



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103648390 B

(45)授权公告日 2016.10.19

(21)申请号 201280033271.6

(22)申请日 2012.06.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103648390 A

(43)申请公布日 2014.03.19

(30)优先权数据

61/504,840 2011.07.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.01.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/053296 2012.06.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/005146 EN 2013.01.10

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·冯贝格 J·塞内加

L·法胡姆 S·戈特曼 T·维克

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘瑜 王英

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

(56)对比文件

W0 2011/058461 A1,2011.05.19,

CN 101455572 A,2009.06.17,

US 2007/0242865 A1,2007.10.18,

US 2005/0143639 A1,2005.06.30,

审查员 金俊江

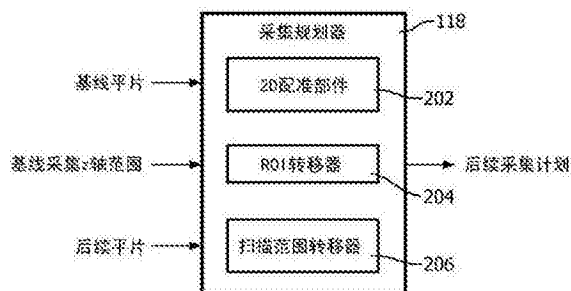
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

后续图像采集规划和/或后处理

(57)摘要

一种方法包括:基于第一二维平片投影图像和第二二维平片投影图像规划患者的感兴趣组织的后续三维图像采集,其中,所述第一二维平片投影图像用于规划所述患者的所述感兴趣组织的先前执行的基线三维图像采集,其中,所述第一二维平片投影图像包括对应于在针对所述先前执行的基线三维图像采集的所述第一二维平片投影图像中识别出的至少一个感兴趣区域的信息,其中,所述第一二维平片投影图像包括对应于在针对先前执行的基线三维基线图像采集的所述第一二维平片投影图像中识别出的z轴扫描范围的信息,并且其中,所述第二二维平片投影图像被采集以规划所述后续三维图像采集。



1. 一种后续图像采集规划方法,包括:

将在第一二维平片投影图像中表示的结构与在第二二维平片投影图像中表示的结构进行配准,其中,所述第一二维平片投影图像和所述第二二维平片投影图像是独立地在不同时刻被采集的;并且

基于经配准的第一二维平片投影图像与第二二维平片投影图像来规划患者的感兴趣组织的后续三维图像采集,

其中,所述第一二维平片投影图像用于规划所述患者的所述感兴趣组织的先前执行的基线三维图像采集,

其中,所述第一二维平片投影图像包括对应于在针对所述先前执行的基线三维图像采集的所述第一二维平片投影图像中识别出的至少一个感兴趣区域的信息,

其中,所述第一二维平片投影图像包括对应于在针对所述先前执行的基线三维图像采集的所述第一二维平片投影图像中识别出的z轴扫描范围的信息,其中,所述z轴是成像系统的扫描架的旋转轴,并且

其中,所述第二二维平片投影图像被采集以规划所述后续三维图像采集。

2. 根据权利要求1所述的方法,所述配准包括:

使用弹性或刚性图像配准算法来配准第一二维平片投影图像与第二二维平片投影图像。

3. 根据权利要求1到2中任一项所述的方法,所述配准包括:

将对应于来自所述第一二维平片投影图像的所述至少一个感兴趣区域的信息转移至所述第二二维平片投影图像。

4. 根据权利要求1到2中任一项所述的方法,所述配准包括:

将对应于来自所述第一二维平片投影图像的所述z轴扫描范围的信息转移至所述第二二维平片投影图像。

5. 根据权利要求1到2中任一项所述的方法,其中,所述配准是在无用户交互的情况下自动执行的。

6. 根据权利要求1到2中任一项所述的方法,还包括:

基于具有所转移的信息的经配准的第二二维平片投影图像来执行所述后续三维图像采集。

7. 根据权利要求1到2中任一项所述的方法,还包括:

重建在所述后续三维图像采集期间采集的数据,以生成多幅薄片层图像;并且
将所述薄片层图像与对应于所述先前执行的基线三维图像采集的图像的子集进行配准。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述图像的子集相对于从所述先前执行的基线三维图像采集生成的较薄片层图像具有更厚的片层厚度。

9. 根据权利要求7所述的方法,所述配准包括:

将对应于在所述图像的子集中识别出的感兴趣体积的信息从所述子集转移至经配准的多幅薄片层图像。

10. 根据权利要求9所述的方法,还包括:

对所述多幅薄片层图像重新格式化,以产生基本上与对应于所述先前执行的基线三维

图像采集的所述图像的子集匹配的三维图像数据集。

11. 一种后续图像采集规划系统, 包括:

2D配准部件(202), 其将在第一二维平片投影图像中的结构与在第二二维平片投影图像中的结构进行配准, 其中, 所述第一二维平片投影图像和所述第二二维平片投影图像是独立地在不同时刻被采集的, 其中, 所述第一二维平片投影图像用于规划先前执行的三维图像采集, 并且所述第二二维平片投影图像被采集以规划后续三维图像采集; 以及

采集规划器(118), 其被配置为基于在所述第一二维平片投影图像和所述第二二维平片投影图像中的经配准结构来生成针对所述后续三维图像采集的采集计划。

12. 根据权利要求11所述的系统, 所述采集规划器还包括:

感兴趣区域转移器(204), 其将对应于在所述第一二维平片投影图像中识别出的至少一个感兴趣区域的信息转移至所述第二二维平片投影图像。

13. 根据权利要求12所述的系统, 所述采集规划器还包括:

扫描范围转移器(206), 其将对应于在针对所述先前执行的三维图像采集的所述第一二维平片投影图像中识别出的z轴扫描范围的信息转移至所述第二二维平片投影图像。

14. 根据权利要求11到13中任一项所述的系统, 还包括:

图像处理器(120), 其将所述后续三维图像采集的较薄片层图像与从所述先前执行的三维图像采集的较薄片层图像导出的较厚片层图像的子集匹配。

15. 根据权利要求14所述的系统, 所述图像处理器包括:

3D配准部件(302), 其被配置为配准所述较薄片层图像与所述较厚片层图像。

后续图像采集规划和/或后处理

技术领域

[0001] 下文总体上涉及生成后续图像采集计划和/或对后续图像采集生成的数据的数据的后处理,下文是结合对计算机断层摄影(CT)的具体应用而描述的;但是,下文同样适用于其他成像模态。

背景技术

[0002] CT扫描器包括由旋转扫描架支撑的X射线管,旋转扫描架被可旋转地固定到静止扫描架上。X射线管发射横贯检查区域以及其内的患者的一部分(其根据患者放射密度对辐射进行衰减)。受检者支撑物支撑患者,并且被配置为将患者定位于检查区域中,以供扫描。跨越检查区域,与X射线管相对设置的探测器阵列探测横贯检查区域的辐射,并产生指示所探测到的辐射的投影数据。能够重建投影数据,医院生成指示患者的一部分的三维(3D)体积图像数据。

[0003] 对于CT采集而言(例如,轴向的或者螺旋的),一般首先执行平片(surview)。利用处于静态位置上的旋转扫描架(非旋转)采集平片,其中,受检者支撑物沿z方向移动通过检查区域。所得到的数据是经扫描的患者部分的二维(2D)投影图像。2D投影图像用于生成CT采集计划,包括识别出在CT采集期间待扫描的感兴趣组织以及基于感兴趣组织的CT采集的患者的z轴范围(即,z最小和z最大)。该范围通常是控制台处的技术人员通过定位并叠加覆盖感兴趣区域的感兴趣区域(ROI)框在2D投影图像上确定。

[0004] 一旦完成了计划就能够执行CT采集了。对所采集到的数据进行重建,以产生3D体积图像数据。然而,通常仅重建数据的子集(例如,具体而言对应于感兴趣组织的部分)被进一步处理,例如针对视觉检查被优化。这一子集往往包括厚度比原始重建3D体积图像数据中的片层更大的片层。此外,该子集可以包括处于多个取向(例如,矢状取向、横向取向和/或冠状取向)内的图像。该子集和平片根据医疗数字成像和通信(DICOM)标准被格式化,并被存储到影像归档和通信系统(PACS)中。可以不存储原始重建数据,例如,由于其尺寸的原因。

[0005] 对在不同时刻处的相同组织的CT采集进行比较,以获得有关组织的信息。例如,这样的采集已经被用于视觉地观察和/或量化肿瘤或者其他组织的几何结构随着时间的物理变化(例如,生长或缩小)。然而,为了使所获得的信息在诊断上可用,各次采集的设置应当是类似的。通过举例的方式,如果,例如,在给定CT片层中的基线图像内测量肿瘤直径,那么后续图像应具有这样的几何结构以存在相对于肿瘤位置的对应片层。否则,两个数据集内的肿瘤尺寸的差异可能被不正确的估计。

[0006] 通常,在放射科中-对于给定检查类型具有标准的操作程序,其确定了将ROI框放到哪里。遗憾的是,在实际的临床数据中观察到的变化性高,且不允许基线图像与后续图像的简单准确比较。此外,人工定位ROI框从而以充分的准确度重现基线检查将是极为繁琐耗时的。因此,存在这样一种有待解决的需求:需要对感兴趣组织的后续CT采集进行规划的方案,在该方案中所得图像中的感兴趣组织很好地适于与基线图像中的感兴趣组织进行比

较。

发明内容

[0007] 本申请的各个方面解决了上述和其他问题。

[0008] 根据一个方面,一种方法包括:基于第一二维平片投影图像和第二二维平片投影图像规划患者的感兴趣组织的后续三维图像采集,其中,所述第一二维平片投影图像用于规划所述患者的所述感兴趣组织的先前执行的基线三维图像采集,其中,所述第一二维平片投影图像包括对应于在针对所述先前执行的基线三维图像采集的所述第一二维平片投影图像中识别出的至少一个感兴趣区域的信息,其中,所述第一二维平片投影图像包括对应于在针对先前执行的基线三维基线图像采集的所述第一二维平片投影图像中识别出的z轴扫描范围的信息,并且其中,所述第二二维平片投影图像被采集以规划所述后续三维图像采集。

[0009] 在另一方面中,一种系统包括采集规划器,所述采集规划器被配置为基于第一二维平片投影图像和第二二维平片投影图像生成针对后续三维图像采集的采集计划,其中,所述第一二维平片投影图像用于规划先前执行的三维图像采集,所述第二二维平片投影图像被采集以规划所述后续三维图像采集。

[0010] 在另一方面中,一种计算机可读介质嵌入了计算机可执行指令,所述计算机可执行指令当由处理器执行时,令所述处理器:配准针对规划随后三维图像采集而执行的后续平片2D投影图像与先前执行的基线三维图像采集的基线平片2D投影图像;将对应于在所述基线平片2D投影图像中识别出的感兴趣区域的信息转移至所述后续平片2D投影图像;将对应于在所述基线平片2D投影图像中识别出的先前执行的基线三维图像采集的z轴范围的信息转移至所述后续平片2D投影图像;并且基于具有所转移的感兴趣区域和z轴范围的经配准的后续平片2D投影图像来生成所述随后三维图像采集的采集计划,其中,所述计划用于执行所述随后三维图像采集。

[0011] 在阅读并理解了下面详细描述后,本领域技术人员将认识到本发明的其他方面。

附图说明

[0012] 本发明可以采取各种部件和部件布置,以及各种步骤和步骤安排的形式。附图出于说明优选实施例的目的,而不得被解释为对本发明的限制。

[0013] 图1示意性地图示了与采集规划器和图像处理器连接的示范性成像系统。

[0014] 图2示意性地图示了采集规划器的范例。

[0015] 图3示意性地图示了图像处理器的范例。

[0016] 图4图示了用于执行CT扫描的示范性方法。

具体实施方式

[0017] 下文总体上涉及为患者的感兴趣组织的后续图像采集复制基线图像采集中的相同患者的相同感兴趣组织的扫描几何结构(例如,位置和取向)。其允许对后续图像和基线图像进行更好的比较,因为来自两次采集的对应片层覆盖相同的解剖结构范围。文中使用的“基线”和“后续”是指在不同时刻处执行的采集,其中,“基线”采集是在“后续”采集之前

执行的(或者“后续”采集是继“基线”采集之后执行的)。然而,“基线”采集未必是第一次采集,“后续”采集也未必是“基线”采集之后的第一次采集。

[0018] 图1图示了一种成像系统100,例如,其可以是计算机断层摄影(CT)扫描器。

[0019] 成像系统100包括固定扫描架102和旋转扫描架104,旋转扫描架104可旋转地由固定扫描架102的支持。旋转扫描架104被配置为关于纵轴或z轴绕检查区域106旋转,以执行轴向或螺旋采集。旋转扫描架104还被配置为保持在固定位置上,例如以执行一次或多次平片。诸如躺椅的支撑物108将受检者或对象支撑在检查区域106中,并且能够在扫描之前、期间和/或之后用于相对于x、y和/或z轴定位受检者或对象。

[0020] 诸如X射线管的辐射源110由旋转扫描架104支撑,并且当旋转扫描架104旋转时随旋转扫描架104一起围绕检查区域106旋转。辐射源110发射横贯检查区域106的辐射。辐射敏感探测器阵列112与辐射源110相对地定位,并跨越检查区域106。探测器阵列112包括辐射敏感探测器元件的一维或二维阵列,其探测横贯检查区域106的辐射并生成指示其的投影数据。

[0021] 重建器114重建投影数据,并生成指示检查区域106以及位于其内的对象或受检者的一部分的二维(2D)和/或三维(3D)体积图像数据。能够由图像处理器等对所得的体积图像数据进行处理,以生成一幅或多幅图像。通用计算机系统起着操作者控制台116的作用,其包括诸如显示器的输出设备以及诸如键盘、鼠标等的输入设备。控制台116上固有的软件允许操作者控制系统100的操作,例如,其允许操作者启动扫描等。

[0022] 采集规划器118有助于生成采集计划,所述采集计划将被传达至控制台116,以由扫描器100实施。如下文更详细所述,在一种情况下,采集规划器118基于用于规划患者的感兴趣组织的基线采集的(一个或多个)基线平片(例如,由扫描器100生成)和用于规划后续采集的(一个或多个)后续平片(例如,由扫描器100生成)来生成针对患者的感兴趣组织的后续(或随后)采集的计划。其允许自动地复制相对于感兴趣组织的位置和取向的患者的基线采集的扫描几何结构。注意,能够利用不同的CT扫描器执行基线采集和后续采集。

[0023] 图像处理器120有助于处理重建图像数据,例如,来自重建器114的数据。如下文更详细所述,在一种情况下,图像处理器120将来自从后续采集重建的(例如,由重建器114产生的)图像数据的薄片层(例如,0.5mm厚)(其对应于基线图像集中的片层,所述基线图像集可以包括针对基线采集的(例如,通过重建器114产生的)整个重建图像数据)与厚度可以与后续采集薄片层或其子集(该子集已经被处理并包括较厚片层,例如,由图像处理器120产生)相同或不同的片层进行匹配。相对于不采用图像处理器120的配置而言,这一匹配允许对两次采集中的感兴趣组织进行更好地比较。

[0024] 采集规划器118和/或图像处理器120能够是诸如计算机的计算系统的一部分。在这种情况下,采集规划器118和/或图像处理器120能够相对于扫描器100本地地或远程地定位。在另一种情况下,采集规划器118和/或图像处理器120是控制台116的一部分。在任一情况下,能够经由执行嵌入到诸如物理存储器的计算机可读介质上的一个或多个计算机可读指令的一个或多个处理器来实施采集规划器118和/或图像处理器120。额外地或备选地,所述一个或多个处理器执行由信号或载波携带的一个或多个计算机可读指令。

[0025] 数据储存库122被配置为存储电子格式化的数据,所述数据包括但不限于(例如,由扫描器100生成的)平片、(例如,由扫描器100生成的)重建图像数据、(例如,由图像处理

器120生成的)经处理的图像数据和/或其他信息。采集规划器118能够使用这种数据以方便生成采集计划,和/或图像处理器120能够使用这种数据以方便处理重建数据。数据储存库122能够包括一个或多个存储部件,例如,PACS、放射科信息管理系统(RIS)、医院信息系统(HIS)、电子医疗记录(EMR)、数据库、服务器和/或其他储存库。

[0026] 图2示意性地图示了采集规划器118的范例。

[0027] 在这一范例中,联系对相同患者的相同感兴趣组织的后续采集的规划讨论了采集规划器118。在这一背景下,采集规划器118利用包括(一个或多个)ROI框和z轴范围的(例如,由扫描器100生成并存储在数据储存库122中的)(一个或多个)基线平片以及(例如,由扫描器100生成的)后续平片。应当理解,也能够利用采集规划器118基于基线平片规划基线采集,但下文将不对此进行讨论。

[0028] 所示出的采集规划器118包括二维(2D)配准部件202,其配准(一个或多个)基线平片与(一个或多个)后续平片。在一种情况下,这包括将两者中表示的结构的全部或子集刚性或弹性地配准至平片。能够采用任何已知的或者其他2D配准算法。适当配准的范例包括基于图像像素强度的配准。能够通过几何参数的变化(例如,在刚性配准中改变一幅图像的位置和取向)而使两幅图像之间的全局的或局部受限的相似性度量最大化。

[0029] 所示出的采集规划器118还包括感兴趣区域(ROI)转移器204,其将(一个或多个)基线平片的ROI转移至已经与(一个或多个)所述基线平片配准的(一个或多个)后续平片。所示出的采集规划器118还包括扫描范围转移器206,其将(一个或多个)基线平片的扫描范围(z最小和z最大)转移至已经和(一个或多个)所述基线平片配准的(一个或多个)随后平片。

[0030] 图3示意性地图示了图像处理器120的范例。

[0031] 在这一范例中,联系后续重建的图像与基线图像集的对应图像的匹配讨论了图像处理器120。应当理解,也能够利用图像处理器120处理基线采集。

[0032] 图像处理器120包括三维(3D)弹性或刚性配准部件302,其配准基线图像和随后的重建薄片层图像。能够采用任何已知的或者其他3D配准算法。适当配准的范例包括基于图像像素强度的配准。能够通过几何参数的变化(例如,在刚性配准中改变一幅图像的位置和取向)而使两幅图像之间的全局的或局部受限的相似性度量最大化。

[0033] 在一种情况下,所述配准包括配准基线重建图像和/或从基线重建图像导出的经处理图像的子集与后续采集的重建图像。这一配准允许细化(一个或多个)后续ROI的位置,由此优化两次采集中的重建图像中的(一个或多个)ROI的对准。

[0034] 数据重新格式化器306基于配准变换对后续采集的薄片层重建图像进行重新格式化。这可以包括使用图像处理方法,例如,使用多平面重建(MPR)和/或其他图像处理方法,从一组经配准的薄片层图像创建一组图像。在一种情况下,所得的图像数据集包括三维图像数据集,其基本上与从基线采集导出的重建图像的三维子集匹配。所得的图像数据能够经由显示监视器被视觉呈现、被存储、被传达至一个或多个设备、被进一步处理、被制成胶片等。

[0035] 一般而言,来自基线平片与后续平片的配准的估计用于引导这一3D配准。3D搜索空间已经被其强烈限制,尤其在平片的平面内取向中。这样,所述3D配准的捕获范围问题已经被限制。这提高了鲁棒性并加快了计算。在可获得双投影平片(患者的两个正交投影)的

情况下,甚至能够使这些限制变得更强。

[0036] 图像处理器120还包括将感兴趣体积(VOI)从基线图像集转移至后续数据集的感兴趣体积(VOI)转移器304。

[0037] 图4示意性地图示了用于执行CT扫描的示范性方法。

[0038] 应当认识到,下文动作的顺序仅出于解释性目的,而非限制性的。如此,本文也预见到其他顺序。此外,可以省略动作中的一个或多个,和/或可以包括一个或多个其他动作。

[0039] 在402中,针对待扫描的患者执行至少一次平片。在存在多次平片的情况下,能够利用位于不同角位置处的辐射源110执行平片。

[0040] 在404中,基于(一个或多个)平片创建采集计划,以扫描患者的感兴趣组织。这包括定义感兴趣组织的一个或多个ROI以及平片上的z轴扫描范围。

[0041] 在406中,基于所述计划执行采集。

[0042] 在408中,重建采集的数据,以创建多个薄片层。

[0043] 在410中,对重建数据进行处理。在一种情况下,这包括创建感兴趣组织的图像的子集,其中,所述图像具有相对于重建薄片层的更大的片层厚度,并且包括至少一个用户识别的感兴趣体积(VOI)。

[0044] 在412中,存储具有ROI和z轴范围的平片以及所述图像的子集。还任选存储原始重建片层。

[0045] 在414中,执行至少一次后续平片,以规划组织的后续采集。

[0046] 在416中,检索一个或多个存储的平片,所述平片包括一个或多个ROI以及z轴范围。在必要时能够预先取出或者获得这种数据。

[0047] 在418中,将一个或多个后续平片与一个或多个检索的平片配准,这包括将检索的平片的ROI和z轴范围转移至后续平片。在一种情况下,在没有任何用户交互的情况下自动执行所述配准。在另一种情况下,在用户交互下执行所述配准。能够接受、修改或拒绝所得的配准。

[0048] 在420中,基于包括经配准的ROI和z轴范围的经配准随后平片创建后续采集计划。在一种情况下,在没有任何用户交互的情况下自动创建所述计划。在另一种情况下,在用户交互下创建所述计划。能够接受、修改或拒绝所得的计划。

[0049] 在422中,基于后续采集计划执行后续采集。

[0050] 在424中,重建采集的数据,以创建多个薄片层。

[0051] 在426中,检索所存储的重建图像的子集。额外地或备选地,检索所存储的重建数据。

[0052] 在428中,将重建数据的重建薄片层图像与检索的重建图像的子集配准,这包括转移至少一个VOI。两集合内的图像逐片层地覆盖相同感兴趣组织。

[0053] 在430中,处理经配准的重建图像。在一种情况下,这包括创建感兴趣组织的图像的子集。

[0054] 在432中,将后续经处理图像中的感兴趣组织与基线经处理图像中的感兴趣组织进行比较。这可以包括对两个数据集中的感兴趣组织进行视觉和/或定量地比较。

[0055] 在要规划另一后续采集的情况下,使用初始平片、第一后续平片、这两种平片和/或另一平片重复动作414到432中的一个或多个。

[0056] 可以经由一个或多个处理器实施上述方案,所述处理器执行编码在或者体现在诸如物理存储器的计算机可读存储介质上的一个或多个计算机可读指令,所述指令使所述一个或多个处理器执行各种动作和/或其他功能和/或作用。额外地或备选地,所述一个或多个处理器能够执行由诸如信号或载波的暂态介质携带的指令。

[0057] 应当认识到,上文能够有助于推进后续检查的采集和重建,从而使后续3D图像和基线3D图像基本上在逐片层的基础上是等同的(例如,尽可能少地利用平面间以及平面内的平移/成角,使基线和后续数据集的片层#38含有相同的解剖结构)。通过(在重建具有较厚的片层的图像之前)基于后续检查的薄片层重建计算变换,能够直接计算出期望取向内的MPR,因此相对于将基线图像与具有相对厚的片层的后续图像配准在一起并对厚片层后续图像重新格式化以匹配基线图像的配置(其将导致更强的部分体积效应),这降低了由部分体积而导致的伪影。

[0058] 上文是根据基于CT平片规划CT采集而讨论的。然而,应当认识到,额外地或备选地,能够基于来自其他成像模态的数据生成CT采集计划。此外,能够基于CT平片和/或基于其他成像模态生成的数据来生成其他成像模态的计划。

[0059] 已经参考各种实施例描述了本发明。他人在阅读了文中的描述之后可以想到修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和变化,只要它们落在权利要求书或其等价要件的范围之内。

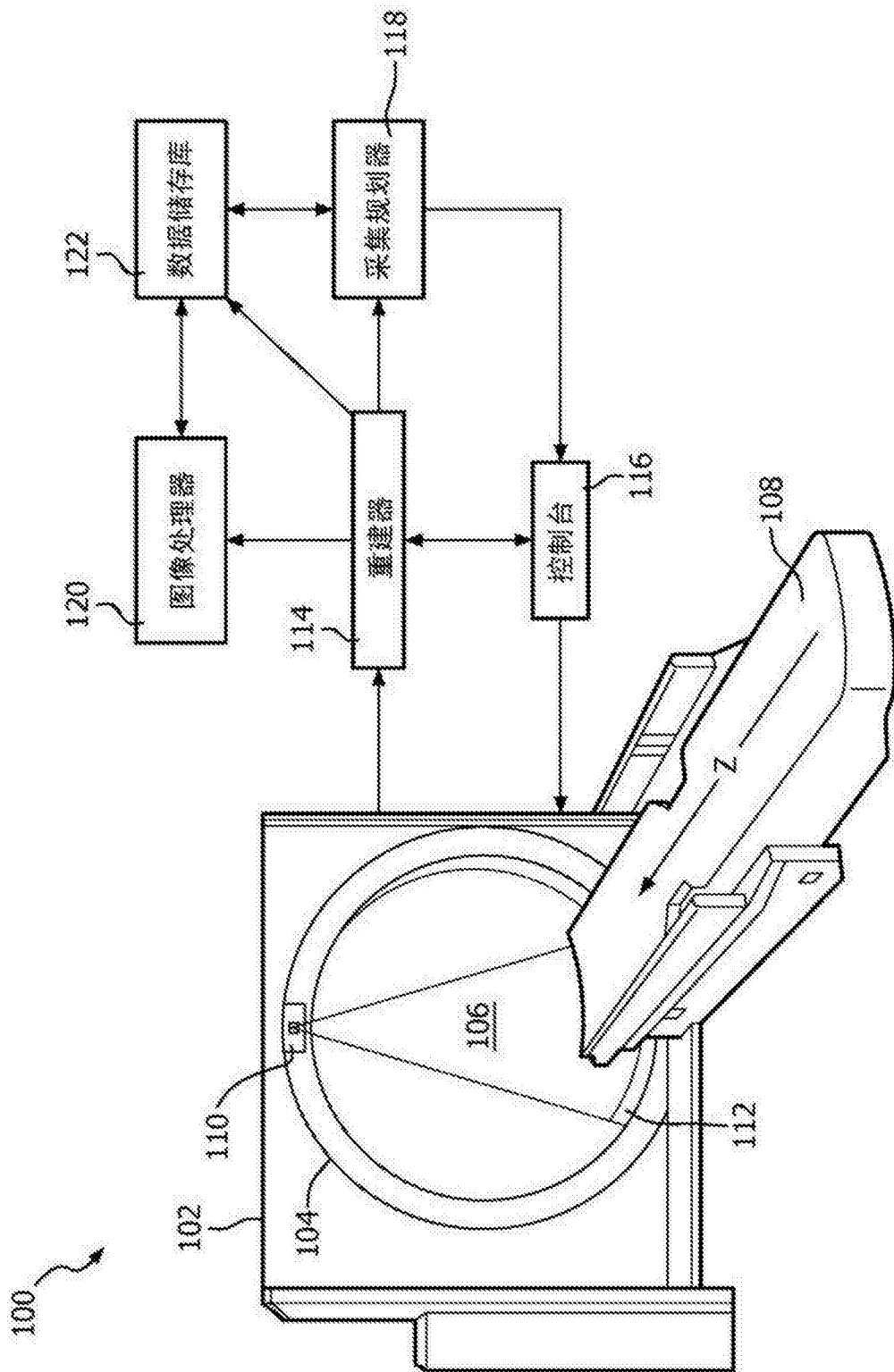


图1

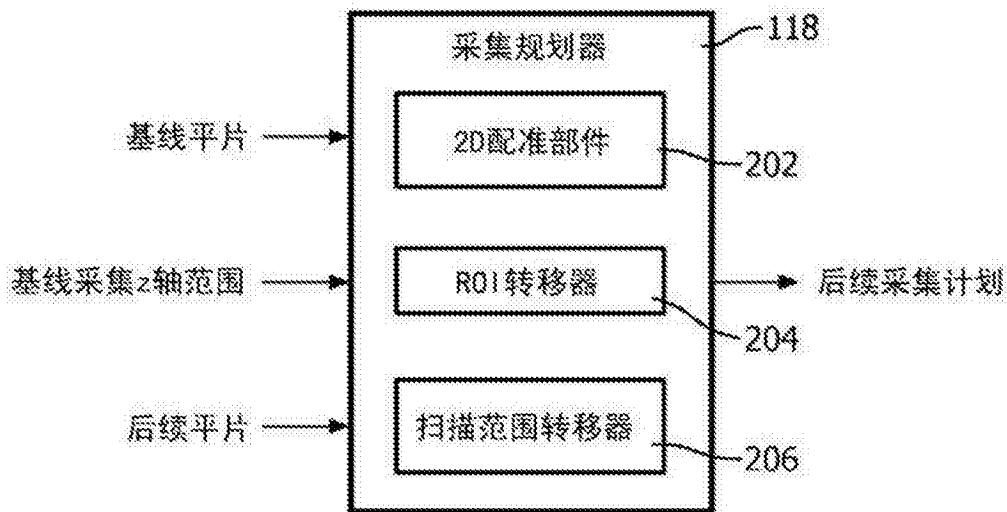


图2

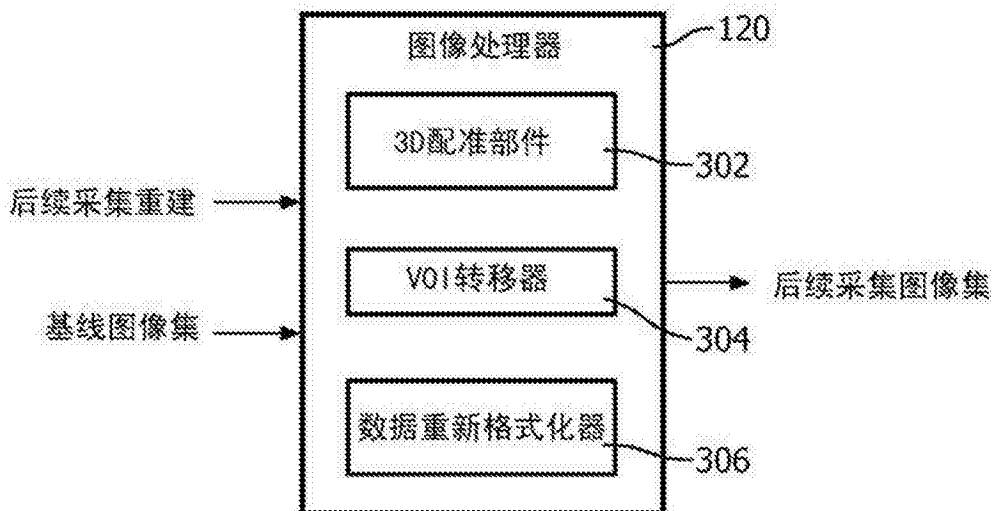


图3

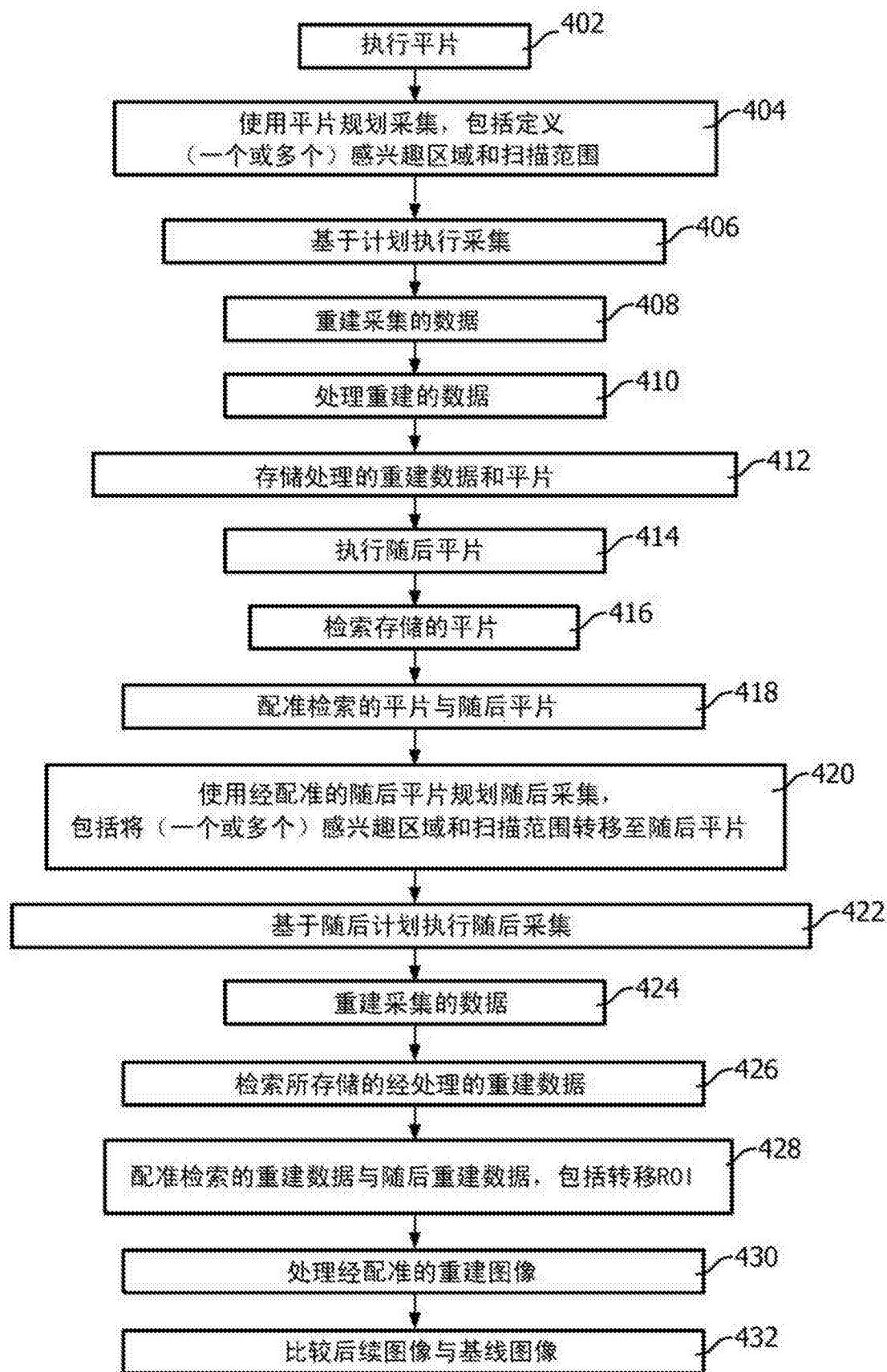


图4