



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101454804 B

(45) 授权公告日 2013. 05. 01

(21) 申请号 200780019175. 5

(22) 申请日 2007. 05. 09

(30) 优先权数据

60/803, 260 2006. 05. 26 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 11. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/068539 2007. 05. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02007/140094 EN 2007. 12. 06

(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 G·谢克特 A·格林高斯 Y·巴尔

G·拉维

(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

(51) Int. Cl.

G06T 11/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 6370217 B1, 2002. 04. 09,

US 6370217 B1, 2002. 04. 09,

US 2004/0131140 A1, 2004. 07. 08,

US 6426990 B1, 2002. 07. 30,

US 2003/0002616 A1, 2003. 01. 02,

US 6556697 B1, 2003. 04. 29,

审查员 李娜

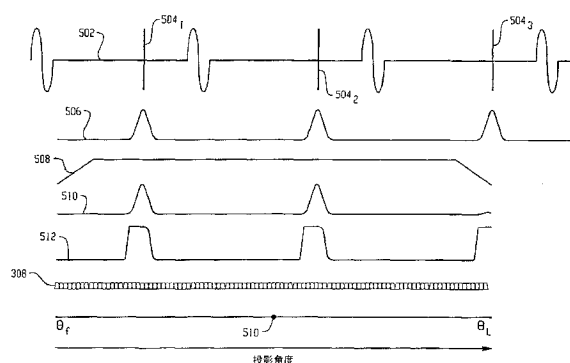
权利要求书3页 说明书7页 附图8页

(54) 发明名称

动态计算机断层摄影成像

(57) 摘要

将在周期性运动对象的断层摄影检查期间所采集的投影数据 (302) 用于重建多个图像层 (308)。将所述图像层 (308) 合并以生成处于预期运动相位的图像数据。为了生成用于合并所述图像层的加权函数, 在预期相位处生成参考加权函数 (512)。对所述图像层 (308) 进行加权以逼近第一加权函数 (312)。有利地选择图像层的数量和感兴趣子区域的大小以使各个图像层能够存储在计算机的相对高速存储器部分。



1. 一种断层摄影方法,包括:

利用在周期性运动对象的断层摄影检查期间所采集的投影数据(302)来重建多个图像层(308),其中,所述图像层由投影数据段(306)生成,所述投影数据段(306)的角度范围小于提供完整断层摄影数据集所需的角范围;

合并所述图像层以生成指示处于任意第一运动相位的所述对象的第一图像数据;

显示指示所述第一图像数据的人类可读图像;

从人类用户接收指示任意第二运动相位的输入;

合并所述图像层以生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的第二图像数据;

生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的人类可读图像,

其中,以第一角位移将所述图像层移位,并且以小于所述第一角位移的角距离将所述第一运动相位和所述第二运动相位分离。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,所述合并包括合并由具有接近 π 的总角长度的投影数据所生成的图像层。

3. 如权利要求1所述的方法,其中,所述对象是搏动的心脏。

4. 如权利要求1所述的方法,包括:

生成与所述第一运动相位相对应的第一参考加权函数(512);

对所述图像层进行加权,从而使得施加到所述图像层的所述加权逼近所述第一参考加权函数。

5. 如权利要求4所述的方法,其中,生成所述第一参考加权函数包括:

生成在时间上变化的加权函数;

生成照明窗。

6. 如权利要求4所述的方法,包括计算图像层的权重,所述权重使得针对图像体积内多个区域中的每个的依赖于投影的权重分布曲线和所述第一参考加权函数之间的差异最小化。

7. 如权利要求1所述的方法,包括:

重建所述投影数据以生成感兴趣区域的第三图像数据;

在所述第三图像数据中选择感兴趣子区域;

其中,所述图像层对应于所述感兴趣子区域。

8. 如权利要求1所述的方法,其中,在所述对象运动的多个周期处建立所述第一运动相位,并且包括:

在所述多个周期中的至少一个周期内独立地调节相点(504₁);

合并所述图像层以生成指示所述对象的第四图像数据。

9. 一种断层摄影装置,包括:

用于利用在周期性运动对象的断层摄影检查期间所采集的投影数据(302)来重建多个图像层(308)的设备,其中,所述图像层由投影数据段(306)生成,所述投影数据段的角度范围小于提供完整断层摄影数据集所需的角范围;

用于合并所述图像层以生成指示处于任意第一运动相位的所述对象的第一图像数据的设备;

用于显示指示所述第一图像数据的人类可读图像的设备;

用于从人类用户接收指示任意第二运动相位的输入的设备；

用于合并所述图像层以生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的第二图像数据的设备；

用于生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的人类可读图像的设备，

其中，以第一角位移将所述图像层移位，并且以小于所述第一角位移的角距离将所述第一运动相位和所述第二运动相位分离。

10. 一种断层摄影方法，包括：

利用在周期性运动对象的 CT 检查期间所采集的投影数据 (302) 来重建多个图像层 (308)，其中，所述图像层由多个在角度上移位的投影数据段 (306) 生成；

根据第一加权函数合并所述图像层以生成指示处于第一运动相位的所述对象的第一图像数据；

显示指示所述第一图像数据的人类可读图像；

根据第二加权函数合并所述图像层以生成指示处于第二运动相位的所述对象的第二图像数据；

生成指示处于第二运动相位的所述对象的人类可读图像；

其中，以第一角位移将所述图像层移位，并且其中，以小于所述第一角位移的角距离将所述第一运动相位和所述第二运动相位分离。

11. 如权利要求 10 所述的方法，包括：

生成所述第一运动相位的心脏加权函数 (506)；

生成照明加权函数 (508)；

合并所述心脏加权函数和照明加权函数以生成合并的加权函数 (510)；

将所合并的加权函数归一化以生成所述第一加权函数 (512)。

12. 如权利要求 10 所述的方法，其中，所述第一加权函数对所述图像层进行加权，从而使得图像区域中多个区域的依赖于所述投影的权重分布曲线逼近所述第一加权函数的分布曲线。

13. 如权利要求 12 所述的方法，其中，所述区域是体素。

14. 如权利要求 12 所述的方法，其中，所述投影数据是沿螺旋路径采集的 x 射线 CT 数据，并且包括将沿所述螺旋路径的每个旋转期间采集的所述投影数据分成多个投影段。

15. 如权利要求 10 所述的方法，包括：

重建所述投影数据以生成指示所述对象的感兴趣区域的图像数据；

以人类可读的形式显示所述图像数据；

从人类用户接收指示所述对象的感兴趣子区域的输入；

其中，在时间上与接收输入相平行地执行利用投影数据来重建多个图像层。

16. 一种断层摄影方法，包括：

利用在周期性运动对象的断层摄影检查期间所采集的投影数据 (302) 来生成多个图像层 (308)；

生成在角度上变化的第一参考加权函数 (512)；

对所述图像层进行加权，从而使得施加到所述图像层的所述加权逼近所述第一参考加权函数；

合并所加权的图像层以生成指示所述对象的第一体积数据；

生成指示所述第一体积数据的人类可读图像；

生成在角度上变化的第二参考加权函数；

对所述图像层进行加权，从而使得施加到所述图像层的所述加权逼近所述第二参考加权函数；

合并所加权的图像层以生成指示所述对象的第二体积数据，

其中，所述第一参考函数对应于所述周期性运动的第一相位，所述第二参考函数对应于所述周期性运动的第二相位，

其中，以第一角位移将所述图像层移位，并且以小于所述第一角位移的角距离将所述第一相位和所述第二相位分离。

17. 如权利要求 16 所述的方法，其中，所述对象是搏动的心脏，并且所述相位是心脏相位。

18. 如权利要求 16 所述的方法，其中，所述合并包括合并具有接近 π 的总角长度的图像层。

19. 如权利要求 16 所述的方法，其中，生成所述第一参考加权函数包括：

生成时间加权函数；

生成针对图像体积内多个区域中的每个的照明窗。

20. 如权利要求 16 所述的方法，包括：

计算图像层权重，所述权重使得针对图像体积内多个区域的依赖于投影的权重分布曲线和所述第一参考加权函数之间的差异最小化；

其中，对所述图像层进行加权从而使得施加到所述图像层的所述加权分别逼近所述第一参考加权函数包括根据所计算出的权重对所述图像层进行加权。

21. 如权利要求 20 所述的方法，包括利用非迭代闭合公式来计算所述图像层的权重。

22. 如权利要求 19 所述的方法，其中，所述区域是体素。

23. 如权利要求 16 所述的方法，包括：

重建所述投影数据以生成感兴趣区域的第三体积数据；

在所述第三体积数据中选择感兴趣子区域；

其中，所述图像层对应于所述感兴趣子区域。

动态计算机断层摄影成像

[0001] 本发明涉及计算机断层摄影 (CT) 成像。其在期望改进运动结构的可视化的心脏和其他应用中具有用途。

[0002] 在 CT 技术上的新近进展,比如增加的扫描架旋转速度和多层扫描仪的引入及接受,为 CT 成像开辟了新的应用。一种所述应用是心脏成像的应用,更具体来说是冠状动脉的可视化的应用。

[0003] 心脏成像的一个具有挑战性的具体方面是获得具有使搏动心脏有效可视化所需的时间分辨率的体积数据。参见例如 Blobel 等人 2004 年的“Optimization of Temporal and Spatial Resolution for Cardiac CT Diagnostics”和 Shoepf 等人 2004 年在 Radiology 2004 :232 :18-32 上的“CT of Coronary Artery Disease”。

[0004] 用于执行门控心脏重建的一种技术是扩展的心脏重建 (ECR) 方法。参见 Grass 等人在 Phys. Med. Biol. 48(2003)3069-3084 上的“Helical Cardiac Cone Beam Reconstruction Using Retrospective ECG Gating”。该 ECR 方法是基于 3D 滤波反投影的近似螺旋锥束重建方法。在此框架中,回顾性心脏门控方案将时间信息限制在某个感兴趣的运动状态。应用低螺距螺旋重建模式实现数据的冗余。

[0005] 更具体地,ECR 技术基于用于螺旋锥束重建的楔形方法 (wedge method),其在对锥束数据余弦加权、滤波和 3D 反投影之前将扇束应用于平行束重排。除了在重建几何结构中固有的几何加权因子外,ECR 方法还包括基于照明窗的加权函数,这是采集几何结构的结果。该方法还包括用于确定在时域内的投影数据部分的心脏加权函数,所述时域用于针对预期心脏相位重建图像体积图像。在反投影之前,利用归一化方法,针对体积内的每个体素将照明加权函数和心脏加权函数合并。

[0006] 尽管是有效的心脏重建技术,ECR 方法需要对于每个要可视化的心脏相位的新的反投影。由于反投影步骤在计算上费时,在预期多个心脏相位的体积数据的相对快速、交互式可视化的情况下,ECR 方法并不是很好地适于应用。

[0007] 在另一技术中,将采集数据流细分成数据段,该数据段的角度范围小于形成完整断层摄影数据集所需的角度范围。依次重建所述数据段以形成段图像流。然后将时间重排应用于图像数据,然后将图像数据相加以便形成体积数据。参见 Bruder 等人 2005 年在 Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine 上的“Dynamic Cardiac CT Imaging Using Detectors with Large Cone Angle”。

[0008] 尽管该方法避免了对每个用户所选择的心脏相位重新计算图像体积的需要,但只能在离散的时间网格 (time grid) 内调整心脏相位,所述时间格是图像段的角度范围的函数。而且,将所述段图像相加以获得心脏处于重新选择的相位时的完整体积图像需要对计算机硬盘进行大量写操作。因此,该技术不允许对任意心脏相位的体积数据的快速、交互式可视化。

[0009] 本发明的各方面解决了这些问题以及其他问题。

[0010] 根据本发明的第一方面,一种断层摄影方法包括:

[0011] 利用在周期性运动对象的断层摄影检查期间所采集的投影数据来重建多个图像

层,其中,所述图像层由投影数据段生成,所述投影数据段的角度范围小于提供完整断层摄影数据集所需的角范围;

[0012] 合并所述图像层以生成指示处于任意第一运动相位的所述对象的第一图像数据;

[0013] 显示指示所述第一图像数据的人类可读图像;

[0014] 从人类用户接收指示任意第二运动相位的输入;

[0015] 合并所述图像层以生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的第二图像数据;

[0016] 生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的人类可读图像,

[0017] 其中,以第一角位移将所述图像层移位,并且以小于所述第一角位移的角距离将所述第一运动相位和所述第二运动相位分离。

[0018] 根据本发明的另一方面,一种断层摄影装置包括:

[0019] 用于利用在周期性运动对象的断层摄影检查期间所采集的投影数据来重建多个图像层的设备,其中,所述图像层由投影数据段生成,所述投影数据段的角度范围小于提供完整断层摄影数据集所需的角范围;

[0020] 用于合并所述图像层以生成指示处于任意第一运动相位的所述对象的第一图像数据的设备;

[0021] 用于显示指示所述第一图像数据的人类可读图像的设备;

[0022] 用于从人类用户接收指示任意第二运动相位的输入的设备;

[0023] 用于合并所述图像层以生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的第二图像数据的设备;

[0024] 用于生成指示处于所述第二运动相位的所述对象的人类可读图像的设备,

[0025] 其中,以第一角位移将所述图像层移位,并且以小于所述第一角位移的角距离将所述第一运动相位和所述第二运动相位分离的设备。

[0026] 根据本发明的另一方面,一种断层摄影方法,包括:

[0027] 利用在周期性运动对象的 CT 检查期间所采集的投影数据来重建多个图像层,其中,所述图像层由多个在角度上移位的投影数据段生成;

[0028] 根据第一加权函数合并所述图像层以生成指示处于第一运动相位的所述对象的第一图像数据;

[0029] 显示指示所述第一图像数据的人类可读图像;

[0030] 根据第二加权函数合并所述图像层以生成指示处于第二运动相位的所述对象的第二图像数据;

[0031] 生成指示处于第二运动相位的所述对象的人类可读图像;

[0032] 其中,以第一角位移将所述图像层移位,并且其中,以小于所述第一角位移的角距离将所述第一运动相位和所述第二运动相位分离。

[0033] 根据另一方面,一种断层摄影方法,包括:

[0034] 利用在周期性运动对象的断层摄影检查期间所采集的投影数据来生成多个图像层;

[0035] 生成在角度上变化的第一参考加权函数;

[0036] 对所述图像层进行加权,从而使得施加到所述图像层的所述加权逼近所述第一加权函数;

[0037] 合并所加权的图像层以生成指示所述对象的第一体积数据;

[0038] 生成指示所述第一体积数据的人类可读图像;

[0039] 生成在角度上变化的第二参考加权函数;

[0040] 对所述图像层进行加权,从而使得施加到所述图像层的所述加权逼近所述第二参考加权函数;

[0041] 合并所加权的图像层以生成指示所述对象的第二体积数据,

[0042] 其中,所述第一参考函数对应于所述周期运动的第一相位,所述第二参考函数对应于所述周期运动的第二相位,

[0043] 其中,以第一角位移将所述图像层移位,并且以小于所述第一角位移的角距离将所述第一运动相位和所述第二运动相位分离的设备。

[0044] 在阅读并理解所附的说明书的基础上,本领域技术人员将领会另一些其他优势和益处。

[0045] 图 1 示出了 CT 扫描仪;

[0046] 图 2 示出了交互式可视化技术的步骤;

[0047] 图 3A、图 3B 和图 3C 示出了用于生成图像层的技术的各方面;

[0048] 图 4 示出了生成图像层的步骤;

[0049] 图 5 示出了用于生成图像层加权函数的技术的各方面;

[0050] 图 6 示出了生成图像层加权函数的步骤。

[0051] 参考图 1, CT 扫描仪 10 包括绕 z 轴旋转的旋转扫描架 18。扫描架 18 支撑诸如 x 射线管的 x 射线源 12,其生成一般为锥形的辐射射束。扫描架 18 还支撑 x 射线敏感探测器 20,x 射线敏感探测器 20 对向在检查区域 14 的相对侧上的角形弧。探测器 20 优选为多层探测器,其包括在 z 方向上延伸的多排或多层探测器元件以及在横向方向上延伸的多列探测器元件。探测器 20 生成指示沿多个射线接收的辐射的输出信号。也可以实现平板或其他探测器 20 构造,以及第四代或其他系统几何结构。

[0052] 心电图 (ECG) 单元 28 生成指示正在接受检查的患者心脏相位的数据。

[0053] 诸如病床的患者支架 16 在检查区域 14 支撑患者。患者支架 16 优选为在 z 方向上可移动。控制器 28 协调实现预期扫描方案所需的各种扫描参数,所述参数包括 x 射线源 12 的参数,比如管电压和电流。支架 16 的移动优选为与扫描架的旋转相协调以便生成一般为螺旋的扫描路径。

[0054] 重建器 30 重建投影数据流以生成指示患者内部解剖的体积数据。如将在下文更充分地描述的,重建器 30 包括重建多个图像段或层的图像层重建器 34。

[0055] 交互式加权处理器 42 处理由重建器 30 生成的体积图像数据以显示为人类可读形式。

[0056] 通用计算机用于操作者控制台 44。控制台 44 包括诸如监视器或显示器的人类可读输出设备以及诸如键盘和鼠标的输入设备。控制台 44 还包括程序和数据存储器,包括相对较大但较低速的磁盘存储器和相对较小但相对较快的随机存取存储器 (RAM)。驻留在控制台上的软件允许操作者通过建立预期扫描方案、启动和终止扫描、查看并且否则操控体

积图像数据并且否则与扫描仪 10 交互,来控制扫描仪 10 的运行。注意,交互式加权处理器 42 和操作人员控制台可以在同一通用计算机中实现。

[0057] 图 2 示出了交互式可视化技术的步骤,其可利用扫描仪 10 来实现,并且具体很好地适用于诸如心脏冠状动脉的周期性运动对象的交互式可视化。

[0058] 在步骤 202,获得患者的 CT 扫描。一起记录患者的心电图数据与投影数据。

[0059] 在步骤 204,重建器 30 重建投影数据以生成指示患者感兴趣体积或区域的体积数据,所述感兴趣体积或区域例如包括心脏的区域。ECG 数据有利地用于在患者心脏运动的预期相位执行回顾性门控重建。由于体积数据将在后续步骤中用来识别感兴趣子区域,可以建立重建参数以相对快速地生成图像,尽管所述图像的质量相对较低。另一方面,可以建立重建参数以生成相对较高诊断质量的数据。在一种实现方式中,利用 ECR 方法执行重建,尽管也可利用其他适当的重建技术。

[0060] 在步骤 206,在操作人员控制台 44 上显示另一指示体积数据的人类可读图像。在一种实现方式中,将包括心脏的区域呈现为一个或多个 3D 绘制图像。

[0061] 在步骤 208,用户选择感兴趣子区域。在心脏的示例中,用户通常选择包含要被详细地可视化的一个或多个冠状动脉的感兴趣子区域。如将在下文中更充分地描述的那样,优选限制用户所选择的子区域的最大尺寸。

[0062] 在步骤 210,图像层重建器 34 对投影数据执行非门控式重建,将其重建为多个图像段或层。更具体来说,将在沿着螺旋路径的每次旋转期间所采集的投影数据分为具有角位移 $\Delta\theta$ 的多个投影段:

[0063] 方程式 1

$$[0064] \quad \Delta\theta = \frac{2\pi}{N_{\text{seg}}}$$

[0065] 其中, N_{seg} 是每次旋转的段数。注意, N_{seg} 也可以是用户可调整的。如将在下文中进一步描述的,将每段都卷积并反投影到感兴趣区域或子区域上,以便形成图像段或层。

[0066] 要反投影的图像层数 NS 可以如下进行估计:

[0067] 方程式 2

$$[0068] \quad NS \approx \frac{ST}{TS}$$

[0069] 其中, ST 是扫描时间,而 TS 是用于生成连续图像层的投影段之间的时移。

[0070] 优选根据以下关系式建立子区域的大小和图像层数:

[0071] 方程式 3

$$[0072] \quad NS \cdot N_{\text{voxels}} \cdot S_{\text{voxel}} < S_{\text{mem}}$$

[0073] 其中, N_{voxel} 是子区域中的体素数, S_{voxels} 是用于代表子区域中每个体素的值的字节数,而 S_{mem} 是控制台的 RAM 存储器的容量。这种布置可将每个图像层的感兴趣子区域载入控制台 44 的 RAM 存储器中。与将一些或全部图像层存储在控制台 44 的磁盘存储器的情况相比,这种布置通常可使图像层被更快地处理,即使从人类用户的视角这些图像层不是基本上瞬时地被处理。

[0074] 作为一个示例,在心脏应用中,设定 TS 小于 20 毫秒 (mS) 可以期望产生可接受的图像质量。因此,约 8 秒 (S) 的典型扫描时间将产生 400 个图像层。在将体素值存储为单

精度浮点数的情况下, Svoxel 典型地为 4。因此, 将子区域尺寸限定在 106 个体素的范围(即, 在 $64 \times 64 \times 64$ 个体素的范围内)(这对于对冠状动脉成像是合理的)需要约 1.6GB 的 RAM 存储器。如将意识到的, 这种存储器需求基本上小于在感兴趣区域包括整个图像层的情况下所需的(典型地在 10^8 个体素的范围内(例如, $512 \times 512 \times 512$ 个体素)), 并且在典型计算机可达到的 RAM 存储器的范围内。

[0075] 在步骤 212, 并且如在下文还将进一步描述的, 针对预期心脏相位计算该图像层的权重。

[0076] 在步骤 214, 根据所计算的权重累加或相加图像层以便生成指示处于预期心脏相位的感兴趣子区域的体积图像数据。如果在计算图像权重 212 之前未将针对每个预期图像层的感兴趣子区域载入 RAM 存储器中, 则在处理图像层之前将该信息载入 RAM 存储器中。

[0077] 在步骤 216, 为了由用户检查和 / 或进一步操纵, 将指示处于预期相位的感兴趣子区域的体积图像数据以人类可读形式显示在控制台 44 上。

[0078] 如果需要, 用户可以在步骤 218 选择不同相位进行检查, 并且处理过程返回到步骤 212。前述布置的特别优势在于, 通过在 RAM/ 中只存储各图像层的感兴趣子区域, 并且通过进一步避免用心脏相位的每个变化反投影体积, 从人类用户的观点出发, 通常可以基本上瞬时地执行图像层的处理。因此, 可以交互地地执行相位的选择和作为其结果的可视化。

[0079] 现将参考图 3 和 4 描述根据楔形方法生成和加权图像层的一种技术。参考图 3A, 投影数据包括在围绕一般为螺旋的扫描轨迹 304 的多个位置中的每个处所采集的投影数据 $302_1 \dots 302_n$ 。

[0080] 在 402, 并参考图 3B, 将扇形射束到平行射束重组应用于投影数据 302 以便生成包含等距平行投影的多组投影数据段 $306_1 \dots 306_n$ 。每个投影数据段 306 由开始角位置 θ_m^{start} 和按以上描述所选择的角长度 $\Delta \theta$ 表征。注意, 相邻数据段 306 部分重叠以便于连续图像层之间的转换加权 (transition weighting)。

[0081] 在 404, 并参考图 3C, 将各个投影数据段 $306_1 \dots 306_n$ 加权、与斜坡滤波器 (ramp filter) 进行卷积并且反投影以生成图像层 $308_1 \dots 308_n$ 。每层由开始角位置 θ_m^{start} 和对应于其各自的投影数据段 306 的开始角位置的角位移 $\Delta \theta$ 表征。

[0082] 如所示的, 根据一般为梯形的加权函数对每个图像层 308 进行角度加权。有利地选择角度重叠和转换加权, 从而使得施加到相邻图像层的加权的和在重叠区域 312 保持恒定。

[0083] 然后在 406, 将经加权的图像层相加以便生成指示感兴趣子区域的体积图像数据。注意, 为使所生成的图像时间分辨率最大化, 优选将所述相加限定于那些提供完整 CT 数据集(例如, 当合并时具有接近 π 的角长度)的图像段 308。也可以在由多个心动周期内接近相同的点处所获得的图像段 308 上执行加法。前面技术的特别优势在于, 改变预期相位需要沿进行累加以形成体积数据的图像段 308 移位。与投影数据的时间重组相比, 这一技术避免了针对每个用户选定心脏相位执行在计算上费时的反投影。另外, 将图像层限定于具有能够载入控制台 44 的相对更高速的 RAM 存储器的容量的子区域, 促进了不同心脏相位的交互式可视化。

[0084] 然而, 上述技术的一个缺陷在于, 只能以 $\Delta \theta$ 的角增量(或以另一方式陈述, 以相应的时间增量)将心脏相位移位。现将参考图 5 和 6 描述在选择相位上提供另外的灵活性

的技术。目的是加权各图像层,从而使得通过考虑每个图像层的权重和用于建立每个图像层的投影的权重而获得的在感兴趣子区域内的每个体素的依赖于投影的权重分布曲线逼近可以针对任意相点容易地计算出的参考加权函数的分布曲线。如在下面描述的,这可以通过加权图像层以便逼近利用 ECR 方法所获得的加权来完成。

[0085] 在 502 示意性地显示了针对接近三 (3) 个心动周期的患者 ECG ;在 504_1 、 504_2 、 504_3 处的每个周期中示出了任意选择的感兴趣相点 504。

[0086] 在步骤 602,生成心脏加权函数 506。心脏加权函数选择在时间上与预期相点 504 相对应的投影数据。在一种实现方式中,生成 $\cos^2$ 加权函数。这一加权函数将相对更大的权重施加于在时间上靠近相点并且在门控窗边界处到达零的射线。

[0087] 在步骤 604,生成照明加权 508。针对给定体素 510 的照明窗是采集几何结构的函数,并且由角位置 θ_f 和 θ_l 表征,所述角位置 θ_f 和 θ_l 定义各自的第一投影角度和最后投影角度,以所述角度照明体素。可以针对在重建体积内的每个体素在数字上计算照明窗。在一种实现方式中,生成梯形加权函数。由照明窗限定的角度范围确定重建体积内每个体素可利用的冗余数据的量。在心脏加权中利用在照明窗内所得到的多次覆盖。

[0088] 在 606,将心脏加权函数 506 和照明加权函数 508 相乘以生成合并的加权函数 510。

[0089] 在 608,将所合并的加权函数 510 归一化以生成针对每个体素或针对体素块或组的归一化加权函数 512。更具体地,相对于所有不同的 π 配偶 (π partner) 归一化加权函数。在 ECR 方法的范围内,归一化加权函数 512 通常应用于反投影的过程中。然而,如在下面描述的,归一化加权函数作用于计算对图像层的加权的参考函数。

[0090] 在步骤 610,识别仅由照明体素的投影生成的图像层 308。

[0091] 在步骤 612,计算对所识别的图像层的权重。更具体地,计算图像层的权重以使每个体素的依赖于投影的权重分布曲线和针对该体素的归一化加权函数 512 之间的差异最小化。这可以通过利用非迭代闭合公式计算该差异来完成,例如通过使依赖于投影的差异的 L_2 Hilbert 空间范数最小化来完成。

[0092] 在步骤 614,将负图像层权重截断为零。

[0093] 在步骤 616 将图像层权重归一化。更具体地,将图像权重归一化,从而使得在采集流中移位多个 π 的层的权重的和等于单位值,或者否则等于公共值。执行此归一化并且选择连续图像层之间的角位移,该角位移将阱 (well) 分成扫描架旋转一半的时间,这确保了对用于在最终图像中重建体素并且属于 0 和 π 之间的相同角度的所有投影给定的权重的和也等于单位值。还如由 ECR 方法所知的,通过计算体素区域或块的权重,而不是对每个体素计算独立的权重,可以更快地完成对图像权重的计算。

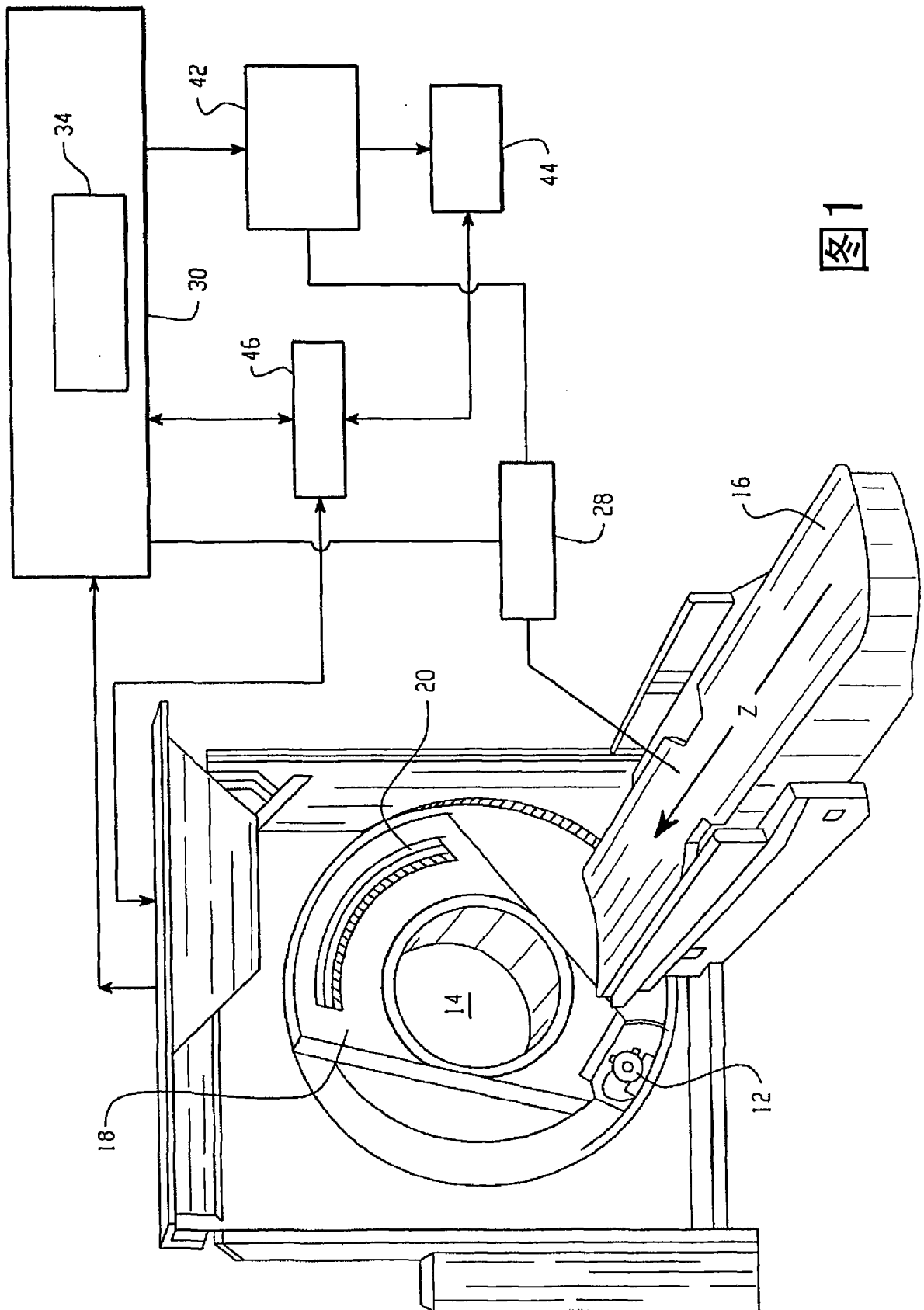
[0094] 其他变化是可能的。如在图 4 所示,将相点 504 显示为在心动周期 502 内的同一点处。然而,所重建的图像的质量对心率的变化敏感。因而,可以在计算对时间权重函数 506 的计算之前,独立地改变相点 504_1 、 504_2 、 504_3 在其各自的心动周期内的精确位置。

[0095] 因此,可以为用户提供如下机会:相对于心动周期以预期量调整相点 504_1 、 504_2 、 504_3 中的一个或多个。相应地更新加权函数,并且交互地生成和显示所更新的图像。由于可以以基本连续的方式调整加权函数,对用户提供了另外的灵活性以减少心动周期内的扰动效应,这进一步由该过程的交互式性质所促进。如将意识到的,这种布置通过可使用户交

互地查看该变化的结果并预期地施加进一步的变化,促进了图像质量的交互式最优化。

[0096] 尽管已经结合利用 ECR 方法获得的逼近参考函数对前面进行了描述,也可利用其他预期参考加权函数。

[0097] 已参考优选实施方式描述了本发明。当然,在阅读和理解前述说明的基础上,其他人员可以进行修改和改变。意在将本发明解释为包括所有这些修改和改变,只要它们在所附权利要求的范围之内。



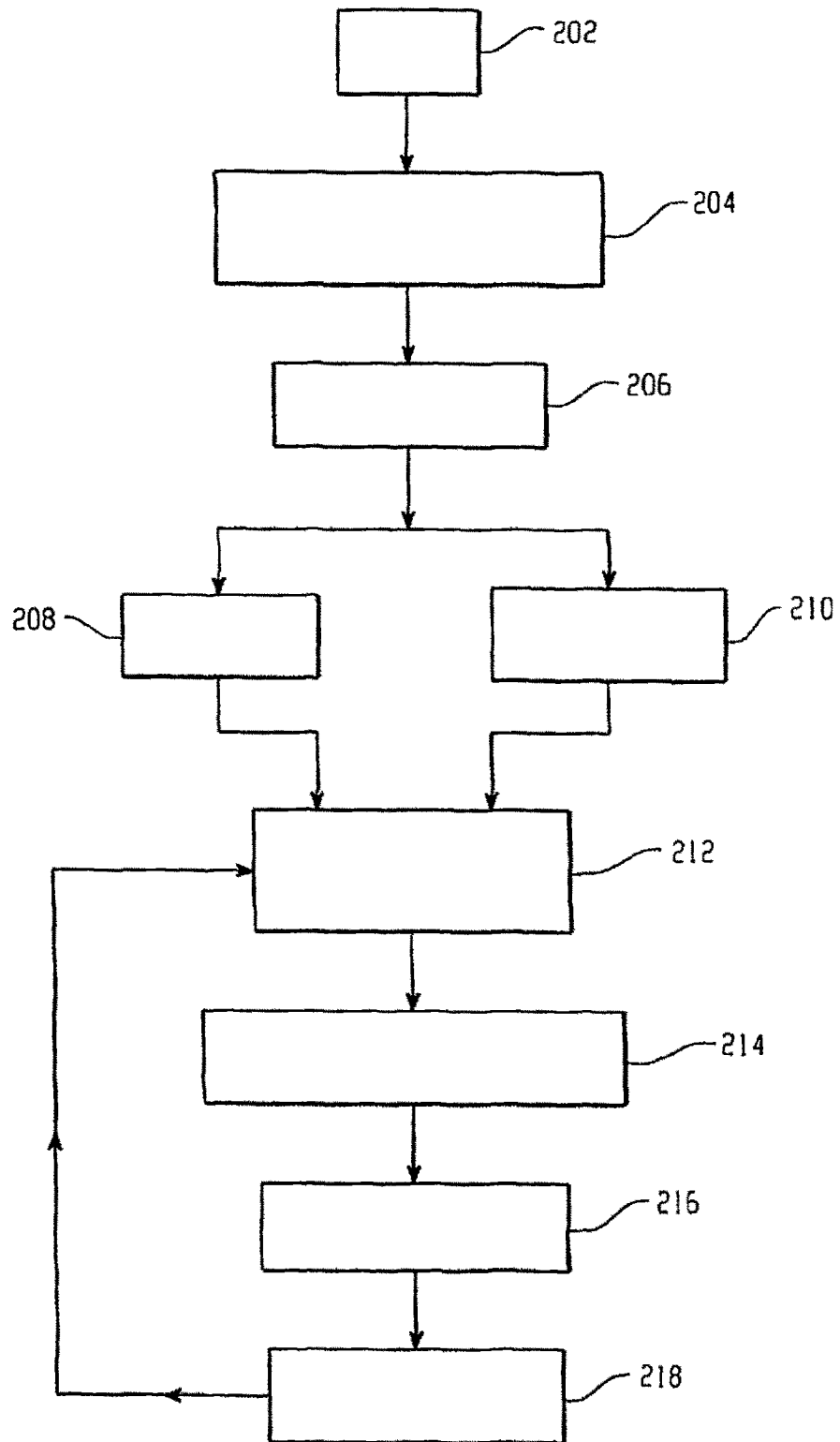


图 2

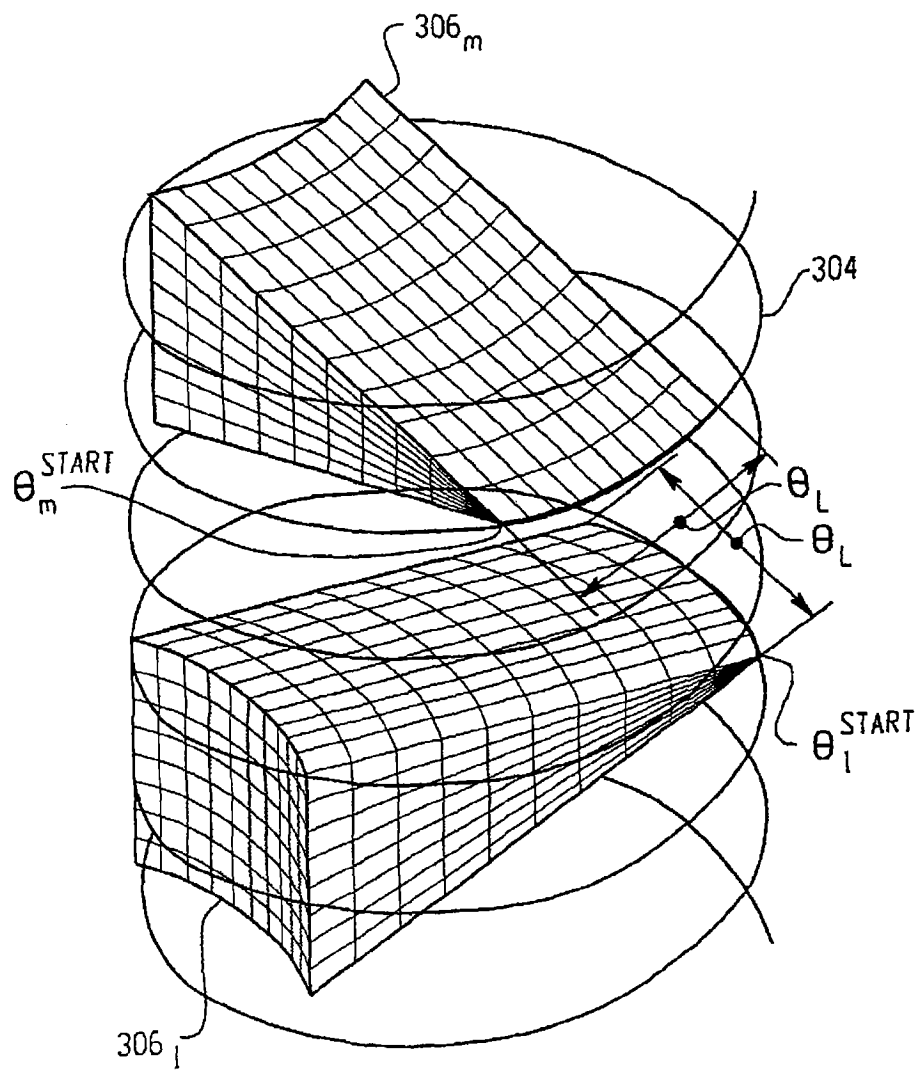


图3B

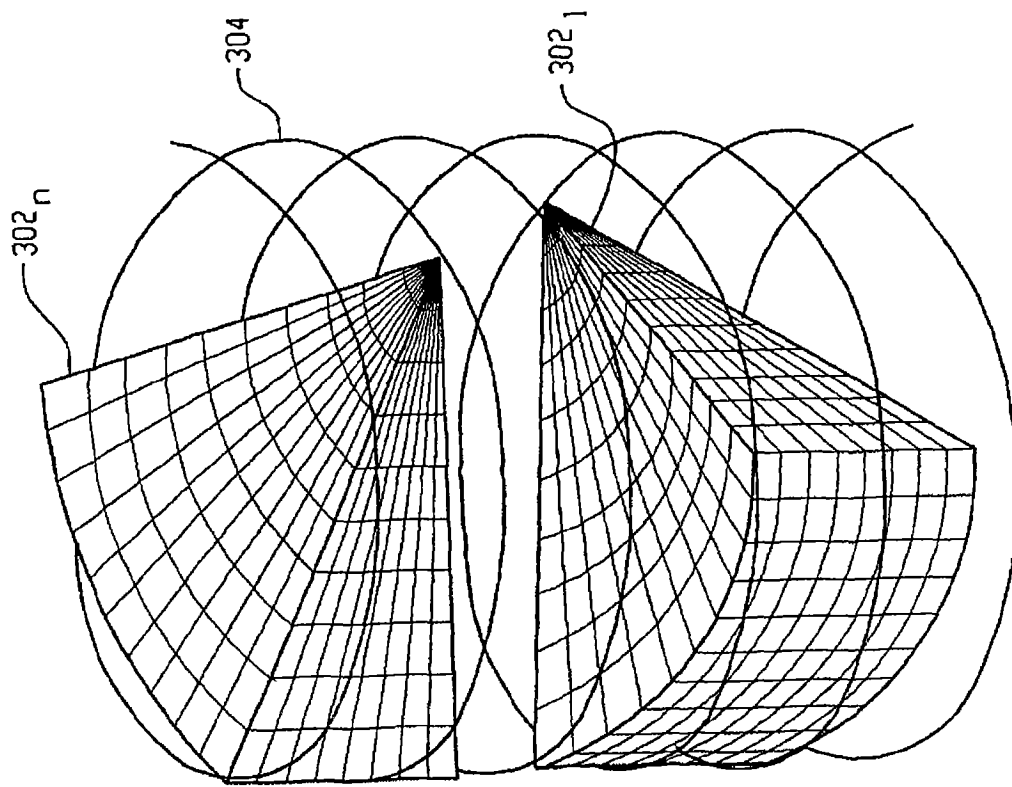


图3A

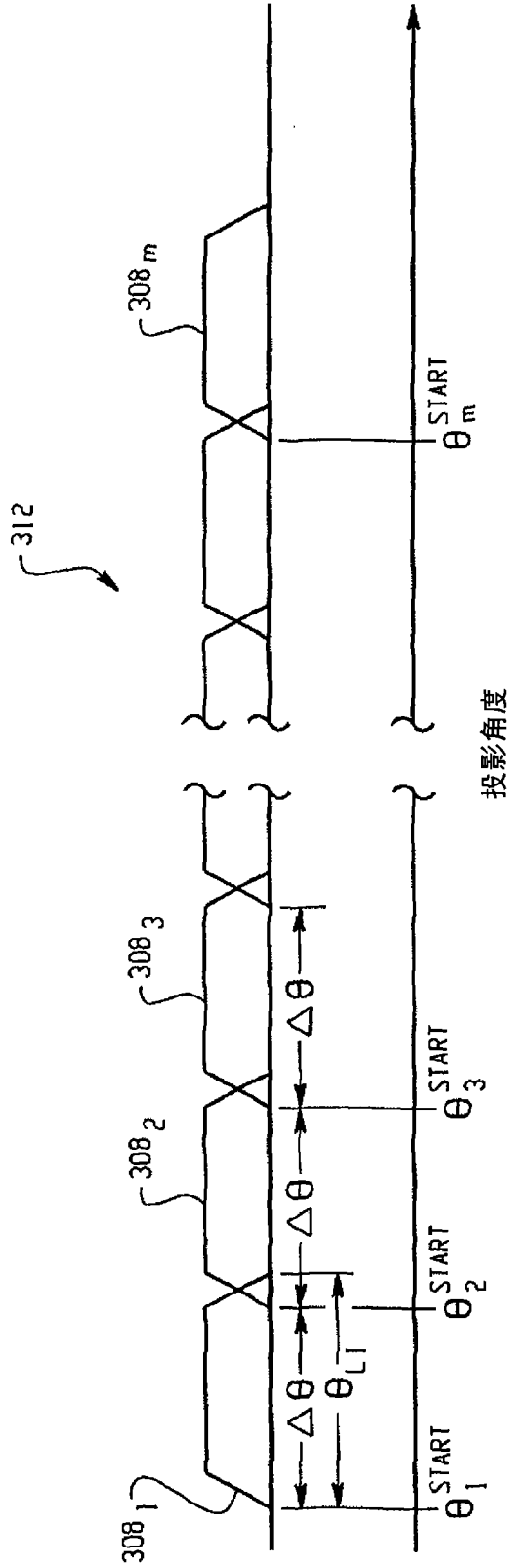


图3C

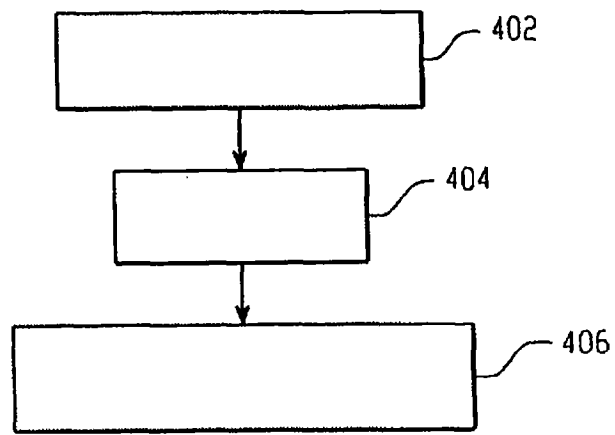
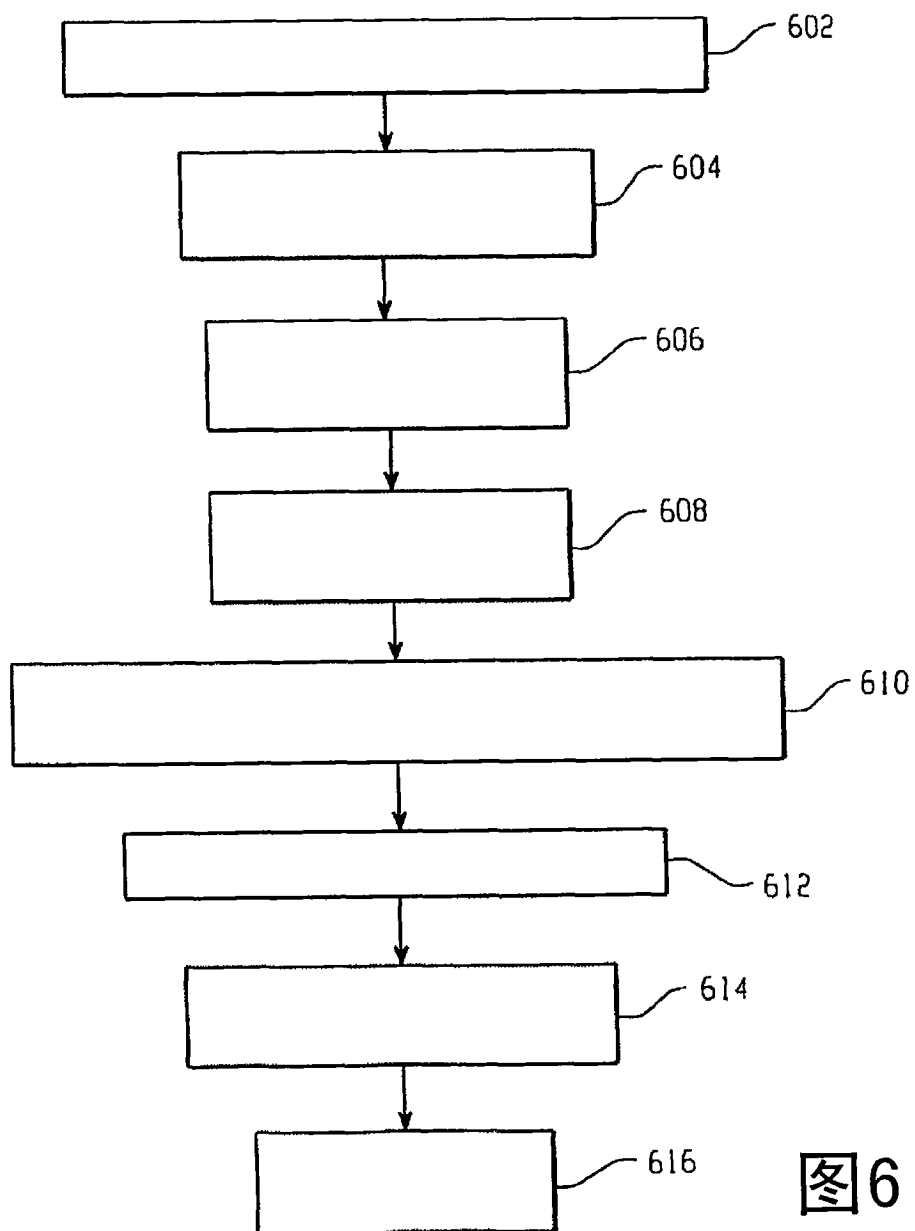


图 4



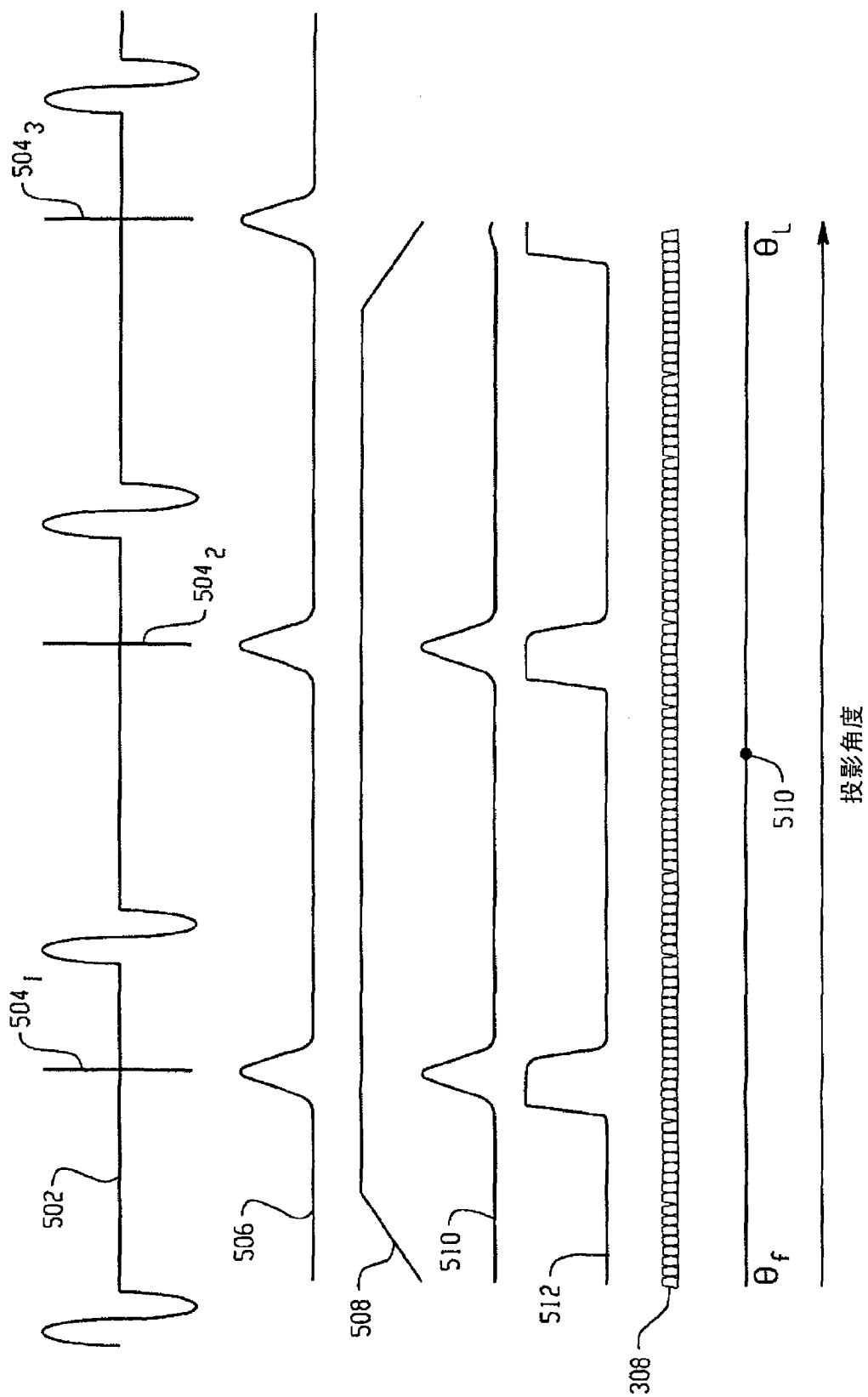


图5