



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101842051 B

(45) 授权公告日 2012. 02. 15

(21) 申请号 200880113876. X

(22) 申请日 2008. 10. 02

(30) 优先权数据

60/983, 807 2007. 10. 30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 04. 29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/054031 2008. 10. 02

(87) PCT申请的公布数据

W02009/056999 EN 2009. 05. 07

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 D·J·霍伊施尔 S·扎比奇

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6526117 B1, 2003. 02. 25, 全文.

US 2005/0201509 A1, 2005. 09. 15, 全文.

US 2005/0113672 A1, 2005. 05. 26, 全文.

WO 2004/006771 A1, 2004. 01. 22, 全文.

审查员 宋含

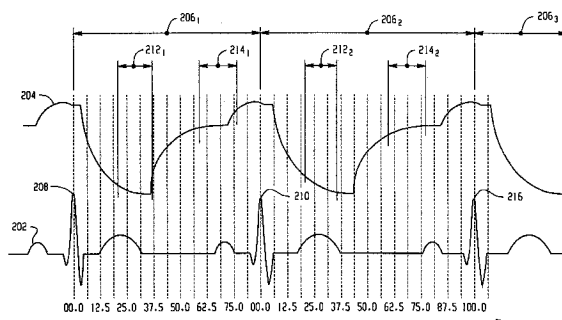
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

(54) 发明名称

计算机断层摄影中的前瞻性心脏门控

(57) 摘要

一种采集前瞻性门控心脏投影数据的计算机断层摄影扫描器 (10)。扫描控制器 (42) 引起所述扫描器 (10) 在患者的心动周期的目标心脏相位的预测位置处采集投影数据。误差确定器 (44) 确定目标相位和实际采集投影数据的相位之间的误差。根据所述误差, 在接下来的心动周期中对患者进行重新扫描。



1. 一种前瞻性心脏门控装置,包括:
心动周期特征预测器(40),其预测患者的心动周期的特征的时间位置;
扫描控制器(42),其使用所述患者的所述心动周期的所述特征的测得的时间位置以及所预测的时间位置来引起计算机断层摄影扫描器采集第一前瞻性门控投影数据,所述第一前瞻性门控投影数据足够对指示在所述患者的第一心动周期的预测的静止相位处的心脏的区域的图像空间数据进行重建;以及
误差识别器(44),其识别采集所述第一前瞻性门控投影数据的相位和所述静止相位之间的误差;
其中,根据所识别的误差,所述扫描控制器引起所述计算机断层摄影扫描器采集在所述第一心动周期之后的所述患者的第二心动周期的预测的静止相位处的第二前瞻性门控投影数据。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一前瞻性门控投影数据包括在重建所述图像空间数据所必需的角度范围上采集的投影数据。
3. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述扫描控制器(42)引起所述计算机断层摄影扫描器在定点扫描中采集所述第一前瞻性门控投影数据。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第二心动周期紧随在所述第一心动周期之后。
5. 根据权利要求1所述的装置,包括根据所述患者的脉率选择目标心脏相位的的心脏相位选择器(36),其中,所述第一心动周期的所预测的静止相位为所述目标心脏相位的预测的时间位置。
6. 根据权利要求5所述的装置,其中,如果所述脉率高于第一值,则所述心脏相位选择器选择收缩期中的目标心脏相位;并且如果所述脉率低于所述第一值,则所述心脏相位选择器选择舒张期中的目标心脏相位。
7. 根据权利要求1所述的装置,包括选择目标心脏相位的的心脏相位选择器(36),其中,所述第一心动周期的所预测的静止相位为所述目标心脏相位的预测的时间位置,并且其中,如果所述目标心脏相位在舒张期中,则所述第二心动周期紧随在所述第一心动周期之后;而如果所述目标心脏相位在收缩期中,则所述第二心动周期不是紧随所述第一心动周期之后。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中,使用包括检查所述患者的多个心动周期以识别其中存在的模式并且识别所述模式的可能重复的技术来确定所述特征的所预测位置。
9. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述技术包括识别零交叉值或局部最小偏差。
10. 一种前瞻性心脏门控方法,包括:
预测患者的第一心动周期中的目标心脏相位的时间位置;
引起计算机断层摄影扫描器采集在所述目标心脏相位的所预测的时间位置处的门控投影数据;
确定采集所述门控投影数据的相位和所述目标心脏相位的实际时间位置之间的误差;
根据所确定的误差,针对第二心动周期重复所述预测和引起步骤。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,预测包括使用匹配技术来识别紧接在所述第

一心动周期之前的第三心动周期和在所述第三心动周期之前的第四心动周期之间的匹配。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,包括:如果未识别到匹配的心动周期,使用第二不同技术来预测所述第一心动周期的时期。

13. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,根据所确定的误差,针对所述第二心动周期重复所述预测和引起的步骤包括不重复所述引起的步骤。

14. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,所述引起包括引起所述计算机断层摄影扫描器采集在一角度范围上的锥形束投影数据,所述角度范围被限制在重建所述患者的心脏所需要的投影角度的范围。

15. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,所述引起包括引起所述计算机断层摄影扫描器执行轴线扫描。

计算机断层摄影中的前瞻性心脏门控

[0001] 本申请涉及心脏计算机断层摄影。

[0002] 计算机断层摄影 (CT) 作为医学成像模态获得了广泛的认可。然而,一个挑战在于对运动对象的成像。例如,在心脏 CT 中,跳动的心脏的运动可以引起重建图像中的运动伪影。

[0003] 已经使用了回顾性门控技术和心脏门控技术两者执行心脏 CT。在回顾性门控中,已经使用在单个低螺距螺旋扫描过程中采集的数据来生成表示对象的图像。见 Grass 等人的 Helical cardiac cone beam reconstruction using retrospective ECG Gating, Phys. Med. Biol. 48 3069-3084(2003)。多个前瞻性门控轴向扫描也已经被用于涵盖必要的解剖结构。见 Hsieh 等人的 Step-and-shoot data acquisition and reconstruction for cardiac x-ray computed tomography, Medical Physics 33(11):4236-4248(2006)。然而,对于相当数量的患者,必须要扫描多个心脏跳动导致图像质量降低。因此,将来的趋势将会是使用允许在单个心脏跳动中扫描整个心脏的大面积探测器。见 Luhta 等人的 A new 2D-tiled detector for multislice CT, Proceedings of SPIE Vol. 6142(2006)。

[0004] 这些扫描将会更快,具有较少的运动伪影,以及较低的剂量,但是将需要前瞻性 ECG 门控以捕获心动周期的期望相位。在诸如 CT 血管造影术 (CTA) 的应用中,期望的相位通常是具有尽可能少的心脏运动的相位。对于低的心率,这一静止相位在心脏舒张相位期间发生,而对于高的心率,静止相位在心脏收缩相位期间发生。见 Husmann 等人的 Coronary Artery Motion and Cardiac Phases: Dependency on Heart Rate-Implications for CT Image Reconstruction, Radiology: Vol. 245: Number 2(2007)。

[0005] 然而,门控精度受到若干因素的影响。一个因素为心动周期(例如,R波)检测算法的可靠性。另一个因素为相继心跳之间的心脏运动的可重复性。而第三个因素在于患者心动周期的可预测性。

[0006] 本发明的各方面解决了这些问题,以及其他问题。

[0007] 根据第一方面,装置包括:心动周期特征预测器,其对患者的心动周期的特征的时间位置进行预测;扫描控制器,其使用患者心动周期的特征的测得的时间位置以及所预测的时间位置引起计算机断层摄影扫描器采集第一前瞻性门控投影数据,所述第一前瞻性门控投影数据足够对指示在患者的第一心动周期的预测的静止相位处的心脏的区域的图像空间数据进行重建;误差识别器,其识别采集投影数据的相位和静止相位之间的误差。根据所识别的误差,扫描控制器引起扫描器在第一心动周期之后的患者的第二心动周期的预定静止相位处采集第二前瞻性门控投影数据。

[0008] 根据另一方面,前瞻性心脏门控方法包括预测患者的第一心动周期中的目标心脏相位的时间位置,引起计算机断层摄影扫描器在目标相位的所预测的时间位置处采集门控投影数据,确定采集门控投影数据的相位和目标相位的实际时间位置之间的误差,并且根据所确定的误差针对第二心动周期重复预测和引起的步骤。

[0009] 根据另一方面,装置包括:计算机断层摄影扫描器;用于预测患者心动周期中感兴趣的特征的时间位置的器件;用于引起计算机断层摄影扫描器采集第一门控投影数据的

器件,所述第一门控投影数据包括足够重建指示在目标心脏相位的预测的时间位置处的患者的心脏区域的图像空间数据的投影数据;以及用于确定采集第一门控投影数据的相位和目标相位之间的误差并且根据所确定的误差重新扫描患者以在第二心动周期期间采集第二投影数据的器件。

[0010] 本领域技术人员在阅读并理解附图及说明书之后将能够理解本发明的其他方面。

[0011] 本发明将以示例的形式示出而不局限于附图的图示,其中,相似的附图标记表示相似的元件,并且其中:

[0012] 图 1 描述 CT 扫描器;

[0013] 图 2 描述心动周期;

[0014] 图 3 描述心动周期。

[0015] 参照图 1,CT 扫描器 10 包括围绕检查区域 14 旋转的旋转扫描架 18。旋转扫描架 18 支持诸如 x 射线管的 x 射线源 12。扫描架 18 还支持 x 射线敏感的探测器 20,其对向检测区域 14 的对侧的弧度。由 x 射线源 12 产生的 x 射线横穿检查区域 14,并且由探测器 20 探测到。因此,扫描器 10 生成指示沿通过置于检查区域 14 内的对象的多个投影或射线的辐射衰减的扫描数据。

[0016] 诸如躺椅的支架 16 支持检查区域 14 中的患者或其他对象。支架 16 优选地在纵向或 z 方向可移动。

[0017] 探测器 20 包括设置在横向和纵向延伸的弓形阵列中的多个探测器元件 100。在大面积探测器的情况下,探测器的纵向范围可以为人心脏的纵向维度的显著性部分。根据扫描器 10 和探测器 20 的配置,x 射线源 12 生成通常为扇形、楔形或锥形射线束,所述射线束在探测器 20 的覆盖范围内大致同延。

[0018] 预见到有各种扫描轨迹。在螺旋扫描中,患者和 x 射线源 12 的相对运动是协调的,从而,x 射线源 12 和探测器 20 横穿通常相对于患者为螺旋形的路径。在环形扫描或轴向扫描中,x 射线源 12、支架 16 和扫描架 18 的相对轴向位置仍然保持固定,从而 x 射线源 12 和探测器 20 横穿通常为环形的路径。注意到优选地选择扫描轨道以采集足够数据来在单个心动周期期间执行心脏区域的每个体素的 180 度重建或其他重建。

[0019] 在定点 (fly-by) 扫描中,x 射线源 12 生成锥形束。在起始阶段,x 射线源在旋转的同时保持在感兴趣区域外的纵向位置处,而不发射 x 射线。在斜升阶段,随着源 12 在心脏的方向移动,x 射线源 12 的纵向速度进行加速或斜升到适合的扫描速度。在达到 x 射线束将横穿心脏的感兴趣区域的第一纵向端的第一纵向位置时,系统进入扫描阶段。在采样期间发射 x 射线,在所述采样期间中,在单个心动周期中获得用于针对感兴趣区域中的每个体素进行 180 度重建的完整采样。在到达感兴趣区域的第二纵向端时,x 射线被关闭。使 x 射线源的纵向速度斜降,并且随着 x 射线源 12 继续旋转,x 射线源相对于患者的纵向位置保持基本固定。可以根据需要重复额外的定点扫描,而纵向运动的方向在一个扫描到另一个扫描之间变化。在 2006 年 9 月 29 日提交的题为 Fly-By Scanning 的共有美国专利申请 No. 60/827, 449 中也描述了包括其中具有适当变化的定点扫描,将所述应用以整体引用的方式合并入本文。

[0020] 在这点上,应该注意通常选择扫描轨迹和角采样范围以采集足够的用来重建单个心跳的过程中的心脏的感兴趣区域。为了将施加于患者的剂量最小化,理想地选择持续

时间和角采样范围,从而所采集的数据是重建感兴趣区域所必须的。所采集的数据因此应该包括最少的或无“多余”的、说明了诸如那些由相对于预测的心跳的患者心跳中的不规则性引起的采样相位误差的数据。

[0021] 优选地位于旋转扫描架 18 上或其附近的数据测量系统 23 接收从多个探测器元件 100 产生的信号并提供必须的模数转换、多路复用、接口、数据通信以及类似功能。重建器 22 重建由数据采集系统 23 采集的投影数据以生成指示患者的内部解剖学的体积空间数据或图像空间数据 24。

[0022] 通用计算机作为操作者控制台 91。控制台 91 包括诸如监测器或显示器的人可读输出设备以及诸如键盘和鼠标的输入设备。置于控制台上的软件允许操作者通过以下方式控制扫描器的操作:建立期望扫描协议、起始并终止扫描、观看并以其他方式操纵图像控件数据 24、以及以其他方式与扫描器交互。

[0023] 还如所示出的,系统包括诸如产生指示患者心动周期的心脏数据 32 的心电图 (ECG) 的心脏监测器 30。诸如 R 波检测器的心动周期检测器 38 对心脏数据 32 进行处理以识别 R 波或其他感兴趣特征,所述 R 波或其他感兴趣特征用作识别心动周期中的开始或以其他方式作为心动周期中的参考点。

[0024] 脉率确定器 34 使用心脏数据 32 产生指示患者的脉率的输出。

[0025] 心脏相位选择器 36 使用脉率信息选择用于扫描的目标心脏相位(即:选择应该在其处采集投影数据的心脏相位)。在一个实现方式中,心脏相位选择器 36 将脉率与阈值进行比较,所述阈值的适当的值为大约每分钟八十次(80BPM)。如果脉率低于该阈值,扫描应该通常在收缩期期间被执行;如果高于该阈值,扫描应该通常在舒张期期间被执行。在收缩期的情况下,目标相位的适当值在相对于 R 波百分之三十(30%)(即:相角为大约 108°) 附近;在收缩期的情况下,目标相位的适当值在百分之七十(70%) 附近。

[0026] 心动周期特征预测器 40 使用所探测到的特征预测患者心动周期中的感兴趣特征的时间位置。再次对于 R 波的示例,可以参照 R 波的所预测的时间位置进行预测。在下面的进一步细节中将对适当的预测技术进行描述。如将理解的,可以使用预测的位置预测在将要到来的心动周期中目标相位的时间位置,例如,通过预测心动周期的时期(period)。

[0027] 扫描控制器 42 引起扫描器 10 在目标心脏相位的所预测的位置处扫描患者。更具体地,扫描控制器 42 使用心脏相位的所预测的时间位置以及指示探测到的感兴趣特征的信号来使扫描时间协调以采集前瞻性门控投影数据。为了本讨论的目的,将假定时间是协调的从而扫描的时间中点对应于目标心脏相位的预测的位置,尽管如此其他实现方式也是可能的。假设所预测的位置是精确的,则应该在心动周期的相对静止部分期间采集投影数据。

[0028] 然而,在一些情况中,会出现预测不准确的情况。例如,患者可能在执行扫描的心动周期期间经历心率失常、不规则心跳或其他未预测事件,因此干扰了扫描相对于患者心动周期的时间。由于该干扰易于引起在心动周期的相对较不静止部分期间采集投影数据,因此得到的图像数据将相对倾向于运动伪影。

[0029] 由此,如果在目标心脏相位和实际执行扫描的相位之间有误差的话,误差确定器 44 确定误差。如果确定投影数据在所选择的相位处采集或者在所选择的相位的期望容差内采集,则接受在该扫描期间采集的投影数据并将其提供给重建器 22 用于如由开关 45 所示

意性地指示的进行重建。

[0030] 可以考虑各种误差确定技术。在一种实现方式中,参照所预测的目标心脏相位的时间位置中的误差确定误差。再次对于心动周期检测器 38 检测 R 波的示例,标记心动周期开始和结束的 R 波之间的时间距离(即:RR 间隔),连同扫描时间数据,将被用于确定实际采集数据处的相位。之后将所选择的相位与实际相位进行比较。在另一实现方式中,参照心动周期的时期预测中的误差对误差进行确定。在另一实现方式中,参照感兴趣特征的所预测的时间位置(例如,所预测的下一 R 波的时间)中的误差对误差进行确定。

[0031] 如果误差大于期望容差,扫描控制器 42 重复预测和扫描过程用于紧随其后的心动周期或其他后续心动周期。注意到,为了限定施加到给定患者的剂量,可以对重复扫描的数量进行限制,例如,从而扫描的总数量不超过三(3)次或其他适合的最大值。在这种情况下,可以选择在扫描过程中采集的具有最小扫描相位误差的投影数据。

[0032] 现在将参照图 2 继续描述上述内容,所述图 2 提供了针对示例性心动周期 206 的 ECG 信号 202 以及左心室体积 204 根据时间变化的示意性表示。为了图示的目的,假定心动周期 206 在第一 R 波 208 的位置处开始并在第二 R 波 210 的位置处结束,并表示 80BPM 的脉率。还描述了所预测的心动周期中的相位,应该理解,分别基于测得的以及所预测的第一 R 波 208 和第二 R 波 210 的位置计算所述相位。为了本讨论的目的,将会假设,心动周期特征预测器 40 准确地预测第二 R 波 210 的位置并且准确地预测目标相位的时间位置。

[0033] 如由左心室体积曲线 204 所示出的,心动周期包括在百分之三十(30%)的相位点附近的收缩期期间的第一相对静止时期,其在本示例中将被预测为在第一 R 波之后 225 毫秒(ms)发生。心动周期还包括在百分之七十(70%)的相位点附近的舒张期期间的第二相对静止时期,其在本示例中将被预测为在第一 R 波之后 525ms 发生。在 212 描述具有 150ms 的持续时间并在所预测的 30%的相位点处执行的扫描的近似位置;在 214 描述在所预测的 70%的相位点处执行的类似扫描的位置(应该理解只有一个这样的扫描应该通常在给定心动周期中执行)。再次假定准确地预测第二 R 波 210 的位置,则扫描相位误差应该为最小。

[0034] 如将理解的,在本示例中存在一些针对扫描的时间位置中的误差的容差。如果扫描时间相对较短,容差往往增加。这可以在,例如,扫描器 10 包括大面积探测器或者具有与感兴趣区域的轴向范围相比相对大的轴向视场的其他探测器,或者感兴趣区域的横向范围相对有限的情况下发生。类似地,随着脉率降低,或者如果运动伪影的存在相对不重要,容差变得增加。在本示例中,大约 50ms 附近的容差是合适的。可替代地,可以将容差作为心脏相位的部分或百分数进行表示。因此,如果确定扫描在预期容差内执行,则可以接受扫描数据。

[0035] 在图 3 中示出了心动周期的不规律性引起预测误差的示例情况。曲线 202 表示 ECG 信号而曲线 204 表示针对第一心动周期 206_1 和第二心动周期 206_2 的左心室体积。在所示出的示例中,第二 R 波 210 比预测的早出现。因此,第一心动周期 206_1 比所希望的要相对较短。结果,在心脏为非静止的时间期间的这一示例中(再一次认为在给定心动周期中通常仅执行单个扫描 212、214),将比目标相位相对较晚地执行扫描 212_1 、 214_1 。这样的相位误差将通常由误差识别器 44 例如基于所测得的第一 R 波 208 和第二 R 波 210 的时间位置而发现。

[0036] 假定误差在期望容差之外,将不接受来自在第一心动周期 206_1 期间进行的扫描 212_1 、 214_1 的数据,并且将重复预测过程,并且在紧随其后的心动周期 206_2 中对患者进行重新扫描。这样的扫描通常在 212_2 、 214_2 指示。如果精确地预测第三 R 波 316 的时间位置,则扫描相位误差将为最小,由此导致接受在重新扫描过程中所采集到的投影数据。如果不是这样,可能根据需要重复预测和重新扫描过程。

[0037] 在这方面,应该注意重新扫描不需要在紧随其后的心动周期 206_2 中执行,而是应该在诸如心动周期 206_3 的更后续的心动周期中执行。这样的实现方式在以下情况下特别有吸引力:目标心脏相位发生在收缩期,并且不可能重定位扫描器 10 以在第二 R 波 210 和所选择的心脏相位之间的时间段中进行重新扫描。这样的情况在扫描(或重新扫描)为定点扫描时特别容易发生。注意到来自(一个或多个)介入心动周期的信息可以用于在其中执行重新扫描的心动周期的相位预测。

[0038] 下面将描述各种预测技术。

[0039] 根据第一已知技术,紧接在用于预测位置的特征之前的心动周期的 n (例如,其中, $n = 4$) 个感兴趣特征之间的所测得的时间间隔的中间值用于预测特征的时间位置。再次对于 R 波示例,将预期下一心动周期具有等于 $n-1$ (例如, 3) 个先前心动周期的 RR 间隔的中间值的时期。

[0040] 第二技术类似于第一技术,但是采用阈值。在一个示例中,具有落在阈值外的时期的这些(一个或多个)时期可以被忽略。例如,那些具有与其邻居的时期显著不同的时期的(一个或多个)心动周期相对很可能是异常的。在另一示例中,如果最新的心动周期的时期落在中间值的阈值之内,那么,最新的心动周期的时期用于预测特征的时间位置。如果不是,那么,使用中间值。

[0041] 除了使用平均值而非中间值,第三已知技术类似于第一技术。

[0042] 根据第四技术,可以使用对于 n (例如, $n = 5$) 个先前感兴趣特征之间的间隔的最小二乘线性拟合来预测特征的位置。这样的技术趋向于考虑诸如脉率的增加或减少的趋势。注意到也可以使用较高阶数的拟合技术。

[0043] 根据第五技术,可以将第四技术修改为包括阈值。更具体地,将用于最新周期的线性拟合的位置与用于最新周期的确切信息进行比较。如果线性拟合落在阈值之外,那么,使用最新 n 个周期的中间值。一个适合的阈值大约为 100ms 。

[0044] 第六技术采用模式匹配以检测患者心动周期中的类似重复或模式,并且由此预测即将到来的特征的时间位置。在一个示例中,对 n 个先前的感兴趣特征(例如, $n = 5$) 进行搜索以识别诸如心率中通常增加(或降低)的脉率和/或局部峰值(或峰谷)。如果最新的心动周期与之前的周期相匹配,那么,使用来自所识别模式的周期的感兴趣特征来预测即将到来的感兴趣特征。例如,可以参照零交叉值或与值的局部最小偏差来确定匹配。如果没有找到匹配周期,则使用之前 n (例如, $n = 3$) 个周期的中间值。

[0045] 这样的技术可以被如下表示,其中, RR_N 为在其中执行扫描的心动周期的时期, N 为要为其确定的时期的周期,并且 NR 为要被评估的感兴趣特征的数量:

[0046] FOR $i = 3 \dots NR+2$

[0047] $S1 = \text{sign}(RR_{N-2} - RR_{N-1})$; $S2 = \text{sign}(RR_{N-i+1} - RR_{N-i})$

[0048] IF $S1 = S2$ AND RR_{N-1} is between RR_{N-i+1} and RR_{N-i+1}


```

[0049]          THEN  $RR_N = RR_{N-i+1}$ ;BREAK
[0050]          IF  $|RR_{N-i} - RR_{N-1}| < |RR_{N-i-1} - RR_{N-1}|$  AND  $|RR_{N-i} - RR_{N-1}| < |RR_{N-i+1} -$ 
[0051]  $RR_{N-1}|$ 
[0052]          THEN  $RR_N = RR_{N-i+1}$ ;BREAK
[0053]          OTHERWISE CONTINUE
[0054]  IF  $i = NR+2$ 
[0055]      THEN  $RR_N = \text{median}(RR_{N-i} | i = 1 \dots NR)$ 

```

[0056] 如上所述的,预测可能遭受误差。可以将两种减轻预测误差的方法进行比较。第一种方法包括在紧随确定所预测的 RR 间隔在期望范围之外之后重新扫描患者。按需要重复该过程达到 m 次扫描。根据第二种方法,对于在第一技术中给予的相同平均剂量,单个扫描扩展为尽可能地适应误差。

[0057] 结果对使用上述两种方法已经成功扫描多少百分比的患者以及各种预测算法执行得如何进行总结。考虑三组:使用舒张期相位作为目标相位点的较低心率;使用收缩期相位作为目标相位点的较高心率;以及使用收缩期和舒张期相位二者作为期望点的所有心率。

[0058] 在 245 位患者身上执行使用 64 层低螺距扫描 (Philips Brilliance 64) 的心脏螺旋 CT,所述患者的 ECG 波形用于检测 R 波的对应位置(被称为 R 标签)。使用这些 R 标签,可以对不同预测算法进行比较,包括:

- [0059] 1) 先前 n 个 R 标签的中间值,
- [0060] 2) 先前 n 个 R 标签的中间值或如果在阈值内的最后的 R 标签,
- [0061] 3) 先前 n 个 R 标签的平均值,
- [0062] 4) 先前 n 个 R 标签的最小二乘 (LS) 线性拟合,
- [0063] 5) 根据阈值的先前 n 个 R 标签的 LS 线性拟合或中间值,
- [0064] 6) 在与最后的 R 标签最近值之后的 R 标签值,

[0065] 30%和 70%的相位点指出对于每位患者的 5 个连续心跳所预测的总共为 1225 个所预测的心跳的位置。在针对将期望相位点预测为在 50 毫秒的容差之内的患者的百分数方面对上述描述的两个扫描方法进行比较。对于重新扫描方法 1,使用 3 个或 4 个扫描的最大值 m 对结果进行比较。针对上述算法使用的先前 R 标签的数量 n 从 1 到 5 进行变化。将这些结果分为下面三组:

- [0066] 1) 低于 80BPM 的心率以及 70%的目标相位点。
- [0067] 2) 高于 80BPM 的心率以及 30%的目标相位点。
- [0068] 3) 对于所有患者的 30%和 70%的目标相位点。

[0069] 首先,88%的患者(总共为 215 人,所有人都由一些程度的贝塔受体阻滞)的心率低于 80BPM。心率范围从 38BPM 开始且总平均心率为 65BPM。对于 88%的心率低于 80BPM 的患者,下面的表格示出了使用各种算法以及扫描方法 1 对其相位点进行成功预测的患者百分比:

[0070]

算法	#1	#2	#3	#4	#5	#6
% 患者	94	92	92	93	93	97
	$n = 3$	$n = 3$	$n = 3$	$n = 5$	$n = 5$	$n = 5$
给出最好 结果		16% 阈值			100 ms 阈值	
平均扫描						
$m = 3$ 最大	1.29	1.25	1.31	1.31	1.3	1.25

[0071] 预测器的相关性能对于所有组和扫描模式来说是相同的,并且算法 6 执行最佳输出。

[0072] 针对低于 80BPM 的心率的扫描的两种方法的相关性能如下(使用 70% 的相位点以及 #1 预测器算法):

[0073]

扫描方法	#1	#2
% 患者 ($n = 3$)	94	88
平均扫描 ($m = 3$ 最大)	1.29	
对应旋转		0.9

[0074] 针对高于 80BPM 的心率的扫描的两种方法的相关性能如下(使用 30% 的相位点以及 #1 预测器算法):

[0075]

扫描方法	#1	#2
% 患者 ($n = 3$)	97	93
平均扫描 ($m = 3$ 最大)	1.19	
对应旋转		0.8

[0076] 最后,(针对所有心率的)使用 30% 和 70% 的相位点两者的两种扫描方法的相关性能如下(将 #1 算法用作预测器):

[0077]

扫描方法	#1	#2
% 患者 ($n = 3$)	94	88
平均扫描 ($m = 3$ 最大)	1.28	
对应旋转		0.9

[0078] 通常,比较地执行所有预测器算法,并且算法 6 在所有算法中表现最佳。或许最令人惊奇地,最佳扫描方法是必要时对患者进行重新扫描,而与延伸单个扫描相反。

[0079] 结合优选实施例已经对本发明进行了描述。其他人在阅读并理解上述详细说明书之后可以想到修改和变化。本发明旨在被构造为包括所有这些修改和变化,只要这些修改和变化包括在所附权利要求及其等价物的范围内。

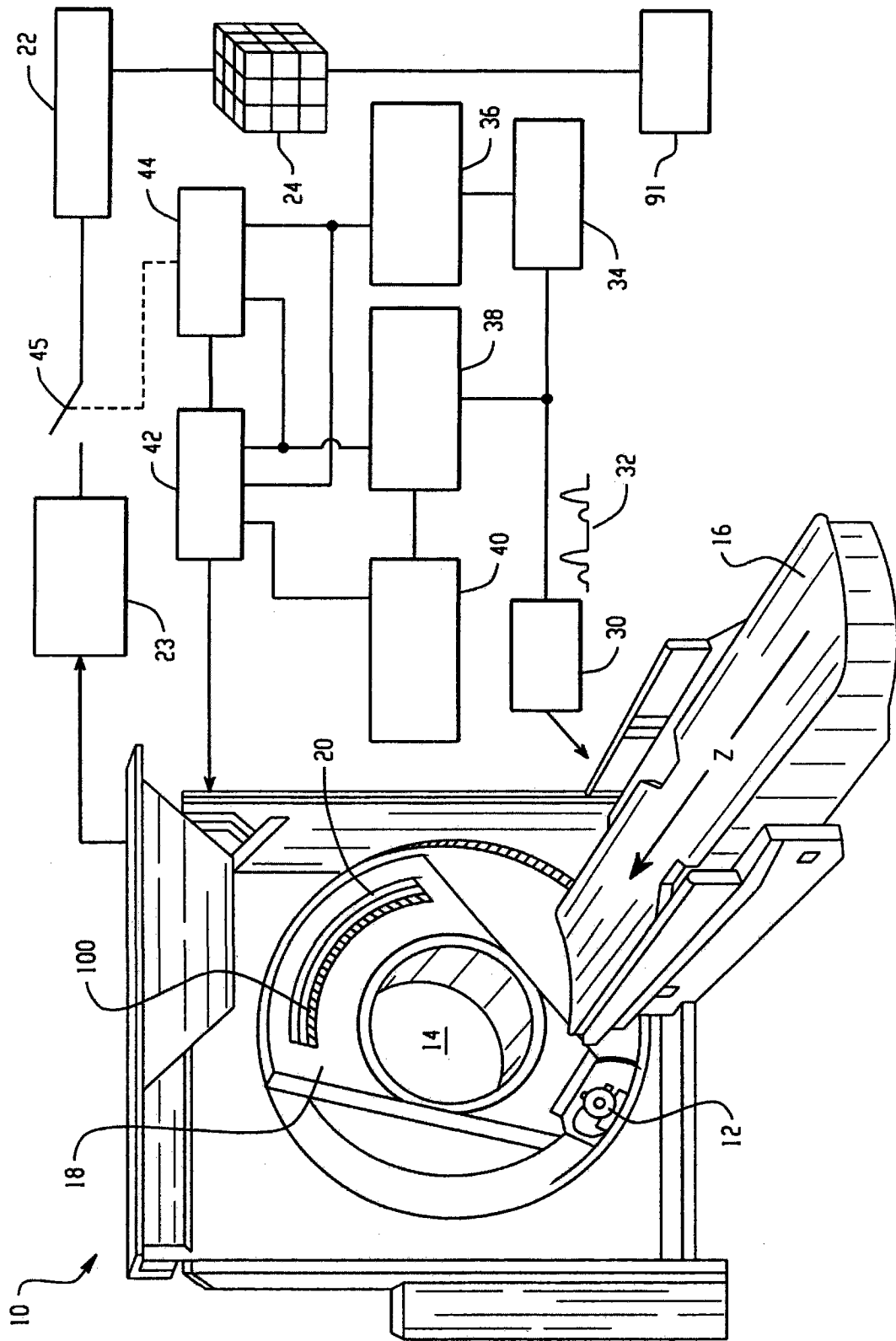


图 1

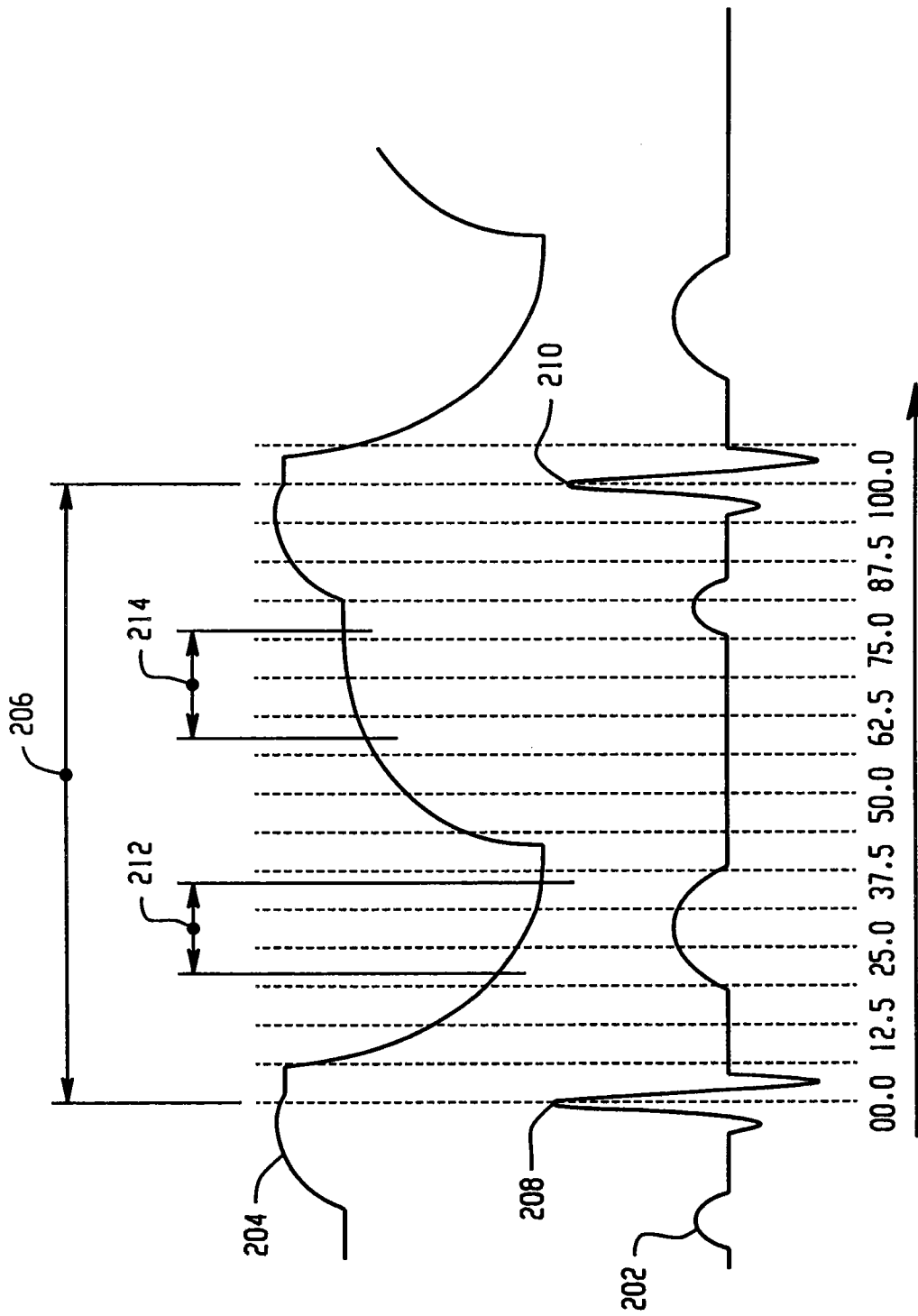


图 2

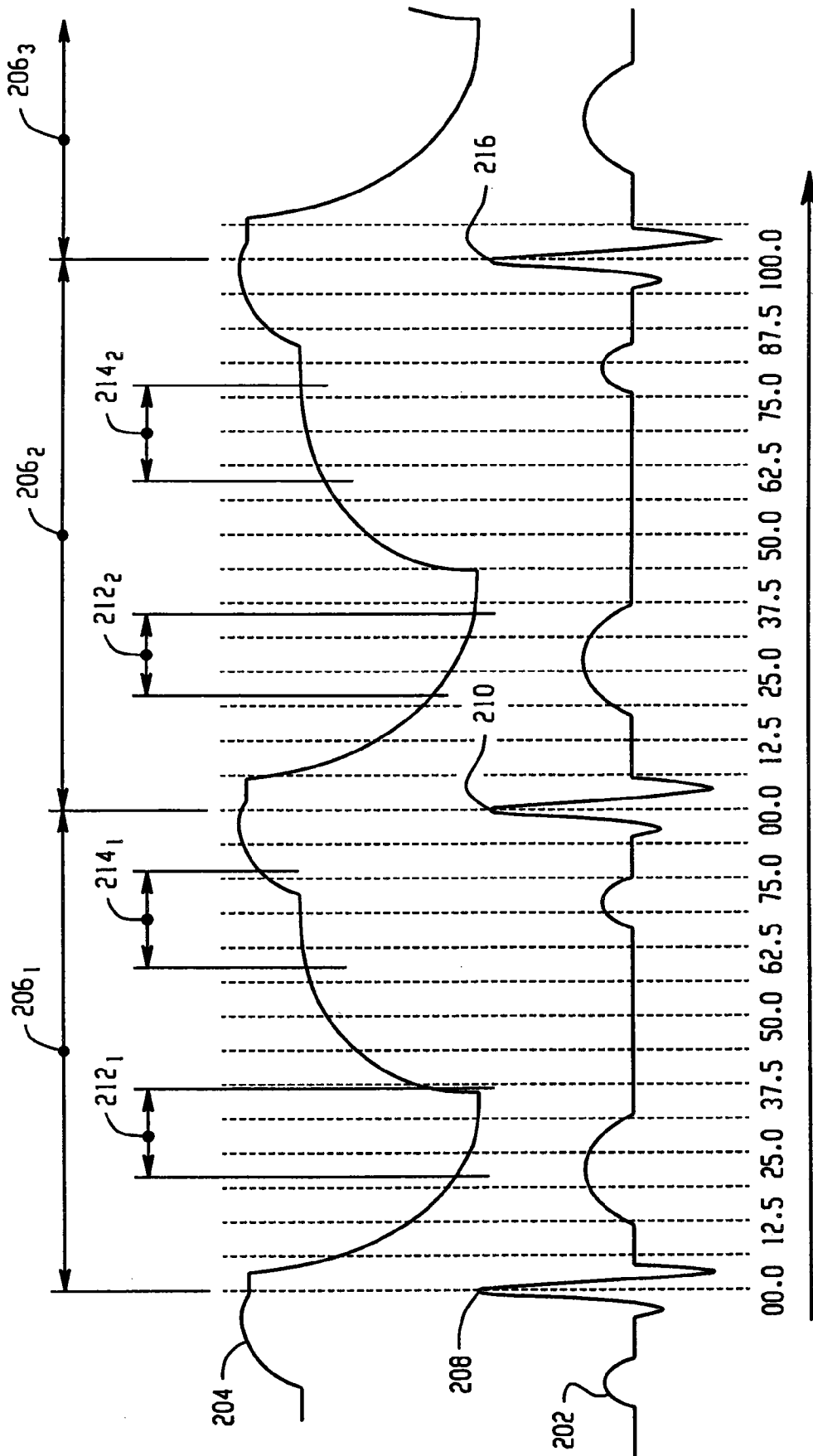


图 3