



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680025260.8

[43] 公开日 2008 年 9 月 3 日

[11] 公开号 CN 101257841A

[22] 申请日 2006.5.15

[21] 申请号 200680025260.8

[30] 优先权

[32] 2005.5.13 [33] US [31] 60/680,525

[86] 国际申请 PCT/US2006/018756 2006.5.15

[87] 国际公布 WO2006/124788 英 2006.11.23

[85] 进入国家阶段日期 2008.1.10

[71] 申请人 卡迪欧扩实验室公司

地址 美国马里兰州

[72] 发明人 S·L·山挺 N·R·帕特尔

R·G·哥奇兰

[74] 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司
代理人 赵蓉民

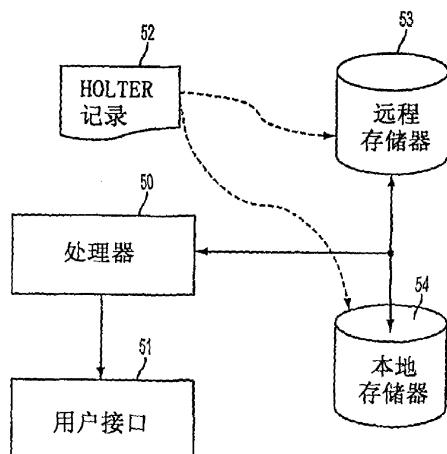
权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 10 页

[54] 发明名称

用于心电图波形快速解读分析的方法和装置

[57] 摘要

一种分析受试者观察组的心电图(ECG)波形的方法，所述ECG波形是在心电图机、霍尔特(Holter，长时间动态心电图系统)监控设备上数字捕获的或者从纸上心电图数字化的。心脏科医生从许多受试者观察组中选择一个受试者观察组，并且扫描该受试者观察组的每个ECG波形是否有伪迹。包含伪迹的那些ECG波形被适当注释。确定是否每个ECG波形中有测量标尺存在，测量标尺被添加到缺少测量标尺的ECG波形，并且初步解析被分配给每个缺少初步解析的ECG波形。每个ECG波形分配一个分组度量，并且ECG波形根据其分组度量进行分隔用以显示和评估。



1. 一种用于分析 ECG 波形的受试者观察组的方法，所述方法包括：

从多个受试者观察组中选择一个受试者观察组；

扫描所述受试者观察组中的每个 ECG 波形是否有伪迹，并且注释含有伪迹的 ECG 波形；

确定测量标尺是否存在于每个 ECG 波形中，并且为缺少测量标尺的 ECG 波形添加测量标尺；

为每个 ECG 波形分配一个分组度量；以及

根据 ECG 波形的分组度量来分隔 ECG 波形用以显示和评估。

2. 依据权利要求 1 所述的方法，其中所述方法进一步包含为缺少初步解析的每个 ECG 波形分配一个初步解析。

3. 依据权利要求 2 所述的方法，其中所述方法进一步包含自动接受具有预定可信度的 ECG 波形的初步解析。

4. 依据权利要求 3 所述的方法，其中分隔 ECG 波形包括将含有已接受的解析的 ECG 波形从被分组的其它 ECG 波形中分隔出来进行解析。

5. 依据权利要求 1 所述的方法，其中分隔 ECG 波形进一步包含将有伪迹的 ECG 波形分隔到单成员组中进行解析。

6. 依据权利要求 5 所述的方法，其中分隔 ECG 波形进一步包含根据一组预定度量将缺少已接受的解析的 ECG 波形分组成若干组。

7. 依据权利要求 6 所述的方法，其中所述预定度量被调整以控制缺少已接受的解析的 ECG 波形的分组。

8. 依据权利要求 1 所述的方法，其中所述方法进一步包括：

选择一组被分隔的 ECG 波形用以解析；
解析该组被分隔的 ECG 波形的子组；以及
确认该组被分隔的 ECG 波形的标尺放置。

9. 依据权利要求 1 所述的方法，其中所述方法进一步包含通过以下方式解析一组被分隔的 ECG 波形：

确定 ECG 波形上 QT 测量标尺的放置是否必要；以及
为该组被分隔的 ECG 波形中的一个 ECG 波形分配一个解析。

10. 依据权利要求 10 所述的方法，其中所述方法进一步包含接受该组被分隔的 ECG 波形中的至少一个 ECG 波形的 QT 测量放置和解析。

用于心电图波形快速解读分析的方法和装置

参考相关申请

【0001】本申请要求于2005年5月13提交给美国国家专利和商标局的美国临时申请第60/680,525号的优先权，该申请的公开内容整体并入本说明书作为参考。

技术背景

【0002】心脏是一个由响应电刺激的肌肉组织组成的泵。心跳是一个被精确控制的活动，它依赖于心房和心室间的同步化以最大化泵血效率。位于心脏右心房的窦房结产生电刺激。一个健康的人其窦房结通常以 60-100 Hz 的频率产生电刺激信号，且心肌的兴奋和收缩的波动以明确的方式传遍心脏。电刺激信号引起心腔收缩，从而将血液泵送经过心腔。心脏的左右心房首先短暂收缩，然后左右心室短暂收缩。正常心律称作“窦性”心律，因为它起源于窦房结（也称作窦结）。窦房结输出的电刺激信号首先被送到左右心房，然后通过房室结进入左右心室。

【0003】心电图（“ECG”）测量心脏的电活动。电极安置在身体的特定区域来捕获心脏电活动的轨迹。由心脏去极化和心脏复极化产生的电活动由每个导联记录。ECG 是由各导联记录的信息的叠加。捕获的 ECG 反映了电流的方向和去极化的肌肉数量。因此，由于心房比心室小的多，当心房去极化（和收缩）时 ECG 轨迹与心室收缩时相比更小。心室复极化与去极化是相同的方向（正的）。虽然 ECG 在膜去极化时为正而在复极化时为负，但由于心室从内到外（心内膜到心外膜）去极化所以方向相对于心室是相同的，而复极化在相反的方向发生。

【0004】参考图 1，图示为一个 ECG 轨迹。心脏周期始于一个 P 波，其中窦房结中的自发放电细胞达到一个阈值并产生动作电位。去极化波传播到左侧并且向下通过左右心房，这在图 1 中标注为“P 波”。

被超极化的心房突然变为去极化且 ECG 记录一个正的偏转。当左右心房变为去极化时，ECG 回到 0。电流通过房室结产生十分之一秒的延迟。由于房室结质量小，ECG 轨迹没有记录任何电活动。当房室结去极化时，其触发蒲肯野纤维（Purkinje fiber）的去极化。Purkinje 纤维将电流扩散遍及左右心室，从而使各心室同时去极化。由于 Purkinje 纤维的组织质量小，ECG 轨迹没有记录任何电活动。电流经房室结和 Purkinje 纤维的通行在图 1 中被标注为“PR 段”。

【0005】左右心室的去极化指的是“QRS 复合波/波群”，并且图 1 如此进行标注。由于左右心室组织比窦房结大，所以 QRS 波群很大。三个峰表示了电流传遍左右心室（也就是，从内到外）的方式，并且表示了左心室的组织质量较右心室的组织质量大的事实。左右心室完全的去极化表示 QRS 波群已经结束。

【0006】参考图 2，对 QRS 波群的端点进行标注。如上所述，QRS 波群表示了左右心室的去极化。心室去极化始于室内隔的左侧，而这个去极化的峰由 QRS 波群的“Q”峰表示。心室去极化从左心室的心内膜表面向左心室的心外膜表面传播，并由 QRS 波群的“R”峰表示。心室去极化到右心室的传播由 QRS 波群的“S”峰表示。

【0007】图 1 中标注为“T 波”的段表示左右心室的复极化。虽然左右心室正在复极化，但由于心脏从外到内复极化因此 T 波是正的，这是去极化（从内到外）的相反方向。T 波信号的完成标志着心脏周期的结束。

【0008】参考图 3，所捕获的电活动轨迹被打印在纸带上或呈现在显示器上。ECG 波形上的异常表示各种心脏相关的状况，如贫血，心肌梗塞，传导失调，电解质紊乱，心包炎，瓣膜疾病或心脏变大。某些心律失常可能只是间歇发生或只有出现某些心里或身体因素（也就是，压力，疲劳等）时发生。由于典型的 ECG 轨迹只有几分钟的长度，所以这种类型的心律失常难以捕获。一种称为霍尔特（Holter）监控仪的较长 ECG 轨迹用来捕获任何心律失常或其他异常活动。Holter 监控仪可以记录几天的心脏活动。

【0009】参考图 1，被测量的其中一段称为 QT 间期，QT 间期表示控制心肌细胞收缩的电活动的持续时间。QT 间期代表心室去极化和

后续复极化的持续时间，始于 QRS 波群的 Q 波的起始并结束于 T 波回到等电位的基线。QT 间期延长产生一个促成心脏心律异常的电生理环境，所述心律异常多数一般是尖端扭转性室性心动过速(torsade de pointes)，但也可能是其他室性心律异常。长 QT 综合症标识在 ECG 轨迹中存在一个异常的长 QT 间期的状况。术语“先天性长 QT”指的是遗传的长 QT 间期。遗传形式的发生是由于特殊心脏细胞蛋白质的不规则，当然这些蛋白质的不规则是由制造那些蛋白质的基因中的异常造成的。术语“获得性长 QT”指的是长 QT 间期，其是由药物或血液中反常水平的盐（例如，钾和镁）导致的。

【0010】虽然一个人可能在正常状况下具有一个普通 QT 间期，但当他服用某种药物时就可能引发延长的 QT 或经受尖端扭转性室性心动过速（“TdP”）。如图 4 所示，TdP 指的是表示一种心律异常的特性心电图外形，并且一般在心电图上延长的 QT 间期建立时发生。TdP 是一种多形态的室性心律不齐，其在 ECG 轨迹中表现为 QRS 波群向量在等电位基线附近的连续扭曲。TdP 的一个特征是心律失常前窦性跳动中 QT 间期的显著延长。TdP 可能退化为有生命危险的心律，其可能导致昏厥或猝死。ECG 轨迹中 QT 间期的测量还是确定一个人是否有长 QT 间期综合症（是遗传性还是获得性）的主要方法。

【0011】非抗心律失常药物会有造成被延迟的心脏复极化的不良副作用。由于其与心率的关系，QT 间期被标准化为独立于心率的“修正”值，即 QT_c 间期，它代表了一个标准化心率时的 QT 间期（实质上是在 60 bpm 心率时的 QT 间期）。导致 TdP 的几种药物明显地增加了绝对 QT 间期和 QT_c 间期。

发明内容

【0012】本发明说明性的、非限制的实施例克服了多种缺点。另外，本发明不是必需克服这些缺点，且本发明的说明性的、非限制的实施例可以不克服任何缺点。

依照一个实施例，提供了一种用于分析受试者观察组的 ECG 波形的方法。在一个实施中，该方法从多个受试者观察组中选择一个受试

者观察组，扫描受试者观察组的每个 ECG 波形是否有伪迹，并注释包含伪迹的 ECG 波形。同样，该方法确定是否在每个 ECG 波形中都有测量标尺并且为缺少测量标尺的 ECG 波形添加测量标尺。该方法也包括为缺少初步解析的每个 ECG 波形分配一个初步解析。此外，该方法为每个 ECG 波形分配一个分组度量并且依照他们的分组度量将 ECG 波形分开以便显示和评估。

依照另外一个实施例，提供了执行该方法的装置和软件程序。

【0013】本发明说明性的、非限制的实施例的附加方面将在下面的描述中部分地被阐明。同时，本领域的一个技术人员可以在查阅本申请后通过执行例行实验来了解其他方面。

附图说明

【0014】本发明说明性的、非限制的实施例的特征和优点通过详细描述一些实施例将变得更加明显。被并入本说明书中并且组成本说明书一部分的附图阐述了一些示例实施例。图中：

【0015】图 1 是标识一个正常心跳的电轮廓的各个段的 ECG 轨迹的图例；

【0016】图 2 也是标识一个正常心跳的电轮廓的各个段的 ECG 轨迹图例；

【0017】图 3 是来自 12 导联 ECG 或 Holter（长时间动态心电图系统）监控设备的输出的图例；

【0018】图 4 是显示尖端扭转性室性心动过速（“TdP”）的 ECG 轨迹的图例；

【0019】图 5 是从一个 Holter 记录提取段进行分析的计算机系统的非限制示例的图例；

【0020】图 6 是说明一种快速解析心电图轨迹的方法的非限制性示例的流程图；

【0021】图 7A 是说明一种用于心脏科医生解析的基于度量的分组心电图轨迹的方法的非限制性示例的第一部分的流程图；

【0022】图 7B 是说明一种用于心脏科医生解析的基于度量的分组心电图轨迹的非限制性示例的第二部分的流程图；

【0023】图 8 是基于各自 R 峰对齐的三个波形的非限制性示例；
和

【0024】图 9 是显示计算机可以分析来对齐波形的曲线下方区域
(AUC) 的波形的非限制性示例。

具体实施方式

【0025】参考附图，现在要更全面地描述本发明说明性的、非限制性实施例。下面将描述依据一个实施例可以使用的计算机（未示出）的一个通常示例。

【0026】该计算机包含一个或更多处理器或处理单元、系统存储器和总线，所述总线将连接各系统组件。总线可以是一个或更多的任何若干类型的总线结构，包括存储总线或存储控制器、外围总线、加速图形端口和处理器或者采用任何多种总线结构的局部总线。系统存储器包含只读存储器（“ROM”）和随机存取存储器（“RAM”）。基本输入/输出系统（“BIOS”）可以包含例如在引导期间帮助在计算机内的元件间传输信息的程序。BIOS 可以存储在 ROM 中或者独立的存储器中。

【0027】该计算机还包含一个硬盘驱动器用来对一个或更多硬盘（未示出）进行读和写。一些计算机包含一个磁盘驱动器用来对一个可移动磁盘进行读和写，且/或包含一个光盘驱动器用来对一个可移动光盘比如 CD ROM 或其他光学介质进行读或写。硬盘驱动器、磁盘驱动器和光盘驱动器以适当的接口连接到总线。驱动器和与之相关的计算机可读介质提供了计算机可读指令、数据结构、程序模块和计算机其他数据的非易失性存储。虽然本说明书描述的示例性操作环境使用硬盘、可移动磁盘和可移动光盘，但本领域技术人员应理解也可使用其他类型的计算机可读介质，如磁带、闪存卡、数字视频光盘、RAM、ROM、载波、传输等。

【0028】许多程序模块可以被存储在硬盘、磁盘、光盘、ROM 或 RAM 上，而且这些模块一般包含操作系统、至少一个或更多应用程序、其他程序模块和程序数据。在一些计算机中，用户可通过诸如键盘的输入设备和定点设备向计算机输入命令和信息。其他输入设备（未示

出)可包含麦克风、操纵杆、游戏垫、卫星天线和/或扫描仪。然而，一些例子中计算机可能没有这些类型的输入设备。这些和其他输入设备通过连接到总线的接口与处理单元相连。一些计算机中，监视器或其他类型显示设备也可以通过接口例如视频适配器连接到总线。然而，一些计算机没有这些类型的显示设备。除了监视器，计算机可能有其他的外围输出设备(未示出)，例如扬声器和打印机。

【0029】计算机可以但不是必需工作在利用到远程计算机的一个或更多逻辑连接的联网环境中。远程计算机可以是另一个人计算机、服务器、路由器、网络PC、对等设备或其他共用网络节点，并且一般包含上面描述的与计算机相关的许多或所有元件。到计算机的逻辑连接可以包含局域网(“LAN”)和广域网(“WAN”)。这种联网环境在办公室、企业范围计算机网络、企业内部互联网和因特网(Internet)上是很普通的。

【0030】当计算机用于LAN联网环境中时，其通过网络接口或适配器连接到本地网络。当计算机用于WAN联网环境中时，其一般包含调制解调器或用于在广域网比如Internet上建立通信的其他装置。可能是内部的或外部的调制解调器通过串行端口接口连接到总线。在联网环境中，计算机程序模块或其中的几部分可以被存储在远程计算机的存储器存储设备中。应理解所示的网络连接是示例性的，并且可以使用在计算机间建立通信链路的其他装置。

【0031】通常，计算机的数据处理器用指令进行编程，这些指令以不同时间被存储在各种计算机可读存储介质上。程序和操作系统一般被分布在例如软盘或CD-ROM上。从那里，他们被安装或加载到计算机的辅助存储器。执行时，他们至少部分地被加载到计算机的主电子存储器。本发明的说明性、非限制性实施例可以包含这些和其他不同类型的计算机可读存储介质，这些介质包含用于与微处理器或其他数据处理器一起执行下面描述的操作的指令和程序。当依照下述的方法和技术对计算机编程时，一些实施例也可以包含计算机本身。

【0032】本发明一个示例性实施例包含用来协助心脏科医生评估ECG波形的方法和装置。该实施例可以包含一个计算机，其在解析捕获的ECG轨迹方面模仿一个协助专家级心脏科医生的较无经验的心脏

科医生。这些 ECG 轨迹或波形可以通过心电图机或 Holter 监控设备进行数字化捕获，或者它们可以从纸质心电图中进行数字化。

【0033】在一种实施方式中，计算机识别 ECG 轨迹中的伪迹并且尝试性地解析 ECG 轨迹。计算机也可以根据波形已知信息比较几个 ECG 波形，并相应地分组波形。

【0034】例如，如果心脏科医生已经将一个波形标记为正常波形且将另外一个波形标记为异常波形，计算机就可以确定这两个波形不是相同组的波形，即使他们共有一些特征。此外，如果心脏科医生改变了波形的计算机解析，计算机可以分析这些变化并且根据变化对剩余波形重新分组。

【0035】此外，ECG 轨迹以多种不同文件格式存储，如 FDA XML、Mortara XML（作为从 E-Scribe 输出）和 GE[®]MUSE[®]。同样的，计算机可以包括转换库，这些转换库有利于将以这些格式中的一种格式存储的 ECG 轨迹转换为计算机使用的格式。因此，转换库允许计算机处理具有统一格式的 ECG 轨迹，而不必担心特定的格式、采样率、记录长度或原始 ECG 轨迹数据的其他细节。从而，该实施例可不依赖于数据文件大小、格式、采样率、比特深度和比例因子进行操作。

【0036】此外，Holter 记录文件一般将包含 24 或 48 小时的每秒 1k 个采样点的 12 导联数据。在本发明的一个实施例中，计算机能处理至少 48 小时×12 导联×每秒 1k 个采样点的 Holter 记录。然而，本发明显然不受限于这样一个实施例，并且计算机能够处理更长的记录或以更高和/或更低采样率获得的记录。

【0037】图 5 示出了可以用于本发明的说明性、非限制性实施例中的一个计算机的示例。计算机包含处理器 50、用户接口 51 和本地存储器 54。如上所述，处理器 50 可以包含一个或更多处理器，而用户接口 51 也可以包含监视器、键盘、鼠标、触摸屏等。处理器 50 通过一条总线（或若干条总线）连接到本地存储器 54，而本地存储器 54 可以包含各种类型的磁盘存储器、电子存储器（即 RAM、ROM 等）或其不同的组合。处理器 50 也可以访问远程存储器 53，其可以包含各种类型的数据存储机器和/或服务器。

【0038】远程存储器 53 或本地存储器 54 存储 Holter 记录文件 52。

同样，当在本示例中存储器 53 或 54 存储 Holter 记录文件 52 时，远程存储器 53 或本地存储器 54 可以额外或可选地存储经其他装置捕获的数字 ECG 波形。例如，存储器 53 或 54 可以存储经心电图机捕获的或从纸质心电图数字化的波形。无论如何，处理器 50 从存储器 53 或 54 访问 Holter 记录文件 52。

【0039】虽然在 Holter 记录文件 52 中对 ECG 轨迹的长度没有规定时间限制，但 ECG 轨迹的典型长度大约为 10 秒。在本实施例中，轨迹的时间限制是可配置的，而且默认的时间限制是 10 秒。同样，在一个实施中，计算机截去比所配置的时间限制更长的 ECG 轨迹。

【0040】计算机也可以处理数据的三个方面。第一方面是受试者观察组（“SVG”）。SVG 是为特定测试者获取的一组所有 ECG 轨迹，而这些轨迹可以在单次访问研究所期间或在单独一天的记录期间获取。第二方面是一个单独的 ECG 轨迹，其一般长为 10 秒，尽管其他时间长度也是可能的。ECG 轨迹可以从一个长的或连续的记录中提取，或者其可以被单独捕获。关于从连续记录中提取 ECG 轨迹的额外信息在共同待审的实用新型申请中被公开，该申请是基于美国临时申请第 60/680,524 号在 2006 年 5 月 15 日提交的、由 S.Satin、R.Cochran 和 N.Patel 发明、名为“从心电图波形中顺序提取的方法和装置（Method and Apparatus for Sequenced Extraction from Electrocardiographic Waveforms）”。出于所有目的，这些实用新型和临时申请的公开内容被并入本说明书作为参考。第三方面是 ECG 波形，它是 ECG 轨迹的一小部分并且代表一个单一心跳。ECG 波形的长度将随着心率变化。

【0041】在该实施例中，计算机在一组特定的 SVG 中处理并显示一个或更多 ECG 轨迹，每次一个 SVG，并且心脏科医生可以评估和解析显示的一个轨迹或多个轨迹。当心脏科医生完成评估一 SVG 中所有的轨迹后，计算机选择下一 SVG 用于心脏科医生检验。在一个实施中，计算机根据哪个 SVG 被存储时段最长而未被解析来选择下一 SVG。可替代地，计算机可以根据初步解析的结果或根据初步筛选（但不解析）的结果来选择下一 SVG。初步的解析或筛选可以由人类技术员或由自动计算机化处理来完成。当然，与局限于观察和解析已经以任何一种特定顺序被区分优先次序的 SVG 中的轨迹相反，心脏科医生能够自由

选择特定的 SVG。

【0042】当心脏病医生或计算机选择一个 SVG 来解析之后，心脏病医生或计算机可以检验每个 ECG 波形来确定该波形是否包含“伪迹”。伪迹对应于被破坏或已经被过度噪声影响的 ECG 波形数据。如果 ECG 波形包含伪迹，那么它被相应地标记。

【0043】同样，计算机可能评估 SVG 中的每个 ECG 波形来确定一组标尺位置的定位。标尺位置标记 ECG 波形上的一个点，波形上一组两个标尺位置间的距离对应于波形上相应两点的距离。在一个示例中，标尺位置作为与 ECG 波形相关的数字数据的一部分被包含，并且可以由 ECG 记录器、人类技术员、独立计算机处理等产生。此外，图 1 示出了用于测量 QT 间期长度的两个标尺位置 CP1 和 CP2 的说明性示例。由图明显可知，位置 CP1 和 CP2 之间的距离对应于间期的长度。

【0044】此外，如果对应于 ECG 波形的数据缺少标尺位置，则计算机可以分析 ECG 波形并指定标尺位置以测量波形的适当部分或几个部分。可以分析波形并且测量波形的若干方面的算法的示例在美国专利第 6,580,817 号中公开，其名为“用于读取和分析 ECG 图像的装置和方法（Apparatus and Method for Reading and Analyzing ECG Images）”，发明人为 F.Badilini，于 2001 年 5 月 17 日提交。该 ‘817 专利的公开内容出于所有目的被并入本说明书作为参考。

【0045】可替换地，心脏病医生可以审阅 ECG 波形并通过适当的软件应用程序指定其中的测量标尺位置。例如，当显示 ECG 波形时，心脏病医生可以运用鼠标或其他输入设备来指定标尺位置到波形的不同位置。

【0046】计算机同样可以执行每个 ECG 波形的初步解析，当不存在时初始地并初步地将波形联系到一个特定类型的波形。此外，计算机可以包括或插入数据，该数据对应于 ECG 波形数据的数字数据中的初步解析。可替换地，人类技术员可以手工进行初步解析并将结果输入到计算机。一个实施中，初步解析操作评估 ECG 波形的某些特性并将其与一个特定类型的波形相联系。例如，在初步解析期间，计算机是可以评估 ECG 波形的不同特性来初步确定波形是对应于正常波形还是异常波形。进一步的解析可以认为一个异常波形代表心房颤动，而

另一异常波形代表左心室肥大。

【0047】如果计算机对 ECG 波形执行初步解析，则其接收来自心脏科医生的反馈并且根据反馈调整其解析波形的方式。例如，当计算机执行其对 ECG 波形的初步解析后，心脏科医生可以调整或修正该解析并将这些修正输入到计算机。然后，计算机可以根据输入修正调整初步解析过程的各种阈值、评估参数等。

【0048】一般，传统解析算法依赖于来自专家级心脏科医生的训练。在本发明的一个特定实施例中，心脏科医生通过改变计算机的解析或者通过接受正确的解析基本上修正或确认计算机执行的自动化初步解析过程的工作。在任一种情况下，在批量或实时（交互的）的基础上，反馈用于改善初步解析算法的性能。由于这个反馈过程，ECG 波形的计算机初步解析被改善，而且心脏科医生的工作量被减少。

【0049】每个 ECG 波形被检验后，一个分组度量被分配给波形。分组度量是一组一个或更多数字或非数字（即文本）值，这些值反映每个 ECG 波形的某些关键方面。相应地，计算机可以评估两个 ECG 波形的分组度量来确定，在心脏病解析的意义上 ECG 波形有多么相似。换句话说，如果两个 ECG 波形有非常相似的分组度量，那么根据心脏科医生的观点 ECG 波形是非常相似的。

【0050】作为一个示例，正常 ECG 波形有预定的形状和特性。同样，代表某种异常的 ECG 波形同样有预定的形状和特性。例如，预示患者有心房颤动的异常波形有第一预定的形状和特性。同样，预示患者有左心室肥大的异常波形有第二预定的形状和特性。同样，分别代表右束支传导阻滞或窦性心动过缓的异常波形有其他预定的形状和特性。

【0051】因此，计算机可以通过将 ECG 波形数据与预定的正常和异常波形数据做比较来产生分组度量。例如，计算机可以比较 ECG 波形和预定正常波形的对应点，并且确定在这些点 ECG 波形不同于预定正常波形或偏离预定正常波形的程度。在一个实施中，通过确定 ECG 波形的一个点与预定正常波形的相应点间隔多少个像素，计算机测量相应点的偏离。以像素为单位的这个偏离可以用作建立分组度量的一个要素。类似的，计算机可以将 ECG 波形与每个预定异常波形做比较

来确定 ECG 波形不同于每个异常波形的程度，并且可以采用这些偏差作为建立分组度量的额外要素。

【0052】计算机也可以确定是否 SVG 中的任何 ECG 波形都有可靠到不经心脏科医生的承认就可被接受的初步解析。计算机可以评估初步解析的一个或更多方面来确定解析的可靠性。例如，计算机可以确定（1）波形是否有伪迹，（2）波形中的伪迹百分比是否小于预定阈值，（3）波形中的伪迹数量或程度是否超过了预定阈值，（4）T 波的斜率（图 1 和 2）是否在预定范围内，等等。如果 ECG 波形有非常可靠的初步解析，则计算机可以取消波形的进一步分析以减少心脏科医生的工作量。

【0053】其次，SVG 中 ECG 波形的分组度量以及其他可用信息被检验，并且从心脏科医生的观点 ECG 波形依照他们相似程度被分组。例如，在一个实施例中，计算机可以评估 ECG 波形偏离每个预定正常或异常波形的量。如果 ECG 波形偏离一个预定波形（例如，代表心房颤动的预定异常波形）小于预定量（例如，小于预定的像素数量），则计算机可以将 ECG 波形放入“心房颤动波形”组。

【0054】在分组分析期间，考虑先前检测的或心脏科医生指示的任何伪迹的存在。另外，也考虑任何现有的初步解析、心脏科医生提供的解析或自动接受的解析的存在。如果在这一点上经校对的测量标尺位置可用，那么计算机可以在分组分析中评估这些测量，连同其他分组度量。

【0055】在一个示例中，计算机不将带有伪迹的 ECG 波形和没有伪迹的 ECG 波形并入相同的组。此外，在一个实施中，有伪迹的每个 ECG 波形被分配到其自身的单成员组。

【0056】同样，在一个实施例中，带有最终的、接受的解析的 ECG 波形完全不包含于任何组中，不管最终的、接受的解析是来自于心脏科医生还是自动计算机处理。另一方面，缺少确认解析的所有 ECG 波形根据他们的相似性被放入一个或更多的组，而且那些组只包含彼此基本相似的波形。

【0057】计算机也可以使用称为自组织映射（“SOM”）的神经网络，其提供与 ECG 波形组之间的关系有关的信息。因此，除了将相

似的 ECG 波形集合到一起，SOM 也提供关于波形组之间的关系的指示。特别的，SOM 以几何和/或空间方式组织分组，这样它将趋向互相相似的组彼此邻近地或接近地放置。

【0058】同样，在一个说明性的、非限制性的实施例中，心脏科医生有能力控制 ECG 波形分组的优劣。例如，当 ECG 波形被分组时，可能将它们分的过紧（例如，应该在不同组的 ECG 波形被集中到一起）或过松（例如，应该集合的 ECG 波形被分开）。因为心脏科医生不得不研究已分组的波形并修正这些分组，所以任一情况都给心脏科医生造成了更多工作。通过将分组收紧或放松，心脏科医生可以最优化计算机分组波形的方式。

【0059】作为收紧或放松分组的一个示例，心脏科医生可以调整 ECG 波形偏离预定波形（例如，预定心房颤动波形）并且仍被分组到预定波形组（例如，“心房颤动波形”组）内的预定最大量（例如，像素的最大数量）。例如，假定计算机在“心房颤动波形”组中错误地包括了某种波形。这种情况下，通过减少波形偏离预定波形并仍被放入该组的预定最大量（例如，像素的数量），心脏科医生可以指示计算机更有选择性地确定哪个波形属于“心房颤动波形”组。

【0060】同样，计算机可以有单一的屏幕来显示与特定 SVG 有关的所有 ECG 波形组。作为一个示例，屏幕可以有许多方框，每个方框可以显示分配给单个组的所有 ECG 波形。同样，计算机可以覆盖 ECG 波形，并且医生可以通过使用鼠标或其他设备移动光标到导联上并选定它来选择 Holter 导联。如果同时有许多方框在屏幕上，可以建立一个滚动显示，并且计算机可以根据包含的波形数量将组区分优先次序。然后，计算机可以在滚动显示的顶部显示对应于最密组的方框。

【0061】通过以上面的方式显示 ECG 波形组，心脏科医生可以一眼就看到 ECG 波形已经如何被分组。如果心脏科医生认为 ECG 波形分组太紧（放入太少的方框），则心脏科医生可以将命令输入计算机来将 ECG 波形重新分组为上述的更大数量的组。同样地，如果 ECG 波形被不必要地分开，则心脏科医生可以输入命令将 ECG 波形重新分组为更小数量的组。

【0062】同样，计算机可以以某种顺序自动显示组。例如，计算机

可以以组大小的顺序显示他们，由此大概包含最常用的波形的最大组首先被呈现。在另一个实施中，计算机首先显示最小组，作为突出 Holter 记录期间所见的最不常用波形的方式。在另一个例子中，计算机利用先前存在的解析语句，结合评级系统，以对组进行排序。例如，视为值得注意的一些解析可能先于其他不那么显著的解析被显示。作为另外又一个示例，计算机可以使心脏科医生能用屏幕调整分组紧/松，并且允许心脏科医生观察所有 ECG 波形组并且选择一组来显示。可替换地，心脏科医生能输入命令来选择他或她想要计算机显示的那个组。

【0063】一旦一组 ECG 波形被选择显示，计算机将波形分解成一批/段或更多批/段。例如，显示器可能不能一次显示 ECG 波形的完整组，因为可能对同时显示多少 ECG 波形有限制（取决于计算机硬件和/或软件）。如果不能显示所有的 ECG 波形，波形组被分成批，使得每批的波形数量少于或等于计算机一次可以显示的波形的最大数量。同样，如果波形的完整组没有超过计算机显示的限制，那么所述批可以包含 ECG 波形的完整组。

【0064】然后，当前组的波形的其中一批被选择呈现给心脏科医生，并且这批称为当前显示批。这样，心脏科医生可以从解析的观点对当前显示批中所有 ECG 波形是否都基本相同快速地做出目测。

【0065】随着分批被显示，心脏科医生有几种选项可用。心脏科医生可以在任何被显示的 ECG 波形上改变标尺位置的放置。同样，心脏科医生可以为所有当前显示的 ECG 波形或者当前显示的 ECG 波形的任何子集分配一个新的解析。例如，心脏科医生可能对计算机输入命令来将解析从“正常波形”改变为“心房颤动波形”。此外，心脏科医生可以接受和确认所有显示的 ECG 波形或显示的 ECG 波形的任何子集的解析和标尺位置。同样，心脏科医生可以接受和确认当前组中的所有 ECG 波形，该当前组不仅包括当前显示批中的 ECG 波形而且包括当前没有被显示的组中剩余 ECG 波形。此外，如果计算机没有先前识别和标记伪迹，心脏科医生可以输入命令来指示 ECG 波形有“伪迹”。

【0066】一旦心脏科医生做了所有需要的改变并且接受所有正确的值，计算机就检查以了解什么批次、组和 ECG 波形仍需要被解析。如

果当前显示组中仍有未观察的 ECG 波形，则计算机选择一个新的批次来显示。如果当前显示组已被完全检查，则计算机选择一个新的组显示。心脏科医生也可以指示计算机重复分组过程或产生新的初步解析。

【0067】在一个实施中，计算机分别显示所有 ECG 波形，以便心脏科医生可以检查和校验标尺位置的放置。如前所述，在确定 SVG 中的每个 ECG 波形具有用于测量波形的某些方面例如 QT 间期的一组相关标尺位置之后，校验标尺位置可以被执行。如果计算机根据标尺位置执行其自动初步解析处理，这个校验操作通常将被执行。

【0068】ECG 波形可能被显示在一个长滚动列表中，其中每行一个 ECG 波形。在这种情况下，心脏科医生可以选择待显示的 ECG 或 Holter 导联波形，并且每个选定的 ECG 或 Holter 导联被覆盖到相同的图形空间并通过颜色在视觉上加以区别。这个过程允许心脏科医生选择 Holter 导联或 Holter 导联的组合以在检验标尺位置时使用。同样，计算机可以使心脏科医生原位调整标尺位置。此外，计算机可以使心脏科医生放大或另外扩大每个 ECG 波形，这样如果必要的话标尺可以以更高的精度被调整。在心脏科医生已检查和批准整个滚动列表的标尺设置和位置后，心脏科医生可以输入命令来接受整个列表。

【0069】如前所述，计算机接受来自心脏科医生的反馈并且将这个反馈并入初步解析算法。关于标尺位置中的变化，计算机可以使用心脏科医生的反馈来训练或修改计算机在处理的较早阶段中执行的操作或应用程序。具体地，心脏科医生为计算机提供关于标尺位置的有益专家信息，并且计算机利用这些信息来改善将来标尺被定位的方式。在自动化系统确定标尺位置的情况下，计算机可以产生用于训练自动化系统的电子记录。在人类技术员的情况下，计算机可以产生比较初始和被修正的标尺放置的报告，它可以用作技术员进行训练的一部分。

【0070】一旦单个 SVG 的所有 ECG 波形被处理，计算机对另一个 SVG 重复这个过程。

【0071】在一个说明性的、非限制性的实施例中，关于计算机的显示装置，有两种基本的操作原则。首先，显示装置在单一时间在屏幕上显示多个 ECG 波形，其方式为心脏科医生可以容易地确定他们彼此是否基本相似。其次，显示装置允许心脏科医生快速选择和处理 ECG

波形的任何所需子集。这个处理会引起接受现有解析、将现有解析替换为一个新的解析或者其他动作。显示装置也使心脏科医生迅速检查 ECG 波形的相似或不同并选择 ECG 波形的任何被选子集。然后，计算机用一次操作处理整个子集。同样，如果 ECG 波形相似，则显示多个波形允许心脏科医生更快地工作，并且根据分组度量分组 ECG 波形保证了 ECG 波形的每个显示批通常是非常相似的。

【0072】为了以视觉上最有用的方式显示多个 ECG 波形，计算机通常按时间对齐他们。在一个示例中，计算机按照这种方式显示每组 ECG 波形：不同 ECG 波形特征（例如，PRS 波群、R 峰、Q-T 间期等）都被紧密地或准确地对齐。准确对齐不总是可能的，因为 ECG 波形不总是一致的，但只要 ECG 波形被紧密的对齐，心脏科医生就仍能够快速评估 ECG 波形。

【0073】一种对齐 ECG 波形的方法是根据它们的 R 峰对齐波形。图 8 示出了三个波形根据它们的 R 峰对齐的示例。ECG 波形的 R 峰的自动识别是一项相当熟知和标准的技术。一旦每个 ECG 波形的 R 峰被识别，只是对齐每个连续 ECG 波形的 R 峰就会产生可接受对齐好的 ECG 波形。

【0074】另一种对齐 ECG 波形的方法是根据平滑波形的 RMS 误差最小值来对齐基于对齐的波形。这种方法将一对 ECG 波形以不同的时间偏移重叠，并且计算两个 ECG 波形的每个点上电压间的差值的 RMS（均方根）。这会得到在时间偏移处有最小值的一个曲线，它在 ECG 波形间给出一个非常好的对齐。

【0075】另一种对齐 ECG 波形的方法是根据“曲线下面的面积”（“AUC”）最大值来对齐他们。这种方法比较两个 ECG 波形的对应部分下面的面积来找到一个最优的时间对齐。例如，如图 9 所示，计算机可以估计 QRS 波群（图 1）下面的面积，其在图 9 中标记为 QRS1。当 ECG 波形被对齐好时，他们共同的 AUC 将在峰值处。

【0076】图 6 示出了一个流程图，其说明了计算机执行以快速解析 ECG 轨迹的过程的非限制性示例。

【0077】首先，计算机选择一个 SVG 来评估（S100）。如前所述，计算机可以选择没有被处理的和被存储最长时间的 SVG。可替换地，

计算机可以根据初步解析结果或根据初步（但非解析的）筛选结果选择 SVG。初步解析或筛选可以通过人类技术员或自动计算机处理过程来进行。当然，心脏科医生可以命令计算机选择任何特定 SVG 来解析。

【0078】然后，计算机检查 SVG 中的每个 ECG 波形来确定是否波形中有一个波形包含“伪迹”（S200）。如果 ECG 波形包含伪迹，则计算机用适当的名称标记 ECG 波形。例如，计算机可以给 ECG 波形中的覆盖图（例如，RR 间期（图 1））添加注释。当计算机可能采用适当的软件分析程序自动地检测伪迹时，心脏科医生可以通过对计算机输入适当的命令“手动地”注释 ECG 波形，例如“未测量的、未解析的”。

【0079】ECG 波形被注释后，SVG 中的每个 ECG 波形被分析以确定它是否包含用来测量波形不同方面比如 QT 间期（S300）的标尺位置。标尺位置通常地是输入数据的一部分，并且它们可以由 ECG 记录器、人类技术员、不同于 ECG 记录器的计算机处理或其他装置产生。同样，计算机可以自动分析每个 ECG 波形来确定它是否包含标尺位置。可替换地，心脏科医生可以人工观察每个波形并输入命令，指示波形是否有标尺位置。

【0080】如果有任何 ECG 波形缺少标尺位置（S300：否），那么计算机分析 ECG 波形并且如有可能给波形分配标尺位置。可替换地，心脏科医生可以审阅 ECG 波形并通过对计算机输入适当的命令来分配标尺位置。

【0081】随后，计算机确定每个 ECG 波形是否可获得初步解析（S400）。一般，初步解析可能内含在 ECG 波形数据中并可以由人类技术员或另一计算机程序建立。如果没有任何 ECG 波形的初步解析存在（S400：否），那么计算机为波形产生初步解析。同样，在一个实施中，如果计算机为任何 ECG 波形执行初步解析，那么它为 SVG 中的所有 ECG 波形执行解析。

【0082】然后，计算机检查每个 ECG 波形并且为每个波形分配一个分组度量（S500）。如上所述，分组度量可以是一组值，这些值反映了每个 ECG 波形的某些关键方面并且可以用来确定两个 ECG 波形彼此间有多么相似。

【0083】另外，计算机可以确定是否 SVG 中的任何 ECG 波形都有可靠到可以没有心脏科医生批准就被接受的初步解析（S600）。如果 ECG 波形有一个足够可靠的初步解析，计算机免除波形的进一步分析，而且除去可靠解析的波形减少了心脏科医生的工作量。

【0084】然后，计算机分析 SVG 中 ECG 的分组度量以及其他可用信息，并且对 SVG 中彼此相似的 ECG 波形进行分组（S700）。分组分析期间，计算机把任何伪迹的存在看作先前检测的或心脏科医生指示的。同样，计算机可以考虑任何现有的初步解析、心脏科医生提供的解析或自动接受的解析的存在。此外，如果经验证的标尺位置可用，则计算机可以连同其他分组度量一起在分组分析中考虑他们。

【0085】图 7A 和 7B 示出了说明计算机执行以对 SVG 中彼此相似的 ECG 波形进行分组的过程的非限制性示例的一个流程图。

【0086】最初，计算机确定是否 SVG 中有任何 ECG 波形包含伪迹（S710）。如果 ECG 波形中存在伪迹（S710：是），则计算机将波形分配到其自身的单成员分组中（S715）。

【0087】相似地，计算机确定是否 SVG 中有任何 ECG 波形包含一个最终的、接受的解析（S720）。一个实施例中，在操作 S600 中如果计算机确定波形有足够可靠的初步解析，则计算机确定该波形有一个最终的、接受的解析。可替换地或者另外，如果心脏科医生之前已将波形指定为最终接受的，则计算机可以确定波形有一个最终的、接受的解析。如果 ECG 波形有一个最终的、接受的解析（S720：是），则不管最终的、接受的解析是来自于心脏科医生还是自动计算机处理，计算机都不会将它包含在任何组中（S725）。

【0088】接下来，计算机根据剩余 ECG 的分组度量值分组不包含伪迹并且没有最终的、接受的解析的剩余 ECG 波形（S730）。换句话说，计算机根据相似性将剩余的 ECG 波形放入一个或更多组，以致每组只包含彼此基本相似的波形。

【0089】如上所述，心脏科医生有能力控制 ECG 波形分组的优劣。例如，当计算机分组 ECG 波形时，它可能将它们分的过紧（例如，应该在不同组的 ECG 波形被集中到一起）或过松（例如，应该集合的 ECG 波形被分开）。每种情况都给心脏科医生造成了更多工作。因此，心

心脏科医生能够命令计算机收紧或放松其分组波形的方式。

【0090】具体来说，如果心脏科医生认为 ECG 波形分组太紧(S740:是)，他或她可以命令计算机放松计算机用来分组 ECG 波形的分组度量参数(S745)。相反地，如果心脏科医生认为 ECG 波形分组太松(S750:是)，他或她可以命令计算机收紧计算机用来分组 ECG 波形的分组度量参数(S755)。同样，如前所述，计算机可以使用 SOM 来表示不同组间的关系。具体来说，相似的 ECG 波形被放入相应的组，并且 SOM 识别组间的相似性。

【0091】当计算机最初将特定 SVG 中的 ECG 波形分组之后，计算机可以在一个显示器上显示波形组以便心脏科医生可以评估组。显示器可以包含一个含有许多方框的屏幕，并且每个方框可以显示分配给单个组的所有 ECG 波形。同样，计算机可以覆盖 ECG 波形，并且医生可以使用鼠标或其他设备移动光标到导联上并选择该导联来选择该 Holter 导联。如果同一时间有太多方框填充屏幕，可以建立一个滚动显示，并且计算机可以根据其包含的波形数量来对组区分优先次序。然后，计算机可以在滚动显示的顶部显示对应于最密组的方框。

【0092】如图 7B 所示，计算机选择显示哪个 ECG 波形组进行分析(S760)。例如，如上所述，计算机可以首先自动显示最大的组，或可以首先显示最小的组。在另一个实施中，计算机使用预先存在的解析语句并结合分析系统来确定显示哪个组。同样，心脏科医生可以输入命令来选择他或她想要计算机显示的组。

【0093】一旦一组 ECG 波形被选择用于显示，计算机将波形分解为一个或更多批次(S765)。例如，显示器可能不能一次显示 ECG 波形的完整组，因为可能对同时显示多少 ECG 波形有限制(取决于计算机的硬件和/或软件)。如果不能显示所有的 ECG 波形，则波形组被分成若干批以便每批中的波形数量少于或等于计算机一次可以显示的最大波形数量。同样，如果完整的波形组没有超过计算机显示的限制，则所述批可以包含完整的 ECG 波形组。

【0094】然后，当前组中的其中一批波形被选择以呈现给心脏科医生(S770)。因此，心脏科医生评估在所显示批次中的 ECG 波形并且确定他们是否基本相同(S780)。

【0095】例如，当分批被显示时，心脏病医生可以在任何所显示的 ECG 波形上改变标尺位置的放置。同样，心脏病医生可以为所有当前显示的 ECG 波形或其任何子集分配一个新的解析。此外，心脏病医生可以接受和确认所有被显示的 ECG 波形或其任何子集的解析和标尺位置。同样，如果计算机先前没有识别和标记伪迹，则心脏病医生输入命令来指示 ECG 波形有“伪迹”。

【0096】一旦心脏病医生做了所有需要的改变并且接受所有正确值，计算机就检查什么批次、组和 SVG 中的 ECG 波形仍需要被解析（S785）。如果当前显示组中仍有未被观察的 ECG 波形，则计算机选择一个新的批次用以显示（S785：是）。

【0097】如果当前显示组完全被审阅（S785：否），则计算机显示组中的所有 ECG 波形以便心脏病医生可以检查、验证和批准组的标尺位置的放置（S790）。同样，如上所述，ECG 波形可以被显示在一个长滚动列表中，其中每行一个 ECG 波形。在这种情况下，心脏病医生可以选择待显示的 ECG 或 Holter 导联波形，并且每个已选的 ECG 或 Holter 导联被覆盖到同样的图形空间上，并且通过颜色在视觉上加以区分。这个处理允许心脏病医生选择 ECG 或 Holter 导联或 ECG 或 Holter 导联的组合以在核实标尺位置时使用。同样，如上所述，计算机使心脏病医生能够调整标尺位置。

【0098】如前所述，计算机接收来自心脏病医生的反馈并且将这个反馈并入初步解析算法。关于标尺位置的变化，计算机可以利用心脏病医生的反馈来训练或修改计算机在处理的较早阶段中执行的操作或应用程序。具体而言，心脏病医生为计算机提供关于标尺位置的有益专业信息，而计算机利用这些信息来改善将来标尺被定位的方式。在自动化系统确定标尺位置的情况下，计算机可以产生用于训练自动化的电子记录。在人类技术员的情况下，计算机可以产生比较初始和被修正的标尺放置的报告，其可以用作技术员进行训练的一部分。

【0099】同样，ECG 波形被最终解析和分组的方式被反馈给计算机，而计算机利用此类信息来协助它对未来波形进行解析和分组。

【0100】一旦单个 SVG 中的所有 ECG 波形都被处理，计算机重复另一 SVG 的处理过程。

【0101】为了说明和描述，本发明的示例性实施例的前面描述已经给出。这不应视为详尽的或将本发明限制在所公开的详细形式，并且根据上面教导若干修改和变化是可能的或者可从发明的实践中获得。选择和描述示例性的实施例，以便解释本发明的原理及其实际应用，以使本领域技术人员能够以各种示例实施例和各种修改利用本发明，所述修改适合于特定预期的使用。

【0102】因此，虽然只有本发明的某些说明性实施例在本说明书中进行了详细描述，但很明显可对其进行许多修改而不偏离本发明的精神和范围。此外，缩写仅用来增强说明书和权利要求书的可读性。应注意，这些缩写不是为了减少所用术语的通用性，并且它们不应该解释为将权利要求的范围限制在本发明书中所述的示例实施例。

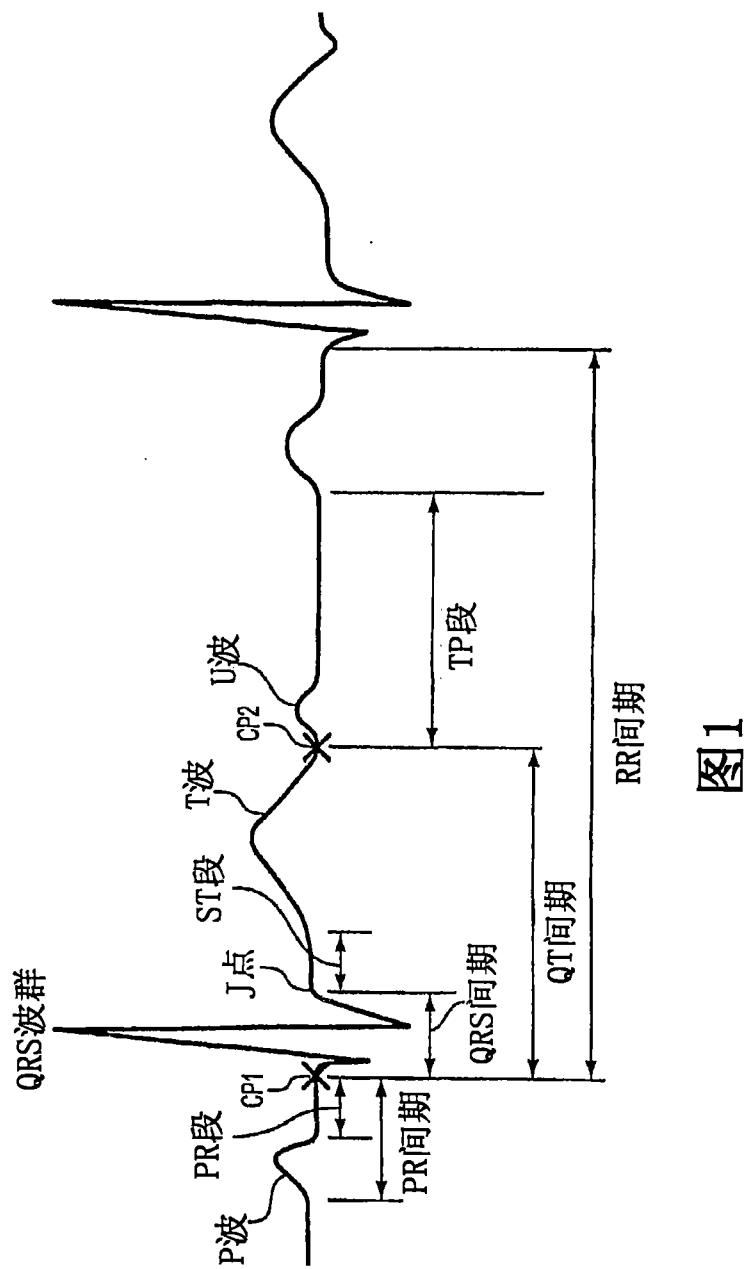


图 1

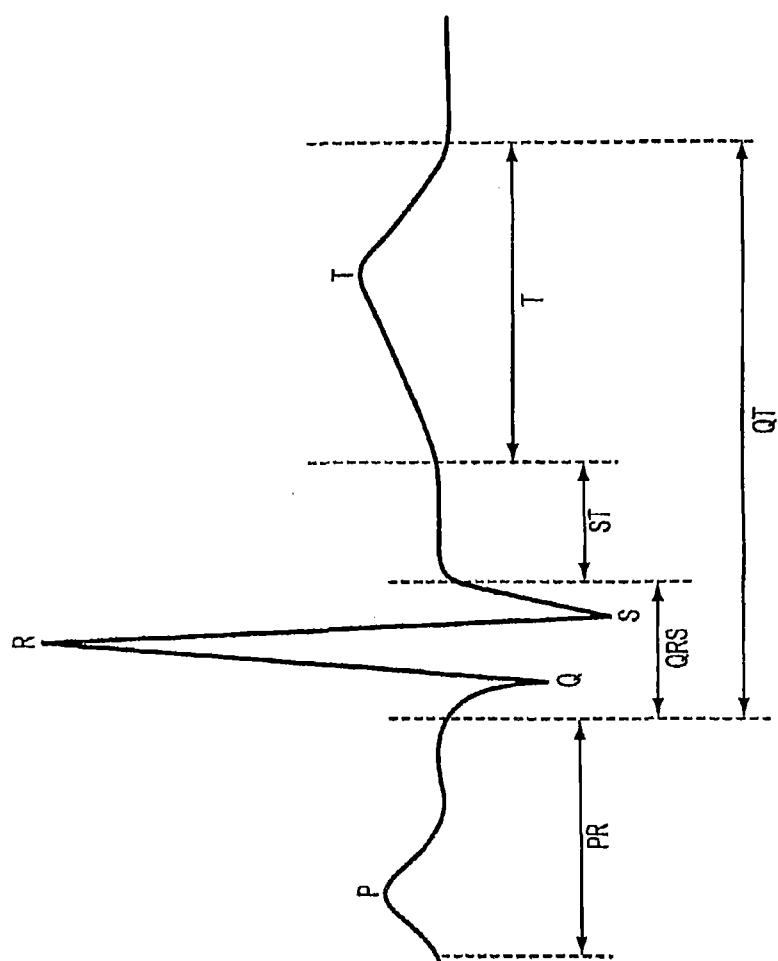


图2

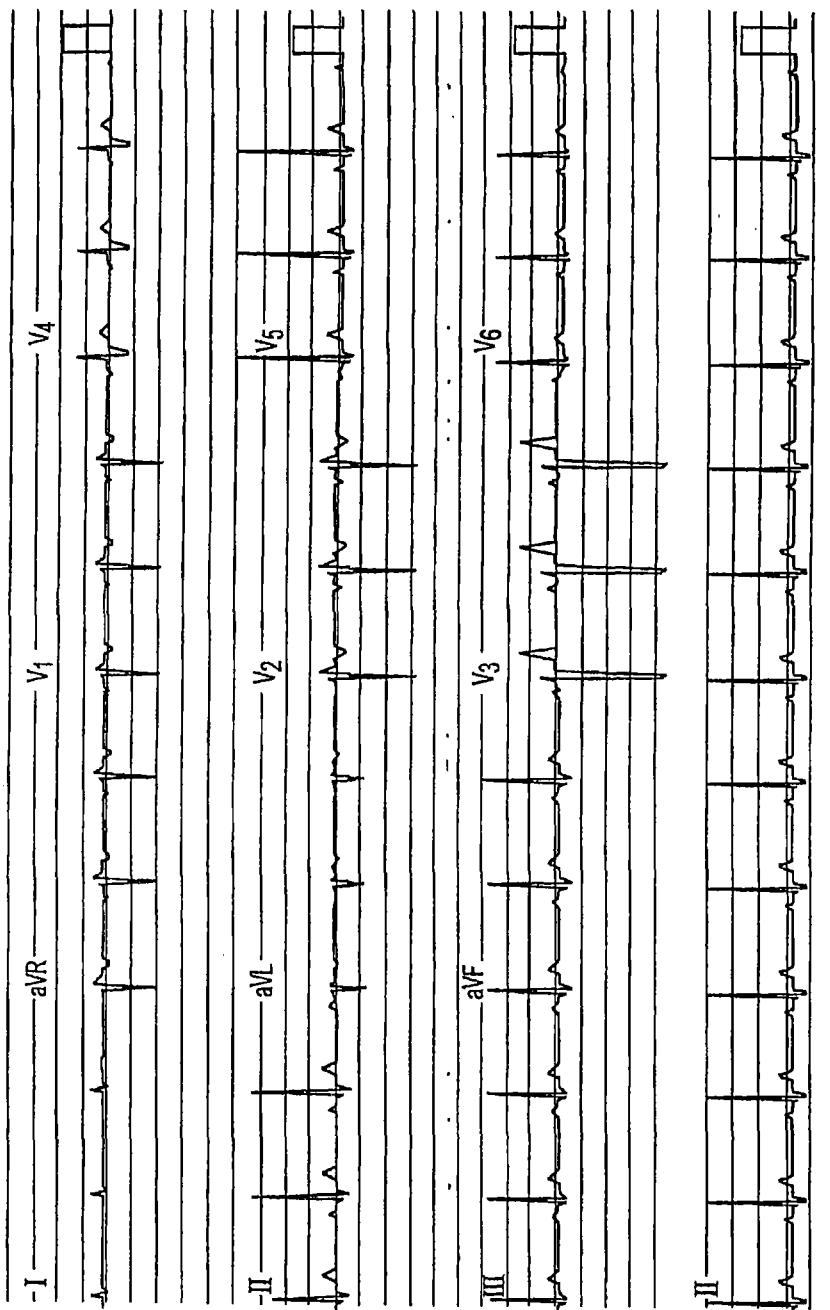


图3

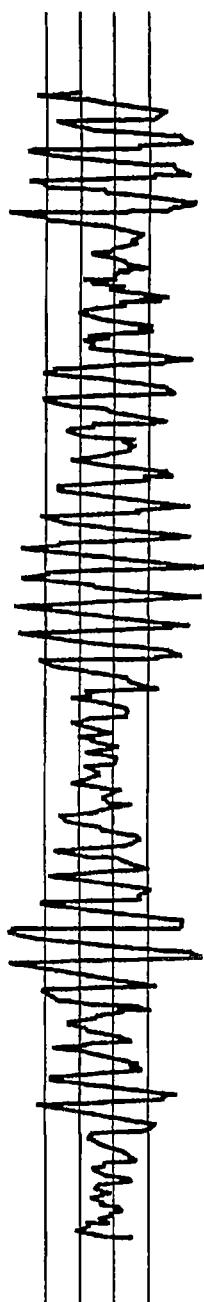


图4

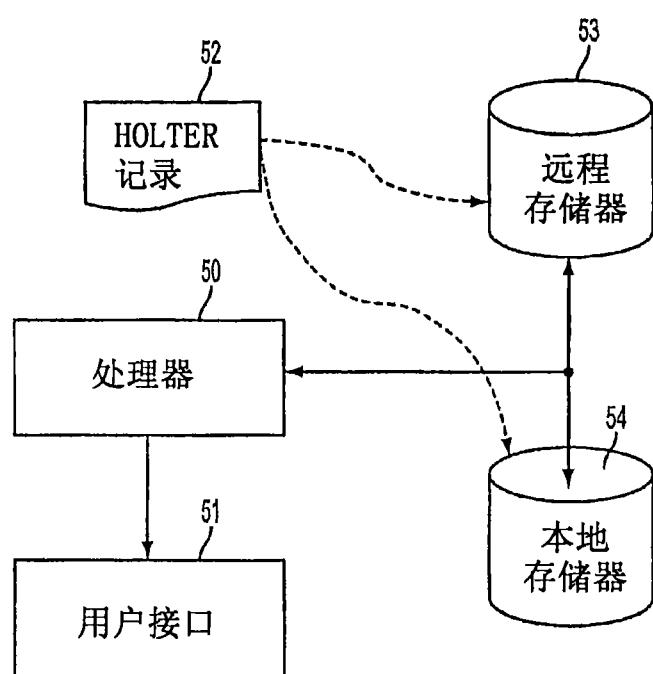


图5

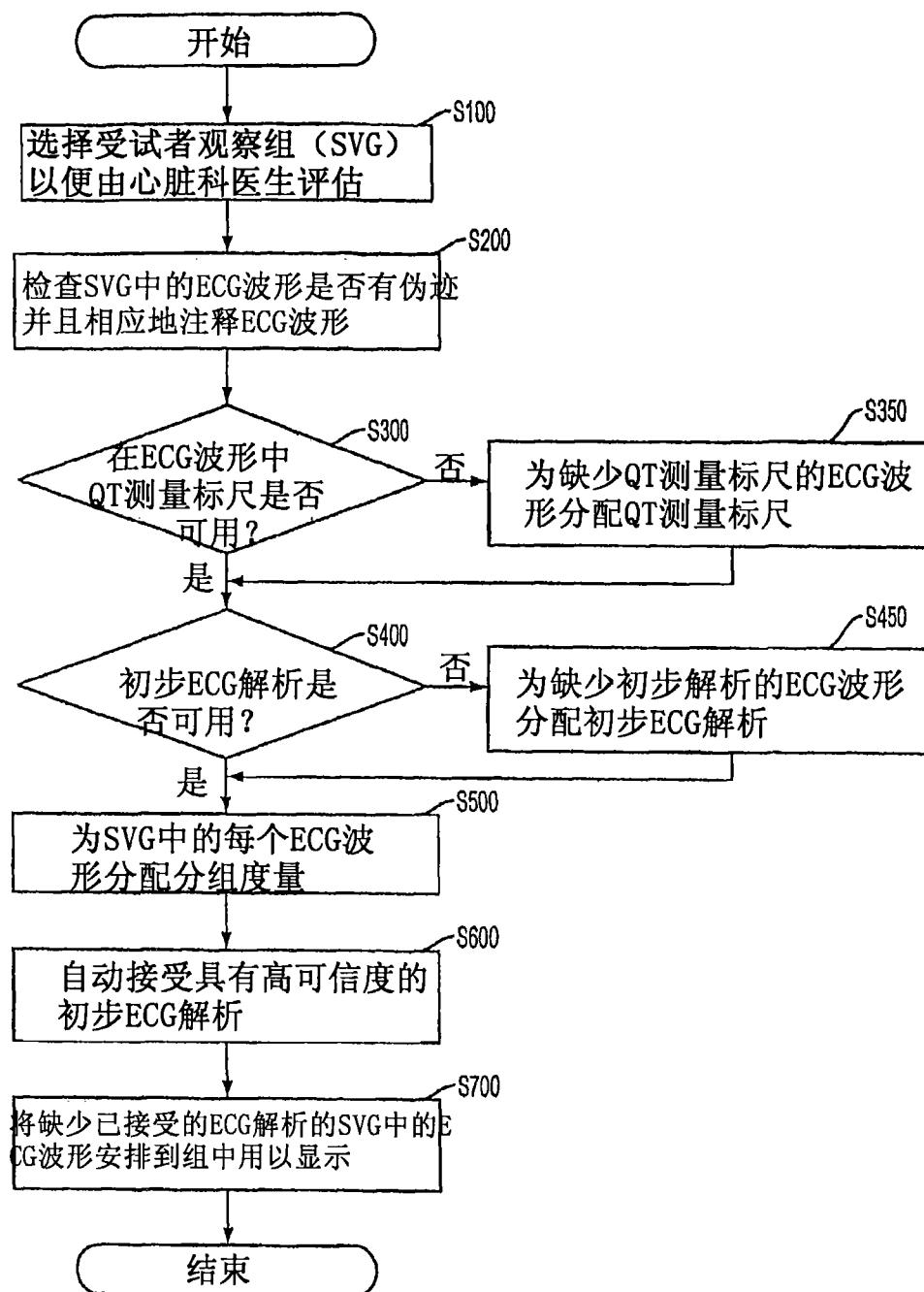


图6

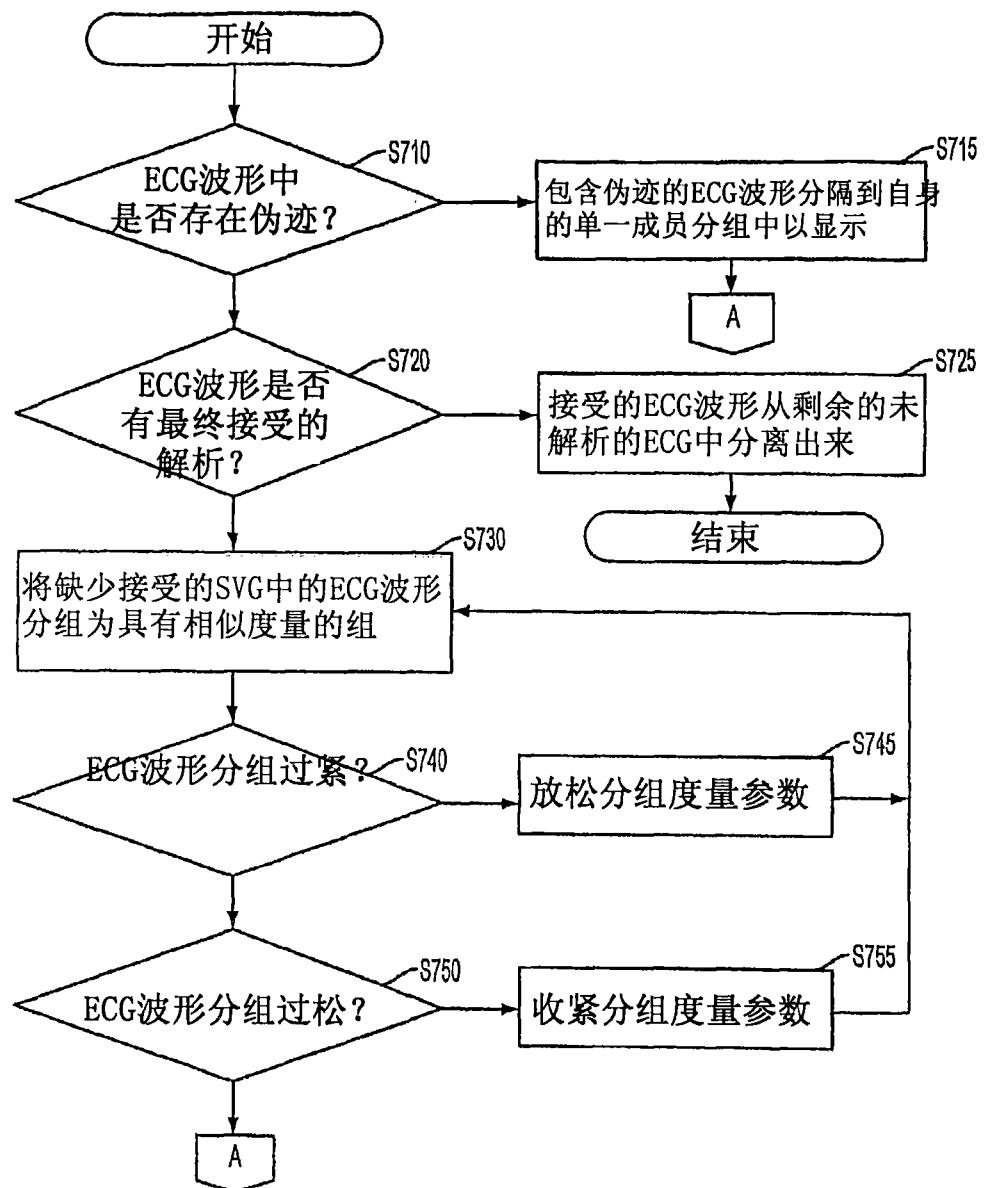


图7A

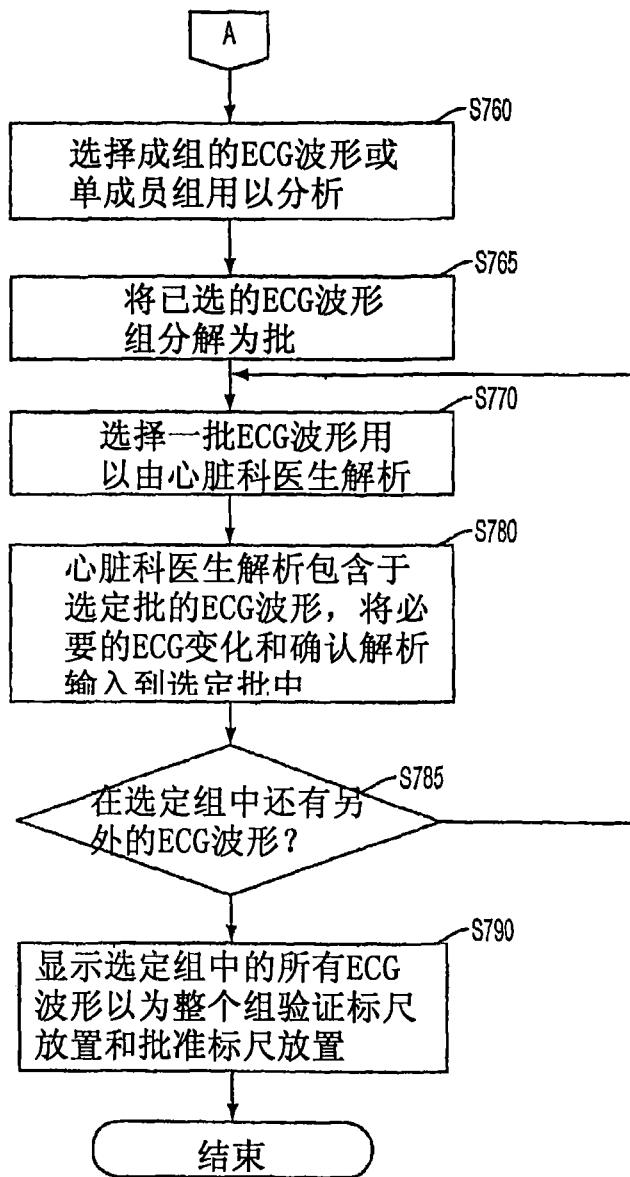


图7B

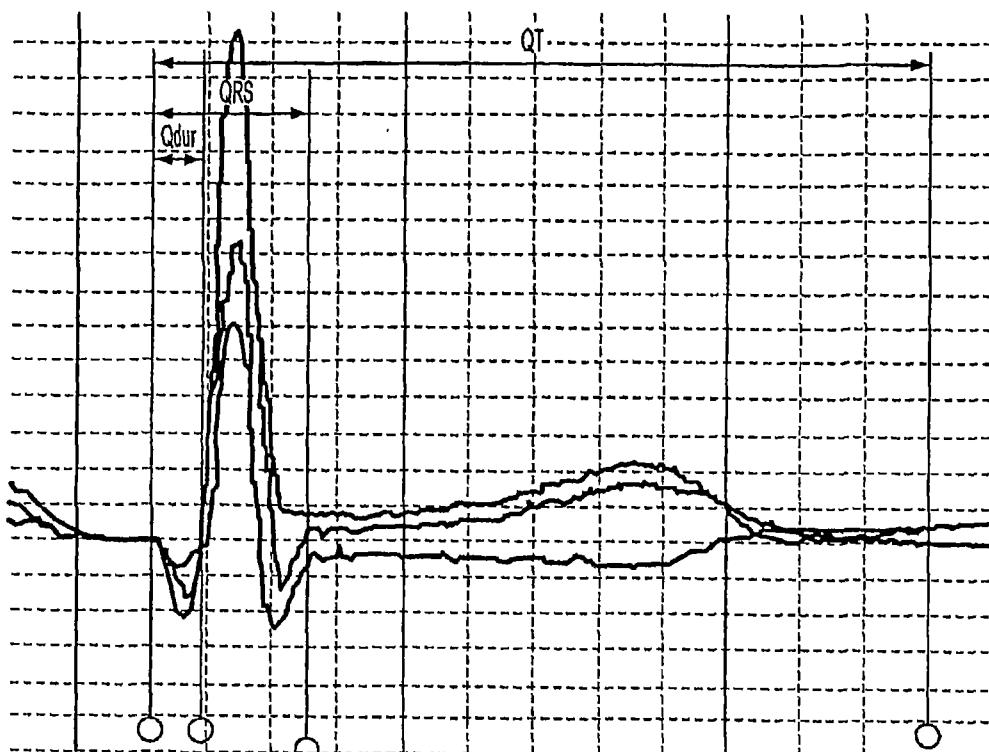


图8

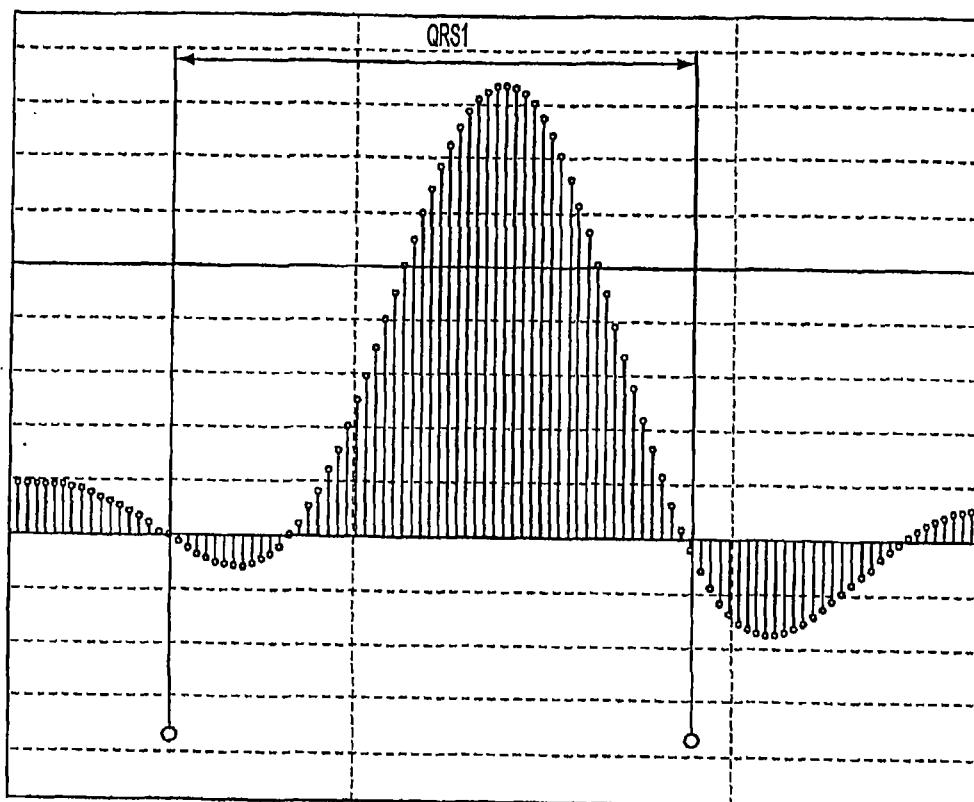


图9