

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310119583.1

[45] 授权公告日 2009年7月29日

[11] 授权公告号 CN 100518624C

[22] 申请日 2003.12.4

[21] 申请号 200310119583.1

[30] 优先权

[32] 2002.12.4 [33] US [31] 10/065,961

[73] 专利权人 GE 医药系统环球科技公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 普拉赛厄沙·K·萨拉

戈帕尔·B·阿维纳什

[56] 参考文献

CN1155236A 1997.7.23

US6426990B 2002.7.30

WO0009012A 2000.2.24

CN1257693A 2000.6.28

US6434215B 2002.8.13

审查员 田蕴青

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 邸万奎 黄小临

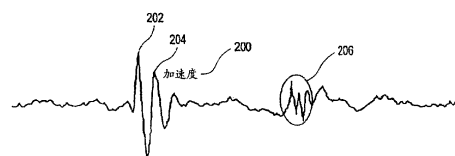
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 11 页

[54] 发明名称

使用非电信号来确定任意的心脏阶段的方法和系统

[57] 摘要

一种在心动周期中选择最佳触发点的方法、存储介质和系统，包括：提供包括非电的心脏相关数据的输入信号；分析输入信号以检测候选特征；对候选特征进行分类以选择最佳的特征；选择最佳的触发点。一种为心脏选通而选择任意的心脏阶段的方法、存储介质和系统，包括：在信号上识别视为心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点，所述触发点存在于时间 t_1 ；指定在触发点之前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt ；其中时间 t_0 早于时间 t_1 ；选择将在其上重建图像的时间间隔 T ，其中时间间隔 T 从时间 t_0 延伸到时间 t_2 ，其中时间 t_2 晚于时间 t_0 。



1. 一种选择任意的心脏阶段的方法，所述方法包括：
在信号上识别标识心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点，所述触发点存在于时间 t_1 ；
指定在触发点之前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt ，其中时间 t_0 早于时间 t_1 ；以及
选择时间间隔 T ，在该时间间隔 T 上重建图像，其中时间间隔 T 从时间 t_0 延伸到时间 t_2 ，其中时间 t_2 晚于时间 t_0 。
2. 按照权利要求 1 的方法，其中时间 t_2 晚于时间 t_1 。
3. 按照权利要求 1 的方法，其中所述信号是心跳的加速度信号。
4. 按照权利要求 1 的方法，还包括：
分析信号以检测候选特征，其中信号包括非电的心脏相关数据；
对候选特征进行分类以选择最佳的特征；以及
选择最佳的触发点。
5. 按照权利要求 4 的方法，其中分析信号以检测候选特征包括从要处理的数据集的前几秒选择最佳的模板。
6. 按照权利要求 5 的方法，还包括：
比较最佳模板和信号以找到相关向量。
7. 按照权利要求 6 的方法，还包括：
对所述相关向量定限以在心动周期中选择相关点，其中所述相关点标识一组候选触发点。
8. 按照权利要求 7 的方法，还包括：
选择具有最大相关性的触发点作为最佳触发点。
9. 按照权利要求 7 的方法，还包括：
选择在其它触发点之前超过预先选择的阈值的触发点作为最佳触发点。
10. 按照权利要求 4 的方法，还包括预处理所述信号。
11. 按照权利要求 4 的方法，还包括将所述信号细分为多个部分。
12. 按照权利要求 4 的方法，还包括：
执行训练处理，其中所述训练处理向所述方法中的至少一个步骤提供信息。

13. 按照权利要求 12 的方法, 还包括:
向训练处理提供训练数据集。
14. 按照权利要求 13 的方法, 还包括:
向训练数据集提供正常和异常数据的特性。
15. 按照权利要求 4 的方法, 还包括:
在选择最佳触发点之前对最佳的特征进行分类。
16. 按照权利要求 4 的方法, 还包括:
向所述方法中的至少一个步骤施加采集参数。
17. 按照权利要求 4 的方法, 还包括:
使用所述信号来计算心率。
18. 按照权利要求 17 的方法, 还包括在最佳触发点选择中使用心率。
19. 按照权利要求 4 的方法, 还包括:
从机械传感器获得所述信号。
20. 按照权利要求 1 的方法, 其中指定时间 δt 包括用户选择时间 δt 。
21. 按照权利要求 1 所述的方法, 还包括:
在时间间隔 T 上重建图像。
22. 按照权利要求 1 的方法, 其中在两个相邻近的时间间隔 T 上重建图像。
23. 一种系统, 包括:
非电传感器, 用于检测心脏的机械振动;
处理电路, 连接到所述机械传感器;
所述处理电路处理由所述机械传感器发送的信号, 其中所述处理电路配置来执行步骤:
在信号上识别标识心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点, 所述触发点存在于时间 t_1 ;
指定在触发点之前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt , 其中时间 t_0 早于时间 t_1 ; 以及
选择时间间隔 T , 将在该时间间隔 T 重建图像, 其中时间间隔 T 从时间 t_0 延伸到时间 t_2 , 其中时间 t_2 晚于时间 t_0 。
24. 按照权利要求 23 所述的系统, 其中信号包括非电的心脏相关数据,
和

其中处理电路配置来执行附加步骤：
分析信号以检测候选特征；
对候选特征进行分类以选择最佳的特征；以及
选择最佳的触发点。

使用非电信号来确定任意的心脏阶段的方法和系统

技术领域

本发明涉及一种用于医疗成像的选通(gating)，具体来说，本发明涉及一种在生理非电信号中选择任意的心脏阶段以进行心脏选通的方法和系统。

背景技术

在许多应用中，经常期望在诸如可变周期的峰值的可变周期中的特定点获得图像，以便分析在那个峰值的性能。在医疗领域中，经常使用成像系统来获得主体的内部生理信息。例如，可以使用医疗成像系统以获得主体的骨骼构造、脑、心脏、肺以及各种其它特征的图像。医疗成像系统包括磁共振成像(MRI)系统、可算式层析 X 射线摄影(CT)系统、X 射线系统、超声波系统以及各种其它成像方式。

选通是在成像期间为表征动态器官的不同属性所不可缺少的。包括心脏的、呼吸的和外部脉搏的选通的最通常的选通技术可用于包括 CT、MR、X 射线、超声波和 PET-CT 的诊断方式的多种医疗应用。

在使用诸如 CT、磁共振(MR)的成像方式来最小化移动相关的假象时，心脏选通是心脏成像的必要组成部分。当前的心脏成像工具同时使用所收集的 EKG 数据来对具有心脏阶段信息的 CT 投影数据进行标记。基本上，EKG 的 R 波用于这个目的。心脏功能的特征在于被称为心脏收缩和心脏舒张的两种不同的周期。在心脏收缩中，心脏肌肉收缩左心室的体积以通过主动脉瓣泵出内容。在心脏舒张期间，或心脏舒张期，通过二尖瓣填充左心室。在心脏收缩的结尾，左心室具有其最小的体积，因为它已经被收缩而将血泵出。心脏舒张的结尾是左心室具有其最大体积的点，因为其中充满了准备泵出的血液。在心脏舒张期间，心脏相对无运动，作为有限移动的结果，使得从在这个期间收集的数据产生的图像较为清楚。

图 1 图解了 EKG 信号波形的一个心动周期，包括心脏的心脏收缩条件或时段和心脏舒张条件或时段。EKG 信号上标有 Q、R 和 S 的部分称为 QRS

复合体，其中 R 特征或 R 波是整个 EKG 信号的最突出、最高幅度的特征。心动周期通常被定义为以 R 波开始并继续直到出现下一个 R 波。

EKG 选通选择可以获得心脏最佳图像的时间。EKG 机器连接到病人。例如，确定心动周期时段为在 EKG 的 R 峰值之间的时间。一种普通的应用是使用 R 峰来作为所确定的心动周期时段的基准，以便在心脏近乎静止的心动周期的时段期间或在期望成像的时段期间获取选通的图像。

现在转向图 2，其中示出了在 130 一起被示出的使用 EKG 信号在心动周期中确定心脏舒张和心脏收缩阶段的两种通常使用的手段。在波形 132 中，心脏收缩 134 和心脏舒张 136 的阶段分别以心动周期的 $x\%$ 和 $y\%$ 为中心。在波形 140 中，心脏收缩阶段 142 是从前一个 R 峰值 146 起的一定延迟。类似地，心脏收缩阶段 144 是从前一个 R 峰值 148 起的一定延迟。心脏舒张阶段 152 是从下一个 R 峰值 148 起的一定提前量，类似地，心脏舒张阶段 154 是从下一个 R 峰值 150 起的一定提前量。这些手段 130 基于如下假设：在心动周期期间以一定时间间隔出现心脏阶段。这个假设可能不一定对于每个心动周期和对于人群中的每个人都准确。

一旦使用在图 2 所述的手段之一来确定或估计的心脏收缩和心脏舒张阶段的位置，则可以执行图像重建。图 3 示出了半扫描和多扇面图像重建，其中“*I*”表示分别从单个周期和两个连续周期重建的图像。在 EKG 波形 120 的波形 122 中，来自单个心动周期的投影 126，也称为半扫描重建，用于用以重建的数据集。在波形 124 中，来自多个心动周期的投影 126 的子集 128 被混合(blend)，也称为基于扇面的重建，以便形成用于重建的全数据集。

发明内容

通过一种在心动周期中选择最佳触发点的方法来克服或减轻上述讨论的及其它缺点或不足，所述方法包括：提供包括非电的心脏相关数据的输入信号；分析输入信号以检测候选特征；对候选特征进行分类(sort)以选择最佳的特征；选择最佳的触发点。

在另一个实施例中，一种为心脏选通而选择任意的心脏阶段的方法包括：在信号上识别标识心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点，所述触发点存在于时间 t_1 ；指定在触发点之前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt ，其中时间 t_0 早于时间 t_1 ；选择将在其上重建图像的时间间隔 T ，其中时间间隔 T

从时间 t_0 延伸到时间 t_2 ，其中时间 t_2 晚于时间 t_0 。

在另一个实施例中，一种使用心脏选通的图像重建方法包括：为每个心动周期提供指示多个连续的心动周期的信号，所述方法还包括：识别标识心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点，所述触发点存在于时间 t_1 ；指定在触发点之前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt ，其中时间 t_0 早于时间 t_1 ；选择将在其上重建图像的时间间隔 T ，其中时间间隔 T 从时间 t_0 延伸到时间 t_2 ，其中时间 t_2 晚于时间 t_0 ；在至少一个时间间隔 T 上重建图像。

在另一个实施例中，使用机器可读计算机程序代码来对存储介质进行编码，所述代码包括使得计算机实现用于在心动周期选择最佳触发点的方法的指令，所述方法包括：提供包括非电的心脏相关数据的输入信号；分析输入信号以检测候选特征；对候选特征进行分类以选择最佳的特征；选择最佳的触发点。

在另一个实施例中，使用机器可读的计算机程序代码来对存储介质进行编码，所述代码包括使得计算机实现用于为心脏选通而选择任意的心脏阶段的方法的指令，所述方法包括：在信号上识别标识心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点，所述触发点存在于时间 t_1 ；指定在触发点之前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt ，其中时间 t_0 早于时间 t_1 ；选择将在其上重建图像的时间间隔 T ，其中时间间隔 T 从时间 t_0 延伸到时间 t_2 ，其中时间 t_2 晚于时间 t_0 。

在另一个实施例中，一种用于在心动周期中选择最佳触发点的系统包括：非电传感器，用于检测心脏的机械振动；处理电路，连接到所述机械传感器，所述处理电路处理由所述机械传感器发送的信号；分析所述信号以检测候选特征；对候选特征进行分类以选择最佳的特征；选择最佳的触发点。

在另一个实施例中，一种使用心脏选通来重建图像的系统包括：非电传感器，用于检测心脏的机械振动；处理电路，连接到所述机械传感器，所述处理电路处理由所述机械传感器发送的信号；在信号上识别标识心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点，所述触发点存在于时间 t_1 ；指定在触发点前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt ，其中时间 t_0 早于时间 t_1 ；选择将在其上重建图像的时间间隔 T ，其中时间间隔 T 从时间 t_0 延伸到时间 t_2 ，其中时间 t_2 晚于时间 t_0 。

通过下列的详细说明和附图，本领域内的技术人员可以理解 and 明白本发

明的上述及其它特征和优点。

附图说明

图 1 示出了在公知的成像系统中使用的现有技术的 EKG 信号波形；

图 2 示出了现有技术的 EKG 波形，其中心脏收缩和心脏舒张阶段被估计为中心在心动周期的特定百分比内或被假定为自相邻的峰值的一定延迟。

图 3 示出了现有技术的 EKG 波形，其中从单个周期或两个连续周期重建图像；

图 4 示出了相对于病人布置的传感器装置的图；

图 5 示出了心动周期的加速度信号的图；

图 6 示出了加速度信号、血压波形、心音图和主动脉脉搏信号的图；

图 7 示出了触发确定方法的图；

图 8 示出了在图 7 的触发确定方法内可以使用的训练处理；

图 9 示出了包括模板匹配方法的修订的触发确定方法；

图 10 示出了将图 9 的模板匹配方法应用到加速度信号来选择触发点的示例；以及

图 11 示出了其中在由在不同阶段开始之前的时间确定的间隔“T”上重建图像的波形。

具体实施方式

在这种方法和系统中，心脏的机械运动用于可靠地检测心脏阶段，并且提供选择用于重建图像的任意阶段的能力。

对于基于机械运动的适用于心脏选通的方法，需要适用下面的三个条件：1)因果关系(causality)：选通信号需要仅发生在心脏位移发生之前(即需要具有“在时间上向前看”的能力)；2)专一性(specificity)：必须从心脏在原点的事件导出选通信号；3)签字(signature)：必须使用签字分析手段来可靠地获得选通信号。因此，为了使得来自传感器的任何生物信号具有生物关联，需要满足诸如因果关系、专一性和签字/图样分析的条件。在 2002 年 12 月 4 日提交的美国专利申请第 10/065,960 号(125517, GEM-0071)中公开了用于心脏、呼吸和外部脉搏选通的满足这些条件的方法和系统，作为参考，全文合并于此。

在下述的这种方法和系统中，说明了非电信号的心脏签字/图样分析方

面。这种方法和系统适用于使用各种非电传感器的诸如外部脉搏、心音图和位移/加速度信号的非电信号,所述各种非电传感器包括位移传感器、加速度传感器、压力传感器、超声换能器、测力传感器、光学传感器、压电式传感器、电阻变换器、电感传感器和电容传感器。

虽然可以引入任何其它适合类型的非电传感器,诸如机械(加速度)传感器的非电传感器被用作在这种方法和系统中的一个示例,除非另外指定。为了改善专一性,诸如加速度计或任何上述的其它非电传感器的传感器装置可以被直接放置在病人42的心脏前部的胸壁40上,如图4所示,所述病人最好仰卧在桌子38上。或者,如果传感器12干扰成像,并且对于所述成像在第一位置执行选通,则可以通过使用填充液体的、非金属的、不导电的管44从成像视场去除传感器12。管44可以具有平端46,平端46被粘贴、粘附或紧固到病人42,另一端48可以被放置在位于传感器12之下,底面16之下。使用这种配置,心脏特有的颤动被导出到位于成像视场外部的传感器12。使用填充液体的传导器件44将来自病人的心脏颤动传送到传感器12。如果传感器12是加速度计,则加速度被传感器箱26记录并且被发送到信号处理、计算机分析和显示器50。虽然管44的并入引入了一些传导延迟,但是预期不会严重地影响信号的因果关系。用于从成像视场去除传感器12的替代方法也可以用于这种方法中,而且只要这样的放置不干扰成像,也可以将传感器12直接放置在病人42的胸部40上。

当诸如加速度计的非电传感器被放置在与诸如图4所示的前胸壁40的移动体接触时,检测表示心脏的机械运动的前胸壁40的移动。图5示出了由机械传感器检测到的心脏瓣膜的加速度。替代类型的非电传感器将产生替代类型的信号。图5所示的检测到的加速度信号200具有分离心脏的不同阶段的特征。第一峰202、204对应于房室瓣闭合、即二尖瓣闭合202和三尖瓣闭合204、或心脏收缩的开始,并且通常较小的第二峰值206对应于半月瓣闭合、即主动脉瓣和肺动脉瓣闭合或心脏舒张的开始。

如图6所示,可以通过将信号200在给定的时间间隔上积分两次并去除信号的偏差而从加速度波形200计算得到血压波形210。所得到的血压波形210依赖于主体的身体的传感器位置而与主动脉搏动212或颈动脉搏动良好地相关联,而加速度波形200与心音图214,即表示心脏声音的声信号良好地相关联。或者,可以通过二阶导数运算来从血压波形210得到加速度信号

200。可以通过在给定的时间间隔上对加速度信号 200 积分或通过求取血压波形 210 的一阶导数来以相同的方式来得到血液速度因子(未示出), 反之亦然。因此, 可以使用在 220 一般示出的以一种方式提取的心脏信息来计算得到在另一个方式中的信息而不必使用多个传感器。

在上述的心脏选通中, 需要对于每个心动周期确定触发点, 并且这个信息然后被用于重建图像。如参照图 2 和 3 所述, 当前的手段在确定阶段上不总是准确的。对于确定在每个心动周期中的最佳触发, 示出了图 7 中的一般化的算法。图 7 示出了图解在触发确定方法、方法、处理、算法和系统 230 中的不同的处理的图。分段块 236 可以或可以不被包括在所有的触发确定应用中。训练处理 244 在此可以使用来自现有的数据库 242 的信息来在未知的情况下得到参数。下面进一步说明在触发确定处理 230 中的各个模块。

输入信号 232 包括从诸如参考图 4 所述的机械传感器 12 的非电传感器获得的心脏相关数据, 尽管用于获得心脏相关数据的替代配置和替代非电传感器装置也包括在这个算法 230 的范围中。

关于预处理 234, 增进技术的主要目的是处理数据, 以便结果比原始数据更为适用于特定的应用。可以使用诸如包括但不限于取幂的点处理方法、包括但不限于各种平滑化或锐化运算的空间滤波方法的空间域方法, 或者包括各种滤波器的频域方法, 或这些方法的组合来对原始数据进行预处理。

分段 236 基于预先确定的标准将信号细分为其构成部分, 例如各种阶段或最佳触发点选择。执行这一细分的水平依赖于所要解决的问题。在处理 230 中的这个步骤 236 可以确定分析的最终成功或失败。事实上, 有效的分段很少不能产生成功的解决。在此应当注意, 可以在特征检测 238 之前或之后执行分段 236。

关于特征检测 238, 信号分析是发现、识别并明白与基于信号的任务的性能相关的图案的处理。任何信号分析技术可以包括例如下述特性: 1)从相关细节的背景中提取有关的信息的能力; 2)从示例中学习并将这一知识一般化以便其可以被应用到新的和不同的情况下的能力; 3)从不完整的信息进行推断的能力。可以使用利用在模式的形状中的任何结构关系信息的诸如模板匹配、神经网络以及结构模式的模式识别技术来检测特征检测 238 中的特征。

一旦在特征检测 238 中计算出了特征, 则可以使用分类 240 中的预先训练的分类算法来将所检测到的信号段分类为不同的阶段。可以使用神经网络、

基于规则的方法或模糊逻辑来进行分类，这是本领域内所公知的。

使用包括正常和异常(在每个数据集中的一个或多个疾病状态)数据的数据库 242(来自机械传感器的原始心脏数据)来训练在训练 244 中的算法。如示出训练处理图的图 8 所更具体地示出，训练集 242 涉及计算几个候选特征，例如正常或异常(在每个数据集中的一个或多个疾病状态)数据的特征、不同疾病状态和特定的信号特征之间的关系以及来自现有的数据库的其它相关因子。

可以在特征检测 238 之后被执行或作为分类 240 的一部分的特征选择算法可以对候选特征进行分类并且仅仅选择有用者和去除不提供信息或提供冗余信息的那些。这一判断可以基于具有候选特征的不同组合的分类结果。所述特征选择算法也用于从实用的观点来降低维数，因为如果要计算的特征的数量大则计算时间将很长。因此得到一个特征集，其可以最佳地区分在一个信号中的不同特征。可以使用包括发散测量(divergence measure)、Bhattacharya 距离、Mahalanobis 距离等的公知的距离测量来执行最佳特征选择。

在从训练处理 244 得到所述特征集之后，将适当的信息应用到如图 7 所示的触发确定处理 230 的各种块(例如预处理 234、分段 236、特征检测 238、分类 240 以及最佳触发点选择 250)中。

同样如图 7 所示，可以在处理 230 的每个步骤(例如输入信号 232、预处理 234、分段 236、特征检测 238、分类 240 以及最佳触发点选择 250)中使用采集参数 248，以便确定最佳触发选择 250 的不同标准。采集参数可以是所采集的信号的采样率、对传感器位置的了解、被采集的信号的类型、应用的类型、在已知的情况下疾病的类型等。而且，可以经由心率计算 252 同时计算出心率，并且将其提供给处理的最后步骤中。

这些基本的处理，即在整个问题 230 中所示的各种块和步骤可以并行地或以各种组合执行。对于给定的应用，仅仅需要使用这些组合中的一些，但是在图 7 中提供了所有可能，以便指示几种数据流的改进是可能的。

图 9 所示的模板匹配方法图解了处理 230 的框架的一个应用的示例。用于模式识别方案的示意算法 260 是更一般包括处理 230 的修订的版本。算法 260 包括输入信号 232 和/或预处理 234。输入信号 232 依赖于需要提取的特征而可以是原始数据 232 或预处理信号 234。或者，可以并行地使用信号 232、234。

在特征检测 238 中，从需要在模板选择 262 中被处理的每个数据集的前几秒来选择自动化的最佳模板。在模板匹配 264 中，所选择的模板与实时信号相匹配以找到相关向量。

定限步骤 266 可以包括两个分离的处理。(1)从模板匹配步骤 264 对相关联的向量定限以选择在每个心动周期中良好相关联的点。这一处理将识别在每个周期中的一组候选触发点。可以使用各种标准来从这个集选择触发点。(2)分离地从第一步骤对预处理信号 234 对定限。

对于分类 240，一个标准是使用具有最大相关性的数据点，而不使用任意数据点直到达到对应于当前的心脏周期的时间。或者，可以使用当前心脏周期后超过阈值的第一数据点。另一个方法将涉及使用分段预先处理的信号以及分段的相关向量来确定每个周期中的最佳触发点 250。对于每个心脏周期的来自最佳触发点选择 250 的最佳触发点被发送以选通成像器件。

图 10 中示出了这种方案的一个说明，其中图解了对加速度信号 200 应用的模板匹配方法。通过模板选择 262 从数据的前几秒选择最佳模板 280。通过模板匹配 264 和定限 266，检测候选触发点 282。所示最佳的触发点选择 250 使用了两种不同的方案，可以选择触发点 284 超过可以由用户/操作员选择的某个阈值，并且可以选择触发点 286 来具有最大的关联性，即加速度信号与模板的最佳匹配。

图 11 示出了心脏收缩 ‘S’ 和心脏舒张 ‘D’ 阶段的开始。‘ δt ’ 表示在不同的阶段开始之前的时间。‘T’ 表示用户将选择来在不同的阶段重建图像的时间间隔(阶段)，‘I’ 表示所重建的图像。一旦选择了触发点，例如图 10 所示的 284 或 286 的，则用户可以在波形 300 中指定如图 11 中所示的其想要重建图像的时间间隔 δt ，并且所述图像可以在间隔 ‘T’ 上被重建。这一 ‘ δt ’ 间隔可以在心动周期的第一峰之前，如 306，以便捕获心房收缩，或者这一 ‘ δt ’ 间隔可以在心动周期的第二峰之前，如 308，以便捕获心脏舒张的开始，或者这个 ‘ δt ’ 间隔可以依赖于应用而在任何任意的阶段。图像 I 基于各个间隔 T 而对于波形 302 被重建。这个方案在诸如波形 304 中所示的多部分重建中也有优点，在所述多部分重建中，来自两个或多个心动周期的数据用于重建单个图像 I。

应当明白，上述方法可以适用于多种诊断方式，包括但不限于 CT、MR、X 射线、超声波和 PET-CT。

因此，在此公开的所述方法、处理、算法和系统向用户提供了迄今不可能的、基于心脏的机械运动来精确地选择不同的心脏阶段的能力。上述的框架提供了基于心脏的机械运动确定心脏阶段并确定不同的心脏阶段的能力。

应当注意，可以在成像系统中或在与诸如图 5 的项目 50 所示的计算机和显示器相关联的信号处理器内使用上述的所有方法，特别是，可以在通过在处理器中的处理电路处理的存储器内存储上述的所有方法。可以以任何计算机实现的处理和用于实施那些处理的装置的形式来具体化所公开的方法，这也在本发明的范围内。本发明也可以以计算机程序代码的形式具体化，所述计算机程序代码包括在诸如软盘、CD-ROM、硬盘或任何其它计算机可读存储介质的有形介质中具体化的指令，其中，当计算机程序代码被装入计算机并由计算机执行时，计算机变为用于实施本发明的装置。本发明也可以以例如计算机程序代码的形式具体化，而不论计算机程序代码是否被存储在存储介质中、装入到计算机和/或被计算机执行，或者作为数据信号，通过诸如通过电线或电缆、通过光纤或经由电磁辐射的某个传输介质，在调制的载波上或不在调制的载波上被发送，其中，当计算机程序代码被装入计算机和由计算机执行时，计算机变为用于实施本发明的装置。当计算机程序代码段在通用的微处理器上实现时，其配置微处理器以建立特定的逻辑电路。

虽然已经参照优选实施例说明了本发明，本领域的技术人员会明白，在不脱离本发明的范围的情况下，可以进行各种改变和以等同者来替换其元素。另外，可以在不脱离本发明的必要范围的情况下进行许多修改以将特定的情况或材料适合于本发明的教程。因此，期望本发明不限于所公开的作为被考虑为用于实现本发明的最佳方式的特定实施例，而是本发明将包括落入所附的权利要求的范围内的所有实施例。而且，术语“第一”、“第二”等的使用不表示任何次序或重要性，而是术语“第一”、“第二”等用于使各元素彼此相区别。

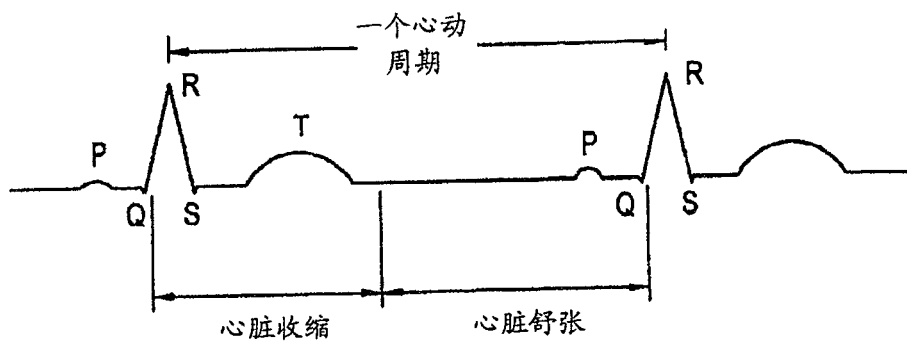


图 1

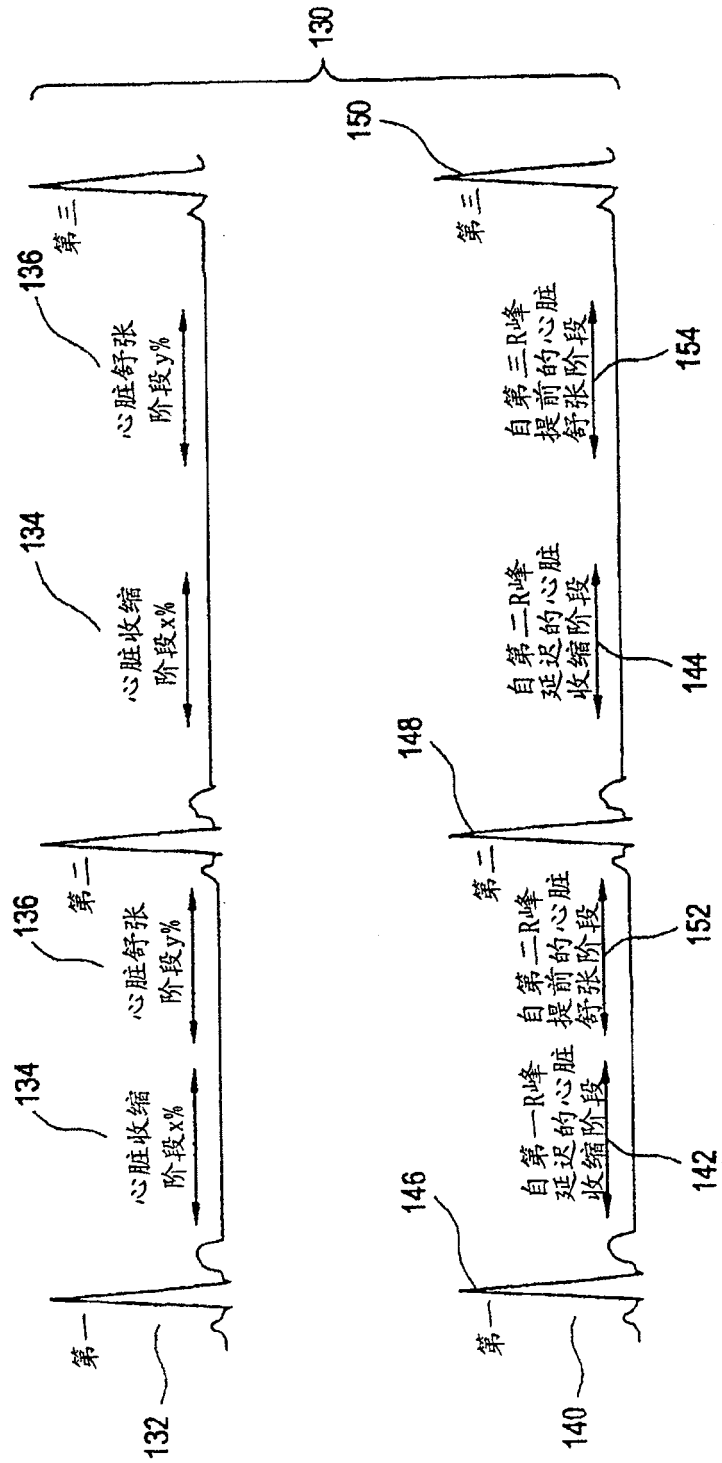


图 2

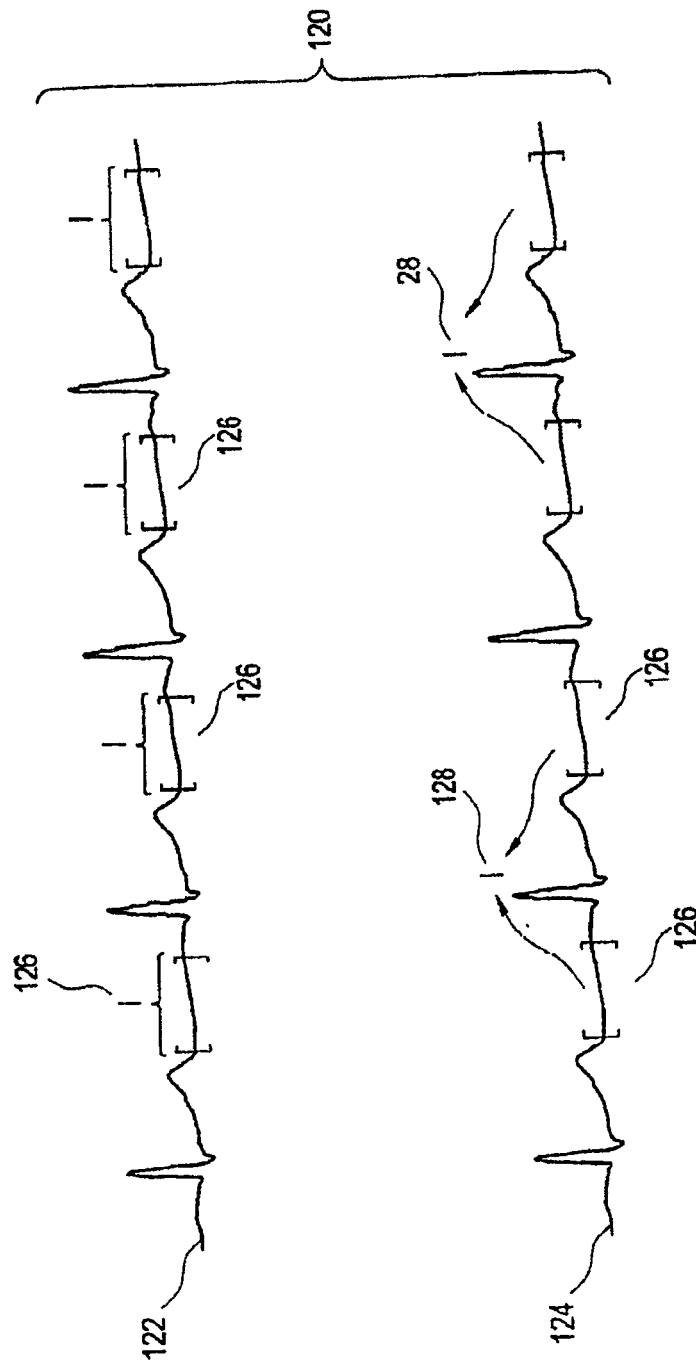


图 3

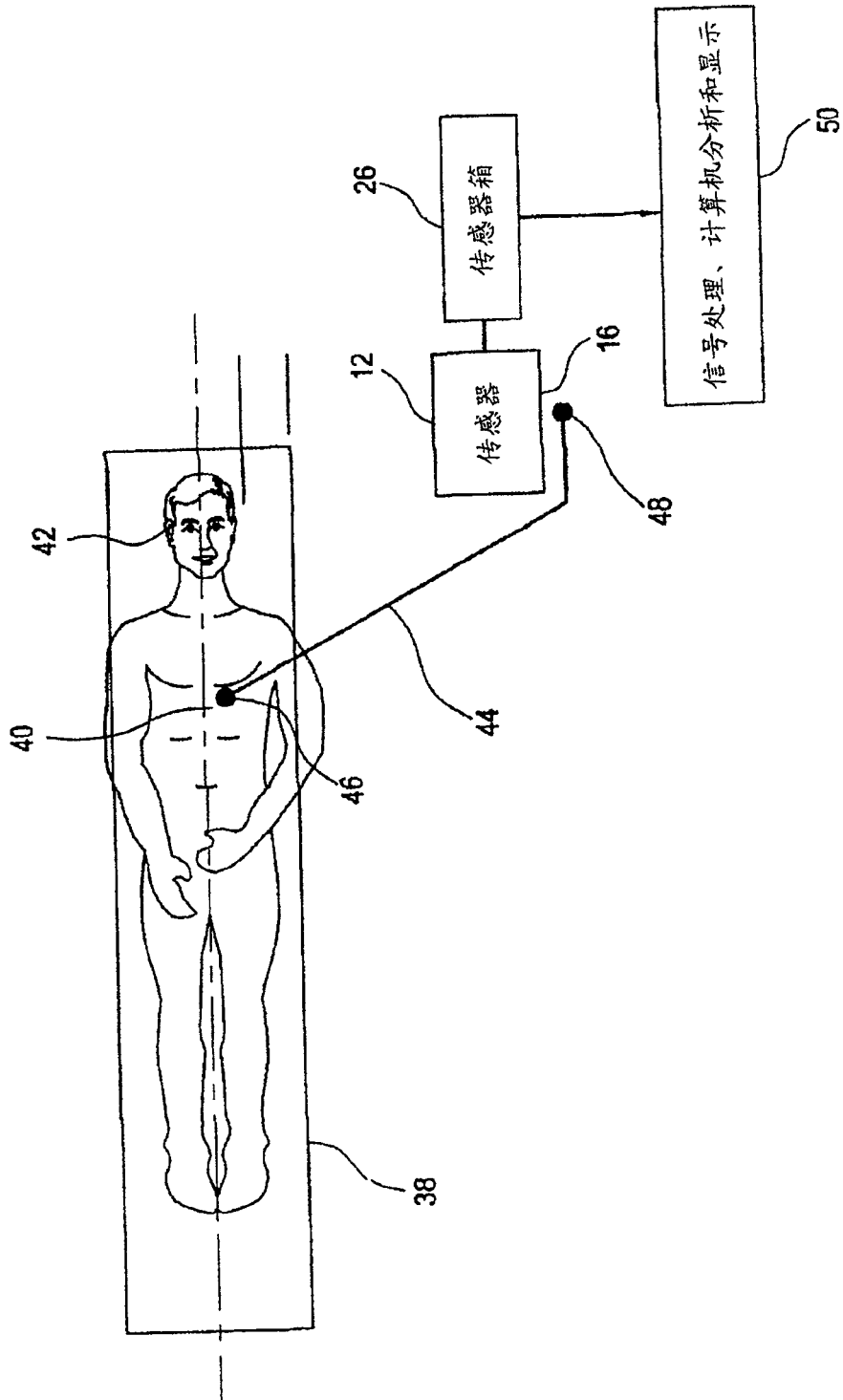


图 4

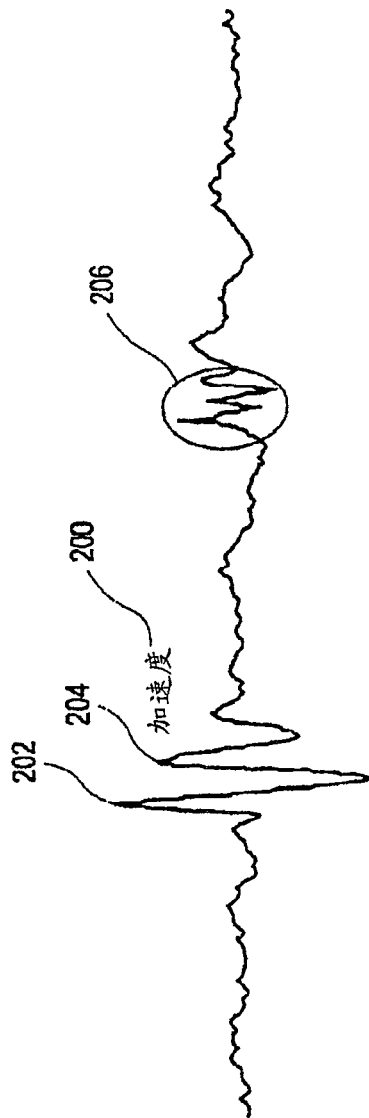


图 5

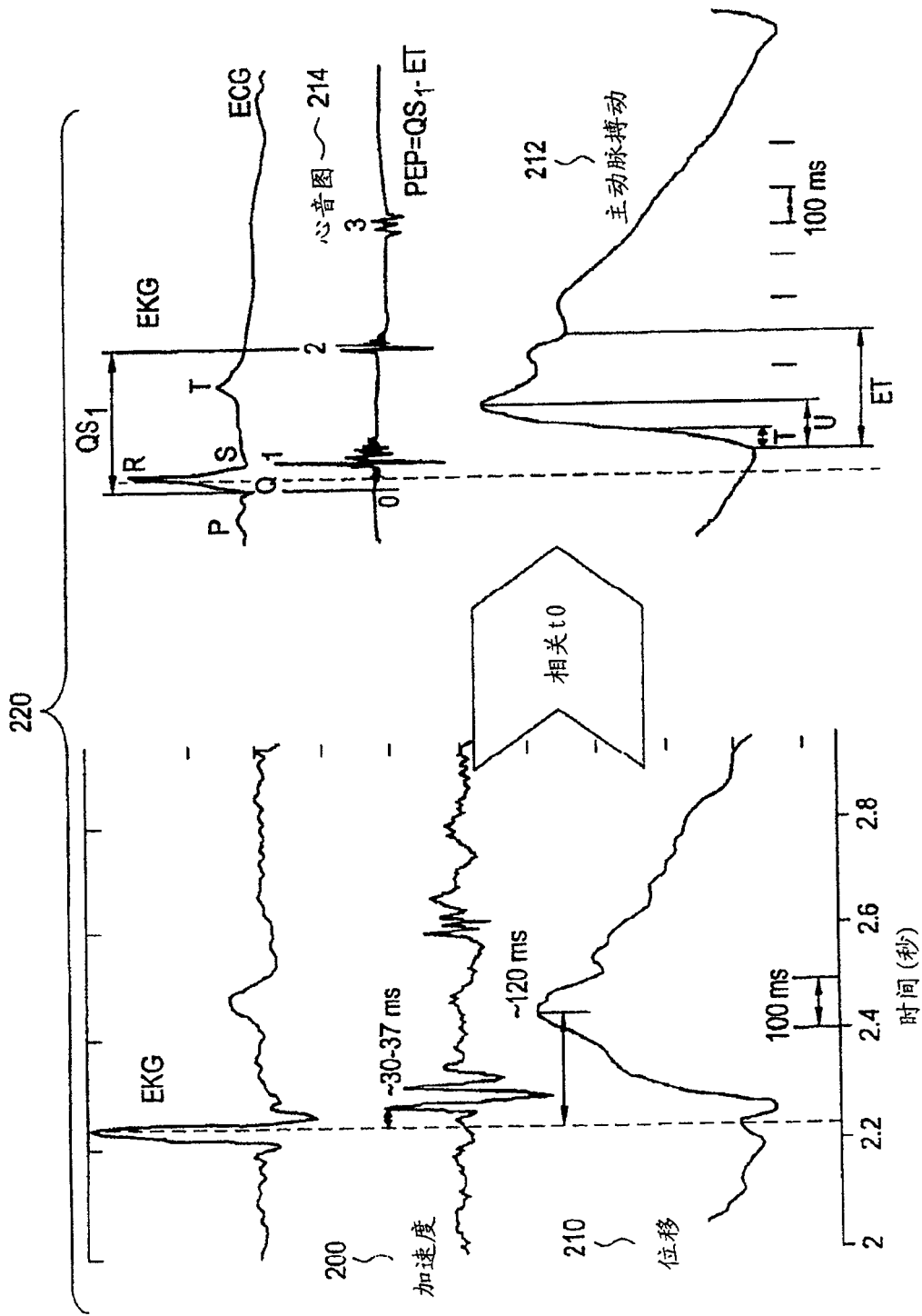


图 6

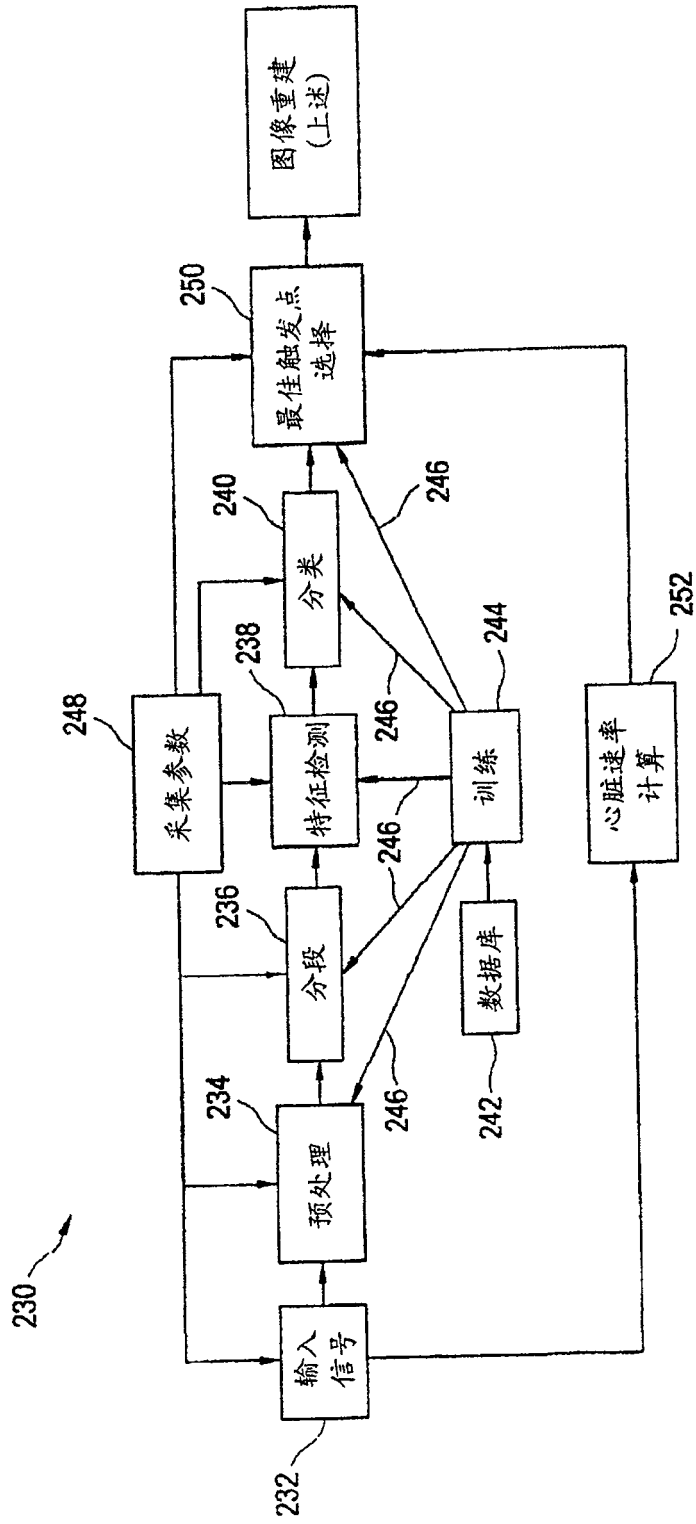


图 7

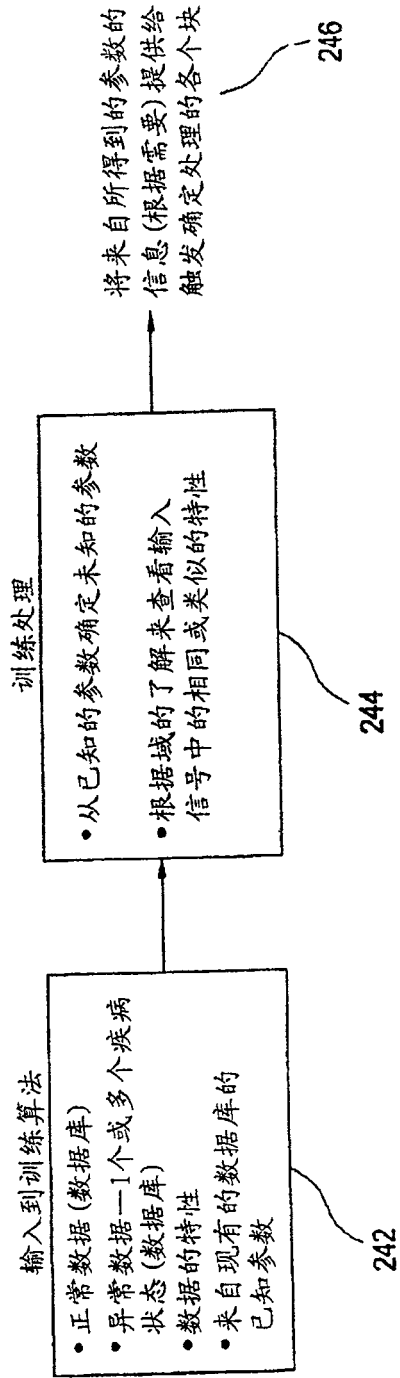


图 8

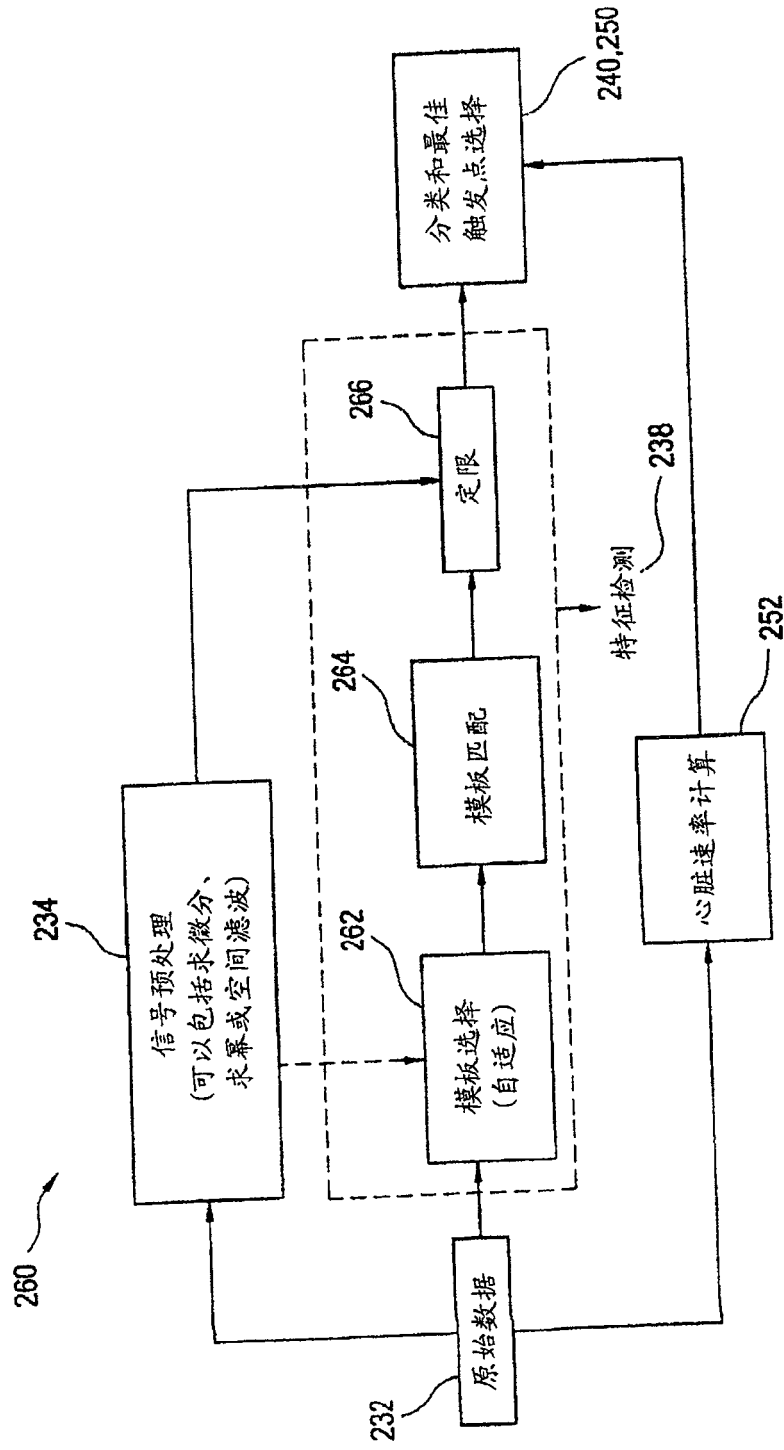


图 9

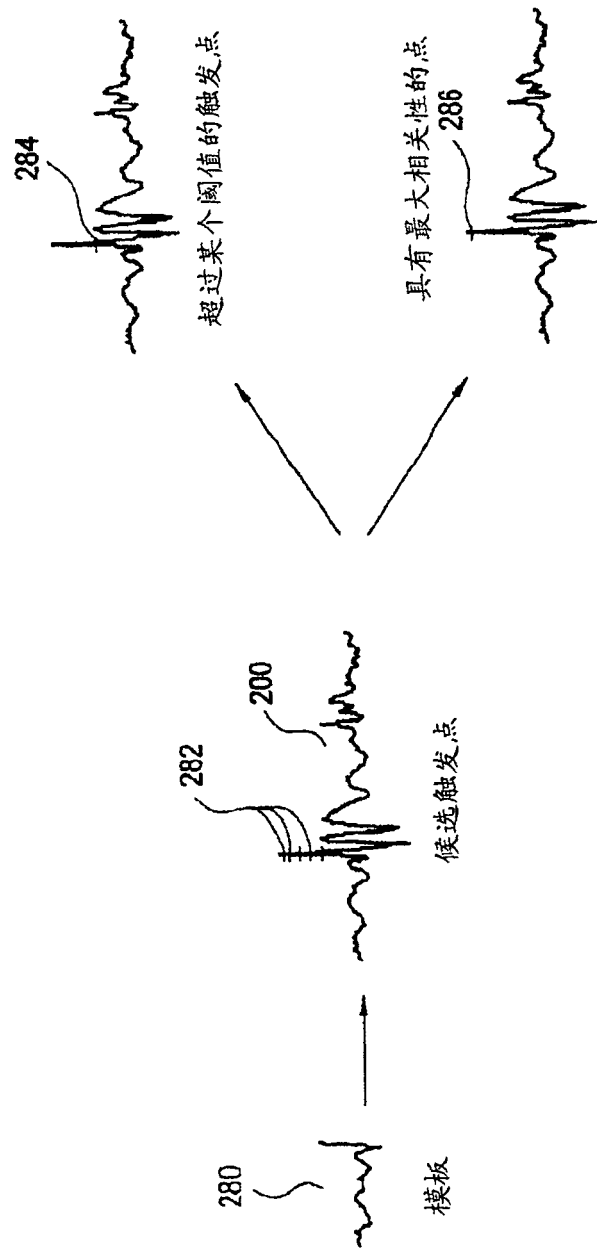


图 10

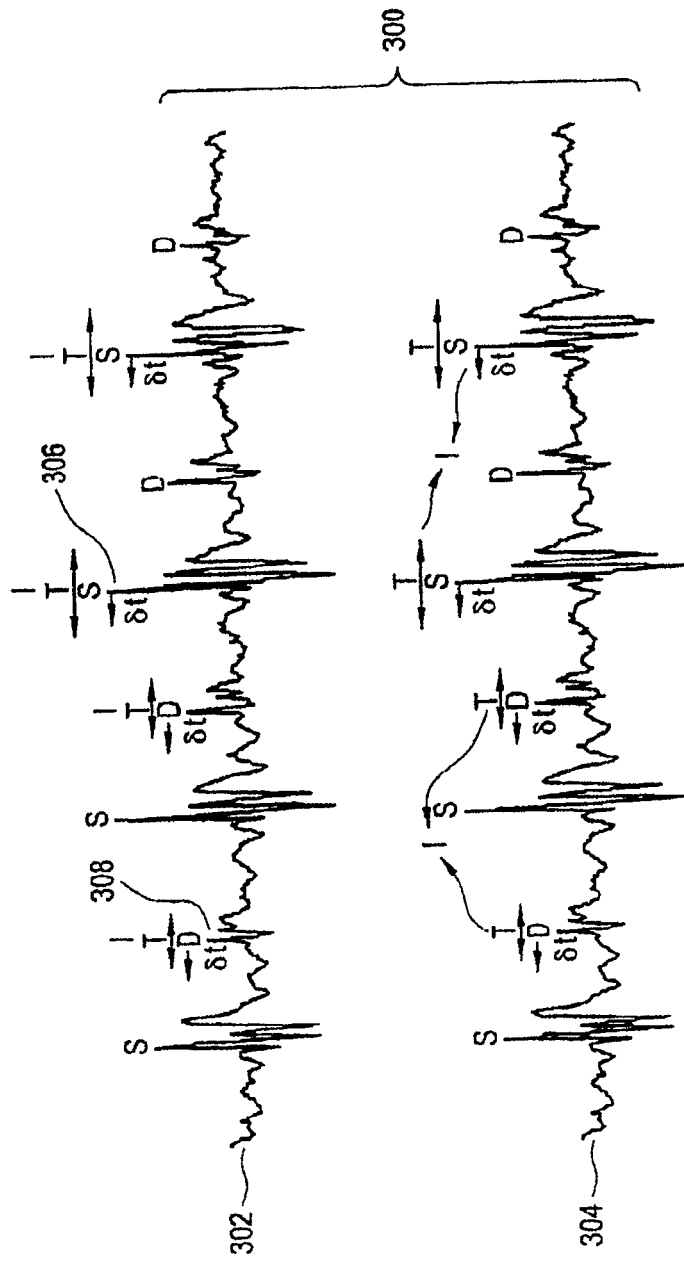


图 11

专利名称(译)	使用非电信号来确定任意的心脏阶段的方法和系统		
公开(公告)号	CN100518624C	公开(公告)日	2009-07-29
申请号	CN200310119583.1	申请日	2003-12-04
申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
[标]发明人	普拉赛厄沙 K 萨拉 戈帕尔B阿维纳什		
发明人	普拉赛厄沙·K·萨拉 戈帕尔·B·阿维纳什		
IPC分类号	A61B5/00 G01R33/48 A61B5/055 A61B5/11 A61B6/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B6/5217 A61B6/541 A61B5/7285 A61B8/543 A61B5/055 A61B5/7267 A61B5/721 A61B5/1107 G16H50/30		
优先权	10/065961 2002-12-04 US		
其他公开文献	CN1504164A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种在心动周期中选择最佳触发点的方法、存储介质和系统，包括：提供包括非电的心脏相关数据的输入信号；分析输入信号以检测候选特征；对候选特征进行分类以选择最佳的特征；选择最佳的触发点。一种为心脏选通而选择任意的心脏阶段的方法、存储介质和系统，包括：在信号上识别视为心脏收缩或心脏舒张阶段的开始的触发点，所述触发点存在于时间 t_1 ；指定在触发点之前并且从时间 t_0 延伸到时间 t_1 的时间 δt ，其中时间 t_0 早于时间 t_1 ；选择将在其上重建图像的时间间隔 T ，其中时间间隔 T 从时间 t_0 延伸到时间 t_2 ，其中时间 t_2 晚于时间 t_0 。

