0.5mm/ms)。可将方差添加到所得时间(例如,1%的CL)。在步骤930处,可确定在由步骤920确定的时间内存在激动(即,其中存在位置一致性)的点的模糊分数。在步骤930处,可识别模糊分数超过阈值模糊分数(例如,65)的点。在步骤940处,可识别模糊分数超过阈值模糊分数的点的电活动的斜率幅值。可将具有超过阈值斜率幅值(例如,30 μ V)的斜率幅值的点确定为异常相邻点。如在步骤950处所述,如果在给定点处存在满足步骤910-940的多于多于一次激动,则可在确定异常相邻点时应用此类激动中的最新激动。

[0059] 图10示出根据图3-图9应用图2的过程200的实验结果。图10是基于数据集十五个独特病例的结果和根据本文所公开的主题对总共41,953个点的分析。如表1010所示,在整个数据集上表现出75%(QRS之后为77%,QRS之前/之下为75%)的平均灵敏度。在整个数据集上表现出83%(QRS之后为100%,QRS之前/之后为83%)的平均特异度。如所述,表1010中的结果是假设医师对高达1.5mV的峰间双极幅值的区域中的LAVA感兴趣而提供的。对于数据集,表现出85%(QRS之后为80%,QRS之前/之下为88%)的真阳性中高达20ms的LAT准确性。图表1020示出真阳性中的LAT准确性。图表1030示出假阳性中的LAT准确性。图表1040示出假阴性中的LAT准确性。

[0060] 本文所述的任何功能和方法都可以在通用计算机、处理器或处理器核中实现。以举例的方式,合适的处理器包括通用处理器、专用处理器、常规处理器、数字信号处理器(DSP)、多个微处理器、与DSP核相关联的一个或多个微处理器、控制器、微控制器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)电路、任何其他类型的集成电路(IC)和/或状态机。可以通过使用处理的硬件描述语言(HDL)指令和包括网络表的其他中间数据(此类指令能够被存储在计算机可读介质上)的结果来配置制造过程,从而制造此类处理器。这种处理的结果可以是掩码作品(maskwork),其随后在半导体制造过程中用于制造实现本公开的特征的处理器。

[0061] 本文所述的任何功能和方法可在计算机程序、软件或固件中实现,这些计算机程序、软件或固件被并入非暂时性计算机可读存储介质中以便由通用计算机或处理器执行。非暂态计算机可读存储介质的示例包括只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、寄存器、高速缓冲存储器、半导体存储器装置、磁性介质 (例如内部硬盘和可移动盘)、磁光介质以及光学介质 (例如CD-ROM盘和数字多功能盘 (DVD))。

[0062] 应当理解,基于本文的公开内容,许多变型都是可能的。虽然在上文以特定组合描述了特征和元件,但是每个特征或元件可独自使用而无需其他特征和元件,或者在具有或不具有其他特征和元件的情况下以各种组合使用每个特征或元件。

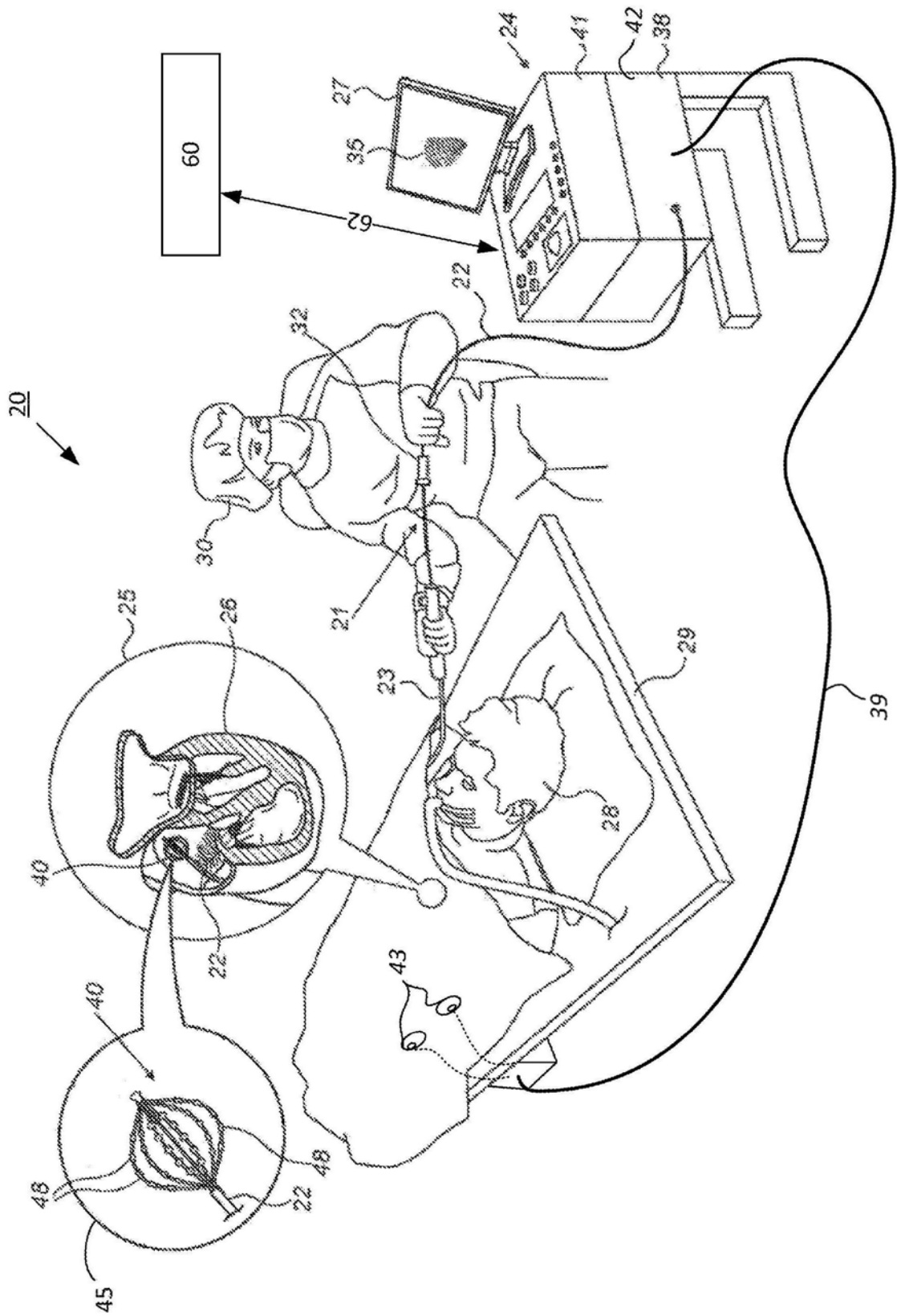


图1

200

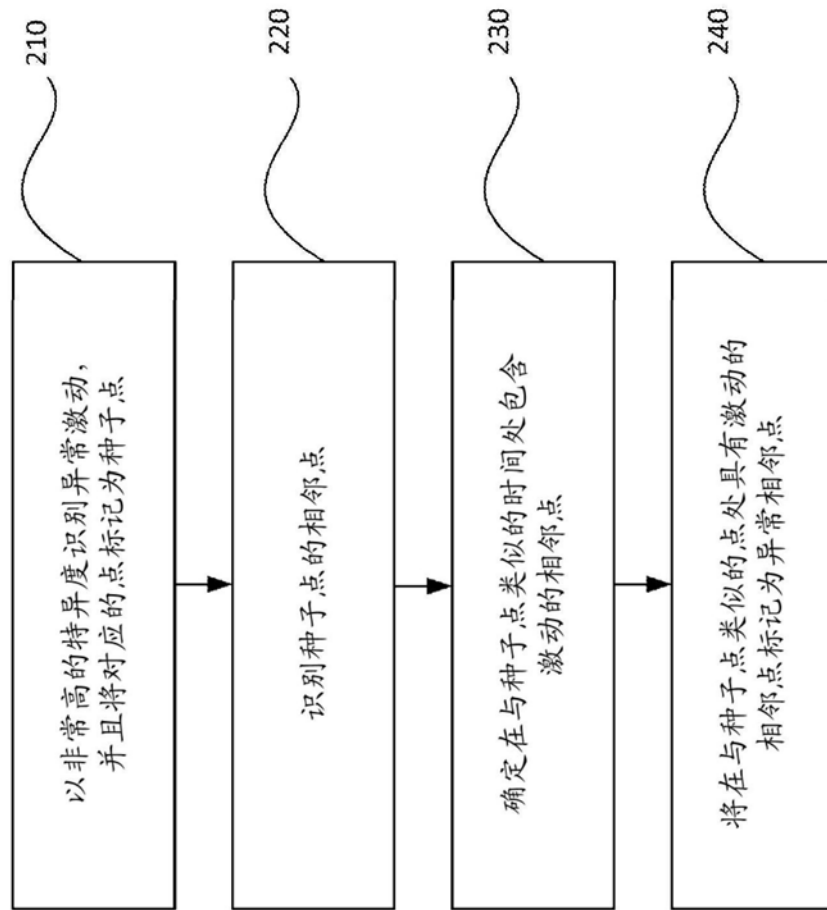


图2

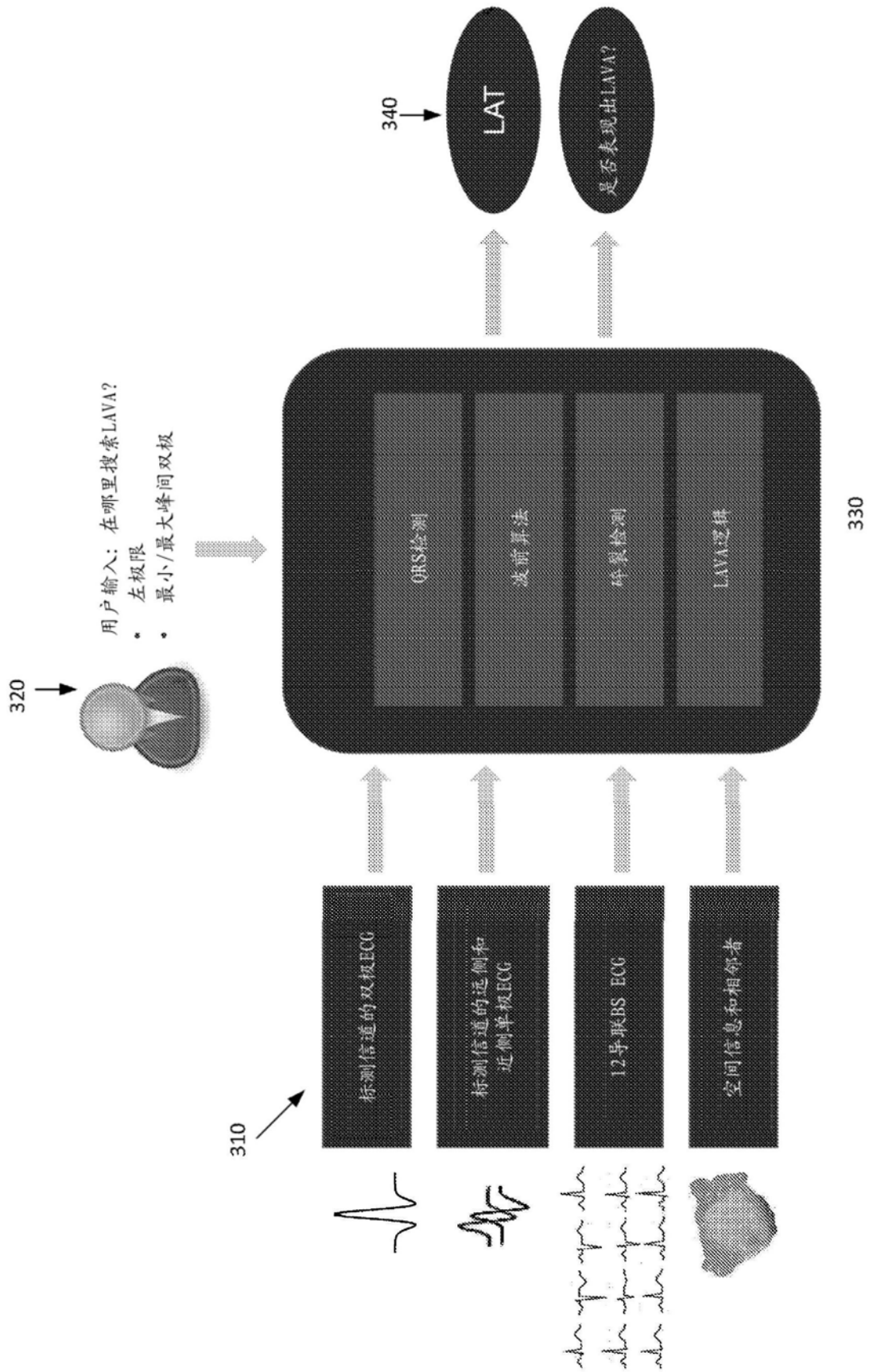
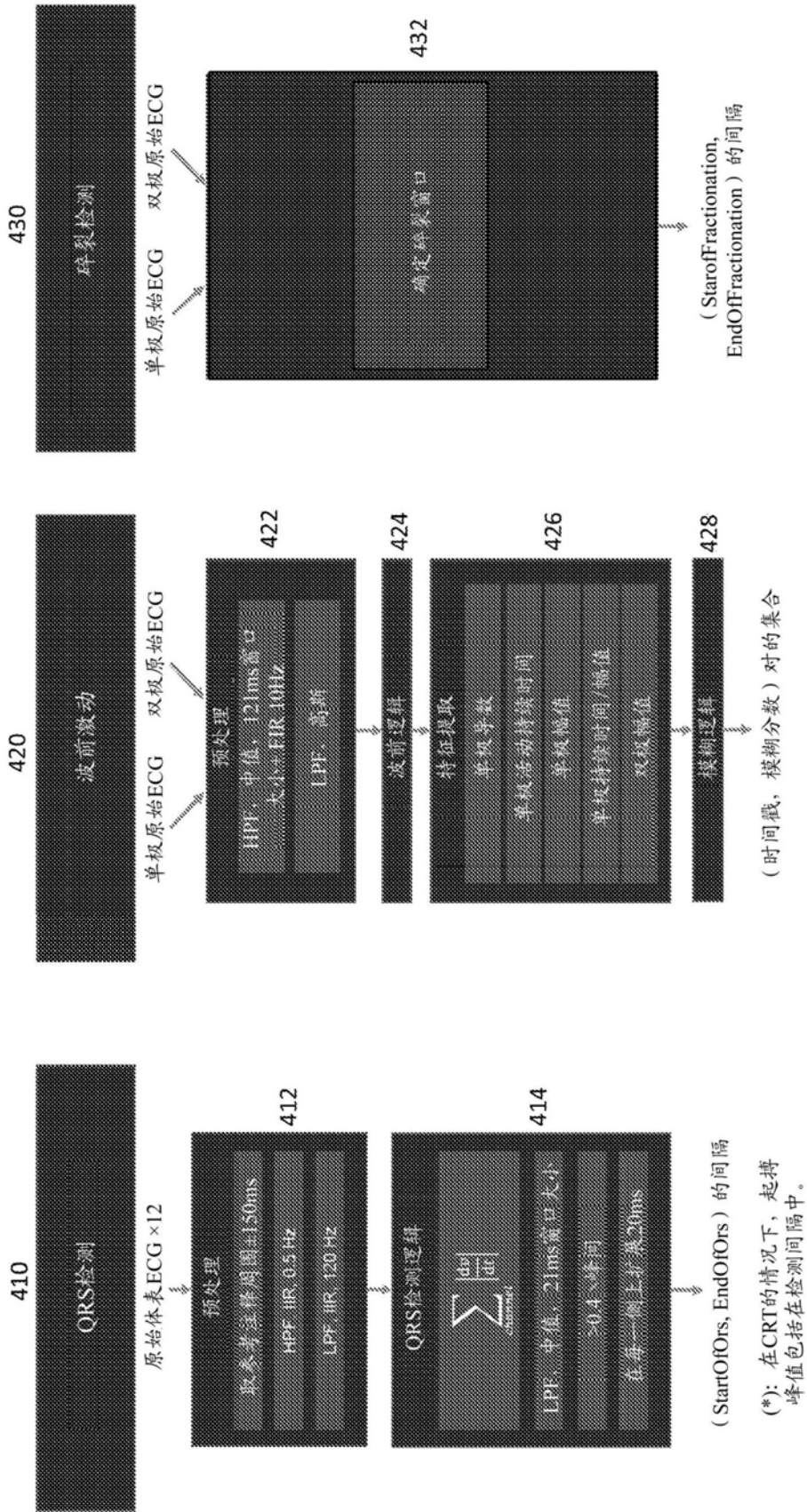


图3



(*)：在CRT的情况下，起搏峰值包括在检测间隔中。

图4

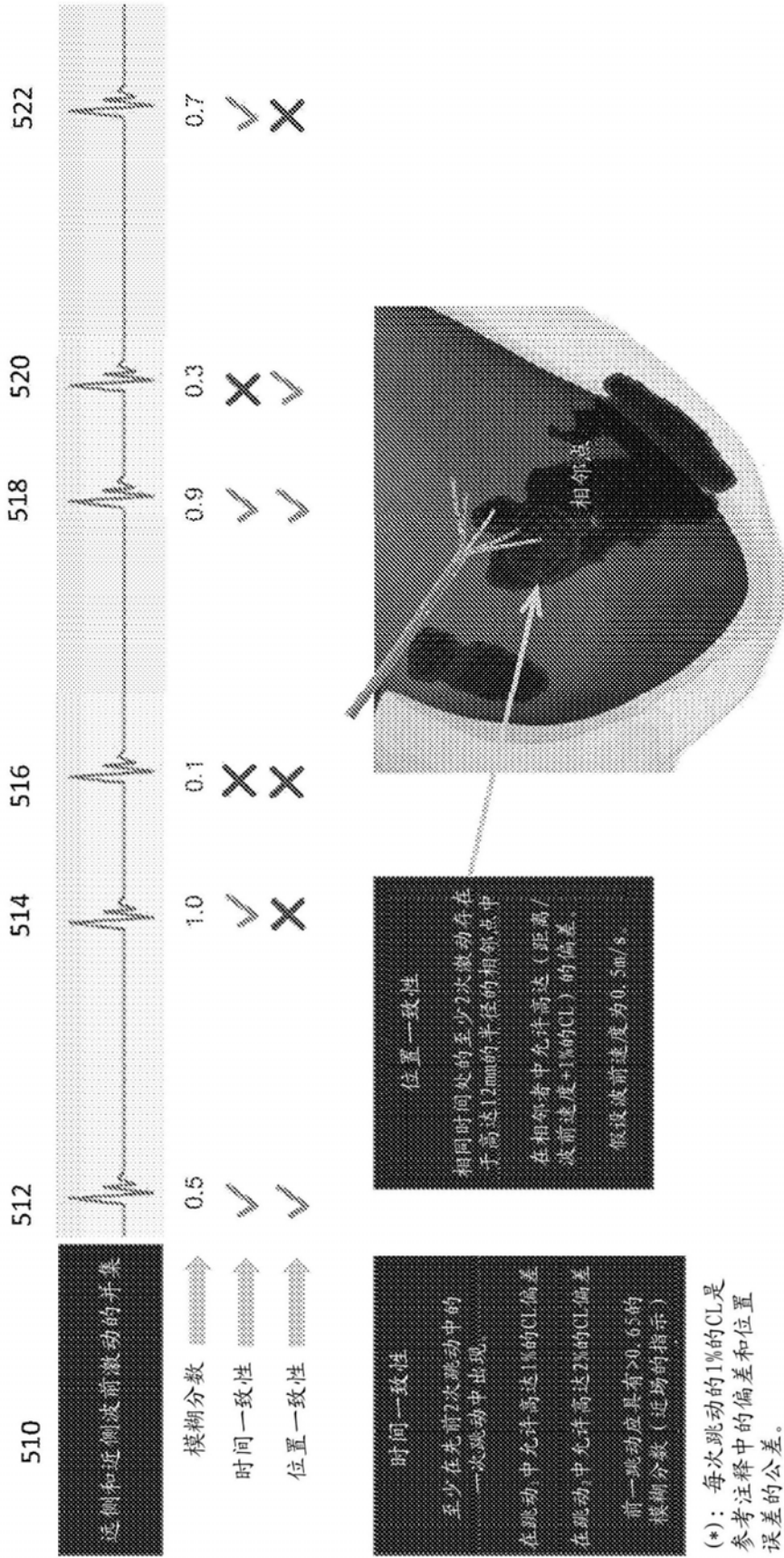


图5

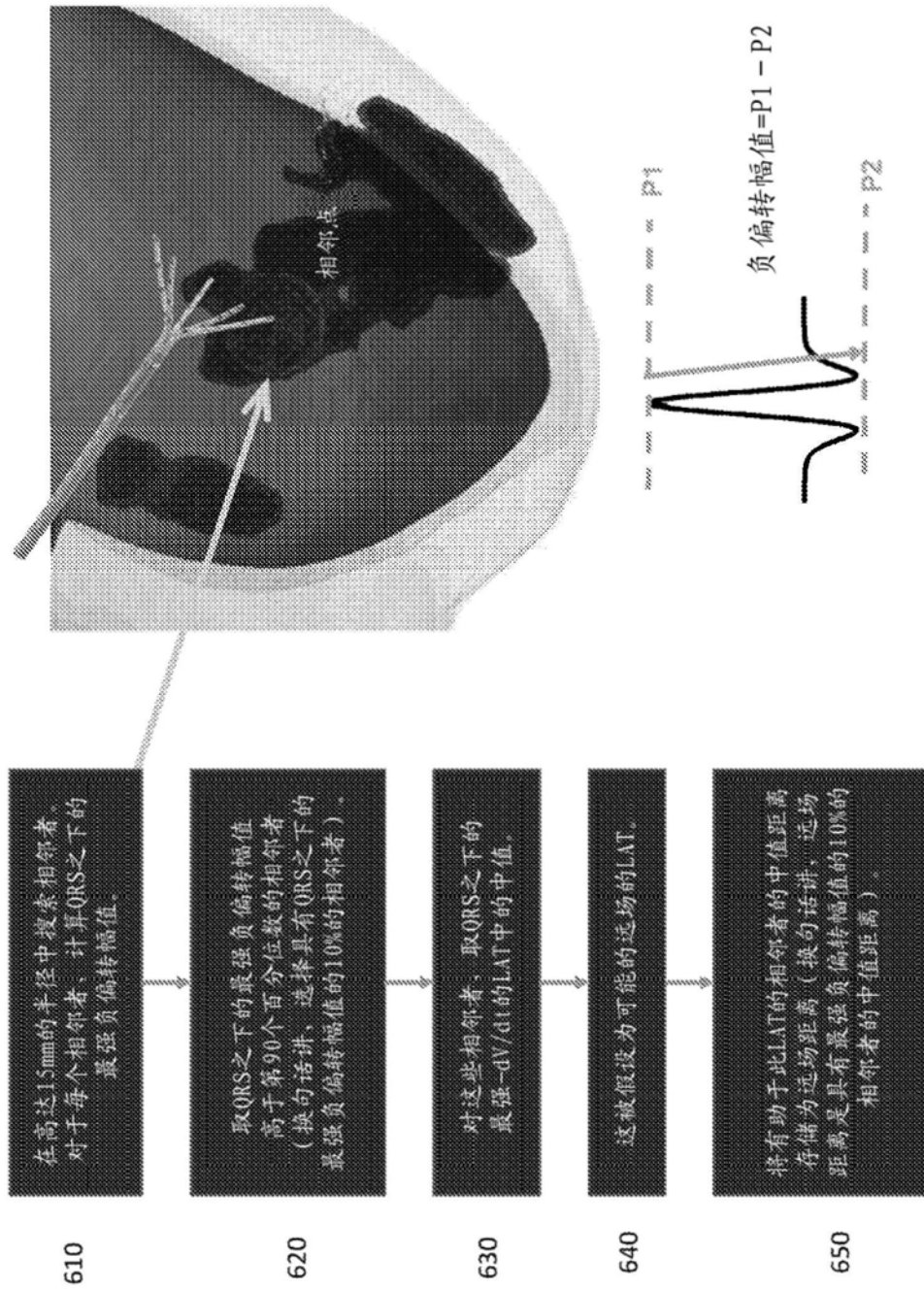


图6

第一步骤：发现具有非常高特异度的LAVA点

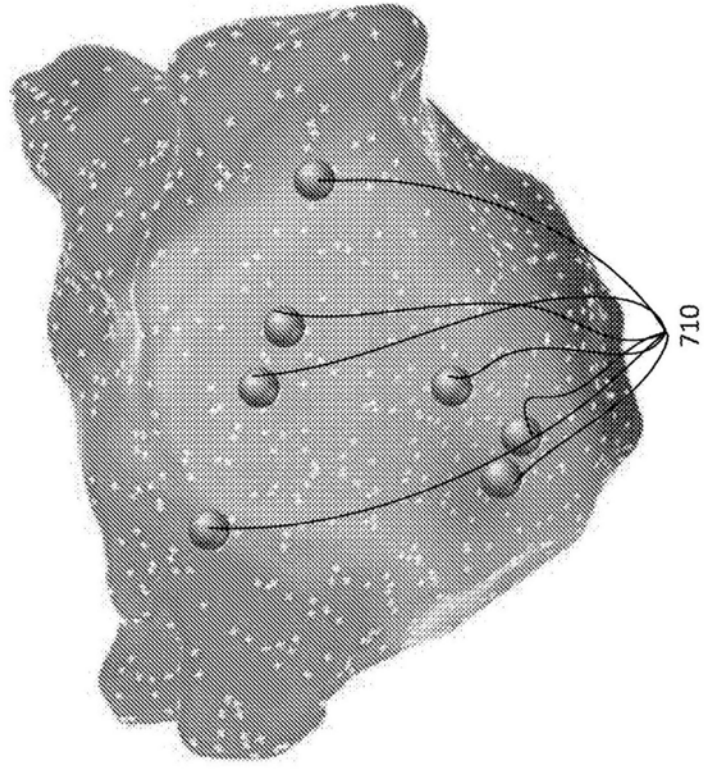


图7A

第二步骤：通过添加在类似时间处具有激动的
附近点来增加灵敏度

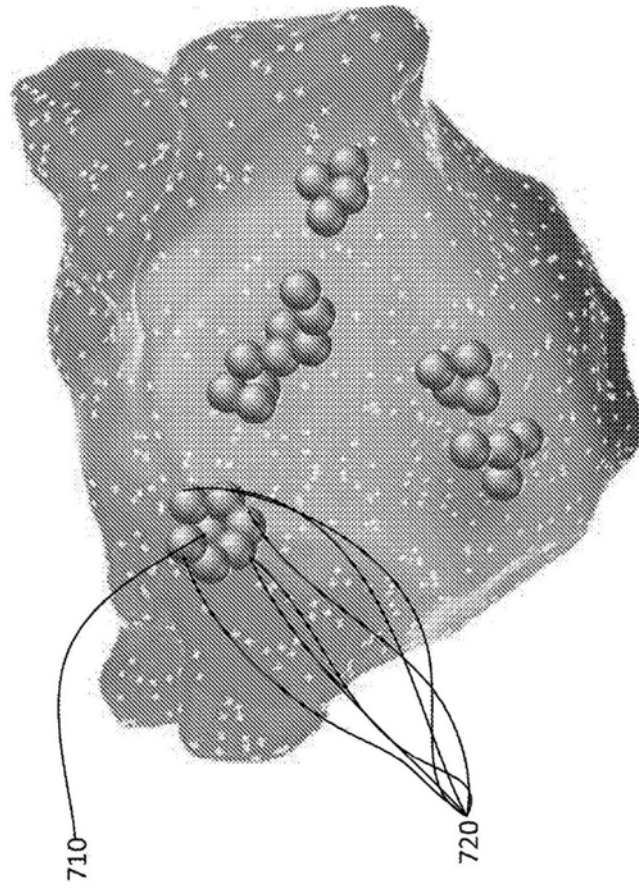


图7B

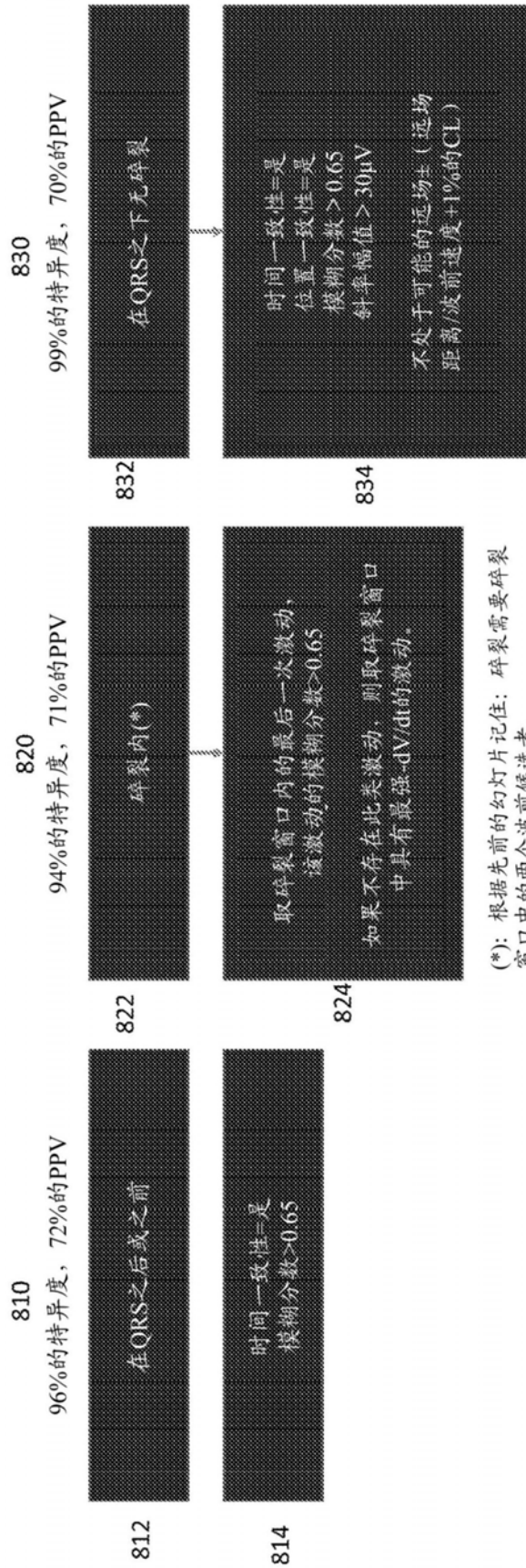


图8

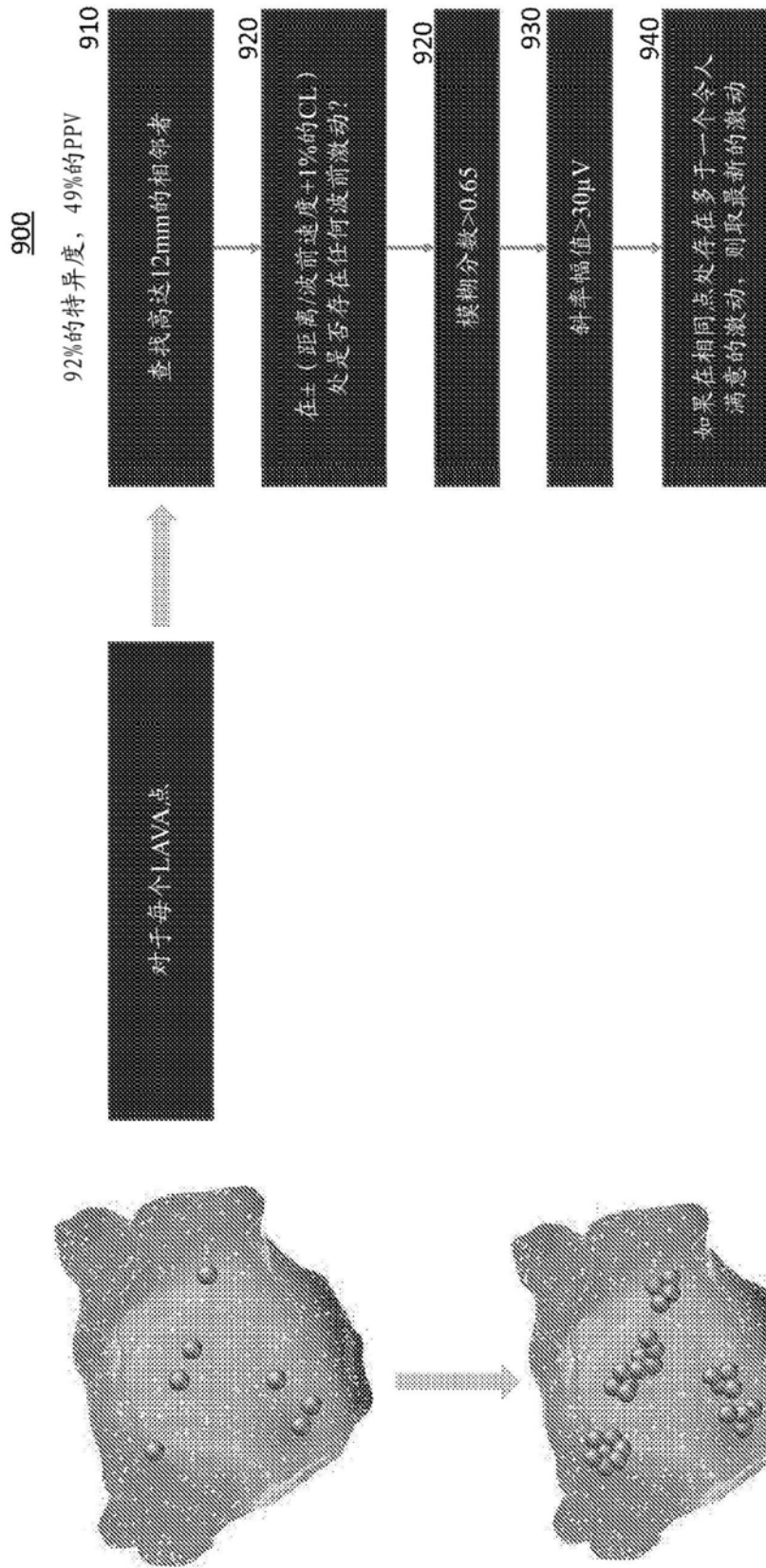


图9

1010

灵敏度	75% (QRS之后为77%, QRS之前/之下为74%)
灵敏度	83% (QRS之后为100%, QRS之前/之下为74%)
真阳性中高达20ms的LAT准确性	85% (QRS之后为80%, QRS之前/之下为88%)

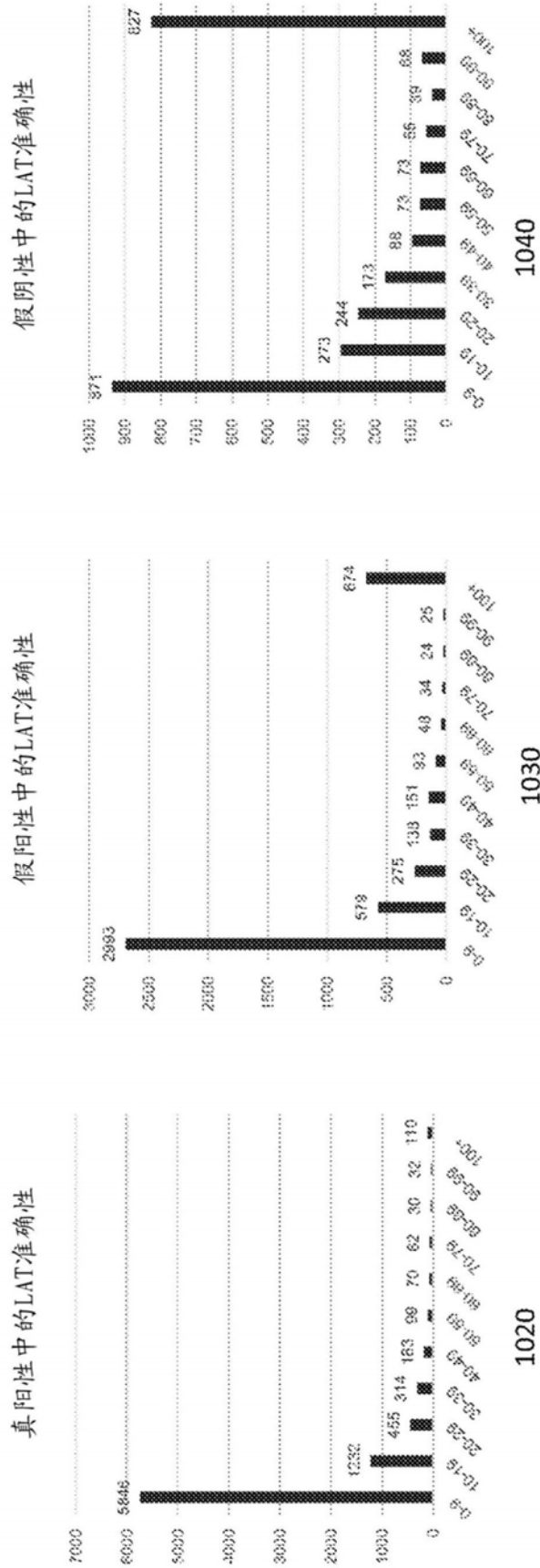


图10