



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103458790 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201280013763. 9

代理人 张伟 王英

(22) 申请日 2012. 03. 13

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 6/03(2006. 01)

61/453, 565 2011. 03. 17 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 09. 17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2012/051183 2012. 03. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/123896 EN 2012. 09. 20

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 E·S·汉西斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

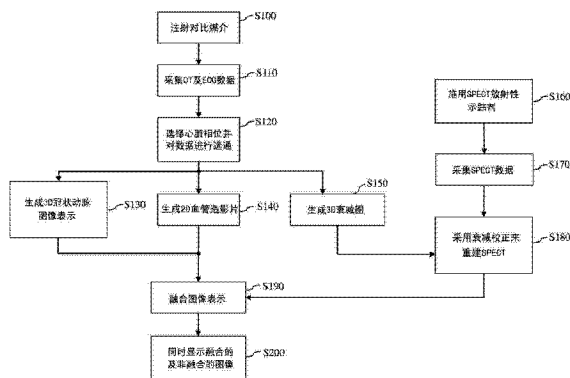
权利要求书3页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

多模态心脏成像

(57) 摘要

一种用于心脏成像的多模态成像系统 10 包括采用横向偏置平板探测器采集冠状动脉的对比增强 CT 投影数据的 x 射线扫描器 24、30 以及与 x 射线扫描器共享相同的检查区域和台架的采集冠状动脉的核投影数据的 SPECT 成像扫描器 40a、40b。CT 重建处理器 34 由所采集的 CT 投影数据生成 3D 冠状动脉图像表示、至少一幅平面冠状动脉血管造影片和 3D 衰减校正图。SPECT 重建处理器 44 基于所生成的衰减校正图来校正所采集到的核投影数据，并由经校正的核投影数据生成冠状动脉的 SPECT 图像表示。融合处理器 54 将核图像表示、3D 血管图像表示和至少一幅平面血管血管造影片组合成复合图像。



1. 一种用于诊断成像的方法,包括:

接收利用横向偏置平板探测器(30)从检查区域(18)采集的对比增强的 CT 投影数据;
选择包括一条或多条对比增强的血管的视场(FOV);以及

由所接收的 CT 投影数据,来生成所选择的 FOV 的 3D 衰减校正(AC)图,以及生成三维(3D)血管图像表示和至少一幅平面血管血管造影片中的至少一个。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述的生成三维(3D)血管图像表示的步骤包括:

对所接收的 CT 投影数据进行滤波,以增强所述血管,并消除所选择的 FOV 中的背景信息;以及

由经滤波的投影数据重建所述 FOV 的 3D 图像表示。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,所述的生成三维(3D)血管图像表示的步骤还包括:

针对运动来校正经滤波的投影数据和所重建的 3D 图像表示中的至少一个。

4. 根据权利要求 1-3 中的任何一项所述的方法,其中,采用迭代重建算法来执行所述重建,所述算法采用规则化因子、冗余度加权因子和小更新步长中的至少一个。

5. 根据权利要求 1-4 中的任何一项所述的方法,其中,所述的生成至少一幅平面血管血管造影片的步骤包括:

对所接收的投影数据进行滤波,以增强所选择的 FOV 中的所述血管;

针对每一投影角度,生成第一 2D 截断血管造影片和第二 2D 截断血管造影片,所述第二 2D 截断血管造影片具有在类似的心脏运动状态期间与给定的投影角相反大约 180° 的投影角;以及

通过使所述第一 2D 截断血管造影片和所述第二 2D 截断血管造影片融合来生成针对每一投影角的 2D 复合血管造影片。

6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中,所述的生成 3D AC 图的步骤包括:

对 3D 体积表示中的对比增强的血管进行分割;

以背景强度数据替代经分割的对比增强的血管;以及

基于其中对比增强的血管被减除了并被以背景强度数据替代的 CT 投影数据来生成 3D AC 图。

7. 根据权利要求 1-6 中的任何一项所述的方法,还包括:

接收从所述检查区域(18)采集的核投影数据;

基于所生成的 AC 图校正所采集的核投影数据;

基于经校正的核投影数据由所采集到的核投影数据生成所选择的 FOV 的核图像表示。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,还包括:

将所述核图像表示、所述 3D 血管图像表示和所述至少一幅平面血管血管造影片组合成复合图像;以及

显示所述核图像表示、所述 3D 血管图像表示、所述至少一幅平面血管血管造影片和所述复合图像。

9. 根据权利要求 7 和 8 中的任一项所述的方法,

接收在所述 CT 投影数据和所述核投影数据的采集期间采集的心电图(ECG)数据;以及

在生成所述图像表示和所述至少一幅血管造影片之前,根据所选择的心脏运动状态对所述 CT 投影数据和所述核投影数据进行选通。

10. 一种承载软件的计算机可读介质,所述软件用于对一个或多个处理器进行控制以执行根据权利要求 1-9 中的任何一项所述的方法。

11. 一种用于诊断成像的系统(10),包括:

x 射线扫描器(24、30),其利用横向偏置平板探测器(30)从检查区域(18)采集对比增强的 CT 投影数据;

图形用户界面(50),其用于选择包括一条或多条对比增强的血管的视场(FOV);以及

CT 重建处理器(34),其由所采集的 CT 投影数据生成三维(3D)血管图像表示和至少一幅平面血管造影片中的至少一个以及所选择的 FOV 的 3D 衰减校正(AC)图。

12. 根据权利要求 11 所述的诊断成像系统(10),其中,所述 CT 重建处理器(34)被编程为:

对所采集的 CT 投影数据进行滤波,以增强所述对比增强的血管,并消除所选择的 FOV 中的背景信息;以及

由经滤波的投影数据重建所述 FOV 的所述 3D 血管图像表示。

13. 根据权利要求 12 所述的诊断成像系统(10),其中,所述 CT 重建处理器(34)还被编程为:

针对运动来校正经滤波的投影数据和经重建的 3D 血管图像表示中的至少一个。

14. 根据权利要求 12 和 13 中的任一项所述的诊断成像系统(10),其中,采用迭代重建算法来执行所述重建,所述算法采用了规则化因子、冗余度加权因子和小更新步长中的至少一个。

15. 根据权利要求 11-14 中的任何一项所述的诊断成像系统(10),其中,所述 CT 重建处理器(34)被编程为:

对所采集的投影数据进行滤波,以增强所选择的 FOV 中的所述血管;

针对每一投影角度,生成第一 2D 截断血管造影片和第二 2D 截断血管造影片,所述第二 2D 截断血管造影片具有在类似的心脏运动状态期间与给定的投影角相反大约 180° 的投影角;以及

通过使所述第一 2D 截断血管造影片和所述第二 2D 截断血管造影片融合来生成针对每一投影角的 2D 复合血管造影片。

16. 根据权利要求 15 所述的诊断成像系统(10),其中,所述 CT 重建处理器(34)还被编程为:

对所述 3D 体积表示中的所述对比增强的血管进行分割;

以背景强度数据替代经分割的对比增强的血管;以及

基于其中所述对比增强的血管被减除并被以背景强度数据替代的 CT 投影数据生成 3D AC 图。

17. 根据权利要求 11-16 中的任何一项所述的诊断成像系统(10),还包括:

核成像扫描器(40a、40b),其从所述检查区域(18)采集核投影数据;

核重建处理器(44),其被编程为:

基于所生成的 AC 图来校正所采集的核投影数据;

基于经校正的核投影数据,由所采集的核投影数据生成所选择的 FOV 的核图像表示。

18. 根据权利要求 17 所述的诊断成像系统(10),还包括:

融合处理器(54),其将所述核图像表示、所述 3D 血管图像表示和所述至少一幅平面血管血管造影片组合成复合图像;以及

图形用户界面(52),其显示所述核图像表示、所述 3D 血管图像表示、所述至少一幅平面血管血管造影片、所述复合图像或其任意组合。

19. 根据权利要求 17 和 18 中的任一项所述的诊断成像系统(10),还包括:

ECG 装置(50),其在所述 CT 投影数据和所述核投影数据的采集期间采集心电图(ECG)数据;以及

在生成所述图像表示和所述至少一幅血管造影片之前,根据所选择的心脏运动状态对所述 CT 投影数据和所述核投影数据进行选通。

20. 一种诊断成像系统,包括:

融合处理器(54),其将核图像表示、3D 血管图像表示和至少一幅平面血管血管造影片组合成复合图像;以及

图形用户界面(52),其显示所述核图像表示、所述 3D 血管图像表示、所述至少一幅平面血管血管造影片和所述复合图像。

多模态心脏成像

技术领域

[0001] 本申请涉及医学成像领域。其特别适用于采用多模态成像系统的冠状动脉成像和灌注研究,其中所述多模态成像系统既执行核成像,又执行 x 射线 /CT 成像。

背景技术

[0002] 在诊断核成像当中,使放射性核素通过患者的血流,伴随着这一通过对放射性核素分布进行研究,以对循环系统进行成像或者对积聚所注入的放射性药剂的特定器官进行成像。有利地,能够将所述放射性药剂设计为集中在选定的组织内,以提供对这些选定组织的优先成像。

[0003] 在单光子发射计算机断层摄影(SPECT)中,采用一个或多个被统称为伽马照相机的辐射探测器通过放射性衰变事件引起的辐射发射来检测放射性药剂。典型地,每一伽马照相机包括辐射探测器阵列和设置在所述辐射探测器阵列之前的准直器。所述准直器限定了线性或者小角度锥形视线,从而使所探测到的辐射代表投影数据。如果使伽马照相机在一定的视角范围内移动,例如,在 180° 或 360° 的角范围内移动,那么能够将所得到的投影数据容易地重建成患者内的放射性药剂分布的图像。

[0004] 在正电子发射断层摄影(PET)中,放射性药剂的放射性衰变事件生成正电子。每一正电子与电子相互作用从而产生正电子—电子湮灭事件,该事件发射两个 180° 反向的伽马射线。采用重合检测电路,围绕成像患者的辐射探测器的环形阵列探测对应于正电子—电子湮灭的重合反向伽马射线事件。连接两个重合探测的响应线(LOR)含有所述正电子—电子湮灭事件的位置。可以对这样的响应线进行重建,以生成放射性药剂分布图像。

[0005] 在飞行时间 PET (TOF-PET) 中,采用两个重合伽马射线事件的探测时间之间的小的时间差对沿所述 LOR (响应线) 的湮灭事件进行定位。

[0006] 在计算机断层摄影(CT)成像中,辐射源对成像受检者进行辐射;设置在成像受检者的相对侧上的辐射探测器阵列探测所发射的辐射。由于成像受检者内的组织对辐射的不同衰减,因而能够将探测到的辐射重建成描绘成像受检者内的辐射吸收结构的图像。

[0007] 可以采用不同的成像模态来执行冠状动脉疾病的诊断和治疗计划。最为常用的成像过程包括采用核成像系统,即 SPECT 的心肌灌注,但是也可以采用 PET,并且采用平面 x 射线冠状动脉血管造影术来检测冠状动脉狭窄和对应的灌注缺陷。尽管由于成本和可用性的原因,当前在临床环境中优选采用平面 2D 血管造影术,但是 3D CT 冠状动脉成像却日益普及,因为其能够提供更多的信息,潜在地比一系列不同角度的 2D 投影图像更易于解释,而且提供了在介入和计划当中有用的对血管性质的定量分析。

[0008] 一般在 C 臂 x 射线系统上执行更为常用的基于导管的 x 射线冠状动脉血管造影术。所述 C 臂系统的平板 x 射线探测器提供了高分辨率平面 2D 血管造影片。通过将旋转血管造影术(3DRA)采集与受到专门调适的重建算法结合使用,有可能在 C 臂 x 射线系统上实现 3D 冠状动脉成像。作为一种备选方案,可以采用标准 x 射线 CT 系统执行 3D 冠状动脉成像。然而,这些检查无法提供与 SPECT 扫描相同的功能信息。

[0009] 使心脏 SPECT 和 x 射线 /CT 血管造影成像相组合能够通过使关于心脏的健康,尤其是关于冠状动脉的健康的功能信息和解剖学信息相组合,来改进心脏疾病的诊断。典型地,在单独的成像系统上,并且因此在不同的时间和位置上,执行 SPECT 和 x 射线成像过程。在同一成像装置上执行两种过程有利于提高患者吞吐量、降低在检查之间的错误配准或者解剖学结构变化的风险,并且通过缩短总检查时间而提高患者舒适度。

[0010] 大部分当前可得的多模态 SPECT/CT 成像装置都采用具有旋转台架的标准 CT。然而,标准 CT 固有地提供比基于平板的系统更低的成像分辨率,而且不提供平面血管造影片。而且,在采用标准 SPECT/CT 系统时,共平面 SPECT 和 CT 成像是不可可能的,因为两个成像系统是安装在两个单独的旋转台架上的。

[0011] 已提出了具有相对于 x 射线源居中设置的 x 射线探测器的基于平板的多模态 SPECT/CT 成像系统。这些系统被描述为用于 ECG 选通的 SPECT 和 CT 研究,并且能够为冠状动脉成像提供高空间分辨率。然而,当在具有相对于 x 射线源居中设置的探测器的几何结构中使用,当前可得的平板探测器不够大,无法覆盖典型患者的整个宽度。因此,所采集到的 CT 图像可能受到截断,因为患者轮廓是未知的。因此,无法由这些系统生成精确的未截断的衰减校正图来用于 SPECT 重建。

[0012] 本申请提供了克服上述问题和其他问题的新的和改进的多模态成像系统和方法。

发明内容

[0013] 根据一个方面,提出了一种用于诊断成像的方法。所述方法包括接收采用横向偏置的平板探测器从检查区域采集的对比增强的 CT 投影数据。选择包括一条或多条对比增强血管的视场(FOV)。由接收到的 CT 投影数据生成选定 FOV 的三维(3D)血管图像表示、至少一幅平面血管血管造影片和 3D 衰减校正(AC)图。

[0014] 根据另一方面,提出了一种诊断成像系统。所述系统包括利用横向偏置的平板探测器从检查区域采集对比增强 CT 投影数据的 x 射线扫描器。所述系统包括用于选择包括一条或多条对比增强血管的视场(FOV)的图形用户界面。CT 重建处理器由采集到的 CT 投影数据生成选定 FOV 的三维(3D)血管图像表示、至少一幅平面血管血管造影片和 3D 衰减校正(AC)图。

[0015] 根据另一方面,提出了一种用于心脏成像的多模态成像系统。所述系统包括利用横向偏置的平板探测器采集冠状动脉的对比增强 CT 投影数据的 x 射线扫描器以及从所述检查区域采集核投影数据的 SPECT 成像扫描器。CT 重建处理器由采集到的 CT 投影数据生成三维(3D)冠状动脉图像表示、至少一幅平面冠状动脉血管造影片和 3D 衰减校正(AC)图。SPECT 重建处理器由采集到的核投影数据生成选定 FOV 的核图像表示,合并所生成的 AC 图以对 SPECT 采集中的衰减进行校正。融合处理器将所述核图像表示、3D 血管图像表示和至少一幅平面血管血管造影组合成复合图像。

[0016] 一个优点在于改善了冠状动脉疾病的诊断。

[0017] 另一个优点在于降低了检查成本并缩短了总检查时间。

[0018] 另一个优点在于降低了错误配准的风险。

[0019] 另一个优点是降低了由于在检查之间的患者活动和 / 或解剖学变化而导致数据质量降低的风险。

[0020] 在阅读并理解了下述详细说明之后,本领域技术人员将认识到本发明的进一步的优点。

附图说明

[0021] 本发明可以采取各种部件和部件布置的形式,以及各种步骤和步骤布置的形式。附图的作用仅在于对优选实施例进行举例说明,不应将其推断为对本发明构成限制。

[0022] 图 1 是具有偏置的平板探测器的组合 SPECT/CT 单台架系统的示意图;

[0023] 图 2 是 3D 冠状动脉重建的例子;

[0024] 图 3A 是 2D “半”投影的例子,而图 3B 则是对应的 2D “融合”投影的例子。

[0025] 图 4A 和 4B 是 2D 血管造影片和去除了对比增强血管之后的对应血管造影片的例子;以及

[0026] 图 5 和图 6A-6C 是一种用于多模态诊断成像的方法的流程图。

具体实施方式

[0027] 一种能够实现 x 射线 CT 和核成像采集的多模态诊断成像系统使能了利用单次 x 射线 CT 采集的对冠状动脉疾病的综合评估。在单次成像会话期间,生成心脏灌注 SPECT 重建、2Dx 射线血管造影片和 3D x 射线冠状动脉重建。所述系统通过生成更多的患者可得到的更综合的检查,降低检查成本和总检查时间,以及通过降低成像检查之间由于患者运动和解剖学变化而导致的错误配准和错误诊断的风险,而改善了冠状动脉疾病的诊断。所述系统不限于心脏成像研究,并且可以应用于研究遍及患者身体的各种脉管系统研究,例如,对神经系统进行研究。参考图 1,诊断成像系统 10 执行同时发生的和/或独立的 x 射线计算机断层摄影(CT)和诸如 PET 或 SPECT 之类的核成像。成像系统 10 包括界定患者容纳孔 14 的固定外壳 12。将受到外壳 12 支撑的旋转台架 16 布置为围绕所述孔旋转,以界定公共检查区域 18。对支撑待成像和/或检查的患者或受检者 22 的患者支座 20 进行纵向和/或垂直调整,以实现患者在检查区域内的预期定位。

[0028] 为了提供 CT 成像能力,安装在可旋转台架 16 上的 x 射线组件 24 包括诸如 x 射线管之类的 x 射线源 26,以及准直器或快门组件 28,该组件除了包括准直器外还可以包括各种滤波器以修改所发射的 x 射线辐射的谱特性。所述准直器将来自 x 射线源 26 的辐射准直成锥形或楔形射束、一个或多个基本平行的扇形射束等。所述快门对所述射束放行和遮断。将诸如固态平板探测器的 x 射线探测器 30 安装到可旋转台架 16 上与 x 射线组件 24 相对的位置。在图示的实施例中,使探测器面板相对于辐射的投影中心横向偏置,或者使其从轴横断面内的旋转中心发生横向位移。更具体而言,对锥形射束和 CT 探测器 30 进行偏置,使得在每一单次 x 射线投影当中对略微超过一半的视场(FoV)进行检查。在 x 射线源和探测器旋转大约 360° 时能够完成对整个 FoV 的检查。偏置的探测器几何结构是合意的,因为在具有给定的固定探测器尺寸的情况下其能够实现增大的 FoV,或者其允许采用较小的探测器尺寸。更大的探测器往往更加复杂,制造成本高昂,可能限制总体系统设计,并且可能限制探测器定位或者患者使用等。

[0029] 随着台架的旋转,x 射线组件 24 和 x 射线探测器 30 围绕检查区域 18 协调一致地旋转,以采集跨越全 360° 旋转、多周旋转或者较小弧的 CT 投影数据。每一 CT 投影指示沿

x 射线组件 24 和 x 射线探测器 30 的探测元件之间的线性路径的 x 射线衰减。将所采集到的 CT 投影数据存储到 CT 数据缓冲器 32 内,并通过 CT 重建处理器 34 将其处理成 CT 图像表示,继而将其存储在 CT 图像存储单元 36 内。所述 x 射线源、准直器 / 快门组件、探测器和重建处理器综合起来定义了一种用于生成解剖学、CT、X 射线图像或第一图像的系统或模块。

[0030] 为了提供核成像能力,将至少两个核探测器头 40a、40b,例如,单光子发射断层摄影 (SPECT) 探测器以可移动的方式安装到旋转台架 16 上。将 x 射线组件 24 和核探测器头 40a、40b 安装到同一可旋转台架上允许在不移动患者 22 的情况下通过两种模态对检查区域 18 进行成像,即共平面成像。在一个实施例中,通过安装到旋转台架 16 上的机器人组件 (未示出) 以可移动的方式来支撑所述探测器头。所述机器人组件使得能够将所述探测器头定位到围绕患者 22 的可选择的偏置处,例如,90° 偏置、彼此相反 180° 等。每一 SPECT 探测器头包括准直器,使得已知每一探测到的辐射事件都是沿可识别的线性或小角度圆锥形视线发生,从而所采集到的辐射包括投影数据。将所采集到的 SPECT 投影数据存储到数据缓冲器 42 内,并通过 SPECT 重建处理器 44 将其处理成 SPECT 图像表示,继而将其存储到 SPECT 图像存储单元 46 内。SPECT 探测器头和 SPECT 重建处理器综合起来定义了一种用于生成核、功能图像或第二图像的系统或模块。

[0031] 在另一实施例中,所述核成像系统或模块包括未示出的正电子发射断层摄影 (PET) 探测器,而不是 SPECT 探测器 40a、40b。围绕患者容纳孔 14 布置一个或多个 PET 探测器的环,以接收来自那的伽马辐射。所探测到的重合辐射事件对定义了 LOR,按照列表模式将所述 LOR 存储到数据缓冲器内,并通过 PET 重建处理器将其重建成 PET 图像表示,并将其存储到 PET 图像存储单元内。PET 探测器环和 PET 重建处理器综合起来定义了用于生成功能图像的系统或模块。应当认识到,未示出将平板 x 射线组件 24 和 PET 系统组合到单个台架内,但是也可以设想这样做。

[0032] 使心脏 SPECT 和 CT 血管造影成像相结合能够通过使有关心脏和冠状动脉的健康的功能信息和解剖学信息相结合而改进心脏疾病的诊断。成像系统 10 能够采集共平面 SPECT 和 CT 图像连同未截断的衰减校正 (AC) 图,之后对其进行重建并在显示器上将其作为融合及非融合视图呈现给临床医生。

[0033] 对于心脏成像流程而言,将患者 22 定位到支座 20 上。将心电图 (ECG) 记录装置 50 定位到患者上或者附近,以记录 CT 和 SPECT 数据采集期间的患者 ECG 信号,从而对所采集到的投影数据进行选通。还应当指出,能够通过适当的方法替代 ECG 信号,所述方法将在不采用额外的 ECG 记录装置 50 的情况下基于所采集到的图像数据 (例如,CT 或核图像数据) 导出受检者的心脏相位。向患者施用 x 射线对比增强试剂,以增强采集期间冠状动脉的对比。对比试剂是通过静脉注射到或者经由导管直接注射到冠状动脉内的,使得在整个 CT 采集过程中使冠状动脉内存在恒定的对比试剂浓度。

[0034] 采用系统 10 的由 x 射线源 26 和横向偏置平板 x 射线探测器 30 构成的 CT 部件,来执行 360 度 x 射线采集,该部件被安装在与 SPECT 探测器头 40a、40b 相同的台架上。如上文提到的,探测器偏置使得能够对整个患者轴向截面进行成像。每一 x 射线投影覆盖略微超过患者的一半。采用 ECG 记录装置 50,在 CT 采集期间记录患者的 ECG 信号,并使患者的 ECG 信号与 x 射线采集在时间上配准。将所采集到的 CT 投影数据和对应的 ECG 数据被

存储到 CT 数据缓冲器 32 内。

[0035] 在一个实施例中,由表示选定心脏运动状态的存储的 CT 投影数据来生成冠状动脉的 3D 重建。在一个实施例中,临床医生选择用于重建的心脏运动状态,例如,心脏运动相对较小的舒张后期。在另一实施例中,所述 CT 重建处理器 34 自动选择最佳心脏运动状态。根据 ECG 选通信号和选定的最佳心脏运动状态来确定用于重建的对应投影。将 CT 重建处理器 34 编程为对经选通的 CT 投影数据进行预先滤波,以增强冠状动脉和减弱解剖学背景。滤波方法包括诸如“顶帽”滤波器的形态滤波、采用血管分割的多尺度血管状态(multi-scale vesselness)滤波、这两种方法的结合或者其他已知的滤波方法。背景消除对于由很少的投影获得高质量冠状动脉迭代重建是有利的(下文将对其加以描述),以使能仅含有冠状动脉的高分辨率子体积图像表示的重建。

[0036] 由于 ECG 选通使得对应每一心脏运动状态可获得有限数量的投影,因所以重建处理器 34 执行少量投影重建算法。所述重建算法是一种迭代重建方法,其采用作为规则化因子的冠状动脉的空间稀疏度、用于考虑中央叠加区域的冗余度加权因子以及小的更新步长中的至少一个,从而以被截断的投影数据和不均匀的体积覆盖实现均匀收敛。可以在仅含有冠状动脉的小的高分辨率子体积内执行所述重建。而且,可以将对几种运动状态进行重建,以生成每种运动状态下的图像。所述重建可以合并运动估计和运动校正步骤,例如,基于投影的运动校正或基于体积的运动估计和校正,从而针对心脏运动或其他残余运动进行校正。例如,可以导出对运动状态之间的运动进行建模的运动模型。可以采用所述运动模型将来自其他运动状态的图像或者基础投影数据映射或者变换到选定的运动状态当中。将重建的 3D 冠状动脉图像表示存储到 CT 图像存储器 36 中。

[0037] 图 2 示出了针对模拟偏置探测器平板 x 射线采集的软件仿真模型研究中的 ECG 选通冠状动脉重建 37 的例子。冠状动脉的 3D 高分辨率重建是由 18 个投影生成的,所述 18 个投影在 360° 的范围内具有等角度间隔。投影选择对应于心率为 90bpm 时对 12 秒的扫描时间的最近邻 ECG 选通。所述重建是采用迭代重建方法由顶帽滤波投影生成的,所述迭代重建方法采用了稀疏度规则化、冗余度加权因子和小更新步长。

[0038] 在另一实施例中,由所采集到的选定心脏运动状态的 CT 投影数据生成至少一幅 2D 血管造影片。可以采用已知的滤波方法对选定的投影数据进行滤波,以增强冠状动脉的可视性,例如,所述方法为对比增强、直方图优化、血管状态滤波和血管分割、或者形态学滤波器。

[0039] 针对给定的台架旋转角度,CT 重建处理器 34 选择存储在缓冲器 32 内的对应 x 射线投影。所选择的投影示出了被截断的冠状动脉树,因为所述偏置探测器几何布置俘获了略微超过一半的 FOV。从缓冲器 32 中选出在与第一投影相同的心脏运动状态下采集到的第二投影,从而使所述第一和第二投影的投影角度之间的差别尽可能接近 180 度。所述 CT 重建处理器 34 对两投影进行融合,从而得到了针对两个给定投影角度的一幅 2D 血管造影片,并将复合 2D 血管造影片存储到 CT 图像存储器 36 内。图 3A 和图 3B 分别示出了第一 2D 截断血管造影片和融合的 2D 血管造影片 38 的例子。

[0040] 在另一实施例中,由所采集到的 CT 投影数据生成衰减校正(AC)图。在 CT 投影扫描中存在对比增强试剂可能会对准确的 AC 图的生成造成干扰,因为在 SPECT 采集过程中是不存在对比试剂的。在冠状动脉中存在对比增强试剂的情况下的 AC 图可能会为 SPECT 重

建校正生成不一致的衰减信息。为了去除对比增强, CT 重建处理器 34 采用已知方法对所述投影数据中的对比增强血管进行分割, 并利用背景强度替代经分割的区域。或者, CT 重建处理器 34 可以对重建 3D 图像数据中的而不是投影数据中的对比增强血管进行分割和替代, 即, 在将投影数据重建成 3D 体积表示之后进行分割和替代。此外, CT 重建处理器 34 可以对 3D 体积表示当中的对比增强血管进行分割; 之后从投影数据减去经分割的血管的前向投影。在去除了对比增强血管并采用背景强度对其进行替代之后, 采用利用横向偏置探测器平板系统的用于锥形射束 CT 重建的已知方法来执行 3D 重建, 例如, 采用滤波逆投影或迭代重建方法。可以对所生成的 3D 体积进行后处理, 从而进行噪声消除、截断校正、对比试剂减少或者诸如下采样的分辨率调适。由这一 3D 重建体积生成 AC 图。图 4A 是来自 C 臂旋转血管造影采集的 2D 血管造影片的例子, 图 4B 是去除了对比增强血管之后的血管造影片。在这一例子中, 采用多尺度血管状态滤波器来检测和分割对比增强血管, 继而将其减除并以内插投影背景替代。

[0041] 至此, 所采集到的 CT 投影数据得到了 3D 冠状动脉重建、一系列 2D 血管造影片和能够用于校正模拟 SPECT 投影数据的衰减校正图。可以在 CT 数据采集之前或者之后或者与 CT 数据采集交错地采集 SPECT 投影数据。为了采集到 SPECT 数据, 要对在检查区域 18 内保持静态的患者施用放射性药剂示踪剂。同时采集 SPECT 投影数据和 ECG 选通信号并将其存储到 SPECT 图像存储器 46 上。SPECT 重建处理器基于所述 AC 图来校正所述 SPECT 投影数据, 并根据选定的心脏相位由经校正的 SPECT 数据生成 3D 图像重建。

[0042] 临床医生使图像表示在图形用户界面 (GUI) 52 上可视化, 例如, 所述图像表示为经重建的 3D 血管表示、2D 血管造影片和经校正的 SPECT 重建。所述 GUI 还包括临床医生或用户所凭借的与系统 10 交互的用户输入装置。在一个实施例中, 如图 5A 所示, 临床医生能够指示 GUI52 以较高的分辨率显示图像表示之一, 以包含 GUI52 的整个显示。例如, 临床医生指示 GUI 显示重建的 3D 冠状动脉树。临床医生能够使用用户输入装置使 3D 冠状动脉树旋转, 从而使各条动脉上的动脉可视化。如果临床医生发现了异常, 那么其能够指示 GUI 显示对应于当前视图的旋转角的 2D 血管造影片。在另一实施例中, 如图 5B 所示, 可以同时使多于一个图像表示可视化。继续看同一个例子, 临床医生能够指示 GUI52 在 3D 冠状动脉重建的旁边显示对应的 2D 血管造影片。此外, 临床医生能够使经校正的 SPECT 重建与处于对应的旋转角上的 3D 冠状动脉重建和 / 或与对应的 2D 血管造影片同时显示。在另一实施例中, 按照各种叠置方式显示所述图像表示。成像系统 10 包括采用已知方法进行了编程的融合处理器 54, 所述方法用于 2D 血管造影片、3D 冠状动脉重建和经校正的 3D SPECT 重建以各种组合方式的图像配准和融合。图像用户界面 52 还允许临床医生或用户与扫描控制器 56 交互, 以选择扫描顺序和协议等。

[0043] 参考图 5, 其示出了一种用于多模态心脏成像的方法。在将患者定位在检查区域 18 内和通过 GUI52 选择对应的扫描协议之后, 向患者注射 x 射线可探测对比增强试剂 S100。通过使安装了 x 射线源 24 和横向偏置平板 x 射线探测器 30 的台架围绕检查区域 18 旋转, 来执行 360° x 射线采集 S110。在 x 射线采集期间采用 ECG 记录装置 50 记录患者的 ECG 信号, 并使患者的 ECG 信号与 x 射线投影数据在时间上配准。临床医生能够采用 GUI52 选择一个或多个患者心脏相位 S120, 将从所述相位选择对应的投影数据, 以生成 3D 冠状动脉重建 S130、一系列 2D 平面冠状动脉血管造影片 S140, 和 3D 衰减校正图 S150。

[0044] 在患者仍然处于检查区域 18 内的同时,向患者注射 SPECT 放射性示踪剂 S160,并通过使被安装到与 x 射线组件 24、30 相同的台架上的 SPECT 探测器头 40a、40b 围绕检查区域 18 旋转,来执行心脏 SPECT 采集 S170。在 SPECT 采集期间记录患者的 ECG 信号,之后使患者的 ECG 信号与 SPECT 投影数据在时间上配准。采用 3D 衰减校正图和选定的心脏运动状态将投影数据重建 S180 成患者心脏区域的 3D 图像表示。融合处理器 54 将 3D x 射线冠状动脉图像表示、2D x 射线平面血管造影片和 3D SPECT 心脏图像表示组合成有助于临床医生对患者的心脏区域进行诊断的各种重叠形式。在 GUI52 的显示上单独或者同时显示 3D x 射线冠状动脉图像表示、2D x 射线平面血管造影片、3D SPECT 心脏图像表示和各种组合的图像表示。参考图 6A,其示出了一种用于生成 3D x 射线冠状动脉图像表示 S130 的方法。在选择了心脏相位并对对应的投影数据进行选通 S120 之后,采用形态学滤波、多尺度血管状态滤波和血管分割、这些方法的一种或多种组合或者其他已知滤波方法对投影数据进行滤波 S210,以增强冠状动脉和减弱解剖学背景。采用适于有限数量的可用投影和横向偏置探测几何布置的迭代重建算法来重建 S220 经滤波的数据。所述重建也可以合并运动估计和补偿,以针对心脏运动或其他残余运动进行校正。

[0045] 参考图 6B,其示出了一种用于生成 2D 平面冠状动脉血管造影 S140 的方法。在选择了心脏相位并对对应的投影数据进行选通 S120 之后,对投影数据进行滤波 S240,以增强冠状动脉。针对每一投影角度,所俘获到的视场受到了截断,例如,冠状动脉树可能受到了截断,因为偏置探测器几何布置的俘获范围略微超过所述 FOV 的一半。因此,确定 S250 在与第一投影相同的心脏运动状态下采集到的第二投影,从而使所述第一和第二投影的投影角度之间的差别尽可能接近 180 度。所述 CT 重建处理器 34 对两投影进行融合 S260,从而得到针对所述的两个给定投影角度的复合或融合的 2D 血管造影片 S270。

[0046] 参考图 6C,其示出了一种用于生成 3D 衰减校正图 S150 的方法。在选择了心脏相位并对对应的投影数据进行选通 S120 之后,重建处理器 34 从所述投影当中去除对比增强。应当指出,可以在 AC 图的生成当中采用 ECG 信号,也可以不采用 ECG 信号。为了去除对比增强,CT 重建处理器 34 采用已知方法对所述投影数据中的、步骤 S140 中生成的 2D 平面血管造影中的或者重建图像数据中的对比增强血管进行分割 S280,并采用背景强度替代被分割的区域 S290。采用考虑了横向偏置平板探测器几何布置的滤波逆投影或迭代算法来执行 3D 重建 S300,以生成 3D 体积。对所生成的 3D 体积进行后处理 S310,从而进行噪声消除、截断校正、对比试剂减小或者诸如下采样的分辨率调适。由经处理的 3D 重建体积生成 AC 图 S320。

[0047] 在另一实施例中,提供了一种计算机可读介质,其具有体现于其上的用于对处理器加以控制以执行图 6 和图 7A-7C 的心脏成像方法的计算机程序或指令。

[0048] 已经参考优选实施例描述了本发明。在阅读并理解了前述详细说明书的之后,本领域技术人员可能想到修改和变化。意图是将本发明推断为包括所有落在所附权利要求或者其等同形式的范围内的如此修改和变化。

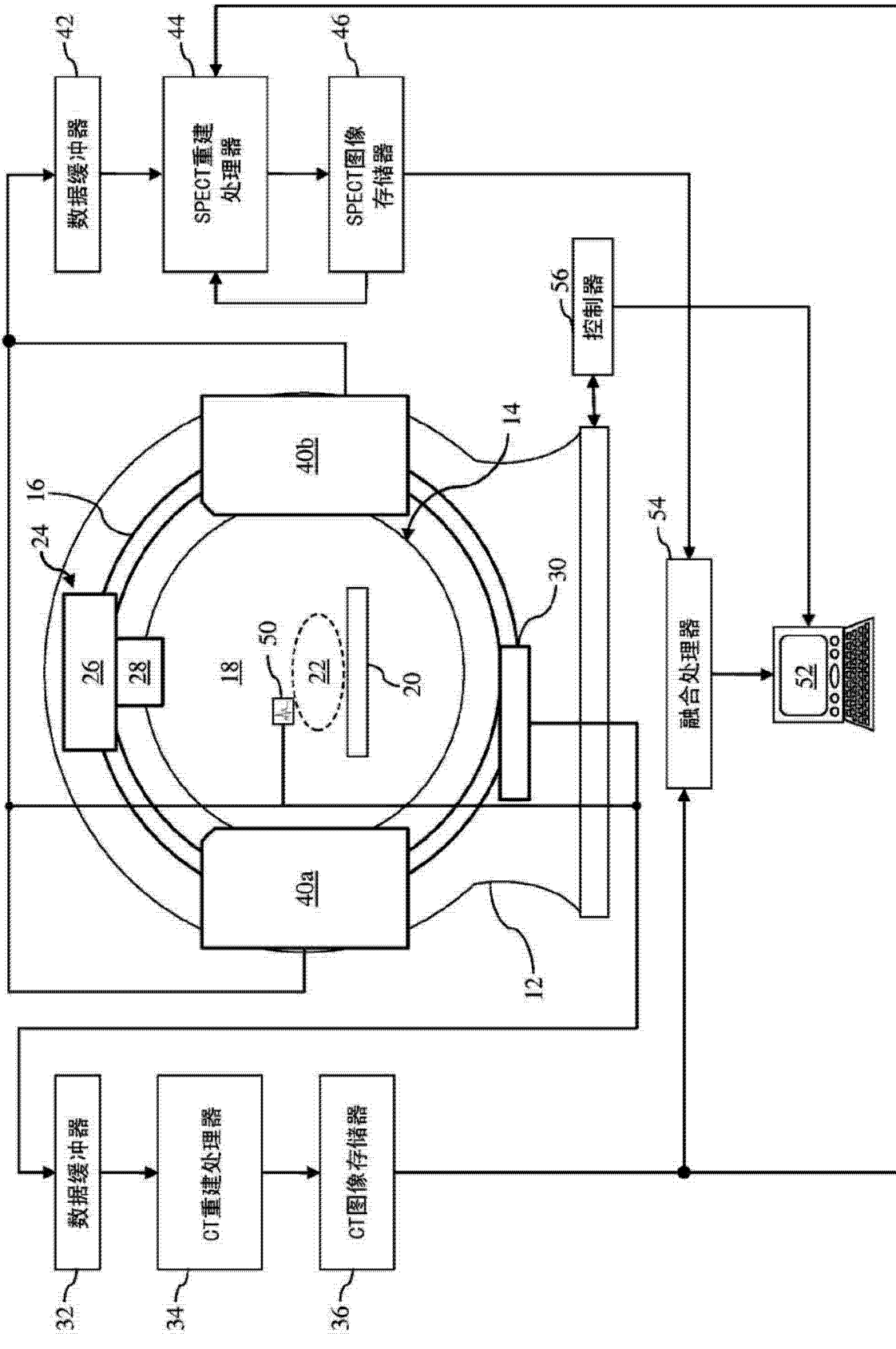


图 1

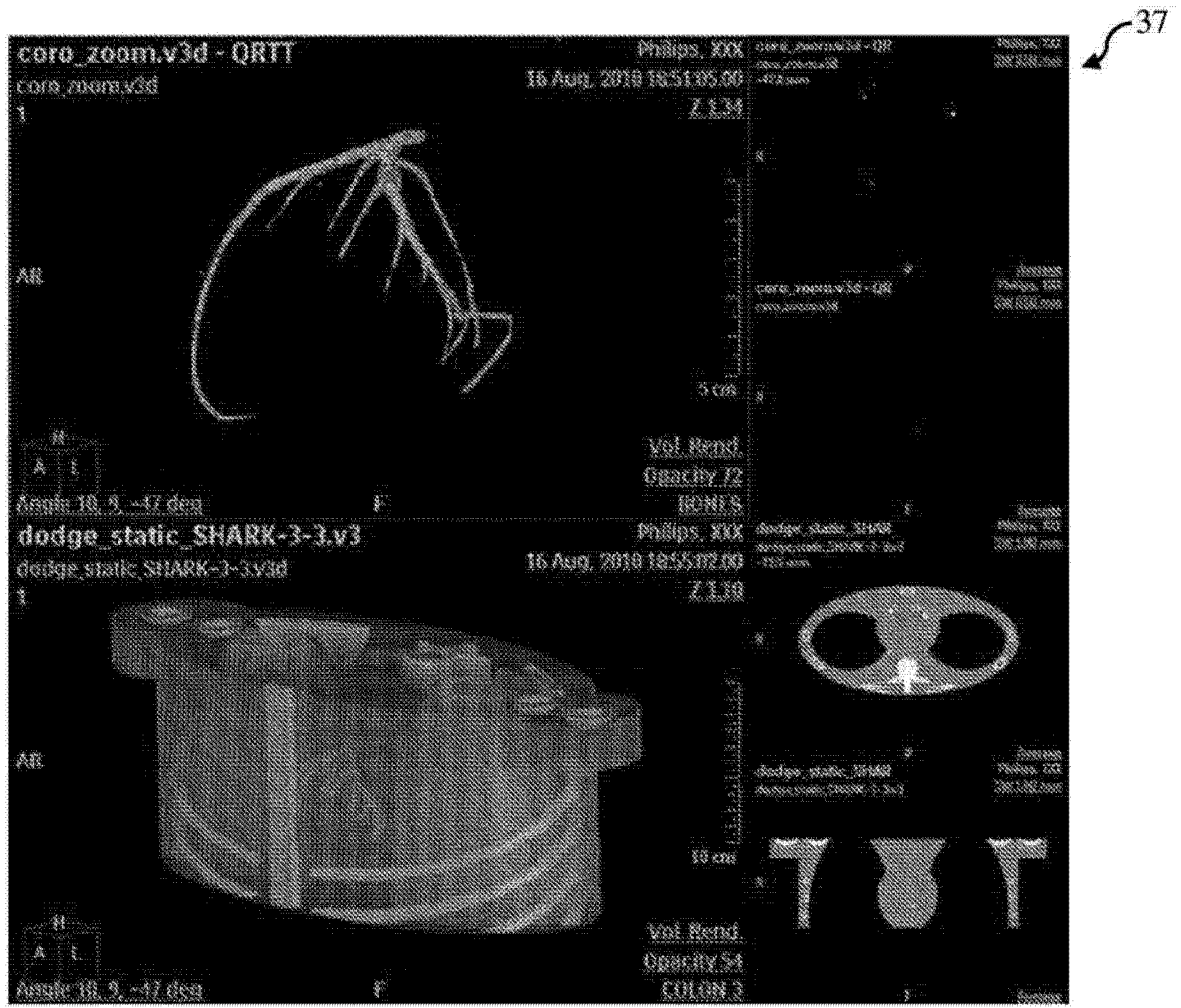


图 2

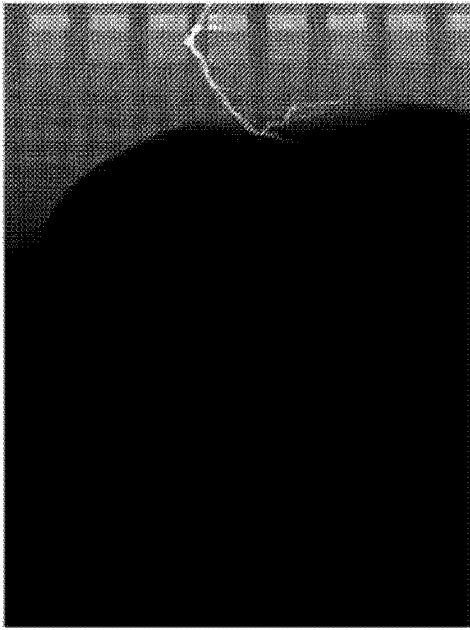


图 3A

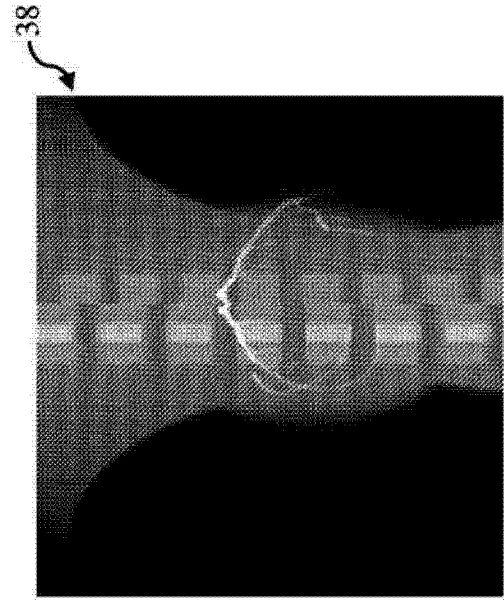


图 3B

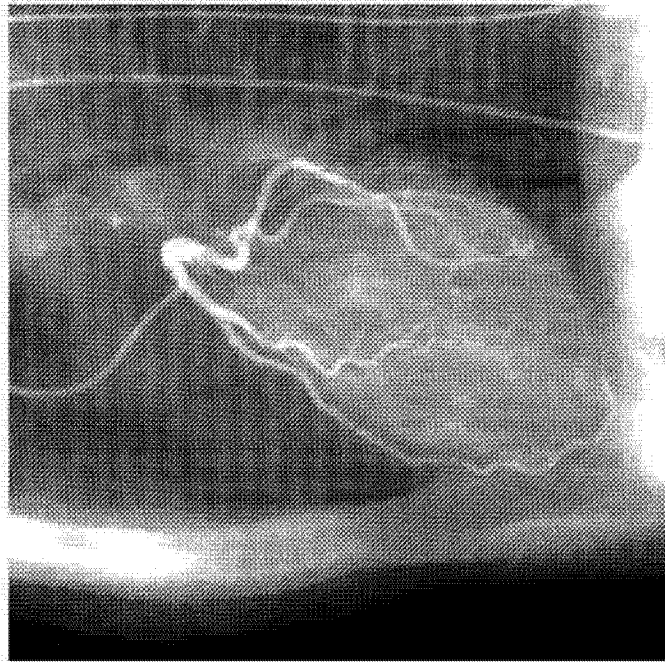


图 4A

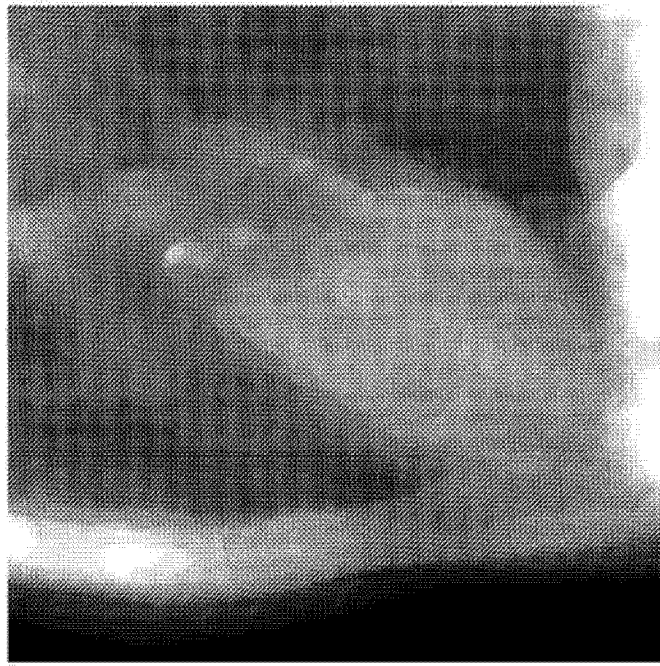


图 4B

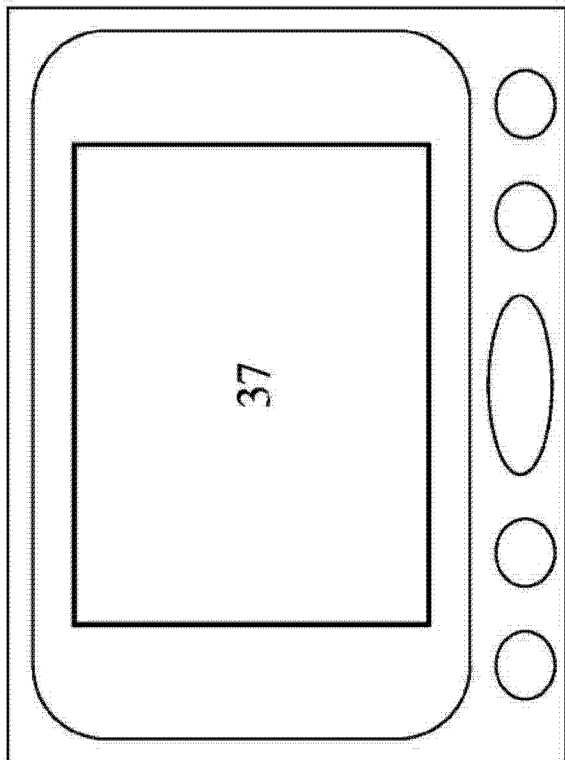


图 5A

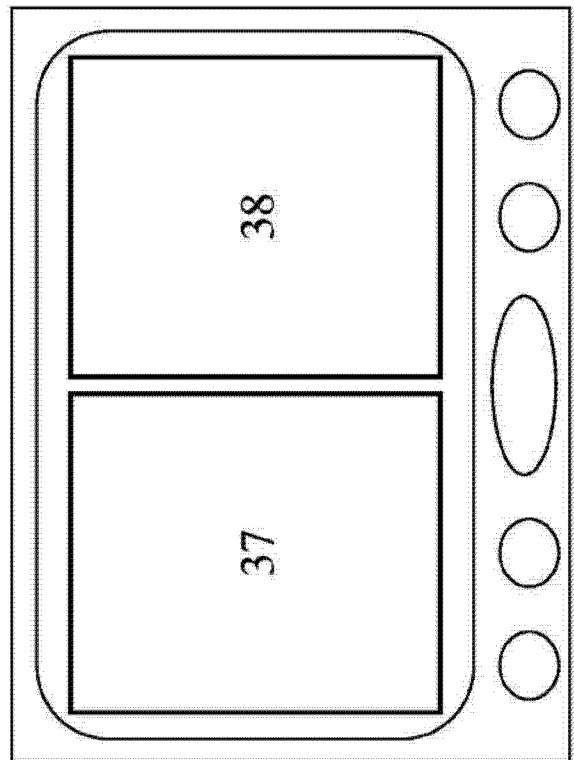


图 5B

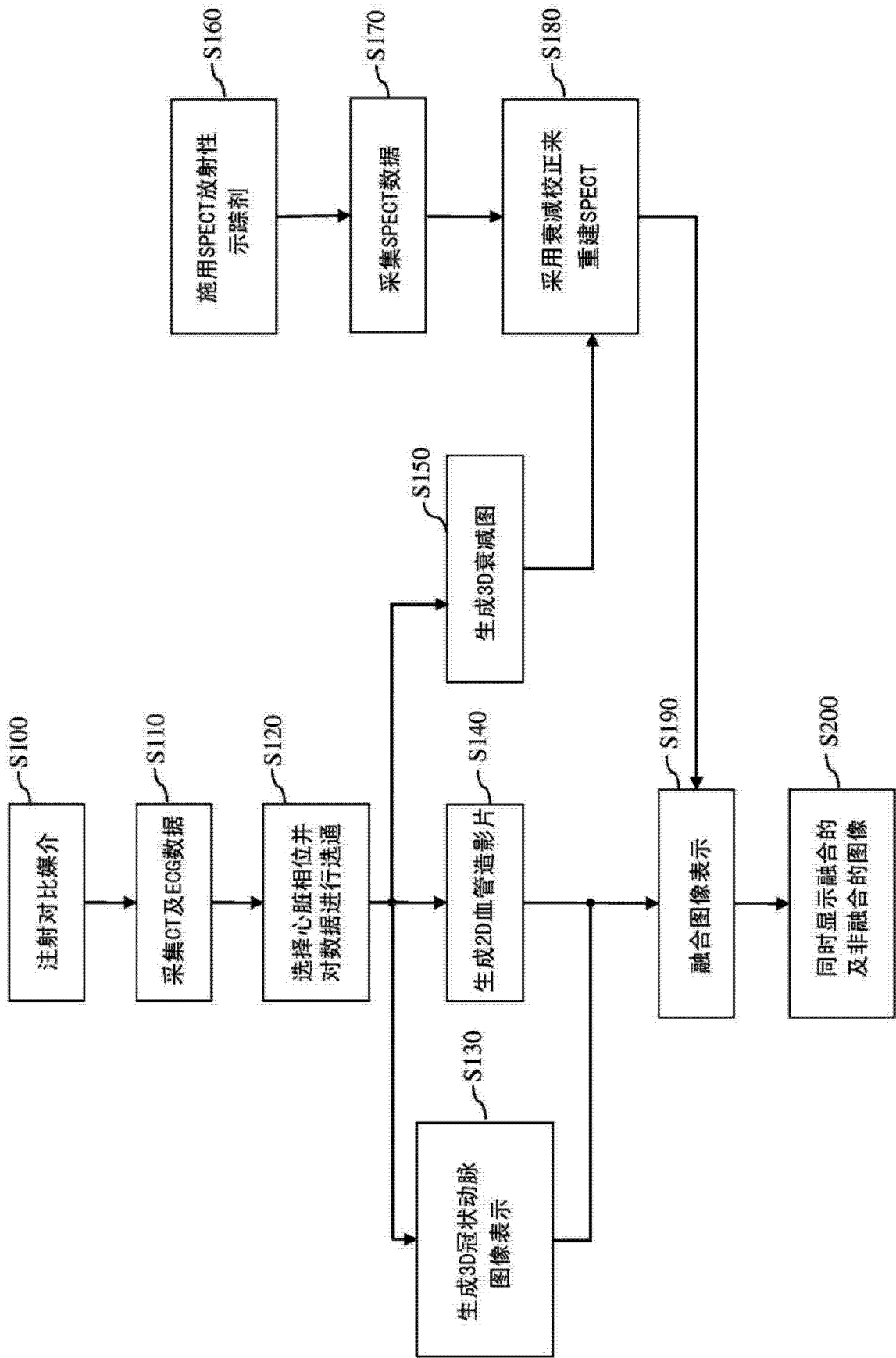


图 6

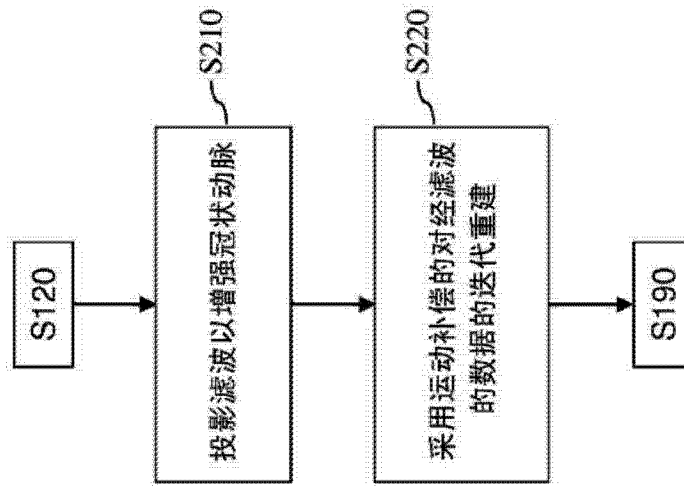


图 7A

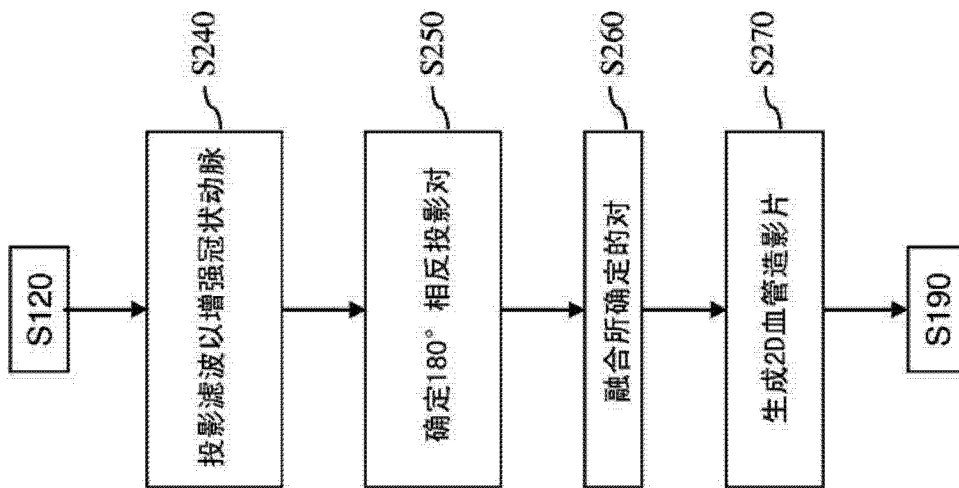


图 7B

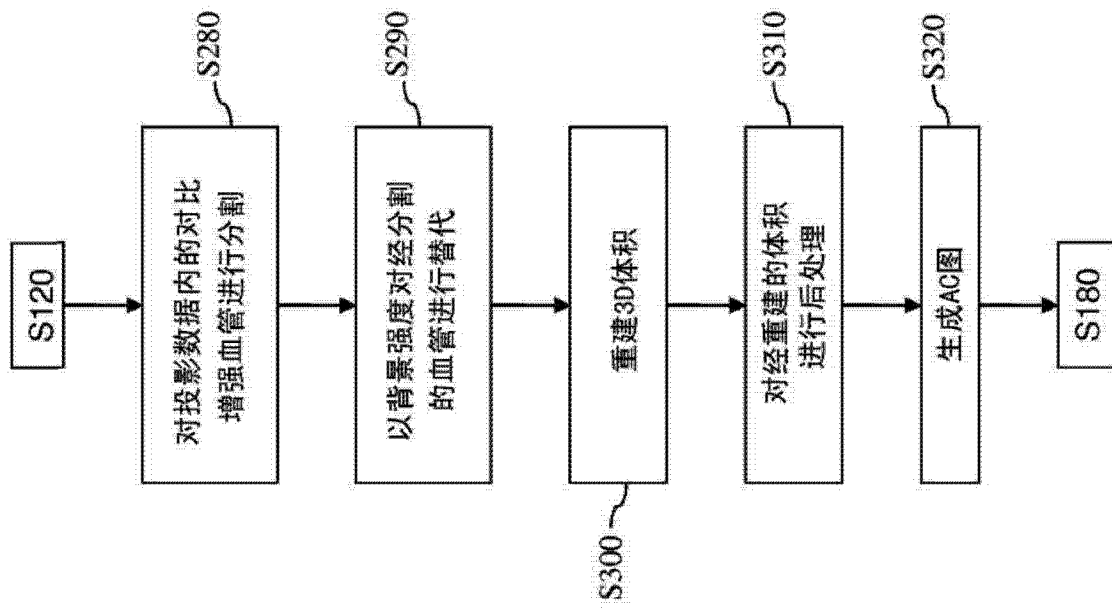


图 7C