



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101292870 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 18

(21) 申请号 200810085633. 1

(22) 申请日 2008. 01. 11

(30) 优先权数据

60/884493 2007. 01. 11 US

11/970803 2008. 01. 08 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 S·斯托拉斯基 A·图尔格曼

M·巴-塔尔 R·阿波 A·戈瓦里

Y·艾夫拉思 A·C·阿尔特曼

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 王庆海 魏军

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A61N 1/36(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2006/044699 A2, 2006. 04. 27, 说明书第 [0042]-[0061] 段.

US 5443489 A, 1995. 08. 22, 全文.

US 5609157 A, 1997. 03. 11, 说明书第 5 栏第 40 行至第 20 栏第 18 行及图 1A、1B、2、4A、10.

US 6892091 B1, 2005. 05. 10, 说明书第 7 栏第 40 行至第 8 栏第 23 行及图 1.

US 2002/0087089 A1, 2002. 07. 04, 全文.

WO 2005/113057 A, 2005. 12. 01, 说明书第 1 页第 26 行至第 2 页第 14 行、第 7 页第 10 行至第 14 页第 32 行及图 1、4-11.

审查员 谢楠

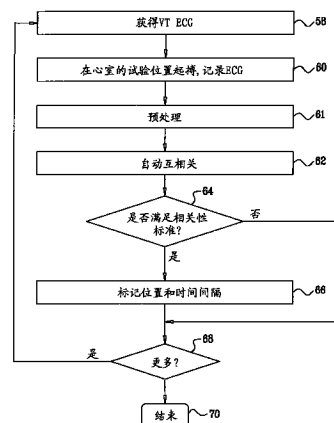
权利要求书 1 页 说明书 15 页 附图 13 页

(54) 发明名称

用于心律失常传导途径和病灶的识别的自动起搏标测

(57) 摘要

在活体中诱发室性心动过速信号。然后,从心室内的多个点采集起搏标测信号,并自动地将其与诱发信号进行数字化比较。在诱发信号和一个或多个起搏标测信号之间的高度互相关性的识别诱发心律失常的病灶或路径,然后将该病灶或路径消融,这使得心律失常变为非可诱导。



1. 一种用于在活的受试者的心脏内确定诱发心律失常的病灶或路径的装置,包括:

标测导管,其用于在心内膜或心外膜的多个位置刺激所述心脏,以及在所述导管的各个位置上检测起搏标测的心电图信号的各个集合,所述导管具有方位传感器;

方位处理器,其从所述方位传感器接收方位信号,并且用于确定所述导管的所述各个位置;以及

分析处理器,用于从所述导管接收心电图信号的参考集合和接收所述起搏标测的心电图信号的集合,所述分析处理器用于对所述起搏标测的心电图信号集合与所述心电图信号的参考集合进行相关联,确定所述起搏标测的心电图信号的集合其中之一与所述心电图信号的参考集合之间的相关性是否符合预定标准;且响应于所述确定,在对应于所述起搏标测的心电图信号的一个集合的所述相应位置上识别所述诱发心律失常的病灶或路径,

其中所述分析处理器用于构建所述心脏的功能图,其中所述起搏标测的心电图信号的集合与所述心电图信号的参考集合之间的相关性与所述多个位置有关。

2. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括连接于所述分析处理器的接收器,该接收器用于从植入的心内设备实时接收所述心电图信号的参考集合。

3. 一种用于在活的受试者的心脏内确定诱发心律失常的异常性的装置,包括:

标测导管,其用于在心内膜或心外膜的多个位置刺激所述心脏,以及在所述导管的各个位置上检测起搏标测的心电图信号的各个集合,所述导管具有方位传感器;

方位处理器,其从所述方位传感器接收方位信号,并且用于确定所述导管的所述各个位置;以及其中所述标测导管用于产生功能图;

显示器,用于显示所述功能图;

模式处理器,其用于在指示诱发心律失常的病灶或路径的起搏标测的心电图信号的所述集合中,检测异常的心电图信号模式并在所述显示器上的所述功能图上标记所述异常的心电图信号模式;存储该模式;以及随后当记录了新的心电图信号时,自动识别所述模式的新情况以及在所述显示器上的所述功能图上标记所述模式的所述新情况。

4. 根据权利要求3所述的装置,其中从植入的心内设备采集所述新的心电图信号,并且将该信号实时传送到分析场所。

用于心律失常传导途径和病灶的识别的自动起搏标测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请权利要求以 2007 年 1 月 11 日提出的美国临时申请 No. 60/884, 493 为优先权, 该申请的内容在此引入作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及心律失常的诊断和治疗。更具体而言, 本发明涉及与室性心动过速有关的诱发心律失常的病灶的识别。

背景技术

[0004] 表 1 首字母以及缩写

[0005]

DAC	数模转换器
ECG	心电图
EEG	脑电图
FFT	快速傅立叶变换
ICA	独立分量分析
ICD	心内装置
IS	诱导心电图信号
Min-PML	导联的最小数目
PCA	主分量分析
PM	起搏标测的心电图信号
PMCT	起搏标测的相关阈值
QL	限制导联
VT	室性心动过速
WOI	目标窗口

[0006] 心律失常如室性心动过速, 是导致发病及死亡的一个重要因素。常见于由 Ben Haim 提出的已知的美国专利 NO. 5, 546, 951 和美国专利 NO. 6, 690, 963 ; 以及 PCT 申请 WO

96/05768,所有这些内容在此引入作为参考,公开了用于检测心脏组织电性能的方法,例如,作为心脏内精确定位功能的局部激活时间。通过在其远侧端部具有导电的和定位传感器的一个或多个导管采集数据,这些导管被引导到心脏内。根据这些数据构建心脏电活动分布图的方法通常公开于已知的美国专利 NO. 6, 226, 542 和美国专利 NO. 6, 301, 496,这两个专利都由 Reisfeld 提出,其内容在此引入作为参考。如这些专利显示的,定位和电活动通常最初在心脏内表面上以大约 10 到 20 个点测量。然后,这些数据点通常足够形成初步的心脏表面重建或分布图。通常将在附加点采集的数据与初步分布图结合,以形成更全面的的心脏电活动分布图。实际上,在临床设定中,为了形成详尽的、全面的心脏腔电活动分布图,在 100 或更多的点上收集数据并不少见。随后,形成的详尽分布图可作为对于治疗过程决定的基础,例如组织消融,以改变心脏电活动的传导,并且恢复正常心脏节律。

[0007] 含有方位传感器的导管可用于确定心脏表面上的点的轨迹。这些轨迹可用于推断动作特征,如组织的收缩性。如 Ben Haim 提出的美国专利 NO. 5, 738, 096 所公开的,其内容在此引入作为参考,当在心脏内以足够数目的点采样轨迹信息时,可构造出图示这种动作特征的分布图。

[0008] 由 Ciaccio 等提出的美国专利 NO. 6, 847, 839,描述了一种用于在窦性节律期间识别和定位患者心脏内折返环峡部的方法,包括:a) 在窦性节律期间通过电极从心脏采集电描记图信号;b) 存储电描记图信号;c) 根据电描记图信号构建分布图;d) 在分布图上找出中心参考激活位置;e) 由中心参考激活位置开始定义测量向量;f) 从测量向量中选取在心脏内表示折返环峡部位置的主轴向量;g) 在分布图上找出电描记图信号的阈值点;h) 将阈值点连接形成表示心脏内折返环峡部形状的多边形。

发明内容

[0009] 典型地,通过将在其远侧端部或附近含电传感器的导管推进到心脏内的一点,用传感器接触组织,以及在那点上采集数据来测量心脏内该点上的电活动。使用仅含单一远侧端电极的导管来标测心脏腔的一个缺点在于,在用于作为整体的腔的详尽分布图所需要的必要点上逐点收集数据需要很长时间。因此,具有不稳定的室性心动过速(VT)患者不能忍受为了得到精确的活动分布图而持续足够长的标测过程。因此,由常规技术完成的起搏标测就是这种情况所使用的一种方法。这包括以相对快的速率起搏腔(典型地,但不是必须地以心律失常的循环长度),然后将临床上心律失常记录的 ECG 与在起搏期间体表面 12 导联 ECG 比较,其中记录的 ECG 信号可以是诱发的或先前记录的。

[0010] 已知心肌疤痕与心律失常的传导路径和病灶有关,例如,折返病灶,其是造成室性心动过速的原因。当前,采用上述标测技术识别该病灶是一个很长的且沉闷的过程,例如,包括在与临床室性心动过速相关的复合波和起搏标测的信号之间的视觉比较。这种病灶是某些现有研究的对象。

[0011] 当患者室性心动过速发作恢复后,心脏病专家可进行识别心律失常病灶的电生理学研究。在研究中,将标测导管导入心脏腔内,且操作其将电刺激脉冲施加到心肌上的不同位置,以试图诱发室性心动过速。如果在给定位置的标测诱发室性心动过速或其它心律失常,则记录心律失常,并将其与来自其它时期的标测进行比较。

[0012] 由电生理起搏诱发的 VT 相关模式可以是瞬间的,且难以识别。因此,对于 VT 病灶

的研究工作是沉闷的,且不准确,并且对于经验不足的心脏病专家来说这项工作则更加困难。响应于这些困难,本发明实施例提供了可用于通过数字化地比较特性相关 ECG 模式、例如在临床心律失常和起搏标测的点之间的比较而自动识别 VT 病灶的方法。

[0013] 根据本发明公开的实施例,在活的受试者中诱发室性心动过速信号。接着从心室内的多个点采集起搏标测信号,以及自动地与诱发信号数字化地比较。在诱发信号与一个或多个起搏标测信号之间的高度互相关的识别可确定诱发心律失常的病灶,然后其可被消融。采用多种数学方法获得数值化比较和相关性。

[0014] 本发明的实施例提供了一种用于在活的受试者的心脏内定位心律失常病灶或路径的计算机实现的方法,通过记录来自受试者的心电图信号的参考集、在心内膜或心外膜的多个位置刺激心脏、并且同时刺激多个位置、记录起搏标测心电图信号的各自的集来实现该方法。该方法通过将心电图信号参考集与起搏标测心电图信号集合关联来进一步实现。响应于确定,起搏标测心电图信号的集合与心电图信号参考集之间的相关性符合预定标准,可识别出诱发心律失常的焦点或路径,其作为相对于起搏标测心电图信号的起搏标测集合的相应位置。

[0015] 在该方法的一方面中,从信号被相关联的分析场所远程地记录心电图信号的参考集和起搏标测心电图信号的集合。该方法包括将至少一个心电图信号的参考集和起搏标测心电图信号的集合传送到分析场所。

[0016] 根据该方法的一方面,利用植入心内的设备记录心电图信号的参考集,并将其实时地传送到分析场所。

[0017] 然而,该方法另外一方面包括从分析场所远程地记录心电图信号的历史集合,将心电图信号的历史集合传送到分析场所,以及在分析场所将心电图信号的参考集与心电图信号的历史集合比较。

[0018] 还根据该方法的另一方面,心电图信号的参考集至少部分地被无线地传送到分析场所。

[0019] 在该方法的另一方面中,通过计算起搏标测心电图信号的集合与心电图信号的参考集之间相应的数值化比较并计算出相关系数,来执行关联。

[0020] 根据该方法的一方面,当相关系数超过预定值时,符合标准。

[0021] 根据该方法的另一方面,起搏标测心电图信号的集合和心电图信号的参考集包括 12 导联心电图,并且当在预定数目的 12 导联心电图导联中,相关系数超出预定值时,符合标准。

[0022] 该方法的另一方面包括构建心脏的功能图,其中起搏标测心电图信号的集合与心电图信号的参考集之间的相关程度与多个位置有关。

[0023] 另外,该方法的另一方面包括在记录心电图信号的参考集之前诱发室性心动过速。

[0024] 本发明的实施例提供了一种用于在活的受试者的心脏内定位诱发心律失常的异常的计算机实现方法,其通过在心外膜和心内膜的多个位置刺激心脏,以及记录起搏标测心电图信号的相应的集合来实现。该方法进一步通过在表示诱发心律失常病灶或路径的起搏标测心电图信号的集合中检测异常心电图信号模式、存储模式、以及随后当记录新的心电图信号时,自动地识别新模式情况来实现。

[0025] 该方法的一方面包括将模式添加到库中用于随后在以后对该模式的新情况的自动识别。

[0026] 该方法的另一方面包括通过在新的心电图信号中选择含目标模式的第一时间间隔、在第一时间间隔内的多个时间段中计算新的心电图信号的各个特征值、级联各个值以形成目标模式的签名 (signature) 以及通过将第二时间间隔内的新的心电图信号与所述签名匹配来识别在第二时间间隔内的新心电图信号中目标模式的进一步事件来自动识别新的模式情况。

附图说明

[0027] 为了更好的理解本发明,通过实例来参考本发明的详细说明,其结合以下附图来理解,其中相同的引用数字指代相同的部件,且其中:

[0028] 图 1 是根据本发明公开的实施例的系统的图形化说明,该系统适于检测造成室性心动过速的病灶和传导路径,以及在活的受试者的心脏上执行消融步骤;

[0029] 图 2 是在图 1 所示的系统中使用的导管的实施例的示意图;

[0030] 图 3 是说明根据本发明公开的实施例,用于检测与室性心动过速有关的诱发心律失常病灶和路径的过程的阶段的示意图;

[0031] 图 4 是根据本发明公开的实施例,用于检测与室性心动过速有关的诱发心律失常病灶和路径的方法的流程图;

[0032] 图 5 是根据本发明公开的实施例,用于将诱发心电图信号与起搏标测心电图信号进行相关分析的方法的详细流程图;

[0033] 图 6 图示了根据本发明公开的实施例的心电图信号的相关性显示;

[0034] 图 7 是根据本发明公开的实施例的相关结果的复合图形显示;

[0035] 图 8 是根据本发明公开的实施例的显示诱发信号的典型的 12 导联描记图;

[0036] 图 9 是根据本发明公开的实施例的与图 8 相似的一系列描记图,具有两系列信号重叠;

[0037] 图 10 是根据本发明公开的实施例的左心室的功能图,图示了起搏标测信号和诱发信号之间的互相关性;

[0038] 图 11 是根据本发明公开的实施例的图 10 所示左心室的另一功能图;

[0039] 图 12 是根据本发明替换的实施例的用于识别诸如 VT 模式等异常 ECG 模式的方法的流程图;

[0040] 图 13 是根据本发明的实施例的示意性地图示了 ECG 信号分析系统典型显示的示意图;

[0041] 图 14 是根据本发明的实施例的示意性地图示了用于分析 ECG 信号的方法的流程图;以及

[0042] 图 15 是根据本发明替换的实施例的用于远程识别异常 ECG 模式的装置的图形化示意图。

具体实施方式

[0043] 在接下来的描述中,为了便于彻底理解本发明,陈述了许多特定细节。其对于本领域

域技术人员而言是显而易见的,然而,没有这些特定细节,也可实现本发明。在其他实例中,为了不必要时使得本发明难以理解,已知的电路、控制逻辑以及用于常规算法和处理的计算程序指令细节没有详细显示。。

[0044] 本发明的各个方面具体由软件程序代码体现,软件程序代码通常保存在永久存储器中,如计算机可读介质。在客户/服务器环境下,这种软件程序代码可被存储在客户端或服务器上。该软件程序代码可收录在用于数据处理系统的各种已知的任意介质上,如软磁盘,或硬盘,或CD-ROM。从存储器或计算机系统的存储器经由某种类型的网络到由这样的其他系统的用户所使用的其他计算机系统上,将该代码分配在这种介质上,或分配给用户。

[0045] 系统体系结构

[0046] 现转到附图,从参考图 1 开始,根据本发明公开的实施例,该图是系统 10 图形化的图示,系统 10 适于检测在活的受试者的心脏 12 内的与心律失常有关的区域,以及执行消融步骤。该系统包括探针,通常为由操作者 16 经皮插入的导管 14,操作者通常为医师,该导管经由患者的血管系统进入心腔或心脏的血管结构中。操作者 16 将导管的远侧末端 18 接触到心脏壁上确定的目标位置。然后,根据上述美国专利 No. 6, 226, 542 和 6, 301, 496 以及已知的美国专利 No. 6, 892, 091 中公开的常规方法,得到电活动分布图,该几项专利公开的内容在此引入作为参考。

[0047] 施加热能可以消融由电分布图估算而确定的异常区域,例如,通过经由导管中的线到远侧末端 18 上一个或多个电极的射频电流通,远侧末端 18 将射频能量应用到心肌上。该能量被组织吸收,将其加热到一个点上(通常约 50°C),在该点上其永久地损失其电应激性。顺利时,该步骤在心脏组织内引起非传导损伤,其破坏引起心律失常的异常电通路。或者,可使用其他已知的使用消融能量的方法,如在美国专利申请公开 No. 2004/0102769 中公开的超声能量,其公开内容在此引入作为参考。本发明公开的原理虽然是关于心房复合波的部分电描记图,但是其也可应用于所有的心脏腔,应用于心外膜和心内膜的通路,以及用于窦性心律中的标测,以及应用于出现多种不同的心律失常的时候。

[0048] 导管 14 通常包括手柄 20,其在手柄上具有使得操作者 16 按照消融需要操纵、定位和定向导管的远端的适当控制器。为辅助操作者 16,导管 14 远端部分含有提供信号给方位处理器 22 的位于控制台 24 的方位传感器(未示出)。导管 14 可根据通常如已知的美国专利 No. 6, 669, 692(其公开内容在此引入作为参考)所描述的消融导管来采用,加以必要的修改。控制台 24 通常包括消融能量发生器 43。该控制台 24 还包括执行信号相关和分析函数的处理器 23,其在下文中进一步详细描述。在某些实施例中,处理器 22 和处理器 23 可整合为单个的信号处理器。该处理器 23 能由通用计算机实现。

[0049] 定位处理器 22 是测量导管 14 的位置和方向坐标的定位子系统的元件。贯穿本专利申请,术语“位置”理解为导管的坐标,且术语“方向”理解为导管的角度坐标。术语“方位”理解为包括位置和方向坐标两者的导管的全部方位信息。

[0050] 在一实施例中,方位子系统 26 包括确定导管 14 的位置和方向的磁方位跟踪系统。方位子系统 26 在预定的工作容积的附近内产生磁场,以及在导管上感应这些磁场。方位子系统 26 通常包括一套外部放射器,如场产生线圈 28,该放射器定位在患者之外的固定的已知的位置。线圈 28 在心脏 12 的附近产生场,典型地为电磁场。

[0051] 在替代的实施例中,导管 14 中的放射器,如线圈,产生由患者体外的传感器(未示

出)接收的电磁场。

[0052] 已描述的某些方位扫描系统可用于这种目的,例如,上述美国专利 6,690,963 中和通常于已知的美国专利 Nos. 6,618,612 和 6,332,089 中,以及美国专利申请公开说明书 2004/0147920 和 2004/0068178 中,其公开内容在此全部引用作为参考。尽管图 1 中所示的方位子系统 26 使用磁场,但接下来描述的该方法可利用任意的其他适合的方位子系统实现,如基于电磁场、声学或超声测量的系统。

[0053] 现参考图 2,其是在系统 10(图 1)中使用的导管 14 的实施例的图示。导管 14 是标测和治疗供给的导管,其用于插入人体和心脏 12 的腔内(图 1)。所示导管是示例性的;许多其他类型的导管也能作为导管 14 使用。导管 14 包括本体 30。用于测量心脏组织的电性能的电极 32 布置在远侧部分 34。电极 32 还可用来将电信号发送给心脏以用于诊断目的,如用于电分布图,和/或用于治疗的目的,如用于消融缺损的心脏组织。远侧部分 34 进一步包括用于测量心脏腔内远场电信号的非接触电极 38 的阵列 36。阵列 36 是非接触电极 38 沿着远侧部分 34 的纵轴线性排列的线性阵列。远侧部分 34 进一步包括至少一个方位传感器 40,该方位传感器产生用来确定体内的远侧端部 18 的方位和方向信号。方位传感器 40 优选地邻接远侧端部 18。方位传感器 40、远侧端部 18 和电极 32 具有固定的方位和方向关系。

[0054] 响应于由方位子系统 26(图 1)产生的场,方位传感器 40 将关于方位的电信号经电缆 42 穿过导管 14 传送到控制台 24。或者,导管 14 中的方位传感器 40 可将信号经无线链路传送到控制台 24,其如在美国专利申请公开说明书 Nos. 2003/0120150 和 2005/0099290 中描述的,其公开内容在此引入作为参考。接着,根据由方位传感器 40 发送的信号,方位处理器 22 计算导管 14 的远侧部分 34 的位置和方向。方位处理器 22 通常接收、放大、滤波、数字化以及以别的方式处理来自于导管 14 的信号。方位处理器 22 还能提供信号输出给显示器 44,显示器 44 提供导管 14 的远侧部分 34 和/或远侧端部 18 相对于选定的用于消融的位置的方位的可视指示。

[0055] 导管 14 的手柄 20 包括控制器 46,用于引导或偏转远侧部分 34,或根据需要确定其方向。

[0056] 电缆 42 包括连接到手柄 20 的接受器 48。接受器 48 优选地配置为接受特定模型的导管,以及优选地包括用户能明显识别的特定模型。使用的电缆 42 的一种优势在于能将不同模型和类型的导管连接到同样的控制台 24(图 1),如那些具有不同手柄配置的导管。具有独立电缆 42 的另一优势在于事实上它没有接触患者,所以可重复使用不用消毒的电缆 42。电缆 42 进一步包含一个或多个隔离变压器(未示出),其将导管 14 与控制台 24 电隔离。隔离变压器可被包含在接受器 48 中。或者,隔离变压器可被包含在控制台 24 的系统电子组件中。

[0057] 现参考图 1,系统 10 可由上述 CARTOXPEP 导航和消融系统实现,该系统在此做适应性修改来执行所述步骤。

[0058] 常规操作

[0059] 现参考图 3,根据本发明公开的实施例,其图示了用于检测与室性心动过速有关的诱导心律失常病灶或路径的步骤阶段。在第一诱导阶段 50 中,室性心动过速被诱发(或是在不诱导的情况下观察到。或者,可通过任意适当的方法引入追踪,如扫描,来自其他远程

系统的电传输,其可以是远程的。常规的 12 导联心电图信号在最初记录,且构成心电图信号的参考集。在标测阶段 52 中,进行左心室解剖和电特性的常规标测。这包括腔的标测,用于识别可引发室性心动过速(或其他心律失常)的通路或病灶点的可能位置。这可通过获取电压图或记录组织的其他电性能来完成,如中期舒张电位。另外或者可选择地,标测可经合并或引入由其他模态得到的图像来完成。

[0060] 在起搏标测阶段 54 中,刺激所选择的点并获取心电图信号来观察刺激的效果。接着,比较阶段 56 中,在诱导阶段 50 和起搏标测阶段 54 中采集的心电图信号之间,自动地确定某些相似性的数字测量。在一实施例中,根据两个 ECG 信号 (X, Y) 的协方差 (cov(X, Y)) 获得数值相关性的测量值,其在下文中进一步详细说明。

[0061] 在另一实施例中,已知的数学方法“主分量分析”(PCA) 被用来确定相关性。这在下文中进一步详细论述。简单地说,对在 12 导联体表面 ECG 记录的诱发信号执行该分析。获得 3 个或 4 个矢量,将其合并以表示在 12 导联体表面 ECG 记录的每个诱发信号。将在主分量分析 (PCA) 中获得的 3 个或 4 个矢量的合并的相似性应用于记录的诱发信号,可作为 12 导联体表面 ECG 起搏标测的表示。起搏标测和显示的起搏标测(使用从在 12 导联体表面 ECG 记录的诱发信号上的主分量分析得到的矢量)之间的标准差形成对应导联之间的相关值。

[0062] 现参考图 4,根据本发明公开的实施例,其是自动检测和量化与室性心动过速相关的诱发心律失常的病灶的方法的流程图。该方法被同样用于已知的与室性心动过速相关的病灶或重入的变异体。或者,该方法采用引入刺激来实施。事实上,该方法能被应用于任意需要信号比较用于其评估的心律失常。在实际的实施例中,步骤的次序可以改变。例如,记录和相关性计算可合为一步。

[0063] 当受试者经受室性心动过速时,在初始步骤 58 中采集 ECG。这可能是临床发作。或者,室性心动过速可按常规使用快速刺激和早期刺激的组合来诱发,如药理学地或侵入式地。为了采集诱发信号,或同时记录自发的或药理诱发的室性心动过速,将一导管,如导管 14(图 2)引入心室腔。获得显示室性心动过速的心电图描记,通常为 12 导联心电图。将常规信号处理用于心电图,以便获得数字形式。然而,很明显该方法也能够按照模拟处理执行。接下来的步骤适合记录诱发信号:记录约 2.5 秒的 12 导联体表面 ECG,跟任一标测导管的状态无关。搏动缓冲用于诱发信号,也就是说,最后两到三分钟循环记录,并且可在任意时刻停止,以捕捉瞬变的心律失常。操作者可选择相关的 ECG 分量保存为模板。在保存了选定的搏动之后,没被选中的搏动可被丢弃。在下文中进一步详细描述模板构造。

[0064] 在步骤 60 中,在心室内的心房位置执行起搏标测,以及采集数字化的心电图记录。

[0065] 接下来在步骤 61 中进行预处理。首先,移除起搏器的尖峰。这可采用中值滤波完成。如果起搏器的尖峰偏离了适当位置,则使计算的相关性失真,并因此得到误导的结果。接下来,选择一导联用于估算。首先,识别最大峰值。接着,识别幅值与最大值的幅值相差至少 0.1mm 的所有其他的峰。执行后续相关分析以获得诱发信号的目标窗口 (WOI) 内的最好相关性,该诱发信号具有在起搏标测信号中使用 $\pm 20\text{ms}$ 的移位围绕基础峰的目标窗口。用于计算在被定义为模板的诱发信号 (IS) 和起搏标测信号 (PM) 之间的相关性的程序如下所述:

[0066] 1. 设定用户定义的 PM 相关阈值（在 0 至 1 之间）和用户定义的最小导联数目（Min-PML）。默认地为 $PMCT = 0.8$ ，以及 $Min-PML = 10$ 。

[0067] 2. 将 PM 集合的每个导联通过互相关与在所有模板上标记的关注区域对应的导联比较。所有比较都在 PM 信号的同时段内。这样得到用于每个 PM-模板对的 12 数目的集合。

[0068] 3. IS 具有定义的 WOI。

[0069] 4. 在选定导联的 PM 中计算所有峰。

[0070] 5. 计算含 WOI 的 IS 和含 WOI 的 PM 之间的相关性，WOI 定义为围绕每个峰 $\pm 20ms$ 的移位。

[0071] 6. 选择含所有 12 导联的最佳平均相关性的 WOI。

[0072] 7. 将每个导联的值与 PMCT 比较。

[0073] 8. 如果最小 Min-PML 导联具有的相关性大于 PMCT，则显示相关性的平均值，如在 3 维图中。

[0074] 在步骤 62 中，在当前重复的步骤 60, 61 中获取的记录与在上述初始步骤 58 中获取的记录之间，自动确定相关系数。相关系数由此给出：

$$[0075] \quad \sigma_{x,y} = \frac{Cov(X,Y)}{\sigma_x \sigma_y}$$

[0076] 此时

$$[0077] \quad -1 \leq \sigma_{xy} \leq 1$$

[0078] 以及

$$[0079] \quad Cov(X,Y) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)$$

[0080] 现控制进入判定步骤 64，此时确定在步骤 62 中确定的相关系数是否符合预定义的标准。这种确定的具体情况在下文中进一步详细描述。

[0081] 如果判定步骤 64 中的确定是肯定的，则控制进入到步骤 66。标记当前位置，作为心律失常可能的触发点或返回路径可能的点，并成为用于消融的候选位置。含相关模式的时间间隔也被标记。

[0082] 执行完步骤 66 以后，或如果判定步骤 64 的确定为否定时，则控制进入判定步骤 68，此时可确定是否需要研究心室中更多的位置。典型地为许多点，通常约为 24 或那些起搏标测的点。通常，仅那样的一些点成为用于消融的候选。如果判定步骤 68 中的确定为肯定，则控制返回到步骤 60。

[0083] 如果判定步骤 68 中的确定为肯定，则控制进入最后的步骤 70。如果用于医学指示，在步骤 66 中识别的位置可被用于消融。

[0084] 现参考图 5，根据本发明公开的实施例，其是用于将诱发心电图信号（IS）与起搏标测心电图信号（PM）相关分析的方法的详细流程图。该方法基本上是步骤 62（图 4）的细化。接下来的说明是应用于一个 IS 模板；然而，通常该步骤对于每个产生的 IS 模板反复迭代，如，对于每个临床存在的心律失常。

[0085] 为了清晰表示，在图 5 中用特定的线性序列来显示处理步骤。然而，很显然可有效地并行估算导联，且在实际中步骤的次序也可改变。在初始步骤 72 中，可根据上述描述获

得数字化的 12 导联诱发的心电图信号和数字化的 12 导联起搏标测的心电图信号。

[0086] 将标记在模板上目标区域的相应导联与从位置得到 PM 信号的每个导联之间通过互相关比较。所有比较都是在 PM 信号的同时段内。这样得到一组用于每个 PM 模板对比较的 12 数目的集合。

[0087] 每个导联与它对应导联的相关性被自动地数字化估算。在步骤 74 中,选择一个导联。在步骤 76 中,使用记录在该导联上的对应的诱发和起搏标测的信号,此时如上所述在诱发和起搏标测信号之间计算相关系数。

[0088] 现在控制进入判定步骤 78,此时确定预定义的起搏标测的相关阈值 (PMCT) 是否等于或超过步骤 76 中的计算值。至于 PMCT 的适当值约为 0.9 或更高,并且可由用户定义。

[0089] 如果在判定步骤 78 中的决定为肯定,则操作进入步骤 80。限制导联 (QL) 的数目增加。

[0090] 执行完步骤 80 后,或如果判定步骤 78 的判定为否定,则控制进入判定步骤 82,此时确定是否估算更多的导联。

[0091] 如果在判定步骤 82 中的判定为肯定,则控制返回到步骤 74,进入另外的循环。

[0092] 如果在判定步骤 82 中的判定为肯定,则控制进入判定步骤 84,此时在步骤 80 的循环中确定累积的限制导联的数目的最小值是否至少为导联的预定的最小数 (Min-PML)。用于 Min-PML 的适当值约为 10 到 11。这些值可以由用户根据需要修改。

[0093] 如果在判定步骤 84 中的判定为肯定,则控制进入最后的步骤 86。与 PM 信号相关的位置被识别为与室性心动过速有关的异常病灶或路径 (通道)。

[0094] 如果在判定步骤 84 中的判定为否定,则控制进入到最后的步骤 88。该过程未能找出作为与室性心动过速有关的异常病灶或路径与 PM 信号相关的位置。

[0095] 相关性显示

[0096] 在初始步骤 58 (图 4) 中,得到相关性显示,其表示起搏标测 ECG 与采集的 ECG 的相关性。现参考图 6,根据本发明公开的实施例,其以比较窗口 90 的方式图示了心电图信号的相关性显示。在窗口 90 中显示的 VT 模板为以诱发信号或自发地记录的 VT 复合波的每个类型做好准备。在这个实例中,选择了点 PM1。显示器提供一种选择来滚动经过的所有 PM (不论它们的相关性是高于还是低于 PMCT)。对于每个导联,显示当前模板和 PM 之间的相关性,以及用于所有导联的平均相关性。用颜色从 PM 信号中区分出 IS。默认地,两信号被叠加,从而在之上计算相关性的部分信号在彼此的上方。在一实施例中,当 IS 信号保持静止时,可水平滚动显示 PM 信号。因此,如图 9 (接下来描述的) 中所示可目测研究 PM 到 IS 的实时“滑动”出现的相关性。此外,任意 IS 可被叠加到另外的 IS 上,以帮助用户判定它们的相似性,以及使得模板识别的自动估算有效。

[0097] 一旦用户释放了滚动操作,用于当前 VT 模板 -PM 对的所有相关性将被重新计算和保存。此外,根据用户的选择可在任意时刻重新计算 IS 和 PM 之间的自相关性。

[0098] 任何具有负相关的 VT 模板 -PM 对自动地标记为“不用于显示”。除非用户已手动找出正相关,否则不能覆盖这种设定。可以改变窗口中的时间比例。任何这样的改变会同时影响所有导联。

[0099] 现参考图 7,根据本发明公开的实施例,其是相关性结果的复合图形显示。这种显示通常准备好紧跟上述公开方法的执行结果。显示 3 个 ECG 矢量表示 92、94、96。由每个矢

量上的星号来表示相似性结果。在轴线的反面标记负相关。

[0100] 模板构造

[0101] 由诱发的信号记录来构造模板。如上所述,一记录约为记录在设置阶段中的 2.5 秒 12 导联体表面 ECG,且任意内部导管的独立情况能确保得到用于标测诊断过程的精确的视觉框架。这些信号与任何导管的位置无关联。

[0102] 如上所述,需要具有对于 IS 信号的搏动缓冲,类似于对于这些点的当前搏动缓冲,如,10 次搏动被冻结于每个信号,用户能保存选择的搏动。保存以后,未选择的搏动被丢弃。虽然通常由人操作者完成,但在某些实施例中可采用常规形态分析技术自动完成选择,如模式识别。

[0103] 采集的时间与 IS 信号一起被记录 (hh:mm)。

[0104] 通常,大约记录 5 个诱发信号。最大值 40 的 IS 可被正常记录。现参考图 8,根据本发明公开的实施例,其是显示诱发信号的典型的 12 导联描记。由箭头 98 表示刺激,以及由箭头 100 指示得到的心室的复合波。由垂直线 102 和 104 构成目标窗口。

[0105] 现参考图 9,根据本发明公开的实施例,图 9 类似于图 8 是一系列描记图,其以两列信号的叠加可视地显示相关性。

[0106] 对于第一 IS 信号,用户用水平卡钳或类似的工具来标记目标复合波。默认值是来自于导联 II(正或负)+/-150ms 的第一峰。如果导联 II 上的第一峰比从数据记录的开始处小 150ms,则用下一个峰。或者,利用现有技术中常规的峰识别技术来自动识别目标复合波,在之后操作者确认结果。

[0107] 第一 IS 信号被自动地标记为模板。

[0108] 对于所有存在的模板的目标窗口的相似性,自动核对每个附加的 IS。对于每个独立的导联和在信号相同部分上的所有导联(来自于视图的计时点),利用互相关核查相似性。

[0109] 这里存在用户定义的 IS 相关性阈值 (0-1) 和用户定义的导联的最小数目 (Min-ISL)。默认的 ISCT = 0.9;默认的 Min-ISL 为 10-11。对 ISCT 测定每个导联的相关性。

[0110] 如果最小的 Min-ISL 的相关性系数都大于 ISCT,信号被认为是相似的,并且新的 IS 不会被当成模板记录下来。

[0111] 否则,新的 IS 将会被作为模板记录。通过相似性找到目标默认区域,且这个区域也可由使用者修改。

[0112] 计算并显示平均相关性系数。

[0113] 使用者可覆盖自动模板配置。(也就是说,如果 SW 把它当作模板标记,则它可以不被标记,反之亦然)。

[0114] 每个 IS 都有由四个或者更少的字符组成的唯一标识。如果这个 IS 被当作模板被选定或取消选择,则该标识不会被移除。如果 ISCT 或者 Min-ISL 在获取模板时发生变化,则系统重新计算相关性,并相应地将该 IS 标记为模板。

[0115] 可保存使用者的手动选择(或取消选择)。

[0116] 起搏标测过程

[0117] 一个约 2.5 秒的 12 导联体表面 ECG 的记录不需要实时“冻结”扫描点。

[0118] 值得满意的是具有用于 PM 信号的搏动缓冲,类似于用于点的当前搏动缓冲,也就是说,10 个搏动被冻结于每个信号中。用户能选择搏动用于保存。在保存后,没有被选择的搏动数据会被正常丢弃。

[0119] 采集时间由 PM 信号记录。

[0120] 将 PM 信号与一个点、即一个位置相关联。如果没有点被选择,PM 信号与最后一个采集点相关联。

[0121] 添加 PM 标识到与该 PM 相关的点。如果可得到 Cardiolab[®] 积分,则这个标识可以传送到 Cardiolab 系统中。来自于相同或不同研究的上述搏动缓冲可被储存在 Cardiolab 系统中(或类似的系统),且可在需要时将其输入。

[0122] 在每一个 PM 标识边上,有标签表示与其最相关的模板。

[0123] PM 标识标签独立于其他标识标签而显示。PM 信号被连续地计数。

[0124] 每一个点仅能与一个 PM 信号相关联。一个 PM 信号不能与一个以上的点相关联。

[0125] 当一个点被复制或者被移动到另一副图上时,它的所有链接都随之一起被复制。

[0126] 当一个点被删除时,所有与该点相关的链接都被删除。如果恢复该点,则所有链接必须被自动重建。

[0127] 伴随着研究,PM 信号通常被保存。

[0128] PM 的 12 导联信号可被打印。病人的名字,采集的日期和时间会同其一起被打印。

[0129] 功能图

[0130] 在本发明的一方面中,显示分布图,其中可通过色标来显示起搏标测的位置和 IS 模板之间的相关性。功能图的构建可由已知的方法来完成;比如在上述美国专利 Nos 6, 226, 542 和 6, 301, 496 中所提到的那些方法。

[0131] 现参考图 10,根据本发明公开的实施例,其是心脏左心室的功能图,图示了起搏标测信号和诱导信号之间的互相关性。在图的左上角的对话框 106 中显示了相关性参数和测量值。通过参考色标 108 来了解互相关程度。在相关性图上,起搏点被定义为诱发信号和起搏标测信号之间的最佳平均相关性数值。

[0132] 相关性分布图与被用来定义疤痕区域的 CARTO 图的重叠,可以帮助用户选择用于消融的位置和选定消融点的顺序。

[0133] 现参考图 11,其是图 10 中所示的左心室的功能图。这里的彩色编码球 118,也称为“点标志”,表示超越重要的相关性阈值的起搏标测点。不同的彩色编码球 120 表示用于消融的指定点。或者,其他类型的标记可用于替代球 118,120。

[0134] 主分量分析

[0135] 在上面提到的 PCA 相关方法中,运算对象用来确定与心动过速有关的信号的第一集合(训练集)和自心脏起搏时体表面 ECG 导联信号的第二集合(测试集)之间的相似性。

[0136] 训练集用来产生一个压缩了大量信息的信号集。主分量分析和任选地独立分量分析(ICA)用来产生一个基函数的集合。这两种技术都是大家所熟悉的计算方法,因此在这里就不做进一步讨论了。这些函数在贯穿训练集的整个情形中都有效,此时估算的输入信号被认为具有足够的精确度。为了使 PCA 和 ICA 在最佳状态下运转,执行预处理,在预处理中信号被切分成仅仅表示一个 ECG 周期的片段。这些片段经缩放和偏移移除被转移到一个更均匀的信号空间,这产生了集合。采用基函数压缩大部分信息,而拒绝稀疏形态的段。

[0137] 为了寻找训练集和测试集之间的相关性,测试集贯穿上述的预处理过程,以及产生片段。然后,这些基函数用来估算最能代表信号的系数。

[0138] 如果表示的精确度不够,则可认为其同训练集不相关联。其他情况下,可在所有导联上同时计算相关性。这样,通过拒绝稀稀疏的片段,这些基函数的调整提高了不同形态信号之间的可观察性,以及产生了对于相应信号的低相关性。另一方面,由于普通的不同形态的放大,其在不同信号中产生更小的相关性。

[0139] 替代的实施例 1

[0140] 再次参考图 1,在这个实施例中,心脏病专家在心室的不同位置起搏时,观察上述的 12 导联体表面心电图。在 ECG 中一旦观察到可疑的模式(包括心跳过速或其它的心律失常部分),心脏病专家给系统 10 发信号以标记含可疑模式的时间间隔,以及该模式发生的起搏位置。按这个方式可标记多个间隔。接着,系统 10 就记住了可疑的 ECG 模式的特征。

[0141] 随后,心脏病专家扫描了经过心室内壁的起搏导管,同时系统 10 监控和分析 ECG 信号,以检测它已知晓了的模式的进一步事件。系统 10 在模式重现处标记可能为 VT 病灶的任何位置。然后,心脏病专家围绕病灶位置进一步研究,可消融这些病灶或传导。

[0142] 系统 10 可以获悉局部心电图的模式,其局部心电图是使用导管 14 在由心脏病专家标记的可疑 VT 病灶处检测出。心室中不同位置的导管信号可被分析用于这种局部心电图模式的重现,包括 ECG 或者代替 ECG。

[0143] 现参考图 12,根据本发明替换的实施例,其是一种识别异常 ECG 模式的方法的流程图,如 VT 模式。在初始步骤 229 中,如上所述,在试验位置进行起搏。

[0144] 控制进行到判定步骤 231,在这里确定可疑模式是否被检测到。如果判定步骤 231 的判定是否定的,那么控制返回到初始步骤 229,并且在新的位置继续起搏。被确定或自动识别以及由心脏病专家确定的 VT 模式可被存储到模式数据库中。这个数据库则可以分配给其他的心脏病专家,用于他们在自动识别中和在判定步骤 231 中可能的 VT 病灶的治疗中使用。

[0145] 如果判定步骤 231 的判定是肯定的,则控制进入步骤 233,在这里自动获悉新模式。

[0146] 随后,在可能执行到的最后的步骤 235,例如,在进行消融尝试后,起搏在心脏的新位置重复出现,用来确定异常模式是否继续或者已重现。

[0147] 在这个实施例中,如上文所述采集参考信号。再次参考图 1,处理器 23 向医师显示测定的 ECG 信号。医师在显示的信号中识别出典型的目标模式事件,并给系统指出包含模式的时间间隔。这个实施例的方法和系统能使医师从手动扫描冗长 ECG 信号轨迹的这种沉闷且费时的工作中解脱出来,转而去检测目标模式。而且,这些方法和系统都是基于典型模式的自动分析,而不是基于模式的明确定义,因为后者有时很难具体指定。

[0148] 处理器 23 作为模式处理器来执行,该处理器分析时间间隔,并且产生该模式的特征签名。通常情况下,处理器将时间间隔沿着时间轴划分成多个片段,并且在每一片段中计算出信号特征。处理器将不同片段的信号特征的序列作为模式签名来使用。比如,信号特征可包含片段中信号是增大还是减少的指示。

[0149] 处理器 23 扫描 ECG 信号,并检测其他目标模式事件。处理器 23 识别时间间隔,其中信号同模式签名相匹配。模式签名可能包含一字符串,其中由对应的字符表示每个片段

的信号特征值。在这些实施例中,处理器通过字符串的匹配过程来检测模式事件。检测到的模式事件被标记,并显示给医师。

[0150] 同时或者可选择地,目标模式可以由外界提供,如通过特征 ECG 模式的数据库。系统 10 也可以用来定义具有认为与病理学或事件的某种类型有关的模式数据库。这个数据库可以分配给其他的心脏病专家或者系统,用以在处理从其他病人中采集到的 ECG 信号中使用。

[0151] 现参考图 13,根据本发明的实施例,这是系统 10 的典型的截屏显示的示意性图表,同显示器 44 上显示给医师的一样。该图显示了来源于 12 个电极 32(图 1)的 12 个 ECG 信号。两个目标模式,表示为之前已由医师定义过的“新信号 2”和“新信号 4”。处理器 23 同时检测出 ECG 信号中的两个模式事件。在本例中,已测事件用阴影区域标记在显示的 ECG 信号上。或者,该事件也可用其他适当的指示来标记,比如使用不同的颜色、图标或者高亮区域。

[0152] “新信号 2”模式事件被用 50A 表示,并以固定的阴影模式标记,同时“新信号 4”的模式事件被用 50B 表示,并以不同的模式标记。匹配的性能或置信水平由邻接每个事件的百分比来表示。

[0153] 适当的窗口 52 显示特定事件与目标模式的匹配。曲线 54 和 56 各自表示模式和一个事件,一条曲线位于另一条曲线的上方。各种控制器 58 使得医师能冻结显示的 ECG 信号,选择特定事件,增加另外的目标模式等。在替换的实施例中,可使用其他任何适当的人机界面和方法。

[0154] ECG 信号的分析方法

[0155] 现参考图 14,根据本发明的实施例,其是示意性地图示了用于分析 ECG 信号的方法的流程图。在采集步骤 60 中,该方法以系统 10 采集 ECG 信号开始。采集的信号要么实时地,要么离线地显示给操作者。在模式表示步骤 62 中,操作者识别出以及标记含目标模式的时间间隔。

[0156] 在分割步骤 64 中,处理器 23 将由操作者标记的时间间隔分割为多个片段。在签名产生步骤 66 中,模式处理器标识每个片段中的 ECG 信号的特征,并且根据信号的特征序列产生模式签名。例如,处理器可对于每个片段确定信号是沿着片段增加还是减少。接下来,处理器能产生“上升”和“下降”指示的序列,其可作为目标模式的特征签名。在这些实施例中,片段的数目通常被选择具有足够的分辨率,使得每个片段内的信号可能为单调的。

[0157] 另外或者可选择地,处理器 23 能采用其他任意合适的参数,来表征不同的片段,如片段内的信号为正斜率或负斜率。在某些实施例中,处理器 23 用字符串表示模式签名,其中每个片段由一个字符表示。例如,可通过字符“U”来表示增加信号的片段。可通过字符“D”来表示信号减少的片段。然后,将表示片段的字符连接以形成字符串,如“UDDUUDUDU...UUD”,其被作为签名。

[0158] 在某些实施例中,处理器 23 测量一种或多种在标记的时间间隔中 ECG 信号的缩放参数。这些缩放参数与签名存储在一起,且随后用于匹配其他模式事件。例如,信号的平均幅度可被用于作为缩放参数。另外或者可选择地,处理器可计算目标模式的频谱,以及确定频谱中的一个或多个主频率。主频率可被用作缩放参数。

[0159] 在扫描步骤 68 中,具有产生的模式签名,处理器 23 扫描 ECG 信号,并且尝试检测

其他目标模式的事件。根据使用的系统配置,处理器 23 可监测实际时间或被采集的缓冲的 ECG 的测量值,或以离线方式扫描先前测量的 ECG 信号的人体。

[0160] 在缩放步骤 70 中,处理器响应于目标模式的缩放参数来缩放扫描的 ECG 信号的一部分。例如,处理器可标准化扫描信号的平均振幅,以匹配目标模式的平均振幅。如另一个实例,处理器可执行扫描信号的频谱缩放,从而其主频率与目标模式的主频率匹配。频谱缩放可被视为相对于目标模式的时间轴缩放(即,拉伸或压缩)扫描信号的时间轴。为了这一目的,处理器可对扫描信号的一部分计算快速傅立叶变换(FFT)。

[0161] 在匹配步骤 72 中,处理器 23 尝试找出与模式签名匹配的扫描 ECG 信号中的间隔。例如,当目标模式用字符串表示时,处理器将扫描的和缩放的信号的一部分分割为片段,表征每个片段以及分配一个字符给每个片段。因此,扫描的信号部分由一长串的字符表示。然后,处理器尝试在表示扫描的部分信号的字符串中找到表示模式签名的子字符串。现有技术中已知的任意合适的字符串的匹配过程可用于该目的。每个匹配被认为是在扫描信号中的模式事件。

[0162] 在事件表示步骤 74 中,处理器 23 在显示器 44 上标记检测的事件。通常,处理器标记作为模式事件检测的时间间隔。因为处理器可以同时针对多种模式进行搜索,被检测的模式被表示紧接于每个事件。在某些实施例中,每个事件也被确定了用于显示的唯一名字或数字。处理器还可显示紧接于每个被检测的事件的匹配的置信水平或质量度量。

[0163] 虽然该实施例的说明主要集中在 ECG 信号的模式识别,但本发明的原理还可被用于在其他生理信号中检测模式,如脑电图(EEG)和呼吸信号。

[0164] 可替换的实施例 2

[0165] 在这个实施例中,利用植入患者设备的远程询问替代常规使用的体表面心电图,来采集心电图信号,植入患者的设备通常为心内设备(ICD)如除纤颤器、心律转复器和起搏器。这种设备可提供用来存储反映心脏事件的信号的存储器。历史信号被作为记录(过去的)的信号下载下来或实时下载到处理系统,并且将其与诱发的信号模式(实时信号的第一种类型)和起搏标测模式(实时信号的第二种类型)进行比较。历史信号可包括室性心动过速的自发事件。在某些实施例中,信号可被传递到及存储在服务器上,然后转送到处理系统。用于采集信号的合适的设备是 Medtronic InSync[®] ICD。其他合适的设备在市场上也可以买到。

[0166] 现参考图 15,根据本发明替换的实施例,其是用于远程识别异常 ECG 模式的典型布置的图形化图示。其他在 ICD 250 和处理系统 260 之间传送数据的常规方法,例如 USB 通信或者可移动存储介质。或者,由适于直接询问 ICD 250 的专用设备完成通信。

[0167] 为了采集实时的心电图信号,ICD 250 带通滤波(如 2.5-100Hz),且以 128-256Hz 采样信号。优选地采样频率为 256Hz 或更高。处理和程序编制设备 255 用来接收采样信号,然后被上抽样。第一上抽样到 400Hz,且第二上抽样到大约 7kHz 是适合的。Medtronic 2090 编程器可用来作为用于询问 ICD 250 的设备 255,且通过无线遥测被接有线的或链接到处理系统 260,其可以是上述 CARTO XP EP 导航和消融系统。有线和无线的不同组合将 ICD 250、设备 255 和可用的处理系统 260 连接。

[0168] 根据一个替换方式,将上抽样信号转换为模拟信号 262,例如采用模型 7808 的数模转换器(DAC)(未示出),其接着由处理系统 260 遥测该信号。

[0169] 在另一个替代中,上抽样的信号被转换器 270(C-box) 从串行数据 265 转换为适于网络传送的数字格式 275,例如以太网协议。处理系统 260 被提供有适合接收器,用于接收以太网的信号(或模拟信号)。该方法虽然具有利用工业标准的优点,但是现在存在同步的问题。在当前实施例中,以太网协议能并发支持 10 个 ECG 通道。在处理系统 260 和设备 255 之间交换命令需要独立的通道 285。

[0170] 通过处理系统 260 处理由设备 255 收到的信号,用于与当前或之前的起搏标测期间由 ICD 250 采集的心电图信号的另一集合进行比较。结果可以与经 ICD 导联采集的 IS 信号或与在 ICD 存储事件中的 VT 形态有关。或者,信号与模式库有关,这两种选择如上所述。

[0171] 在某些实施例中,进行相关性和分析的位置甚至远离进行起搏标测的位置。这样,利用相同的或不同的通讯协议,还可将上述起搏标测的信号传送到分析的位置。

[0172] 根据本领域技术人员的理解,本发明不局限于上文中优选地显示和阐述。当然,本发明的范围包括上述各种特征的组合和替代组合两者,还包括其中本领域技术人员在阅读了前面的说明书上才能想到的在现有技术中没有的变化和修改。

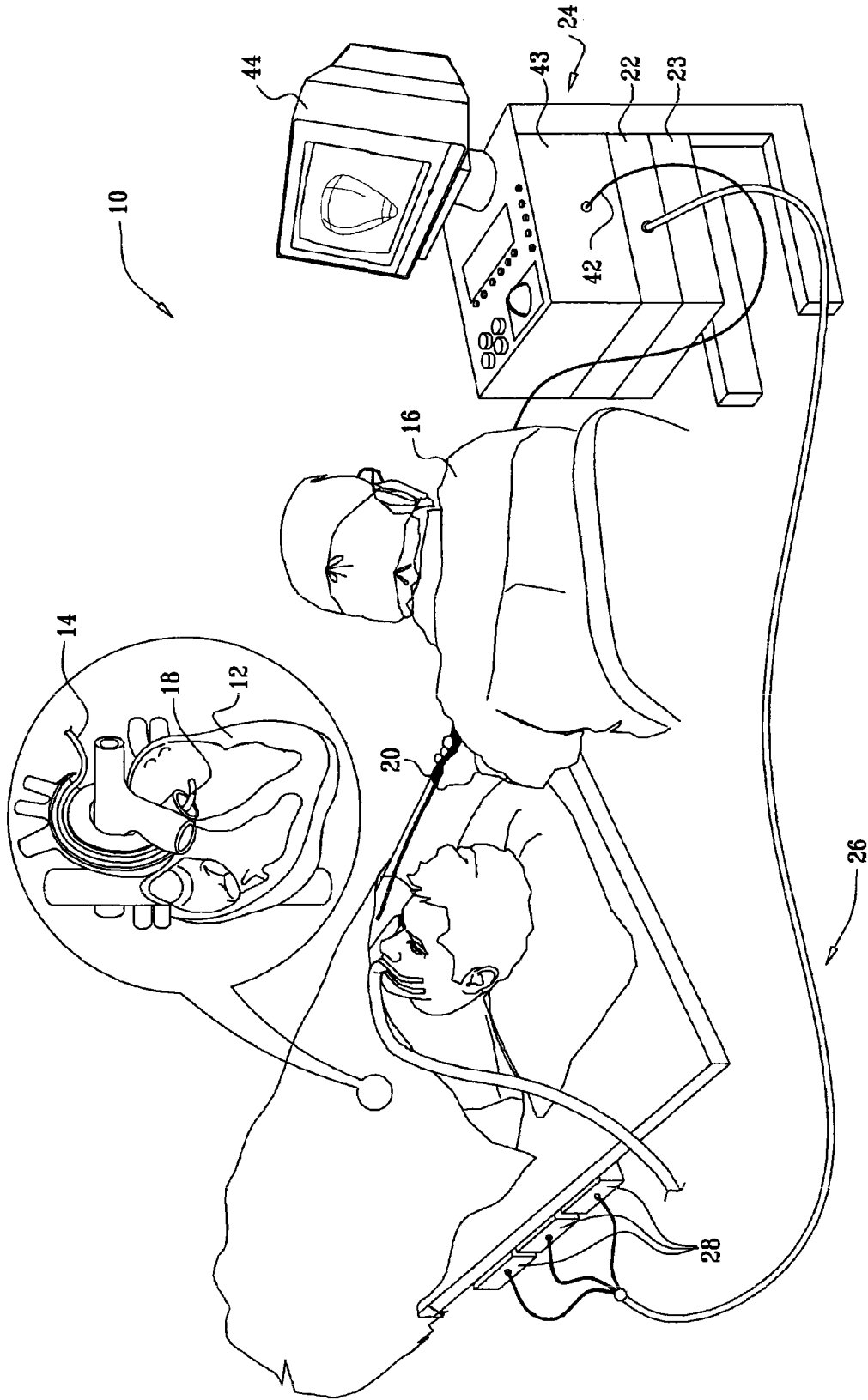


图 1

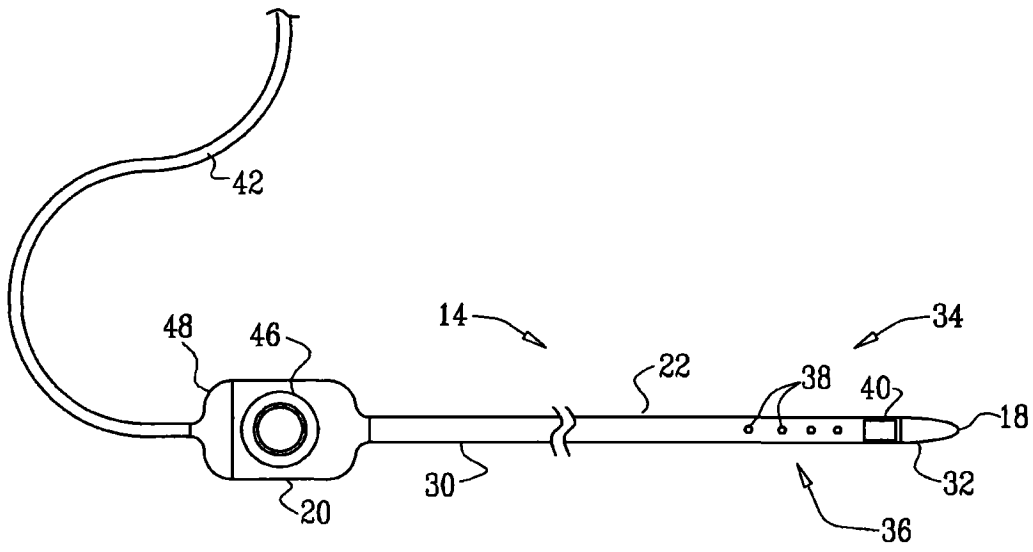


图 2

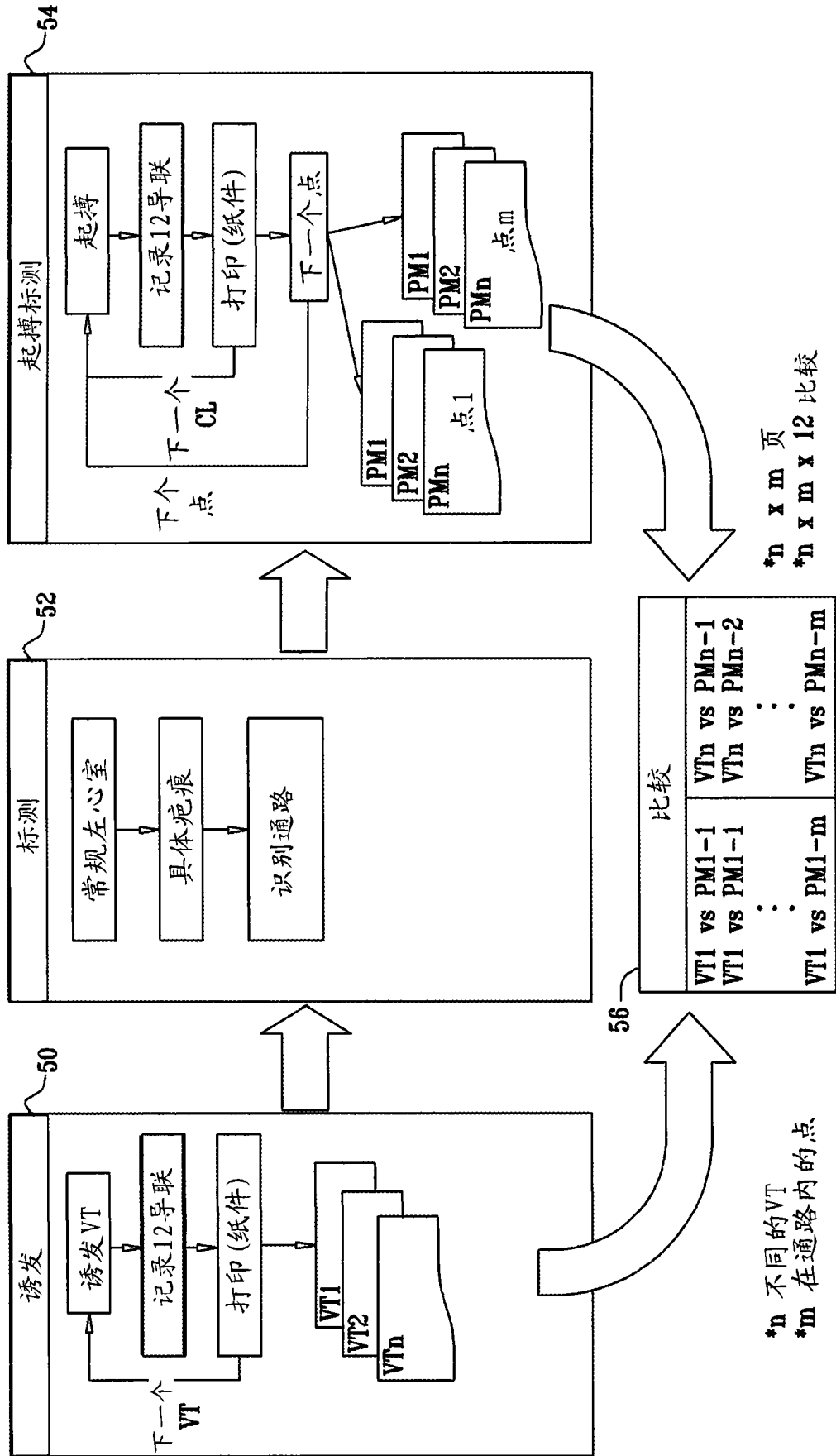


图 3

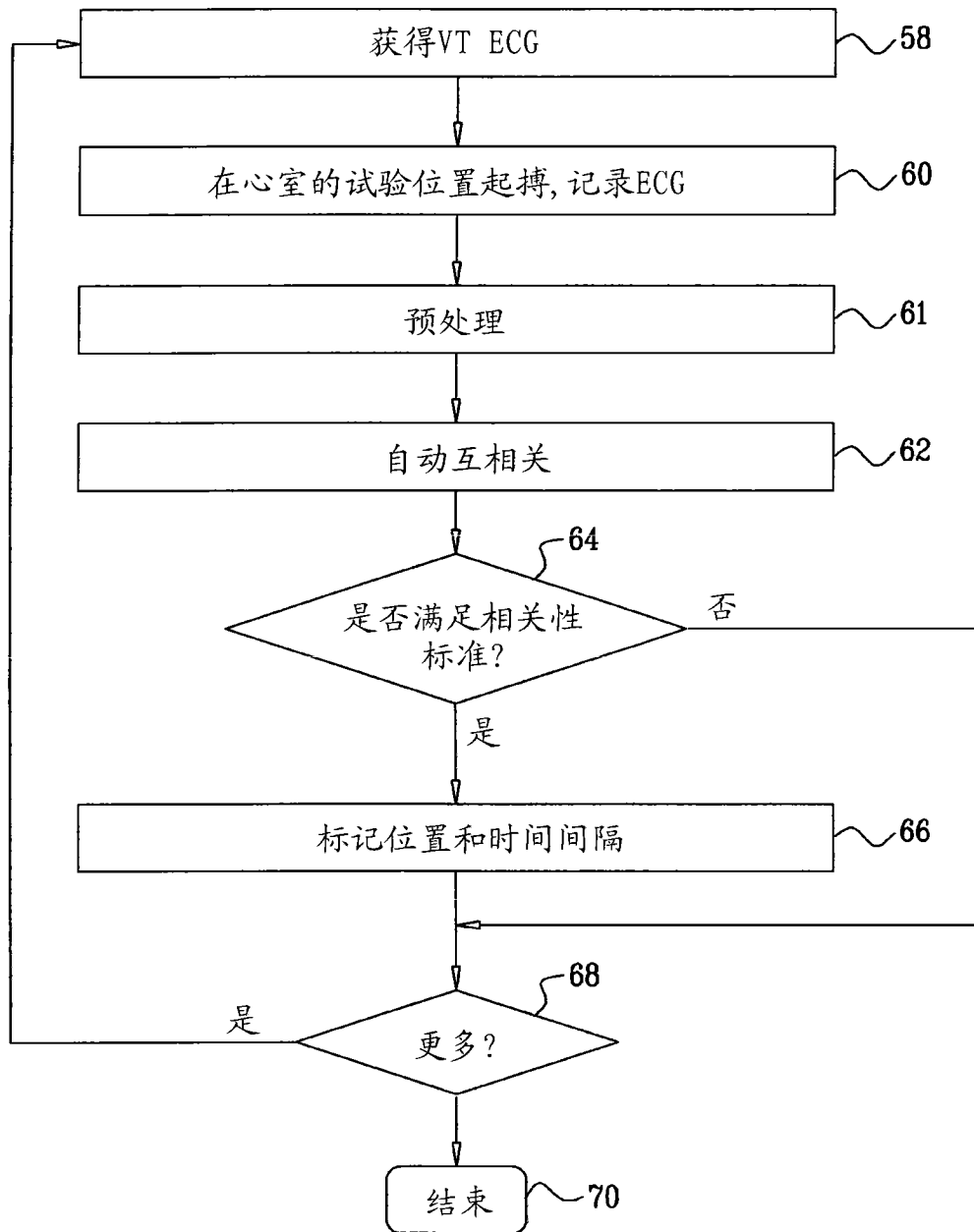


图 4

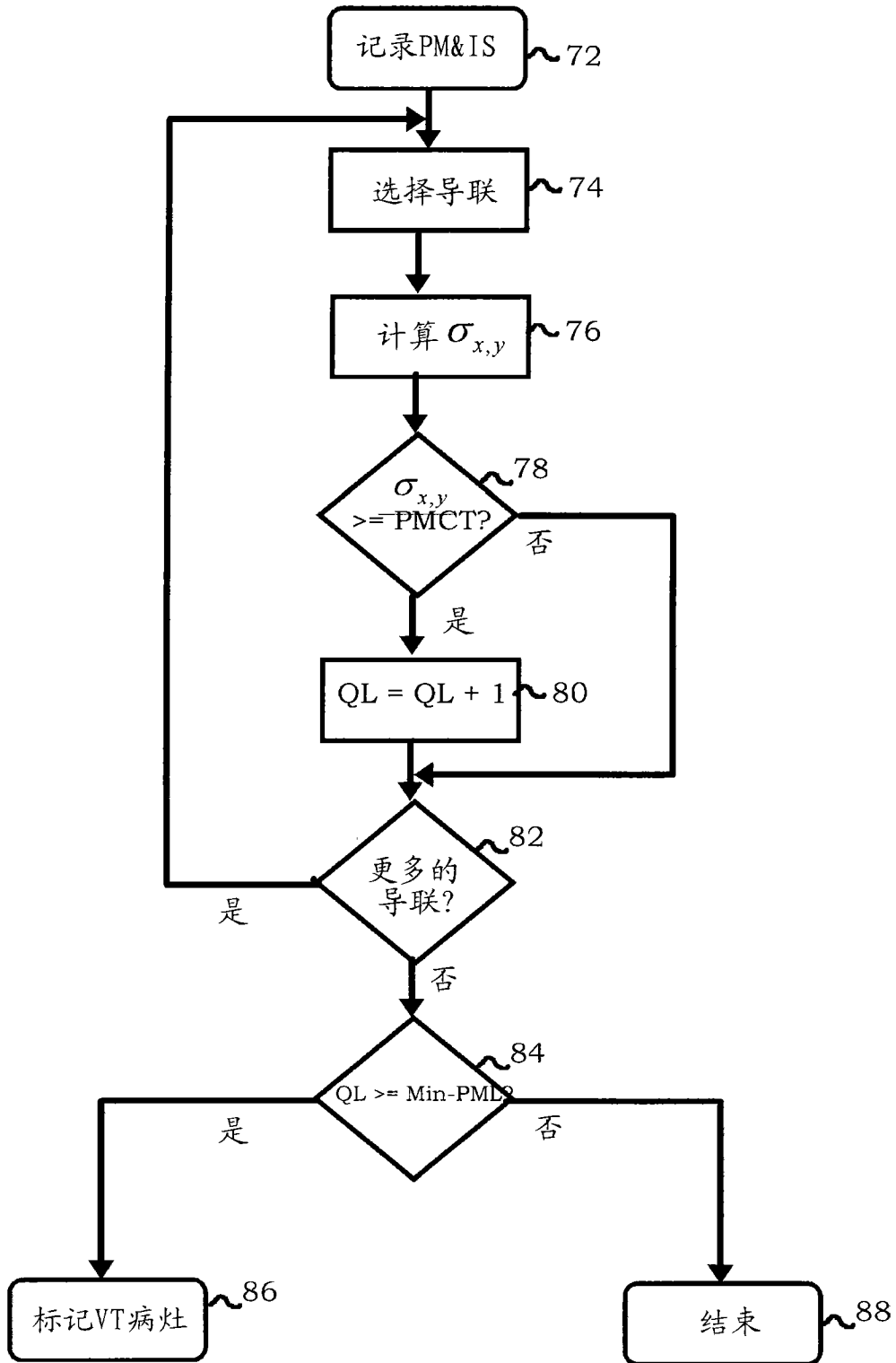


图 5

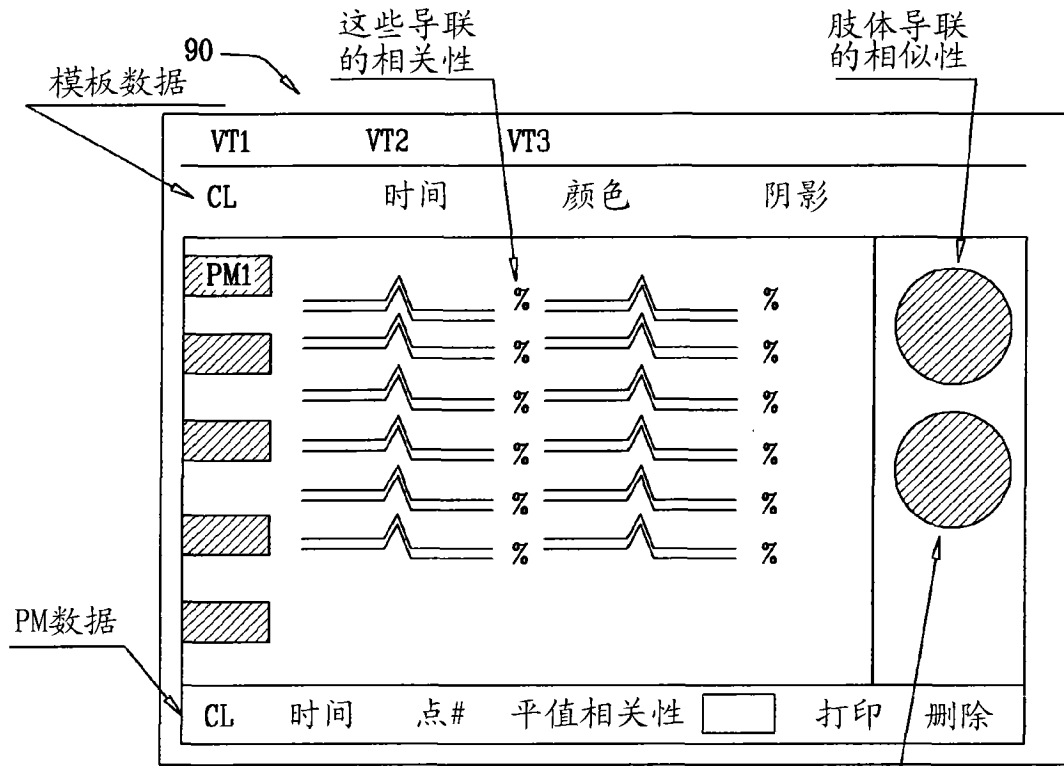


图 6

心口导联的相似性

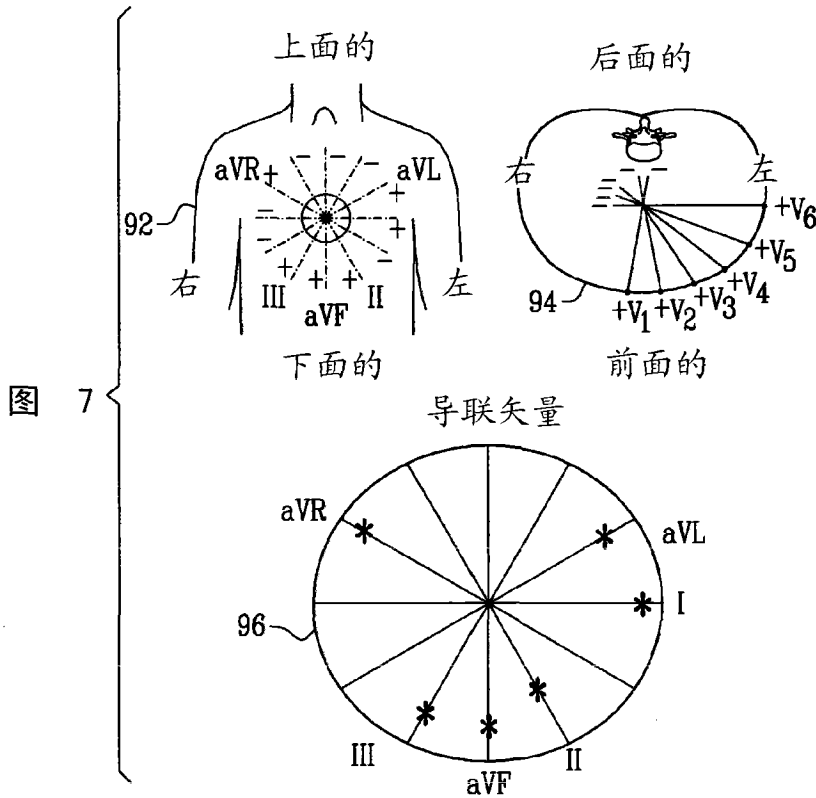


图 7

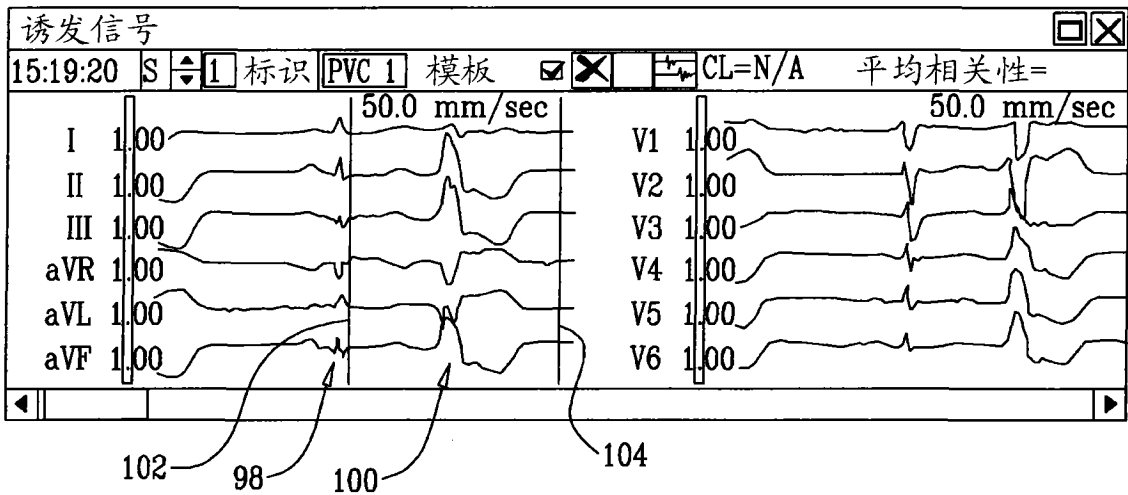


图 8

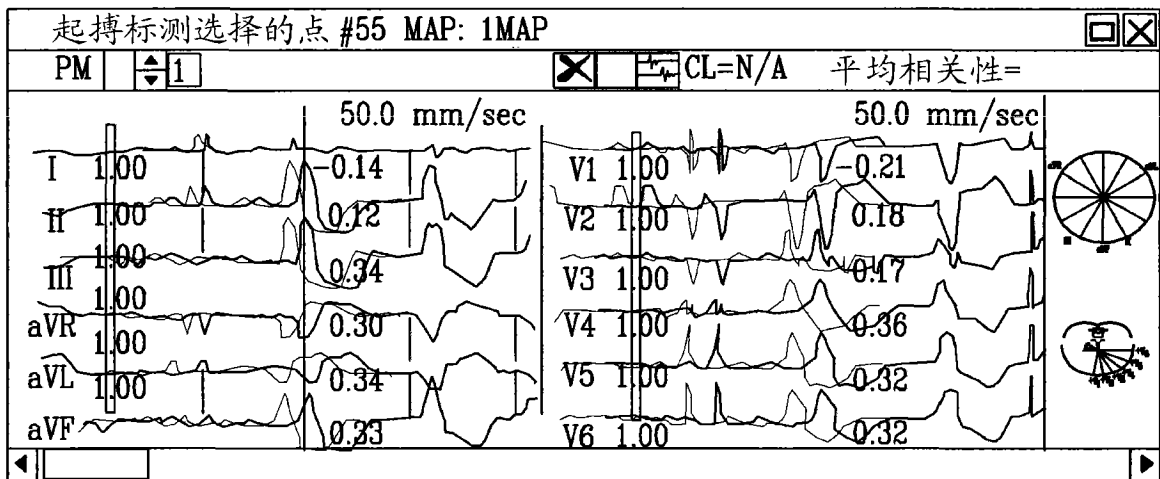


图 9

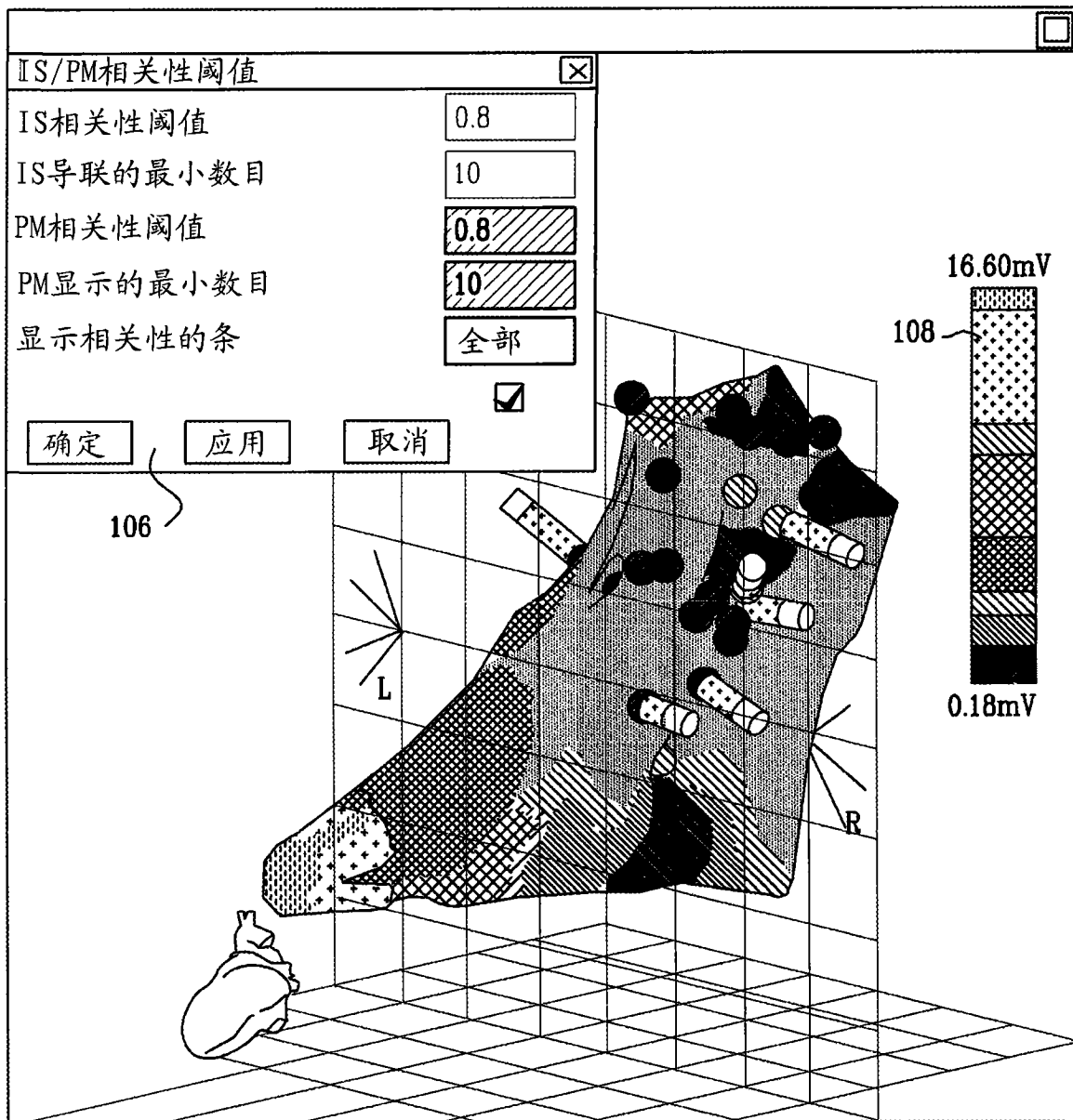


图 10

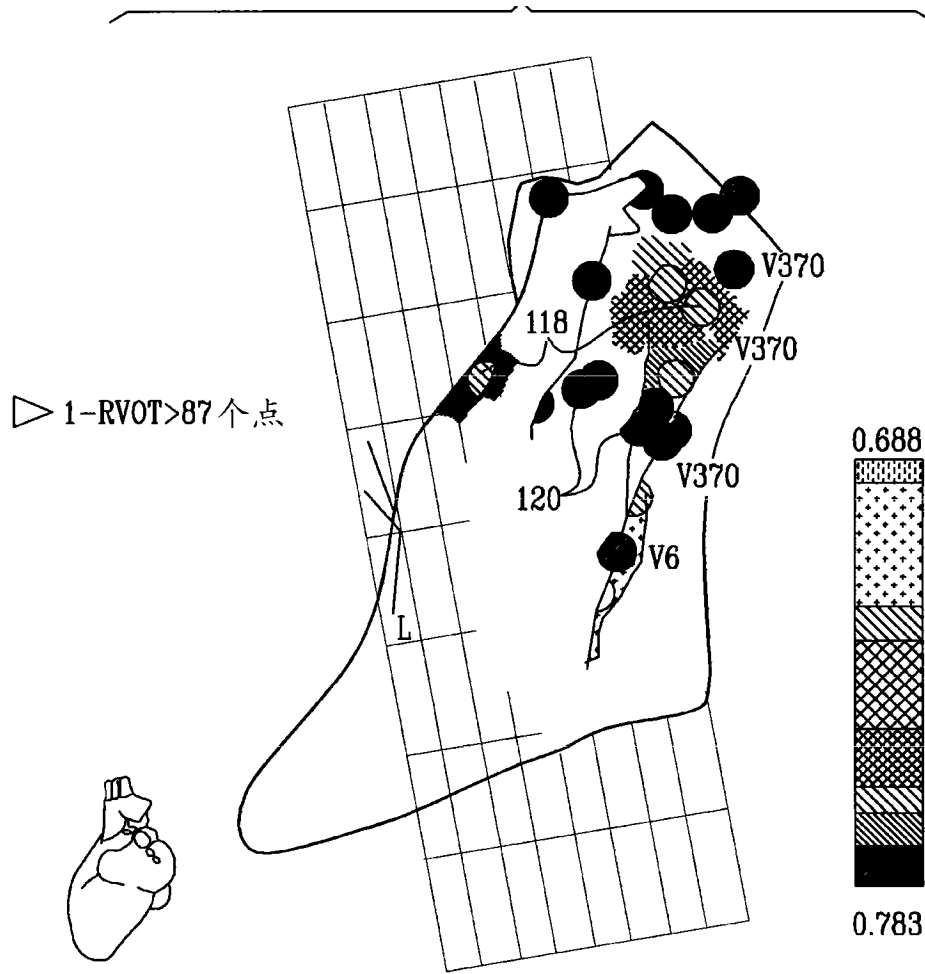


图 11

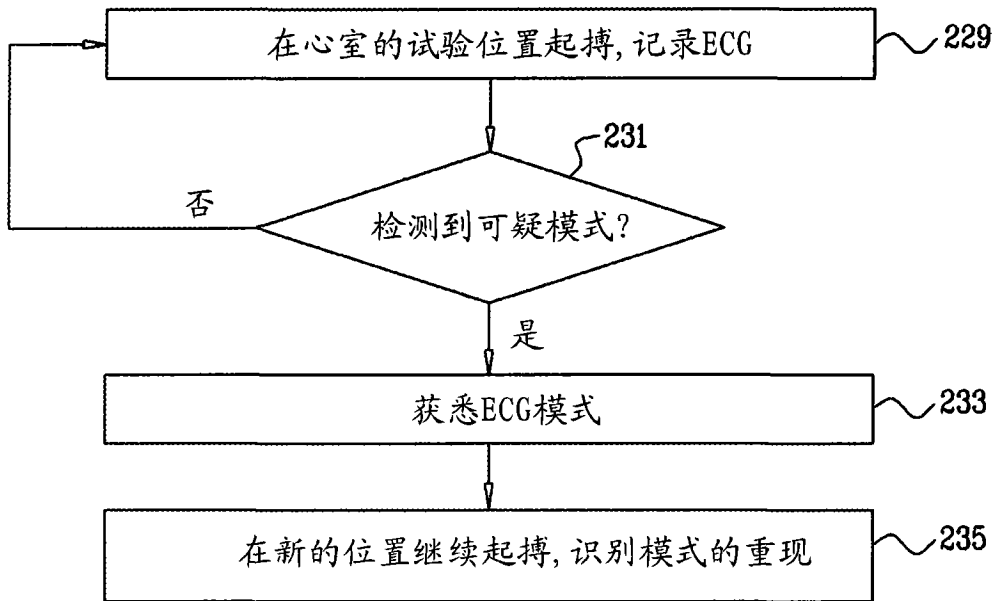


图 12

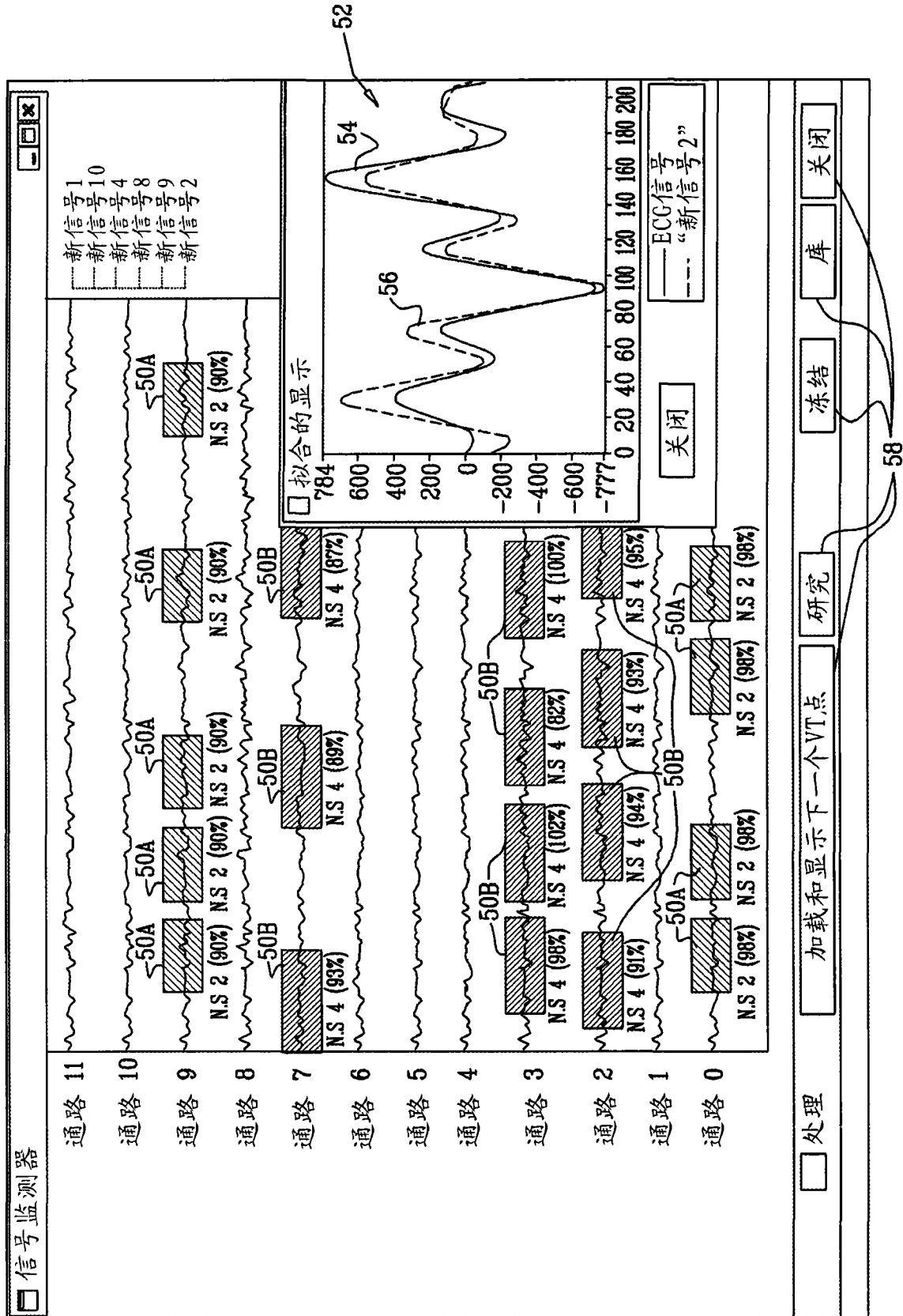


图 13

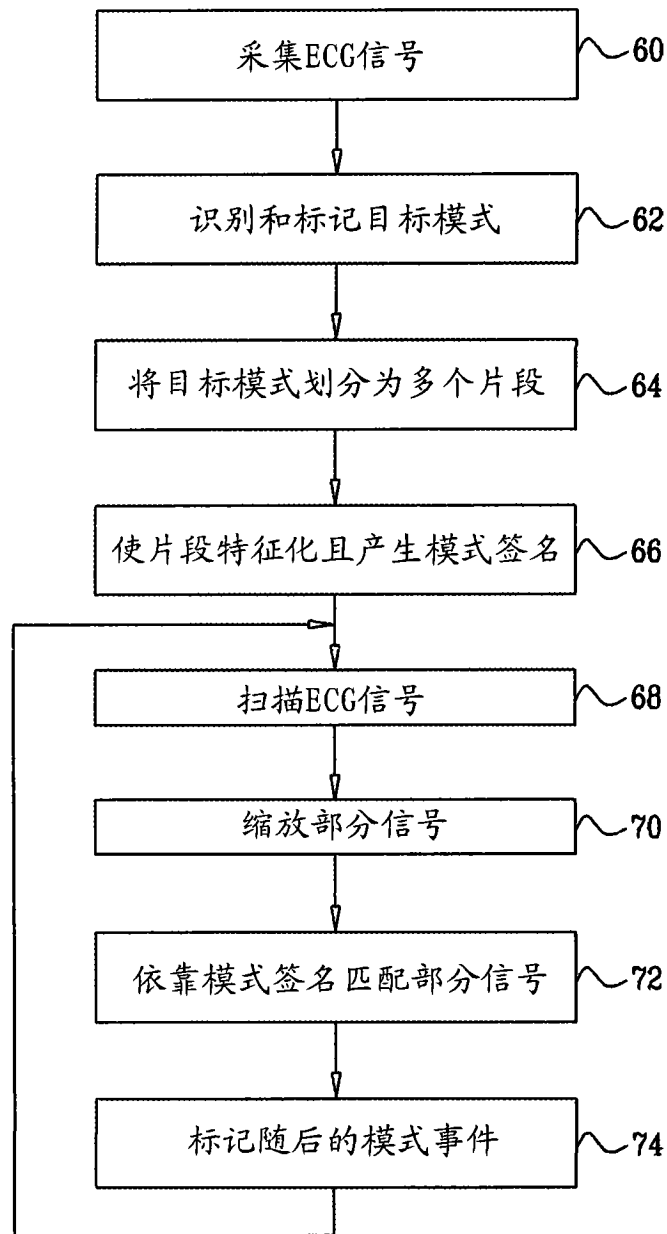


图 14

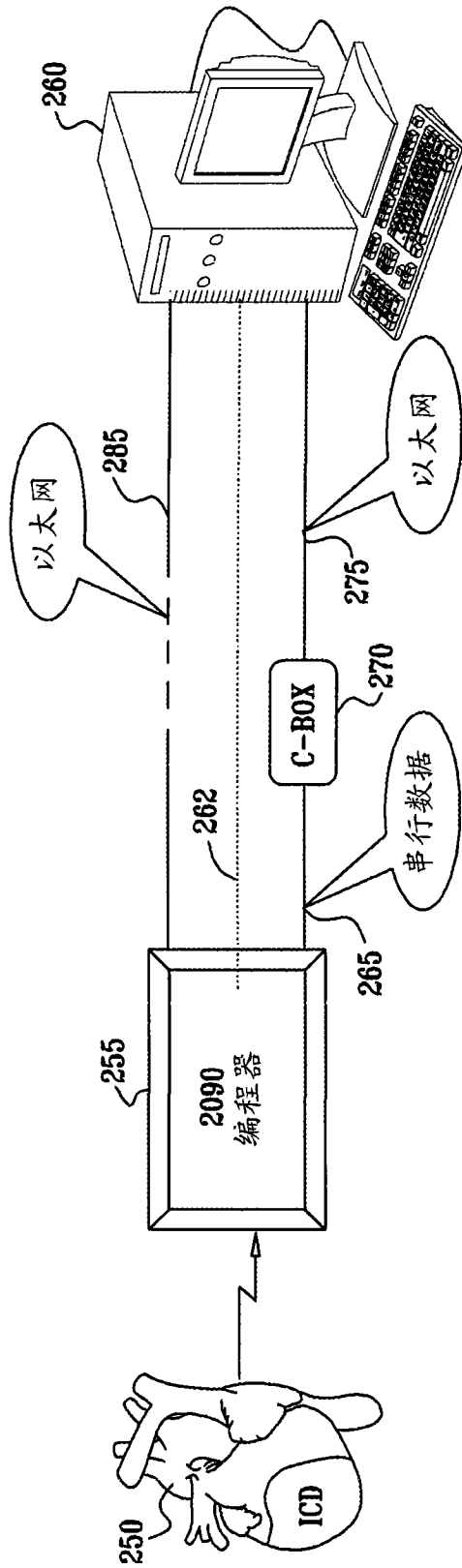


图 15

专利名称(译)	用于心律失常传导途径和病灶的识别的自动起搏标测		
公开(公告)号	CN101292870B	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	CN200810085633.1	申请日	2008-01-11
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
[标]发明人	S斯托拉斯基 A图尔格曼 M巴 塔尔 R阿波 A戈瓦里 Y艾夫拉思 AC阿尔特曼		
发明人	S·斯托拉斯基 A·图尔格曼 M·巴-塔尔 R·阿波 A·戈瓦里 Y·艾夫拉思 A·C·阿尔特曼		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 A61N1/36		
CPC分类号	A61B5/06 A61B5/04525 A61B5/0464 A61B5/062 Y02A90/26		
代理人(译)	王庆海 魏军		
审查员(译)	谢楠		
优先权	60/884493 2007-01-11 US 11/970803 2008-01-08 US		
其他公开文献	CN101292870A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在活体中诱发室性心动过速信号。然后，从心室内的多个点采集起搏标测信号，并自动地将其与诱发信号进行数字化比较。在诱发信号和一个或多个起搏标测信号之间的高度互相关性的识别诱发心律失常的病灶或路径，然后将该病灶或路径消融，这使得心律失常变为非可诱导。

