(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 113520439 A
(43)申请公布日 2021.10.22

(21)申请号 202110783159.5

(22)申请日 2015.10.20

(30)优先权数据
62/066,091 2014.10.20 US

(62)分案原申请数据
201510916422.8 2015.10.20

(71)申请人 北卡罗来纳大学教堂山分校
地址 美国北卡罗来纳州

(72)发明人 卢健平 单晶 李岳 周子刚
雅巴里·卡利斯特
克里斯蒂·因塞科
帕维尔·克则普罗夫
安德鲁·塔克

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225
代理人 何畅

(51)Int.Cl.
A61B 6/03(2006.01)
A61B 6/06(2006.01)
A61B 6/02(2006.01)
A61B 6/00(2006.01)

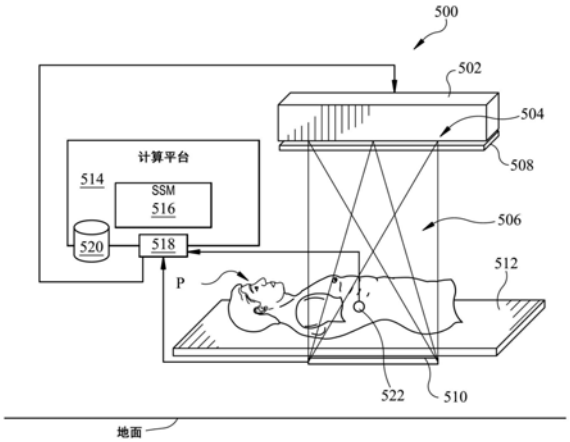
权利要求书3页 说明书15页 附图10页

(54)发明名称

用于固定的数字化胸部断层融合成像的系统及相关方法

(57)摘要

本发明公开了用于固定的数字化胸部断层融合(s-DCT)成像的系统及相关方法。在一些方案中,该系统包括:固定的x射线源阵列,其具有配置为相对于固定的待成像受验者产生处于不同视角的x射线束的x射线像素的阵列;固定的区域x射线检测器,其配置为记录受验者的x射线投影图像;生理门控装置,其用于监测受验者的至少一个生理信号并基于所述至少一个生理信号限定生理相位和时间窗;以及计算平台,其配置为基于所述生理相位和时间窗且当从生理门控装置接收到所述至少一个生理信号时来激活x射线像素,以使x射线曝光与受验者的至少一个生理信号同步。



CN 113520439 A

1.一种产生对象的快速断层图像的方法,所述方法包括:

提供x射线源阵列,所述x射线源阵列被配置为从空间分布的x射线焦斑的阵列产生锥形束x射线辐射;

将来自所述x射线源阵列的每个x射线焦斑的所述x射线辐射准直至区域x射线检测器中的感兴趣区域;

检测并采集所述区域x射线检测器处的所述对象的投影图像,其中在至少一些投影图像期间,在所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器之间放置原射线束取样装置;

从所述投影图像中估算并减去所述对象的散射信号轮廓;以及

基于具有降低的散射信号的投影图像来重构断层图像。

2.根据权利要求1所述的方法,进一步包括将所述区域x射线检测器布置在基本上垂直于地面的竖直平面上,并将所述对象定位在所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器之间。

3.根据权利要求1所述的方法,进一步包括在检测和采集所述对象的所述投影图像之前获取所述对象的定位像并确定投影视图的数量、覆盖角、x射线能量以及图像辐射剂量。

4.根据权利要求1所述的方法,其中检测并采集所述对象的所述投影图像包括:

使用附接至所述对象的生理监测传感器监测所述对象的生理门控信号;以及

将所述投影图像的获取与所述生理门控信号同步。

5.根据权利要求4所述的方法,进一步包括当从所述生理监测传感器接收到信号时在所述x射线检测器处检测投影图像。

6.根据权利要求4所述的方法,其中所述生理门控信号包括呼吸或心脏信号。

7.根据权利要求1所述的方法,其中估算并减去所述对象的所述散射信号轮廓包括:

将所述原射线束取样装置定位在所述x射线源阵列和所述对象之间;

捕获所述对象的第一一个或多个投影图像,其中所述第一一个或多个投影图像已经减少或消除了一个或多个采样区域中的x射线光子散射;

从所述x射线源阵列和所述对象之间移除所述原射线束取样装置;

捕获所述对象的第二一个或多个投影图像,其中所述第二一个或多个投影图像的x射线光子散射没有减少;

通过将所述对象的所述第一一个或多个投影图像与所述对象的所述第二一个或多个投影图像进行比较,获得所述对象的所述散射信号轮廓的采样;以及

从所述第二一个或多个投影图像减去所述散射信号轮廓以获得具有降低的散射信号的所述投影图像。

8.根据权利要求7所述的方法,其中所述原射线束取样装置包括防散射板或栅格,所述防散射板或栅格具有基本上不透明或平坦的表面,并布置在基本上平行于所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器的竖直平面上与所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器对齐;并且

其中所述防散射板或所述栅格包括二维矩阵的开口,运行为平行且垂直于所述x射线源阵列,所述开口被配置为允许x射线光子穿过其传送。

9.根据权利要求1所述的方法,其中所述原射线束取样装置被配置为相对于地面水平地或垂直地移动。

10.一种用于产生对象的快速断层图像的系统,所述系统包括:

x射线源阵列,其被配置为从所述x射线源阵列的空间分布的x射线焦斑的阵列产生锥形束x射线辐射;

区域x射线检测器,其被配置为检测从所述x射线源阵列发射的x射线辐射;

准直器,其位于所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器上的感兴趣区域之间,所述准直器被配置为将来自所述x射线源阵列的每个x射线焦斑的x射线辐射准直至所述区域x射线检测器的所述感兴趣区域;

原射线束取样装置,其中所述区域x射线检测器被配置为检测并采集所述对象的投影图像,所述原射线束取样装置被放置在所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器之间;以及

计算平台,其包括一个或多个处理器,所述计算平台被配置为:

从所述投影图像中估算并减去所述对象的散射信号轮廓;以及

基于具有降低的散射信号的投影图像来重构断层图像。

11.根据权利要求10所述的系统,其中所述区域x射线检测器被布置在基本上垂直于地面的竖直平面上,并且所述系统被配置为使得所述对象被定位在所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器之间。

12.根据权利要求10所述的系统,其中所述系统配置为在检测和采集所述对象的所述投影图像之前捕获所述对象的定位像并确定投影视图的数量、覆盖角、x射线能量以及图像辐射剂量。

13.根据权利要求10所述的系统,其中所述系统配置为:

使用附接至所述对象的生理监测传感器监测所述对象的生理门控信号;以及

将所述投影图像的获取与所述生理门控信号同步。

14.根据权利要求13所述的系统,其中,所述检测器配置为当从所述生理监测传感器接收到信号时检测投影图像。

15.根据权利要求13所述的系统,其中所述生理门控信号包括呼吸或心脏信号。

16.根据权利要求10所述的系统,其中所述系统进一步配置为:

将所述原射线束取样装置定位在所述x射线源阵列和所述对象之间;

捕获所述对象的第一一个或多个投影图像,其中所述第一一个或多个投影图像已经减少或消除了一个或多个采样区域中的x射线光子散射;

从所述x射线源阵列和所述对象之间移除所述原射线束取样装置;

捕获所述对象的第二一个或多个投影图像,其中所述第二一个或多个投影图像的x射线光子散射没有减少;

通过将所述对象的所述第一一个或多个投影图像与所述对象的所述第二一个或多个投影图像进行比较,获得所述对象的所述散射信号轮廓;以及

从所述第二一个或多个投影图像减去所述散射信号轮廓以获得具有降低的散射信号的所述投影图像。

17.根据权利要求16所述的系统,其中所述原射线束取样装置包括防散射板或栅格,所述防散射板或栅格具有基本上不透明或平坦的表面,并布置在基本上平行于所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器的竖直平面上与所述x射线源阵列和所述区域x射线检测器对

齐;并且

其中所述防散射板或所述栅格包括二维矩阵的开口,运行为平行且垂直于所述x射线源阵列,所述开口被配置为允许x射线光子穿过其传送。

18.根据权利要求10所述的系统,其中所述原射线束取样装置被配置为相对于地面水平地或垂直地移动。

19.一种使用单色x射线束和准单色x射线束中的至少一种x射线束来产生对象的一个或多个图像的方法,所述方法包括:

提供具有关于待成像对象的空间分布的焦斑的场致发射x射线源;

采用由所述x射线源产生的单色x射线束和准单色x射线束中的至少一种x射线束来照射所述对象,以产生所述对象的投影图像;

检测所述对象的所述投影图像;以及

基于所述对象的所述投影图像来重构所述对象的一个或多个可显示图像。

20.根据权利要求19所述的方法,其中照射所述对象进一步包括从不同视角照射所述对象。

用于固定的数字化胸部断层融合成像的系统及相关方法

[0001] 本申请是申请号为201510916422.8、申请日为2015年10月20日、发明名称为“用于固定的数字化胸部断层融合成像的系统及相关方法”的中国发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本专利申请要求于2014年10月20日提交的序列号为62/066,091的美国临时申请的优先权,其全部内容通过引用合并于此。

[0004] 政府利益

[0005] 本公开的主题依据美国国家癌症研究所授予的第U54CA151652批准号由美国政府支持而做出。因此,美国政府享有本公开的主题的某些权利。

技术领域

[0006] 本文所描述的主题涉及x射线照相术和x射线断层照相术。更具体地,本文所公开的主题涉及用于固定的数字化胸部断层融合(stationary digital chest tomosynthesis,s-DCT)成像的系统及相关方法。

背景技术

[0007] 肺癌一直是世界上癌症死亡的首要原因。在美国每年超过20万个新的肺癌病例被确诊,并且肺癌的死亡人数超过乳腺癌、前列腺癌和结肠癌的总的死亡总数。尽管几十年来对诊断和治疗进行了研究,但存活率仍然很低。可能的肺癌筛检包括胸部x射线照相术(CXR)和计算机断层扫描(CT)。众所周知,由于病变尺寸小和醒目性差,CXR成像在小癌症肿瘤的筛选和鉴别方面表现不佳。CT成像是目前用于对肺部病变成像的最高标准,因为它可以消除任何重叠的解剖结构,并揭示隐藏的肺结节。然而,CT成像引起高成本和高辐射剂量,这可能导致辐射诱发的癌症。因此,不建议对一般人群进行肺癌的CT成像。

[0008] 数字化断层融合是一种提供从一系列受限角度的投影图像重构切片图像的三维(3D)成像技术。数字断层融合通过减少来自重叠的正常解剖组织的视觉混乱来提高解剖结构的可见性。目前临床的断层融合应用的一些示例包括胸部、腹部、肌肉骨骼和乳腺成像。当与CXR成像比较时,数字化胸部断层融合(DCT)成像提高了诸如肺血管、支气管壁、小气道、血管树和支气管扩张的解剖结构的可见性。当与传统的轴向CT成像比较时,DCT成像在具有连续切片的冠状平面中显示肺部,并给出更好的支气管树的概观。DCT成像在图像平面上具有比CT成像更好的分辨率,因为它产生冠状图像,并且相较于CT成像而使用更高分辨率的检测器,而CT成像的空间分辨率在很大程度上受到其检测器的z轴分辨率限制。DCT成像通过减少来自重叠的正常解剖组织的视觉混乱还增强了对小的肺结节的检测。同样显著的是,在DCT成像中使用的辐射剂量比CT成像低约10-40倍之间,并且它的成本只是CT成像的一小部分(即,大约十分之一)。

[0009] 存在的若干个商业数字化断层融合系统包括,例如,用于胸部成像的VOLUMERAD®和RADSPEED®,用于乳腺成像的SELENIA® DIMENSION®和西门子MAMMOMAT INSPIRATION®。现有的商业断层融合系统的设计都是相似的,在设

计中，使用具有单个x射线生成的焦斑的x射线管通过在与待成像的受验者有关的大约10-50度的圆弧角上移动x射线源来采集投影图像。由于台架旋转和机械的不稳定性，在图像获取期间的有效的焦斑尺寸比降低图像分辨率的静态值大。因此，期望提供一种不需要x射线源的机械运动的数字化断层融合成像系统。

[0010] 更重要的是，沉重的x射线源台架在直线轨迹或圆弧轨迹上的机械运动需要台架的加速和减速。与加速相关的不稳定性限制了台架能够移动的最高速度，因此本质上限制了断层融合图像获取的速度。典型地，对于现有的移动台架式胸部断层融合系统的最少扫描时间为5秒以上；典型的成人呼吸周期为三到五秒，而儿童的呼吸周期为一至三秒。因此，传统的断层融合成像系统由于患者的生理运动通常产生非常差的图像质量。现有的移动台架式胸部断层融合系统要求为成像而屏气，并且通常不适用于儿科的成像。对于许多肺部疾病患者和儿童，屏住他们的呼吸达五秒钟以上可能是困难的。因此，期望提供用于使患者运动无关紧要的固定的数字化断层融合成像的系统及相关方法。

发明内容

[0011] 公开了用于固定的数字化胸部断层融合(s-DCT)成像的系统及相关方法。在一些方案中，所述系统及相关方法使彻底降低由呼吸和心血管运动引起的运动模糊的s-DCT成像能够实现，该系统及相关方法可以例如用于除了胸部断层成像以外的其他应用。

[0012] 在一些方案中，系统可以包括固定的x射线源阵列，所述固定的x射线源阵列包括配置为相对于固定的待成像受验者产生处于不同视角的x射线束的空间分布的x射线像素的阵列；固定的区域x射线检测器，其被定位为基本上平行于所述x射线源阵列的平面，并配置为记录来自所述不同视角的受验者的x射线投影图像以用于断层融合重构；生理门控装置，其用于监测受验者的至少一个生理信号，所述生理门控装置基于所述至少一个生理信号限定生理相位和时间窗，在所述时间窗内能够获得来自不同视角的受验者的x射线投影图像；以及计算平台，其包括存储器和至少一个硬件处理器，所述计算平台配置为基于所述生理相位和时间窗且当从生理门控装置接收到至少一个生理信号时来激活所述x射线像素，以使x射线曝光与受验者的至少一个生理信号同步。

[0013] 在一些方案中，方法可以包括：提供固定的x射线源阵列，所述固定的x射线源阵列包括配置为相对于固定的待成像受验者产生处于不同视角的x射线束的空间分布的x射线像素的阵列；并提供固定的区域x射线检测器，其被定位为基本上平行于所述x射线源阵列的平面，并配置为记录来自不同的视角的受验者的x射线投影图像以用于断层融合重构；由生理门控装置监测受验者的至少一个生理信号，所述生理门控装置基于所述至少一个生理信号限定生理相位和时间窗，在所述时间窗内能够获得来自不同视角的受验者的x射线投影图像；当接收到所述至少一个生理信号时，由计算平台激活x射线像素，以使x射线曝光与受验者的至少一个生理信号同步；以及记录来自不同视角的受验者的x射线投影图像。

[0014] 在一些方案中，用于产生人体胸部或躯干的一个或多个断层图像的方法可以包括：提供具有关于待成像对象的空间分布的x射线生成焦斑阵列的固定场致发射x射线源阵列；用由x射线生成焦斑所产生的x射线束照射该对象；在五秒钟或更少的时间内检测对象的投影图像；并基于对象的投影图像来重构所述对象的一个或多个断层图像。

[0015] 在一些方案中，提供了使用单色和准单色x射线束中的至少其中一种x射线束来产

生对象的一个或多个图像的方法，所述方法可以包括提供具有关于待成像对象的空间分布的焦斑的场致发射x射线源；用由x射线源产生的单色和准单色x射线束中的至少其中一种x线束照射所述对象，以产生所述对象的投影图像；检测所述对象的投影图像；并基于对象的投影图像来重构所述对象的一个或多个可显示图像。

[0016] 本文公开的主题可通过软件与硬件和/或固件的组合来实现。例如，本文描述的主题可以通过由处理器执行的软件来实现。在一个示例性实施例中，本文描述的主题可以使用计算机可读介质来实现，在所述计算机可读介质上存储有当由计算机处理器执行时控制该计算机执行步骤的计算机可执行指令。适于实现本文公开的主题的示例性计算机可读介质包括非暂时性设备，如磁盘存储设备、芯片存储设备、可编程逻辑设备和专用集成电路。此外，实现本文所描述的主题的计算机可读介质可以位于单一设备或计算平台上，或者可以跨多个设备或计算平台而分布。

[0017] 虽然上面已经描述了本文所公开的主题的一些方案，并且其全部或部分由目前公开的主题来实现，但是随着下面结合本文所描述的附图进行说明，其他方案将变得显而易见。

附图说明

[0018] 从下面的应结合附图来阅读的详细描述中将更容易理解本主题的特征和优点，附图仅通过说明性而非限制性的示例的方式给出，在附图中：

[0019] 图1是示出根据本主题的一些方案的包括线性多束x射线源阵列的示例性固定的数字化胸部断层融合(s-DCT)系统的示意图；

[0020] 图2A是示出用于根据本主题的一些方案的s-DCT系统的包括阴极和圆柱形旋转阳极的示例性x射线源阵列的示意图；

[0021] 图2B是示出根据本主题的一些方案的图2A的示例性x射线源阵列的一部分的详细视图；

[0022] 图3A-图3C均是分别示出用于根据本主题的一些方案的s-DCT系统的多束准直器和线性x射线源阵列的正视图、侧视图和正视立体图的示意图；

[0023] 图4是示出用于根据本主题一些方案的s-DCT系统的示例性位置感测设备的示意图；

[0024] 图5是示出根据本主题的一些方案的用于处于卧姿的受验者的示例性s-DCT系统的示意图；

[0025] 图6是示出根据本主题的一些方案的用于处于站姿的受验者的示例性s-DCT系统的示意图；

[0026] 图7是示出使用根据本主题的一些方案的s-DCT系统获取快速断层图像的示例性过程的流程图；

[0027] 图8是示出使用根据本主题的一些方案的s-DCT系统获取呼吸门控断层图像的示例性过程的流程图；

[0028] 图9是示出使用根据本主题的一些方案的s-DCT系统获取双能量门控断层图像的示例性过程的流程图；

[0029] 图10是示出使用根据本主题的一些方案的s-DCT系统适于在获取断层图像中使用

的示例性通用计算机系统的高层次方框图；

[0030] 图11是示出根据本主题的一些方案的用于固定的数字化断层融合成像的示例性方法的流程图。

具体实施方式

[0031] 本主题涉及用于固定的数字化胸部断层融合(s-DCT)成像的系统及相关方法。在一个方案中，本主题提供具有x射线源阵列和/或区域x射线检测器的s-DCT系统，所述s-DCT系统能够实现固定的断层融合成像，即，无需移动x射线源或检测器而成像。值得注意的是，如本文所公开的用于s-DCT成像的系统及相关方法可用于另外的应用，诸如，例如牙齿、乳腺、腹部成像。例如，本文公开的系统及相关方法可以用于如在2008年7月18日提交的编号为7,751,528的美国专利中公开的固定的x射线数字化乳腺断层融合成像，其阐述的全部公开内容通过引用合并于此。

[0032] 传统上的数字化胸部断层融合(DCT)系统包括x射线检测器和均保持固定的对象，而x射线源沿着线性轨迹机械地移动并旋转，以获得对象的不同投影视图。以这种方式，对x射线源的加速和减速的物理限制限制了这种传统DCT系统的扫描速度。例如，大多数现有的DCT系统需要大约10-15秒用于扫描，在该扫描期间对象的显著运动(例如，心脏、肺，和身体运动)以及焦斑图像模糊都很可能发生。其中，在扫描期间发生任何类型的移动或焦斑图像模糊，投影图像的图像分辨率和质量会下降。

[0033] 通过对比，图1-图11提供了示例性s-DCT系统及相关方法，其利用x射线源阵列，诸如，例如碳纳米管(CNT)场致发射x射线源阵列，该x射线源阵列包含以一维或二维图案排列的各个x射线焦斑。这样的x射线源阵列能够快速获取(大约二到五秒的平均扫描时间，利用快速帧检测器则扫描时间能够为一秒或更短)用于断层融合重构所需要的全部投影图像，无需x射线源、对象(例如，患者)或x射线检测器的机械运动。这限制了患者的显著运动发生的可能性。此外，在每个焦斑处的单个x射线的产生可以被生理地门控以仅在预定的生理相位(physiological phase)时产生辐射，使得在几个呼吸周期内的相同相位点处获得投影图像，而不需要患者屏气。这可以显著地降低或潜在地消除在不同投影图像之间由于生理运动造成的任何焦斑模糊。因此，通过消除机械运动，本文公开的示例性s-DCT系统及相关方法能够在较短的扫描时间内获取更高质量和分辨率的断层图像。

[0034] 此外，本文所公开的s-DCT系统及相关方法提供了低剂量的成像形式。这有利地允许在疾病进展和/或治疗效果的纵向监测的时期内获取患者的多个图像。这样的能力对于许多疾病，诸如，例如，肺癌和囊性纤维化病来说是很重要的。

[0035] 此外，本文所公开的s-DCT系统及相关方法提供快速和门控成像能力，从而能够实现在呼吸和心动周期内感兴趣区域(ROI)，诸如，例如肺和心脏，的多相位断层融合成像。以这种方式，如与计算机断层扫描(CT)成像比较，肺和心脏的时间的三维(3D)或四维(4D)的动态图像可在低剂量下获得。

[0036] 正如本文所用的，除非另有规定，否则术语“患者”、“人”、“受验者”和“对象”是通用地且可互换地使用以表示正被s-DCT系统扫描的实体。

[0037] 现在参照图1，示出了通常标记为100的示例性s-DCT系统的示意图。在一些方案中，s-DCT系统100可专门用于对患者的胸部成像，而在其它方案中，s-DCT系统100可适于对

患者的乳腺、口腔、腹部等成像。s-DCT系统100可以包括通常标记为102的x射线源阵列，其可以得到更快的扫描速度，而无需存在于传统的DCT系统中的机械运动。例如，x射线源阵列102可以包括含有线性排列的多个独立可编程的x射线像素的线性多束x射线源阵列。在其它方案中，x射线源阵列可以包括以弧线、圆的周边或多边形的周边、二维矩阵等排列的多个独立可编程的x射线像素。无论如何，x射线源阵列102的x射线像素可以均匀地间隔开和/或成角度，用于引导x射线束104朝向患者P。在一些方案中，x射线源阵列102可以包括3至90个像素。在一些方案中，可以用由x射线源产生的单色x射线束和/或准单色x射线束中的至少一种来照射患者P。

[0038] 每个像素可以包括阴极(如碳纳米管场致发射阴极、热离子阴极或光电阴极)(见210，图2A)、提取电子的栅电极、以及将电子聚焦至目标(例如，阳极)上的小区域或焦斑的一组电子聚焦透镜(例如，EinZel型静电聚焦透镜)。在一些方案中，每个阳极可以包括通常标记为106的对应的焦斑。x射线焦斑106可以分布在空间中，使得从焦斑106发射的x射线束104可以从不同的视角θ1、θ2照射通常标记为108的x射线检测器中的ROI。在一些方案中，取决于给定的源-图像的距离，视角θ1、θ2可以跨越大致10度至90度之间的角度范围。例如，视角θ1、θ2可以均为相对于水平线约16.91度。在另一示例中，视角θ1、θ2可以更大或更小和/或可以是两个不同的角度。在一些方案中，例如，x射线源阵列102可以是线性的，并且可以包括具有大于该阵列中其余焦斑的面积的中心x射线焦斑。这样的配置可以允许更高的x射线管电流。

[0039] x射线检测器108可以是，例如，高帧速率、数字化的区域x射线检测器，其配置为连续地捕获x射线束104。在一些方案中，可期望x射线检测器108配置有快速的帧速率。例如，x射线检测器108可包括大约每秒1-100帧数量级的帧速率。在一些方案中，还可能期望x射线检测器108包括高空间分辨率，具有大约例如，10×10微米至200×200微米之间范围的像素大小，以便检测患者P的投影图像。

[0040] 在一些方案中，x射线检测器108可定位在大致平行于x射线源阵列102的成像平面上。例如，各个x射线像素、x射线检测器108、以及ROI可布置为使得所产生的投影图像被x射线检测器检测到。为了使x射线束104对患者P的目标区域成像，同时仍然落入x射线检测器108中的ROI内，期望的是将患者P的目标区域定位在所限定的ROI内。然后x射线束104可以从几个不同的角度指向ROI。x射线束104穿过患者P后，其可以被x射线检测器108检测到。

[0041] 现在参照图2A-图2B，示出了通常标记为200的示例性x射线源阵列的示意图。x射线源阵列200可以配置为作为s-DCT系统(诸如图1中的系统100)的一部分而实施。在一些方案中，x射线源阵列200可以配置为能够产生多个x射线束的x射线源阵列。

[0042] 如图2A中所示，x射线源阵列200可以包括通常标记为202的阳极。阳极202可以是由给阳极提供高熔化温度(例如，钨)、高热容量(例如，石墨)和/或高导热性(例如，铜)的一种或多种材料组成的固定结构。在一些方案中，阳极202可配置为适于提高热功率的旋转阳极结构。例如，阳极202可配置为绕穿过阳极结构的中心延伸的中心线C_L顺时针或逆时针方向旋转。图2A-图2B中设置的箭头A示出了阳极202绕中心线C_L的顺时针方向的旋转，尽管如此，阳极202也能够逆时针旋转。在一些方案中，阳极202可经由轴而旋转。

[0043] 在一些方案中，x射线源阵列200进一步可以包括通常标记为204的高电压(HV)阳极触头、和通常标记为206的HV馈电器。例如，如图2A中所示，HV阳极触头204和HV馈电器206

布置在圆柱形阳极结构的一端上。可选地，HV阳极触头204和HV馈电器206可设置在阳极结构的另一端上，或者可分别布置在相对的两端上。在一些方案中，一个或多个焦点轨迹，通常标记为208，可以围绕阳极202的外周边而布置。当有一个以上的焦点轨迹208布置在阳极202上时，焦点轨迹208可以在阳极202的外周边上彼此平行地间隔开。例如，图2A示出了三个焦点轨迹208在阳极202的外周边上彼此大致等距离地间隔开。

[0044] 当x射线源阵列200包括通常标记为210的阴极时，通常标记为212的电子束可以由阴极210产生，并指向在焦点轨迹208内且沿焦点轨迹208的焦斑。例如，阴极210可以包括CNT阴极，CNT阴极被定位为使得电子束212能以正交于阳极202的外周边的角度击中在阳极202的焦点轨迹208内并沿其布置的焦斑。因此，并且如图2B中所示，当阳极202绕中心线C_L旋转时，电子束212可以在沿焦点轨迹208的焦点处撞击阳极表面，这然后可以产生通常标记为214的x射线束，x射线束214以相对于电子束212的方向近似垂直的角度指向离开阳极202。以这样的方式，x射线束214可以从阳极202指向x射线检测器中的ROI。值得注意的是，阴极210可定位为使得所得到的x射线束可指向ROI，而与检测器的位置无关。

[0045] 现在参照图3A-图3C，提供示出了通常标记为300的具有三个不同视图的准直器组件的一个实施例的示意图。然而，图3A-图3C和所附描述仅为了说明性的目的，而决不旨在限制可以与本文所描述的系统及相关方法一起使用的准直器的类型。

[0046] 准直器组件300可配置为在s-DCT系统(例如，100，图1)中实施，s-DCT系统包括通常标记为302的x射线源阵列，该x射线源阵列可以是具有本文所述的类似的部件、构造和/或功能的x射线源阵列。x射线源阵列302可以包括通常标记为304的一个或多个焦斑，通过其可产生通常标记为306的x射线束。如图3A-图3C中所示，例如，x射线源阵列302包括四个焦斑304，每个均产生x射线束306。在一些方案中，x射线源阵列302可以附接于或以其他方式能够附接于通常标记为310的准直器托盘，用于将由一个或多个焦斑304产生的x射线束360(多个)准直至通常标记为320的x射线检测器中的相同ROI，该x射线检测器被布置为距x射线源阵列302和/或准直器托盘310预定距离。

[0047] 在一些方案中，准直器托盘310可以包括构造为与x射线源302大小、形状等相似的平面表面。例如，准直器托盘310可以包括与x射线源阵列302的长度和宽度相似的长度和宽度。在一些方案中，准直器托盘310可固定至x射线源302。例如，准直器托盘310可以沿纵长的边缘固定至x射线源302的底边缘。以这种方式，准直器托盘310可以相对于x射线源阵列302是可折叠的或以其他方式经由铰链、接头、弹簧和/或任何其它可活动的附接装置相对于x射线源阵列302是可活动的。在一些方案中，准直器托盘310可以包括通常标记为312的开口阵列，其延伸通过托盘310的厚度方向。例如并如图3A-图3C中所示，可以有四个开口312散布在准直器托盘310的表面上。开口312可设置成图案，诸如，例如，线性图案、圆形图案、二维图案等。如图3A-图3C中所示，开口312设置为二维图案，具有被布置朝向准直器托盘310的前边缘的两个开口和被布置朝向准直器托盘310的后边缘的两个开口，其中该后边缘是x射线源阵列302可附接或附连于托盘310的托盘边缘。可选地，开口312可以相对于彼此被布置为非图案的、随机的和/或其它位置。在一些方案中，开口312可以为此目的而定尺寸和形状。如图3A-图3C中所示，开口312被设置为四个相似大小、方形的开口，其中，每个开口312将产生自相应焦斑304的辐射准直成通常标记为314的锥形束，锥形束基本上照亮检测器320。结果，开口312可配置为将x射线束306约束至特定ROI。移动、调整和/或改变开口

312的位置可足以将x射线束306约束至x射线检测器320上的不同的ROI。

[0048] 现在参考图4，示出了通常标记为400的示例性s-DCT系统的示意图。如同图1中的s-DCT系统100，s-DCT系统400可以专用于对患者胸部的成像，而在其它方案中，s-DCT系统100可适于对患者的乳腺、口腔、腹部等的成像。在一些方案中，s-DCT系统400可包括通常标记为402的x射线源阵列、和通常标记为404的x射线检测器。在一些方案中，x射线源阵列402可以包括线性多束的x射线源阵列，在其中，多个像素沿一维方向排列。因此，x射线源阵列402的像素可以布置为基本上平行于x射线检测器404的成像表面，使得x射线检测器可以检测出由x射线源阵列402产生的x射线辐射。当x射线源阵列402未机械地连接至或换句话说未联接至x射线检测器404(例如，经由机械手臂(未示出))时，s-DCT系统400可使用位置感测设备或其它相似类型的装置来确定x射线源402的x射线焦斑相对于x射线检测器404的精确位置。在一些方案中，并参考图4，s-DCT系统400包括通常标记为406的一个或多个发射器，其与通常标记为408的一个或多个接收器结合使用，以使用几何校正和/或其他类似技术来确定x射线检测器404相对于x射线源阵列402的相对位置。

[0049] 在一些方案中，一个或多个发射器406包括一个或多个信号发射器、固定标记等，其相对于x射线检测器404而被布置。例如，两个信号发射器可以固定地或可移除地布置在x射线检测器404的相对侧。以这种方式，一个或多个发射器406可固定地定位在距布置在x射线源402上的x射线焦斑的已知距离处。在一些方案中，一个或多个发射器406可配置为发射通常标记为410的信号、超声波等，其可以通过安装在x射线源402上的一个或多个接收器408来检测到。一个或多个接收器408可包括一个或多个传感器、照相机等，其中一个或多个接收器408中的每一个接收器固定地或可移除地布置在x射线源402上的预定位置处。例如，可以有三个照相机408:第一照相机，其布置在x射线源阵列402的中心处正交于布置有像素的表面的纵向延伸表面上;第二照相机，其布置在x射线源阵列402的表面上，该表面既正交于布置有像素的表面又正交于布置有第一照相机的表面;以及第三照相机，其布置在x射线源阵列402的与布置有第二照相机的表面相对的表面上。x射线源阵列402上的一个或多个接收器408的其他布置、数量等也被考虑。

[0050] 可选地，一个或多个接收器408可以安装在准直器(未示出)上和/或非x射线源阵列但配置为检测由一个或多个发射器406发射的信号和/或波410的任何其它结构上。例如，一个或多个发射器可安装在接近一个或多个接收器的x射线源阵列402上，这样的接收器配置为检测由一个或多个发射器发射的并通过固定在x射线检测器404和/或准直器(未示出)上的标记和/或结构(未示出)反射的信号或光。无论如何，一个或多个接收器408可配置为将检测到的光、信号等410发送至计算平台，以供将在下面进一步详细描述的进一步的处理和/或校正。

[0051] 现在参考图5，提供示出了用于处于卧姿的患者P的通常标记为500的示例性s-DCT系统的示意图。虽然示出了s-DCT系统500用于对患者的胸部成像，但对于本领域技术人员而言显而易见的是s-DCT系统500可以用于对患者P的其它部位，例如，乳腺、口腔、腹部等的成像。在一些方案中，与将要进一步详细描述的图6中的s-DCT系统600比较，在s-DCT系统600中患者P是处于直立或站立姿态，s-DCT系统500可以配置为使得患者P以卧姿躺在病床上。

[0052] 在一些方案中，s-DCT系统500包括通常标记为502的x射线源阵列，其可以是多束、

线性的x射线源阵列，类似于对图1和图4所描述的x射线源阵列。x射线源阵列502可以包括多个通常标记为504的焦斑。例如，多个焦斑504可沿x射线源阵列502的底面线性地分布，其中该底面基本上平行于地面和/或通常标记为510的x射线检测器。在一些方案中，在通常标记为506的x射线束首先穿过使其能够从几个不同的角度指向ROI的通常标记为508的准直器的同时，x射线焦斑504可被定位为用于引导x射线束506向下、朝向、和/或通过ROI。如前所述，相对于图3A-图3C中的准直器的实施例，准直器508可以为可附接在x射线源502的至少一个边缘处。在图5的视图中，在一些方案中，准直器508可以经由顶面基本上附接至x射线源阵列502的底面。但是，准直器508可以在一个边缘处相对于x射线源阵列502可活动和/或可倾斜。

[0053] 相应地，准直器508可以约束x射线束506朝向x射线检测器510上的ROI。在一些方案中，x射线检测器510布置在病床512下面，在病床上的患者P处于卧姿。因此，x射线源阵列502、患者P和x射线检测器510可以均对齐为使得x射线束506在穿过患者P后由x射线检测器510检测到。x射线检测器510可配置为采集和/或传输检测到的x射线束506的全部或至少一部分。例如，x射线检测器510可以配置为采集和传输检测到的x射线束506作为在相关联的通常标记为514的计算平台中的x射线信号数据。计算平台514可包括配置为用于调整数据采集、执行图像获取、校正几何形状、感测位置、重构图像、监测患者，和/或与s-DCT成像相关联的任何其它功能的任何平台。计算平台514可以是独立的工具、设备、或在处理器上执行的软件。例如，计算平台514可以包括电子控制器。在一些方案中，计算平台514可以包括单个节点，或者可以跨多个计算平台或节点而分布。

[0054] 计算平台514可包括至少一个通常标记为516的s-DCT系统模块(SSM)，用于调整数据采集、执行图像获取、校正几何形状、感测位置、重构图像、监测患者，和/或与s-DCT成像相关联的任何其他功能。可以利用多个模块以执行多种功能，然而，在图5中仅为了说明目的而示出SSM 516。在一些方案中，通信接口518可以允许用户和/或节点与计算平台514和/或SSM 516通过接口连接，以便执行相关的功能。此外，接口可以允许发送信息至计算平台514和/或SSM 516以及/或者从计算平台514和/或SSM 516接收信息。在一些方案中，计算平台514和/或SSM 516可以包括或访问包含与s-DCT成像有关的数据和/或图像的数据存储器520。例如，计算平台514和/或SSM516可以访问包含先前的图像获取、映射的坐标系统、图像数据、患者简况、设置或配置的数据存储器520。示例性的数据存储器520可以包括非暂时性计算机可读介质，诸如闪存、随机存取存储器、或其他存储设备。在一些实施例中，数据存储器520可以在计算平台514和/或SSM 516的外部和/或与之集成为一体。

[0055] 计算平台514和/或SSM 516可以包括控制x射线源阵列502的图像获取的功能，同时同步由x射线检测器510进行的数据采集，使得一个或多个投影图像记录有源自x射线源阵列502中的各焦斑504的辐射。具体地，计算平台514和/或SSM 516可配置为电子地控制s-DCT系统500的数据采集。例如，计算平台514和/或SSM 516可配置为接通和断开x射线源阵列502中的各个x射线像素达到预定的停留时间(dwell time)，并且可配置为调节来自每个焦斑504的x射线通量的强度。计算平台514和/或SSM 516还可以配置为通过从每个焦斑504直接读取辐射、读取x射线管电流，和/或读取阴极电流，来调节每个焦斑504的强度。每个焦斑504和/或由每个x射线像素产生的x射线通量的大小可由计算平台514和/或SSM 516个别调整。例如，计算平台514和/或SSM 516可以通过调整在x射线源阵列502中的聚焦电极的电

势，将每个焦斑504的尺寸调整为大约0.1毫米(mm)至1.5毫米。可选地，焦斑504的尺寸可以调整为大约在0.05毫米至2毫米之间。

[0056] 在一些方案中，计算平台514和/或SSM 516可以配置为针对每个焦斑504操作x射线源阵列502至高达约，例如130千伏峰值(kVp)和高达约10-20毫安(mA)的管电流。然而，约50-100毫安的较高的x射线峰值电流可以通过增加碳纳米管面积和每个焦斑504的尺寸来获得。为了使电流波动和延迟最小化，并减少像素到像素的变化，计算平台514和/或SSM 516可以并入电补偿回路来调整栅电压，以保持恒定的预设发射电流。

[0057] 在一些方案中，计算平台514和/或SSM 516可以配置为一旦使患者P定位就获取患者P的定位像。例如，计算平台514和/或SSM 516可以配置为获取在病床512上处于卧姿的患者P的定位像。在一些方案中，可能会期望获取定位像，以确保ROI被包括在视野(FOV)中、检验曝光技术、获得基线等等。例如，从定位像中，可确定用于随后的投影视图的kVp、mAs、投影图像的数量、角跨度等等。以这种方式，计算平台514和/或SSM 516能够在断层融合扫描之前确定投影视图的数量、覆盖角、x射线能量、以及图像辐射剂量。

[0058] 在一些方案中，计算平台514和/或SSM 516可以配置为当两者没有机械联接或连接时，执行几何校正和/或x射线检测器510相对于x射线源阵列502的位置感测。例如，计算平台514和/或SSM 516的接口518可以接收数据和/或信号，该数据和/或信号可以由校正软件使用以确定x射线检测器510相对于x射线源阵列502的位置。例如，并返回参考图4，s-DCT系统400可通过接口连接计算平台514或类似物。在这样的示例中，SSM 516(或类似物)可包括几何形状校正软件，该软件能够利用布置在x射线检测源上的校正标记相对于x射线源的x射线图像，以确定x射线检测器相对于x射线源的位置。

[0059] 在一些方案中，计算平台514和/或SSM 516可以配置为经由接口518从x射线检测器510接收由x射线检测器510检测到的x射线信号数据的全部或至少一部分，用于图像重构功能。例如，计算平台514和/或SSM 516可包括图像重构功能(IRF)或用于重构患者P的三维断层融合切片图像的其他合适的功能。该图像可以通过使用合适的技术进行重构，诸如滤波反投影(FBP)、同时迭代重构技术(SIRT)，或基于模型的迭代重构(MBIR)，以获得患者P的三维断层图像。例如，计算平台514和/或SSM 516可以包括使用包含移位叠加(shift-and-add)、滤波反投影、有序凸子集最大似然(ordered subsets convex maximum likelihood)等多种算法的断层融合重构软件包。在一些方案中，计算平台514和/或SSM 516可以配置为通过基于多路复用成像方案在给定的时间同时激活x射线源阵列502的多个x射线像素来获取患者P的多个投影图像，并由此使x射线的曝光与如上所述的由x射线检测器510进行的数据采集同步。在一些方案中，投影图像在断层融合重构软件利用来自不同视角的患者P的多个投影图像重构患者P的断层图像之前可以被解复用。

[0060] 在一些方案中，计算平台514和/或SSM 516可以配置为监测患者P的生理信号，并使投影图像的获取与生理门控信号同步，使得一旦从附接至患者P的通常标记为522的生理监测传感器(PMS)接收到信号，就使投影图像仅被x射线检测器510检测到。如图5中所示，PMS 522位于患者P的胸部上。PMS 522可配置为监测患者P的生理信号(例如呼吸和/或心脏信号)，并且可以经由接口518将这些信号传送至计算平台514和/或SSM 516。一旦接收到这些信号，计算平台514和/或SSM 516可以配置为限定基于信号的生理相位和时间窗，使得计算平台514和/或SSM 516可以将投影图像的获取与生理门控信号同步。例如，对于患者P的

呼吸，时间窗可配置为出现在患者的几个呼吸周期内的相同的相位点处。因此，x射线辐射将仅产生在每个呼吸周期的限定的时间窗内。由于图像是在每个患者P的呼吸周期内的该相同相位点处获得的，因此很少可能将出现患者P的不相似性运动从而影响图像质量。以这种方式进行的同步可以使投影图像仅能在生理相位的时间窗内被获取，这有利地显著降低或消除了在不同投影图像之间由于患者的生理运动所导致的任何模糊，使得完整的断层融合扫描既可以在单个呼吸周期内或也可以在多个呼吸周期内完成。因此，生理门控能够产生优良的图像质量，而不增加辐射的剂量。

[0061] 参照图6，提供示出了用于处于站姿的患者P的通常标记为600的示例性s-DCT系统的示意图。虽然示出了s-DCT系统600用于对患者胸部成像，但对于本领域技术人员而言将显而易见的是s-DCT系统600可以用于对患者P的其它部位成像，例如，乳腺、口腔、腹部等。在一些方案中，s-DCT系统600可以配置为使得患者P相对于地面以直立姿态站立。

[0062] 类似于s-DCT系统500，s-DCT系统600可以包括具有大致上相似的用途的相似特征部件。特别地，s-DCT系统600包括通常标记为602的x射线源阵列，其可以是多束、线性的x射线源阵列，类似于对图1、图4和图5中所描述的x射线源阵列。x射线源阵列602可以包括一个或多个通常标记为604的焦斑。例如，一个焦斑604沿x射线源阵列602的纵向延伸的面向右的表面而设置，其中，该面向右的表面基本垂直于地面和/或平行于通常标记为610的x射线检测器。在一些方案中，在通常标记为606的x射线束首先穿过使其能够从几个不同的角度指向ROI的通常标记为608的准直器的同时，x射线焦斑604可以被定位为用于引导x射线束606向右、朝向和/或通过ROI。如前所述，相对于图3A-图3C中准直器的实施例，准直器608可以为可附接在x射线源602的至少一个边缘处。在图6的视图中，在一些方案中，准直器608可以经由纵向延伸的面向左的表面基本上附接至x射线源阵列602的面向右的表面。然而，准直器608可以在一个边缘处相对于x射线源阵列602可活动和/或可倾斜。

[0063] 相应地，准直器608可以约束x射线束606朝向x射线检测器610上的ROI。在一些方案中，x射线检测器610布置在基本上垂直于地面的竖直平面上，并且当患者P处于站姿时位于患者P的后面。例如，并且如图6所示，x射线检测器610在大致平行于x射线源阵列602的竖直平面上抵靠患者P的胸部而布置。因此，x射线源阵列602、患者P和x射线检测器610可以均对齐以使得x射线束606在穿过患者P之后被x射线检测器610检测到。

[0064] x射线检测器610可以配置为采集和/或传输检测到x射线束606的全部或至少一部分。例如，x射线检测器610可以配置为采集和传输检测到的x射线束606作为在相关联的通常标记为614的计算平台中的x射线信号数据。计算平台614可包括配置为用于调整数据采集、执行图像获取、几何校正、位置感测、图像重构、患者监测、原射线束取样、和/或与s-DCT成像相关联的任何其它功能的任何平台。计算平台614可以是独立的工具、设备、或处理器上执行的软件。例如，计算平台614可以包括电子控制器。在一些方案中，计算平台614可以包括单个节点，或者可以跨多个计算平台或节点而分布。

[0065] 计算平台614可以包括至少一个通常标记为616的SSM，用于调整数据采集、执行图像获取、校正几何形状、感测位置、重构图像、监测患者、对原射线束取样，和/或与s-DCT成像相关联的任何其它功能。可以利用多个模块执行多种功能，然而，在图6中仅为了说明目的而示出SSM 616。在一些方案中，通信接口618可以允许用户和/或节点与计算平台614和/或SSM 616通过接口连接，以便执行相关的功能。此外，接口618可以允许发送信息至计算平

台614和/或SSM 616以及/或者从计算平台614和/或SSM 616接收信息。在一些方案中，计算平台614和/或SSM 616可以包括或访问包含与s-DCT成像有关的数据和/或图像的数据存储器620。例如，计算平台614和/或SSM616可以访问包含先前的图像获取、映射的坐标系统、图像数据、患者简况、设置或配置的数据存储器620。示例性的数据存储器620可以包括非暂时性计算机可读介质，诸如闪存、随机存取存储器，或其他存储设备。在一些实施例中，数据存储器620可以在计算平台614和/或SSM 616的外部和/或与之集成为一体。

[0066] 在一些方案中，计算平台614和/或SSM 616可以包括控制x射线源阵列602的图像获取的功能，同时同步由x射线检测器610进行的数据采集，使得一个或多个投影图像记录有源自x射线源阵列602中的各焦斑604的辐射。在一些方案中，计算平台614和/或SSM 616可以配置为一旦使患者P定位就获取患者P的定位像。例如，计算平台614和/或SSM 616可以配置为获取处于站姿的患者P的定位像。以这种方式，计算平台614和/或SSM 616能够在断层融合扫描之前确定投影视图的数量、覆盖角、x射线能量，以及图像辐射剂量。在一些方案中，计算平台614和/或SSM 616可以配置为当两者没有机械联接或连接时，执行几何校正和/或x射线检测器610相对于x射线源阵列602的位置感测。在一些方案中，计算平台614和/或SSM 616可以配置为经由接口618从x射线检测器610接收由x射线检测器610检测到的x射线信号数据的全部或至少一部分，用于图像重构功能。在一些方案中，计算平台614和/或SSM 616可以配置为监测患者P的生理信号，并使投影图像的获取与生理门控信号同步，使得一旦附接至患者P的通常标记为622的PMS接收到信号，就使投影图像仅被x射线检测器610检测到。如图6所示，PMS 622位于患者P的一侧。PMS 622可配置为监测患者P的生理信号(例如呼吸和/或心脏信号)，并且可以经由接口618将这些信号传送至计算平台614和/或SSM 616。

[0067] 相应地，计算平台614和/或SSM 616可以配置为具有与图5中所示的计算平台514和/或SSM 516相同的功能，但是在s-DCT系统中患者P处于站姿。此外，尽管如此，计算平台614和/或SSM 616可以进一步配置为通过执行射线束取样来减少光子散射。

[0068] 特别地，在传统的x射线成像中，已知的是检测到的x射线光子是由原射线束光子(即从x射线源行进至x射线检测器而未改变方向的那些光子)和散射光子(即经历了由于对象引起的一次或多次散射从而改变其方向的那些光子)组成的。然而，只有检测到的原光子对成像有用，因为散射光子可能会增加噪声并降低图像对比度和对比度与噪声之比。在胸部成像应用中，具体地，已知的是散射光子与原光子之比取决于ROI和患者的尺寸可以从约0.5变化至5。因此，除去和/或校正散射光子可能是有益的。为了做到这一点，可以实施通常标记为624的原射线束取样装置(PSA)来估算并减去散射光子。

[0069] 在一些方案中，并且参照图6，PSA 624可以在s-DCT系统600中实施，并且可定位在x射线检测器610和患者P之间。在一些方案中，PSA 624可包括通常标记为626的防散射板或栅格，其配置有基本上不透明和/或平坦的表面，并布置在基本上平行于x射线源阵列602和x射线检测器610的竖直平面上与x射线源阵列602和x射线检测器610对齐。例如，栅格626可以布置为使得面向右的表面基本邻近于患者P的背面，使得患者P夹在x射线检测器610和栅格626之间。在一些方案中，与x射线检测器610有关地定栅格626的尺寸。例如，在图6中，栅格626具有比x射线检测器610的宽度小的宽度。可选地，栅格626的尺寸可以大于或基本上类似于x射线检测器610的尺寸。在一些方案中，栅格626由允许传送x射线束606的材料构

成。在其它方案中，栅格626配置有通常标记为628的二维矩阵的开口，运行为平行且垂直于x射线源阵列602，其配置为允许x射线束606穿过其传送。开口628可包括各种形状和/或尺寸，或者可以是均匀的。例如，开口628可以包括圆形开口，其具有为目标ROI的大约百分之三(3%)或更小的开口面积。以这种方式，与PSA图像相关联的任何额外的剂量都是最小的。

[0070] 因此，x射线检测器610检测到的在开口628下面的位置处的x射线光子可以对应于对穿过患者P的原光子射线束的准确测量。例如，可以获取使用相同参数的两组投影图像，并将它们经由接口618提供至计算平台614和/或SSM 616用于对每组投影图像进行处理。在本示例中，一组投影图像可以由包括PSA 624的一个或多个扫描组成，而一组投影图像可以由不包括PSA624的一个或多个扫描组成。从原射线束的取样，可以得到在这些位置处的散射光子计数，由该散射光子计数，能够通过计算平台614和/或SSM 616准确地估算出患者P的总散射图(无PSA 624存在)。接着可以将患者P的无PSA 624的图像减去估算出的散射光子图，以提供患者P的无PSA 624的散射校正投影图像。值得注意的是，散射图的备用取样可足以估算总散射图，这是因为患者P的散射图像取决于开口628之间的距离尺度通常是光滑的。然后具有降低的散射光子噪声的散射校正投影图像可在计算平台614和/或SSM 616上用于断层融合重构，以获得具有实质上提高的图像对比度和对比度与噪声之比的三维图像。

[0071] 在一些方案中，PSA 624相对于x射线源阵列602和/或x射线检测器610的位置可以由计算平台614和/或SSM 616经由接口618来控制。相应地，栅格626配置为通过通常标记为630的滑动装置或机构相对于至少一个方向是可活动的。例如，栅格626配置为通过栅格626沿着滑动机构630的移动如箭头B所示沿垂直方向是可活动的。栅格626也可以或交替地相对于地面在水平方向上移动。在一些方案中，用户可以经由接口618与计算平台614和/或SSM 616交互，以控制PSA 624相对于ROI的位置。例如，不同的目标ROI可能需要栅格626的垂直移动。PSA 624还配置为经由滑动装置630迅速地插入患者P和x射线源阵列602之间和/或迅速地从二者之间移除。在一些方案中，滑动装置630可以包括机械机构，其允许栅格626沿装置的长度滑动。例如，轨迹、槽或其它合适的构造可允许栅格626上的相应部件可受控地沿滑动装置630的长度移动。还可以考虑用于使栅格626相对于x射线源阵列602移动的其它技术。另外，PSA 624或任何类型的散射降低方法均可以在其中患者P处于除了站姿以外的其他姿势的s-DCT系统中实施(例如，s-DCT500，图5)。

[0072] 参考图7，提供了示出使用如本文所述的s-DCT系统获取快速断层图像的通常标记为700的示例性过程的流程图。s-DCT系统可包括本文所述的任何系统，包括但不限于其中患者处于卧姿、站姿等等的s-DCT系统。然而，还可以使用用于除胸部种类以外的断层成像应用的固定的数字化断层融合系统来实施过程700。

[0073] 在步骤702中，患者信息可经由接口被输入到示例性的计算平台中。例如，患者信息可自动传输至计算平台和/或可以由用户手动输入。

[0074] 在步骤704中，患者可以相对于x射线源阵列和/或x射线检测器被定位。例如，患者可以被定位为处于卧姿(例如，s-DCT系统500，图5)或直立姿态(例如，s-DCT系统600，图6)。可选地，患者还可以被定位为处于不同的姿态(例如，坐姿)。

[0075] 在步骤706中，能够获取初步图像的定位像。例如，计算平台可以控制初步图像的定位像的获取，以计算图像结构(例如，在步骤708中)。

[0076] 在步骤708中，可以基于在步骤706中获取的初步图像的定位像来计算图像结构。例如，可以使用初步图像的定位像来确定kVps、mAs、投影图像的数量、角跨度等等。

[0077] 在步骤710中，可以获取投影图像。例如，计算平台(例如，控制器)可激活x射线源阵列中的各个像素，以用x射线束照射患者。计算平台和/或控制器可同样控制x射线检测器，以检测患者的投影图像，从而产生并由此获取患者的投影图像。

[0078] 在步骤712中，可以采集在步骤710中获取的投影图像和操作日志并将它们保存至与计算平台相关联的数据存储器。

[0079] 在步骤714中，与计算平台相关联的模块可以处理投影图像以重构断层图像。例如，由模块和/或计算平台实施的IRF软件可以配置为访问所存储的投影图像和/或操作日志(多个)，以基于患者的投影图像来重构患者的断层图像。在一些方案中，可以由IRF软件利用任何合适的技术来重构断层图像。

[0080] 在步骤716中，断层图像可以选择在与计算平台相关联的显示器上显示。例如，医生或其他感兴趣方可以通过特定成像会话来访问针对特定患者的重构的断层图像，用于分析和/或诊断。

[0081] 参照图8，提供了示出使用如本文所述的门控s-DCT系统获取快速断层图像的通常标记为800的示例性过程的流程图。门控s-DCT系统可包括本文所述的任何系统，包括但不限于其中患者处于卧姿、站姿等等的门控s-DCT系统。然而，还可以使用用于除胸部种类以外的断层成像应用的门控固定数字化断层融合系统来实施过程800。

[0082] 在步骤802中，患者信息可经由接口输入至示例性的计算平台中。例如，患者信息可自动传输至计算平台和/或可以由用户手动输入。

[0083] 在步骤804中，患者可以相对于x射线源阵列和/或x射线检测器被定位。例如，患者可以被定位为处于卧姿(例如，s-DCT系统500，图5)或直立姿态(例如，s-DCT系统600，图6)。可选地，患者还可以被定位为处于不同的姿态(例如，坐姿)。

[0084] 在步骤806中，能够获取初步图像的定位像。例如，计算平台可以控制初步图像的定位像的获取，以计算图像结构(例如，在步骤808中)。

[0085] 在步骤808中，可以基于在步骤806中获取的初步图像的定位像来计算图像结构。例如，可以使用初步图像的定位像来确定kVps、mAs、投影图像的数量、角跨度等等。

[0086] 在步骤810中，可以监测生理信号。在一些方案中，在步骤804中使患者定位后，可以将PMS附接至患者，以监测患者的生理信号(例如呼吸和/或心脏信号)。PMS能够将信号传送至计算平台，计算平台可以配置为将生理信号(多个)与投影图像的获取同步。以这种方式，可以仅在限定的生理相位的时间窗内获取患者的投影图像。

[0087] 在步骤812中，当PMS正被使用时，生理门控图像可以由计算平台获取。在一些方案中，计算平台(例如，控制器)可激活x射线源阵列中的各个像素，以在步骤810中确定的限定的时间窗内用x-射线束照射患者。基于由生理门控信号提供的信息，时间窗可以限定为使得仅在患者的生理周期内的特定相位点获取图像。计算平台和/或控制器可以同样地控制x射线检测器，以检测患者的投影图像，从而产生并由此获得患者的生理门控投影图像。

[0088] 在步骤814中，可以采集在步骤812中获取的生理门控投影图像和操作日志并将它们保存至与计算平台相关联的数据存储器。

[0089] 在步骤816中，与计算平台相关联的模块可以处理生理门控投影图像以重构断层

图像。例如，由模块和/或计算平台实施的IRF软件可以配置为访问所存储的生理门控投影图像和/或操作日志(多个)，以基于患者的生理门控投影图像来重构患者的断层图像。在一些方案中，可以由IRF软件利用任何合适的技术来重构断层图像。

[0090] 在步骤818中，断层图像可以选择地显示在与计算平台相关联的显示器上。例如，医生或其他感兴趣方可以通过特定成像会话来访问针对特定患者的重构的断层图像，用于分析和/或诊断。

[0091] 参考图9，提供了示出使用如本文所述的双能量s-DCT系统获取双能量或多能量断层图像的通常标记为900的示例性过程的流程图。例如，在双能量断层成像过程中，对于每一个正被成像的对象，可以采集完备的两组x射线投影图像。第一组可以在x射线能量1下采集，而第二组可以在x射线能量2下采集，其中，x射线能量1不同于x射线能量2。在一个方案中，这两组x射线图像可在两个不同的x射线阳极电压下采集。然后可以处理、重构、并相减，以增强对于某些特征的对比度。在另一方案中，可以在每一个视角上取得两个投影图像，一个在x射线能量1下，另一个在x射线能量2下。如根据过程900所描述的，双能量s-DCT系统可以包括本文所述的任何系统，包括但不限于其中患者处于卧姿、站姿等等的双能量s-DCT系统。然而，也可以使用用于除胸部种类以外的断层成像应用的固定的数字化断层融合双能量系统来实施过程900。

[0092] 在步骤902中，患者信息可经由接口输入至示例性的计算平台中。例如，患者信息可自动传输至计算平台和/或可以由用户手动输入。

[0093] 在步骤904中，患者可以相对于x射线源阵列和/或x射线检测器被定位。例如，患者可以被定位为处于卧姿(例如，s-DCT系统500，图5)或直立姿态(例如，s-DCT系统600，图6)。可选地，患者还可以被定位为处于不同的姿态(例如，坐姿)。

[0094] 在步骤906中，能够获得初步图像的定位像。例如，计算平台可以控制初步图像的定位像的获取，以计算图像结构(例如，在步骤908中)。

[0095] 在步骤908中，可以基于在步骤906中获取的初步图像的定位像来计算图像结构。例如，可以使用初步图像的定位像来确定kVps、mAs、投影图像的数量、角跨度等等。

[0096] 在步骤910中，第一电压处的第一组高能量(HE)图像可以通过计算平台来获取。在一些方案中，计算平台(例如，控制器)可激活x射线源阵列中的各个像素，以使用x-射线束照射患者。计算平台和/或控制器可以同样地控制x射线检测器，以检测患者的投影图像，从而产生并由此获得患者的HE投影图像。

[0097] 在步骤912中，第二电压处的第二组低能量(LE)图像可以通过计算平台来获取，其中第二电压低于第一电压。在一些方案中，计算平台(例如，控制器)可激活x射线源阵列中的各个像素，以使用x-射线束照射患者。计算平台和/或控制器可以同样地控制x射线检测器，以检测患者的投影图像，从而产生并由此获得患者的LE投影图像。

[0098] 在步骤914中，可以采集在步骤910-步骤912中获取的HE投影图像和LE投影图像以及与每组图像相关联的操作日志，并将它们保存至与计算平台相关联的数据存储器。

[0099] 在步骤916中，与计算平台相关联的模块可以处理HE投影图像和LE投影图像以重构断层图像。例如，由模块和/或计算平台实施的IRF软件可以配置为访问所存储的HE投影图像和LE投影图像和/或操作日志，以基于患者的HE投影图像和LE投影图像来重构患者的断层图像。在一些方案中，可以由IRF软件利用任何合适的技术来重构断层图像。

[0100] 在步骤918中，断层图像可以选择地显示在与计算平台相关联的显示器上。例如，医生或其他感兴趣方可以通过特定成像会话来访问针对特定患者的重构的断层图像，用于分析和/或诊断。

[0101] 参照图10，提供了用于执行本文所描述的功能的计算平台的示例性部件的高层次方框图，计算平台通常标记为1002，高层次方框图通常标记为1000。如图10中所描述的，计算平台1002包括：通常标记为1004的处理器、通常标记为1006的存储器，它们经由系统总线通信地连接。在一些方案中，处理器1004可包括微处理器、中央处理单元(CPU)，或基于处理单元的任何其他类似硬件。在一些方案中，通常标记为1008的SSM具有如本文所讨论的功能，可以存储在存储器1006中，存储器1006可以包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光读/写存储器、高速缓冲存储器、磁读/写存储器、闪存、或任何其他非暂时性计算机可读介质。在一些实施例中，处理器1004和存储器1006能够用于执行和管理SSM 1008的操作。因此，当配置有SSM 1008时，计算平台1002成为专用计算平台，其通过消除传统s-DCT系统的机械运动来增强获取s-DCT图像的技术领域。具体而言，计算平台1002和s-DCT系统(例如，500，图5)之间的协作必需以计算机技术为基础，以克服特别是在计算机网络的领域内产生的问题(即，在较短的扫描时间内获取具有更高质量和分辨率的s-DCT图像)。

[0102] 参照图11，提供示出了如本文所述的用于固定的数字化断层成像的通常标记为1100的示例性方法的流程图。

[0103] 在步骤1102中，提供了固定的x射线源阵列和固定的区域x射线检测器，该固定的x射线源阵列包括配置为相对于固定的待成像受验者产生处于不同视角的x射线束的空间分布的x射线像素的阵列，该固定的区域x射线检测器被定位为基本上平行于该x射线源阵列的平面并配置为记录来自不同视角的受验者的x射线投影图像用于断层融合重构。

[0104] 在步骤1104中，生理门控装置监测受验者的至少一个生理信号，生理门控装置基于至少一个生理信号限定生理相位和时间窗，在时间窗内能够获取来自不同视角的受验者的x射线投影图像。

[0105] 在步骤1106中，当接收到至少一个生理信号时，计算平台激活x射线像素，以使x射线曝光与受验者的至少一个生理信号同步。

[0106] 在步骤1108中，记录了来自不同视角的受验者的x射线投影图像。

[0107] 本主题可以在不偏离其精神和本质特征的情况下具体实施为其他形式。因此在此描述的实施例在各个方案中都被认为是说明性的而不是限制性的。虽然已经根据某些优选实施例描述了本主题，但对于本领域普通技术人员显而易见的其他实施例也在本主题的范围之内。

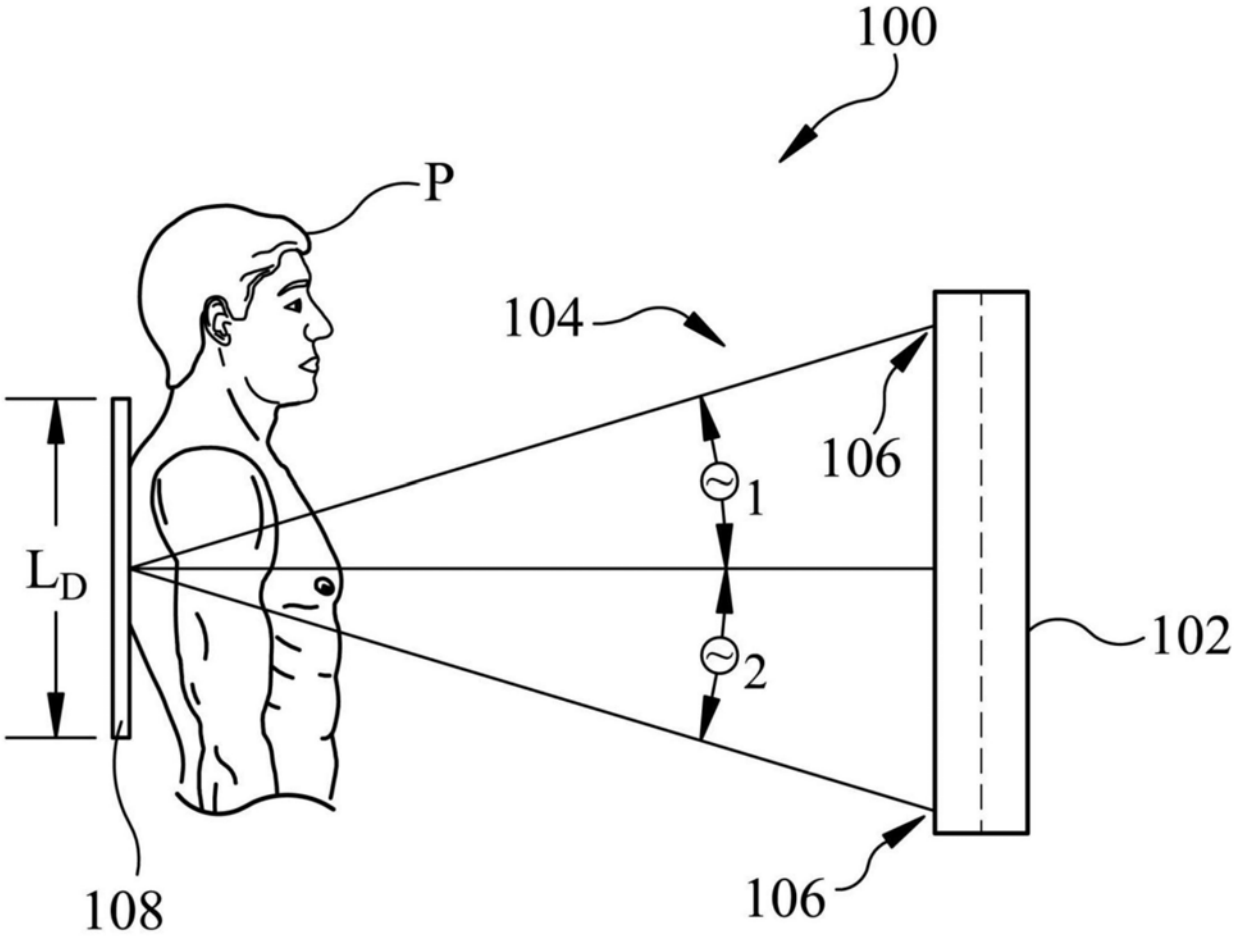


图1

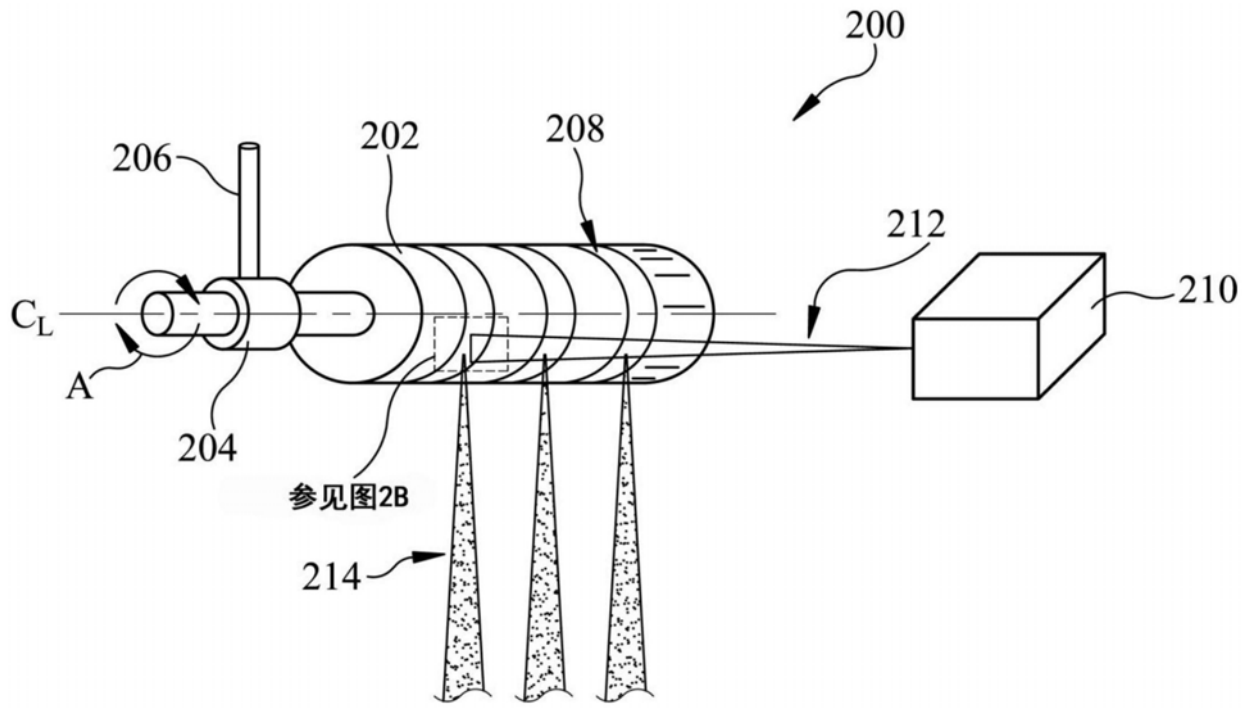


图2A

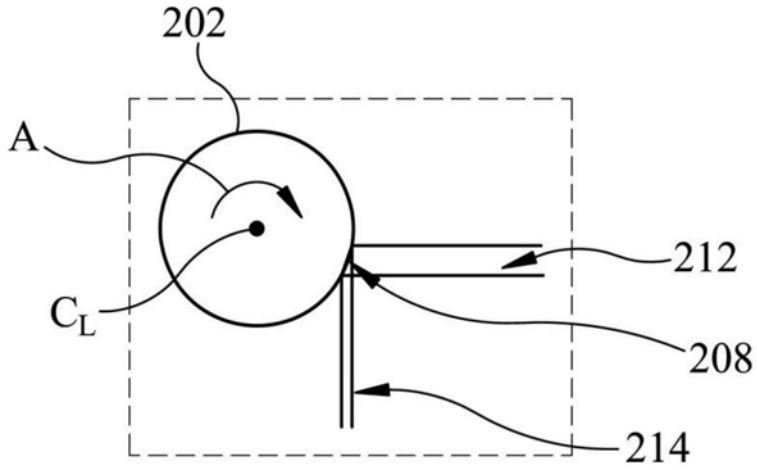


图2B

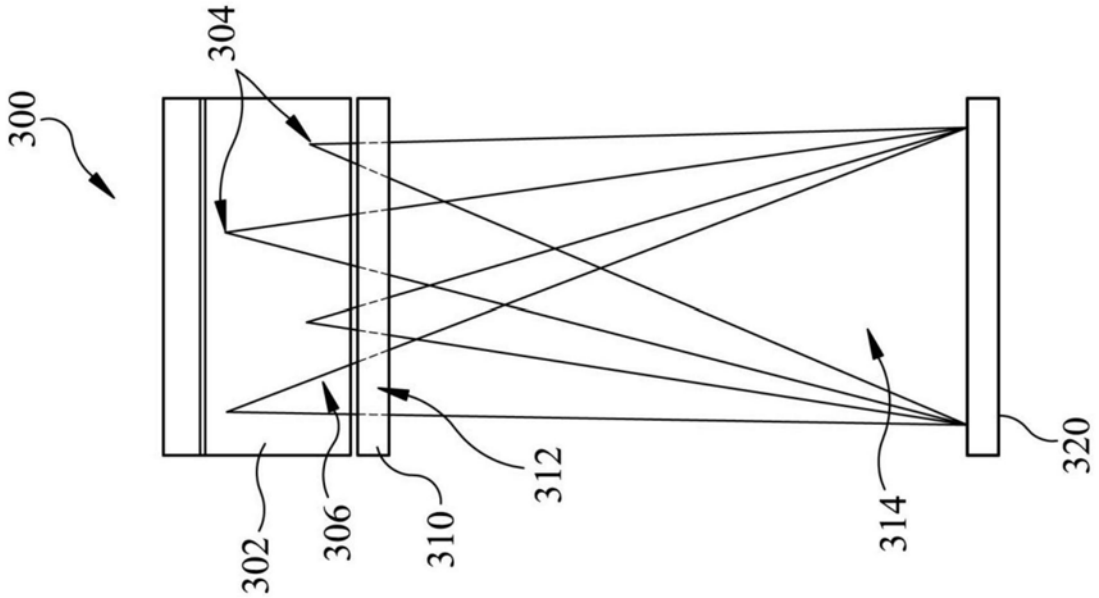


图3A

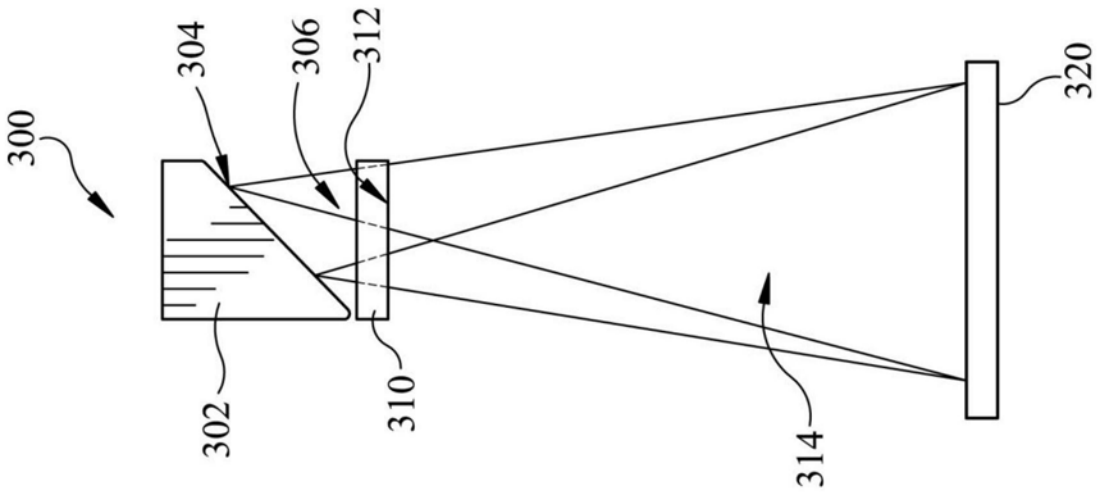


图3B

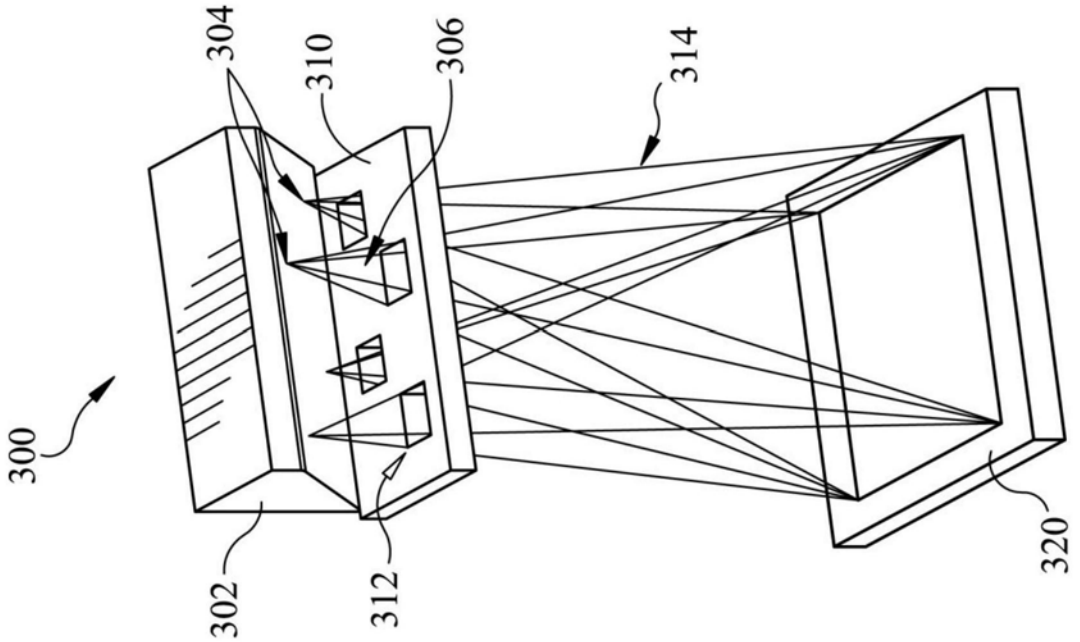

304
310
306
314
300
302
312
320

图3C

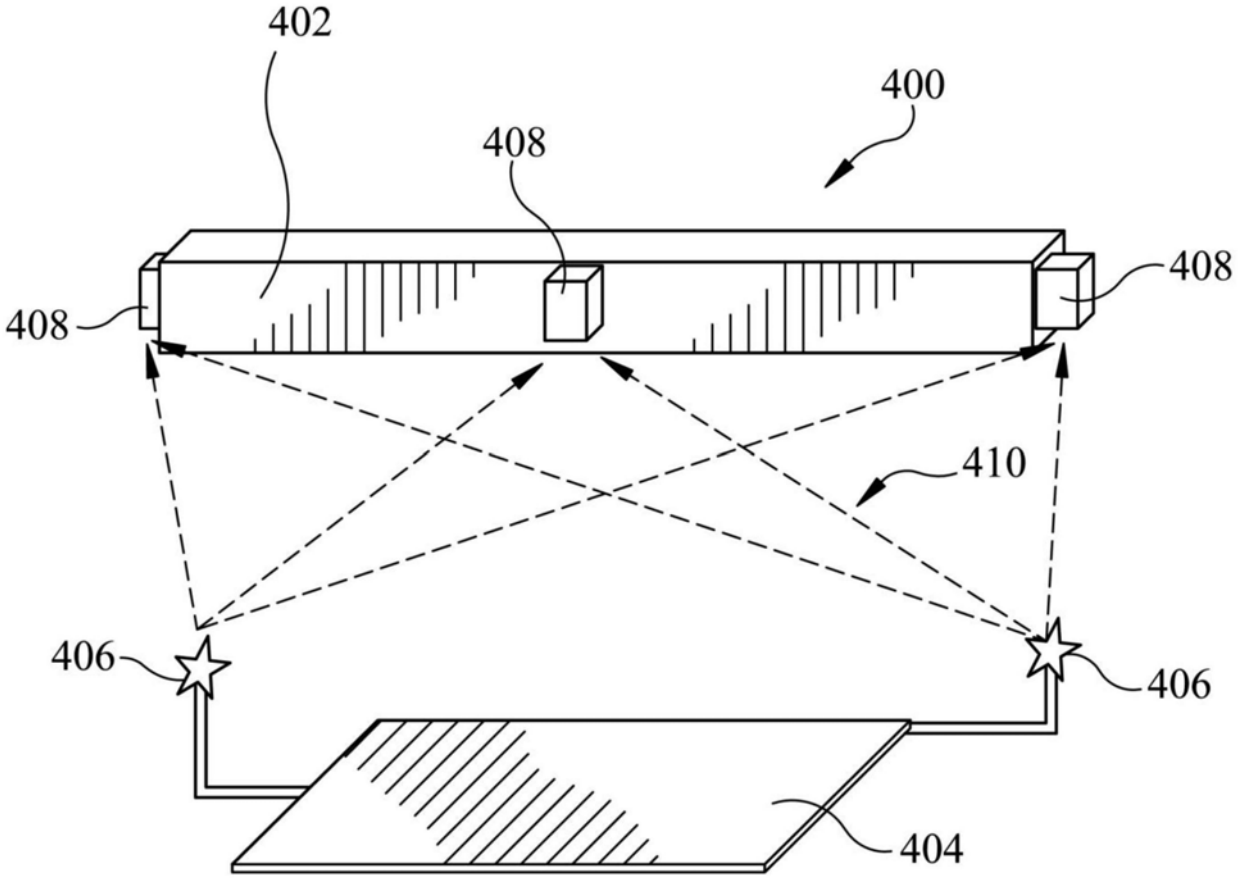

402
400
408
408
408
410
406
406
404

图4

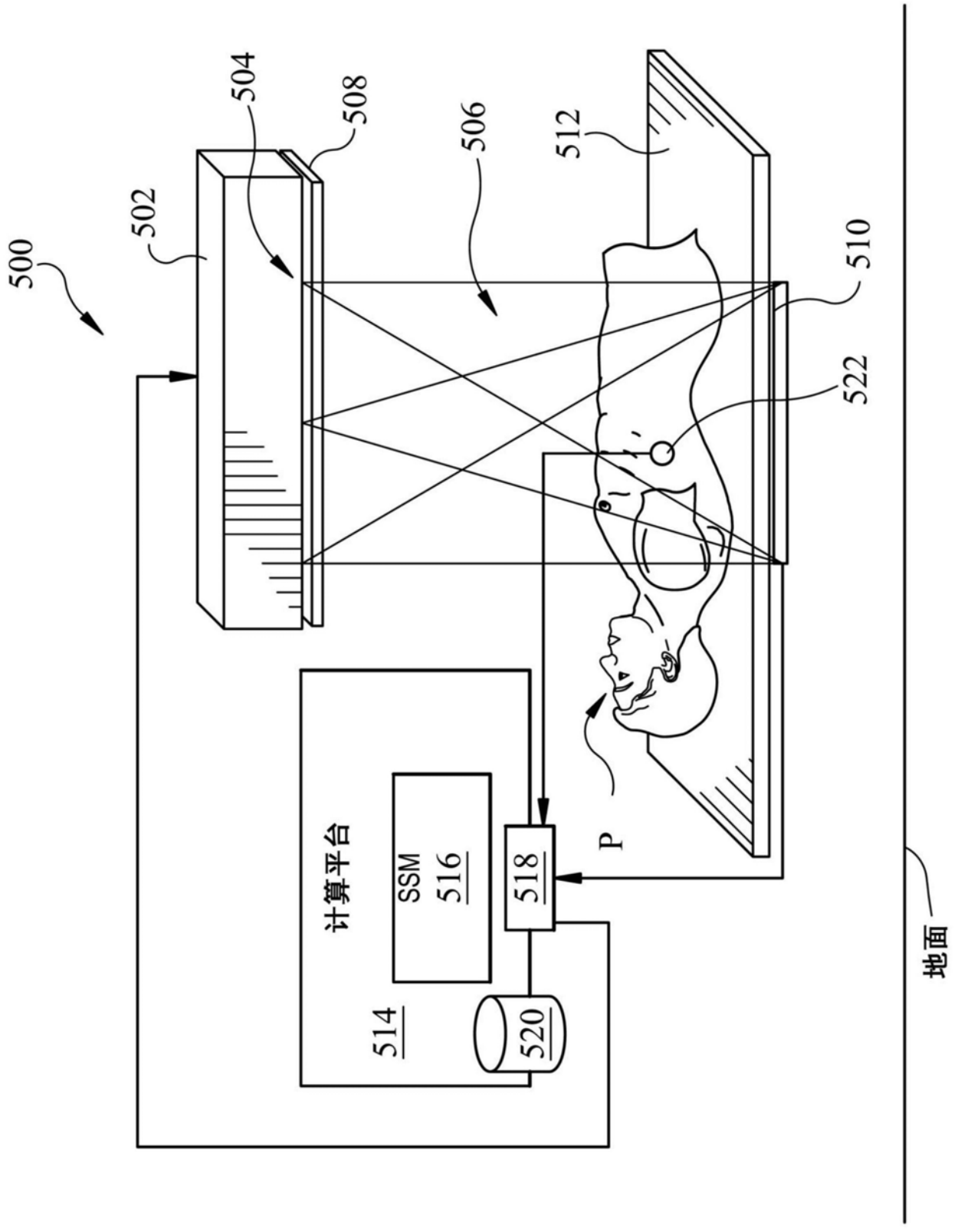


图5

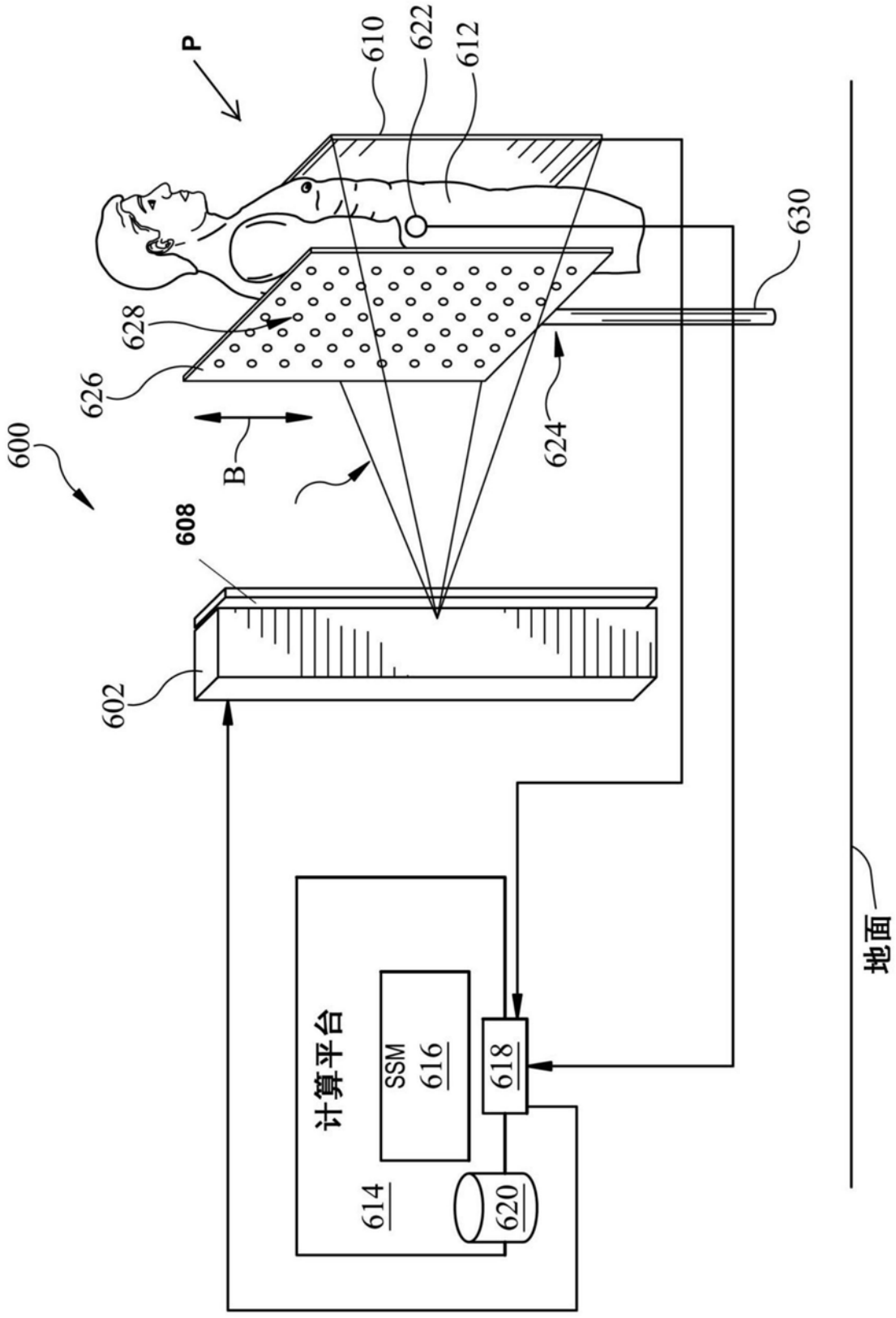

P
610
622
612
630
628
626
624
600
B
608
602
计算平台
SSM
616
618
614
620
地面

图6

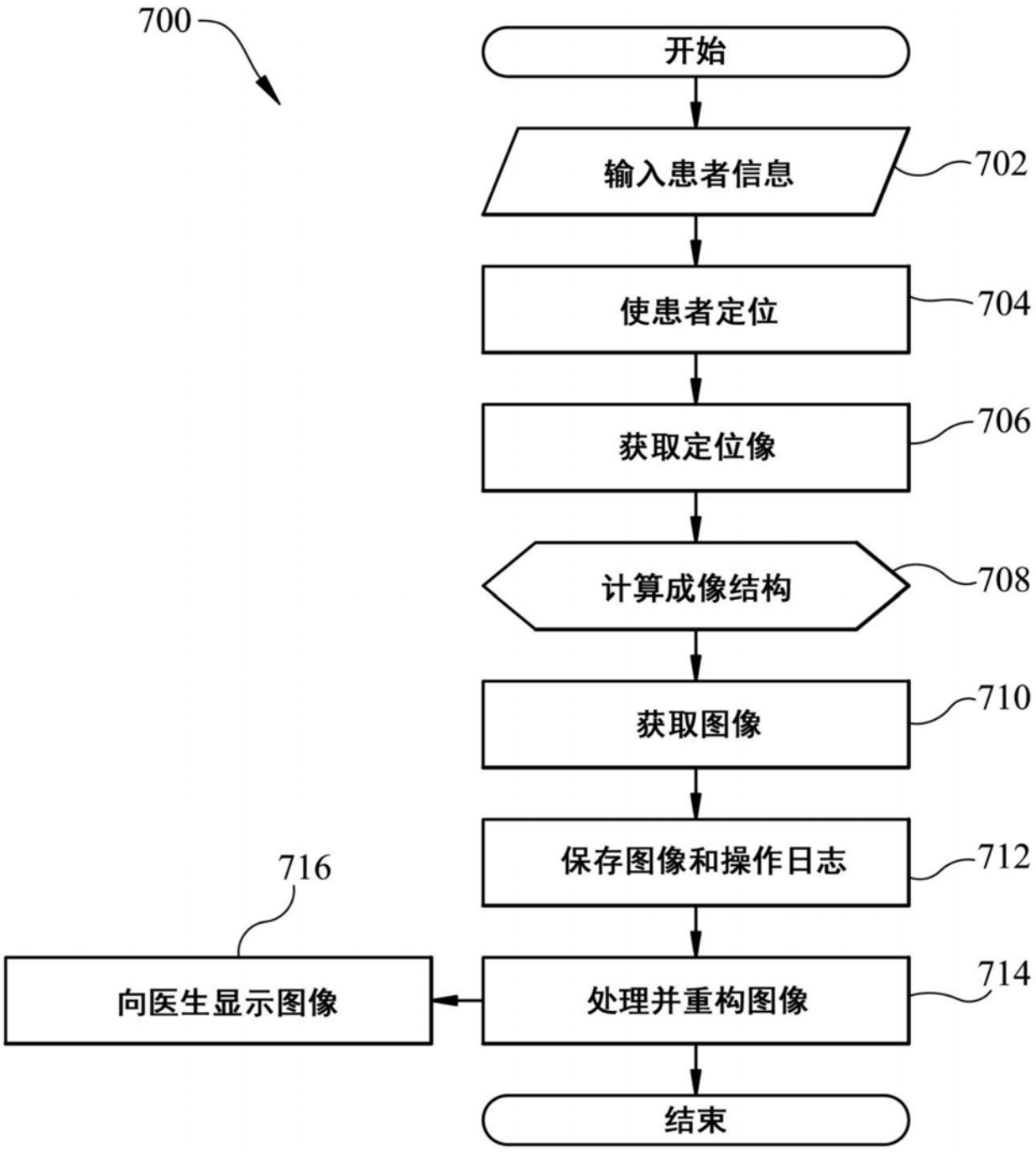

700
开始
输入患者信息
702
使患者定位
704
获取定位像
706
计算成像结构
708
获取图像
710
保存图像和操作日志
712
处理并重构图像
714
向医生显示图像
716
结束

图7

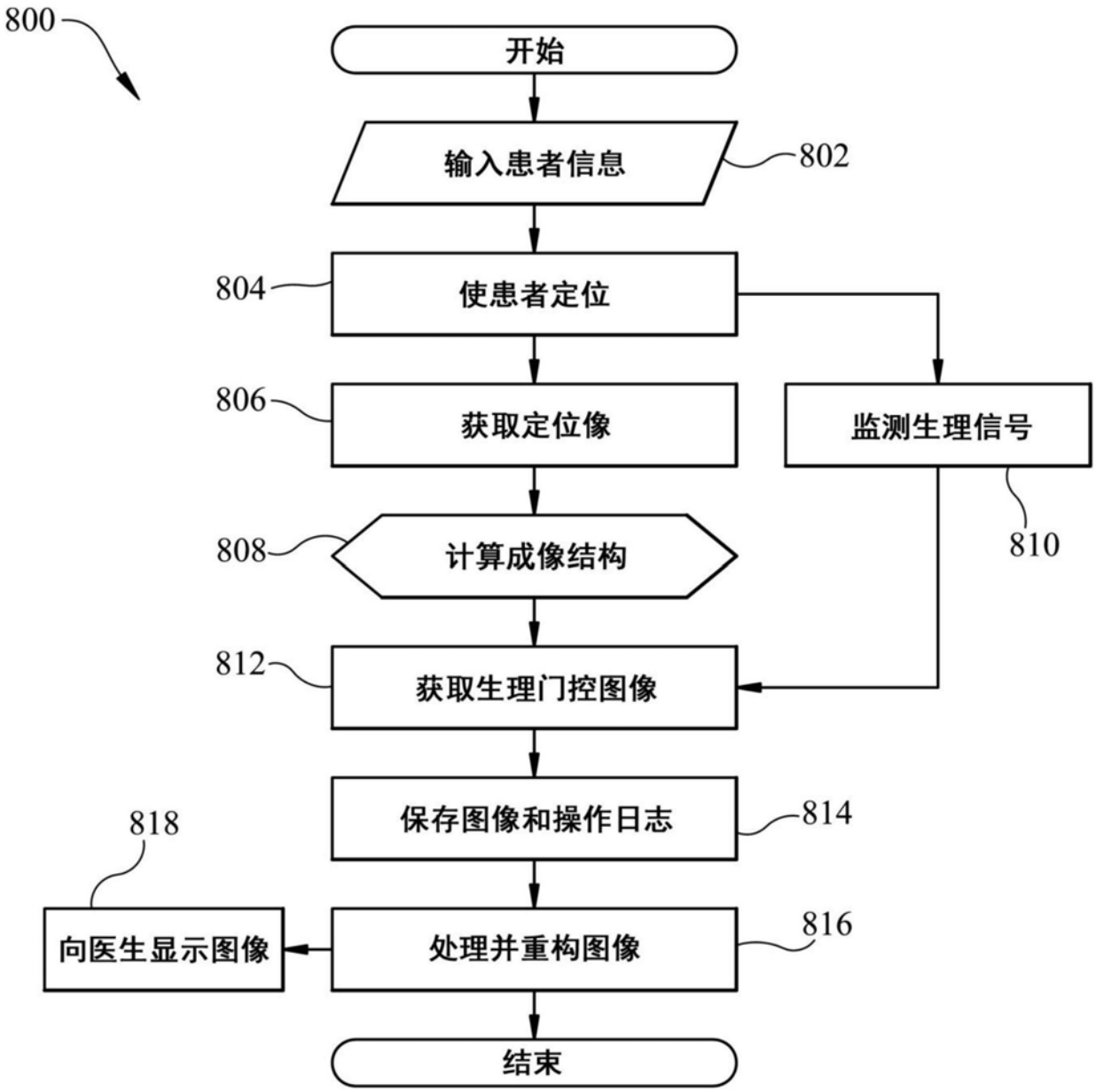

800
开始
输入患者信息
802
804
使患者定位
806
获取定位像
监测生理信号
808
计算成像结构
810
812
获取生理门控图像
保存图像和操作日志
814
818
向医生显示图像
处理并重构图像
816
结束

图8

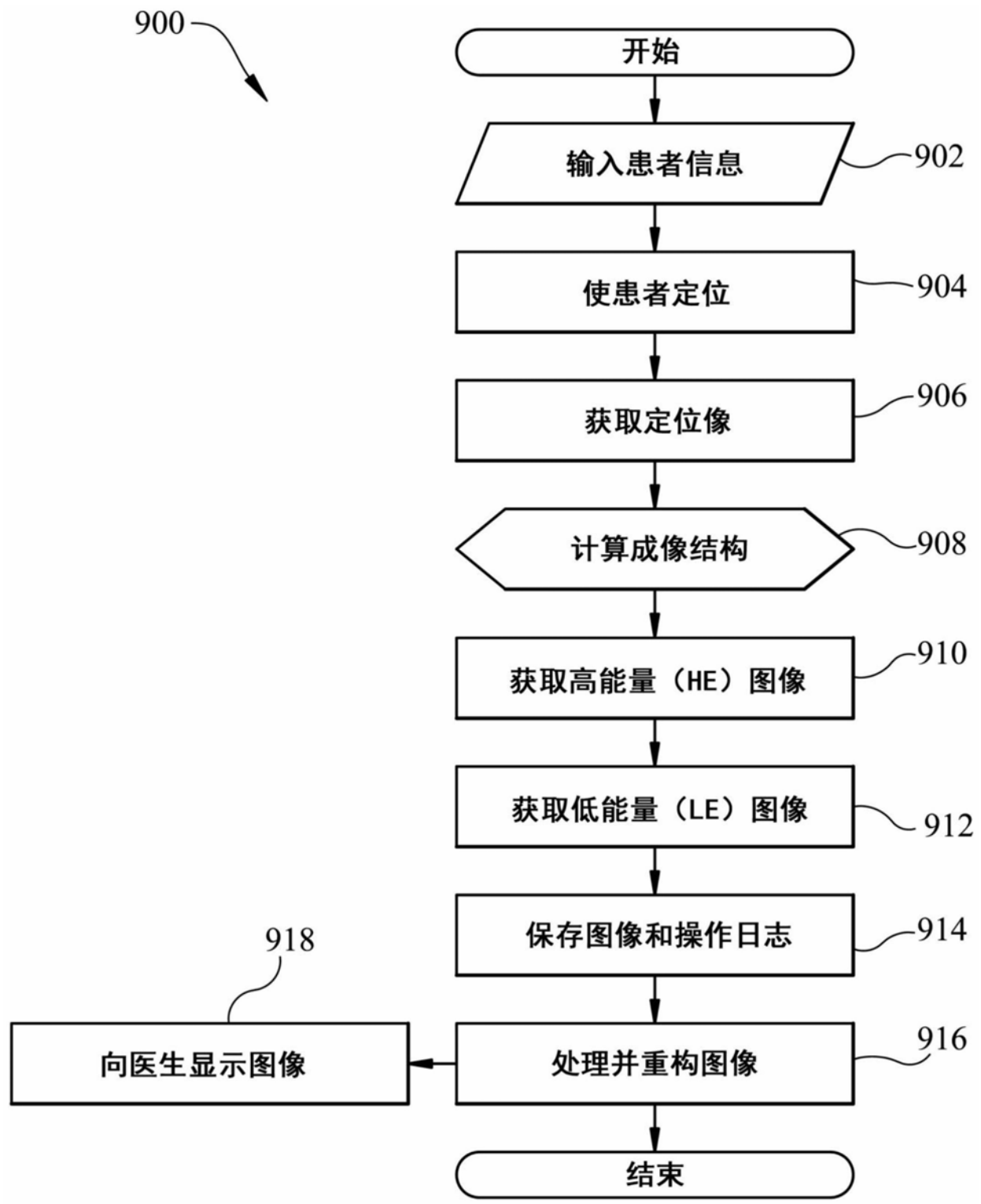

900
开始
输入患者信息
902
使患者定位
904
获取定位像
906
计算成像结构
908
获取高能量（HE）图像
910
获取低能量（LE）图像
912
保存图像和操作日志
914
处理并重构图像
916
向医生显示图像
918
结束

图9

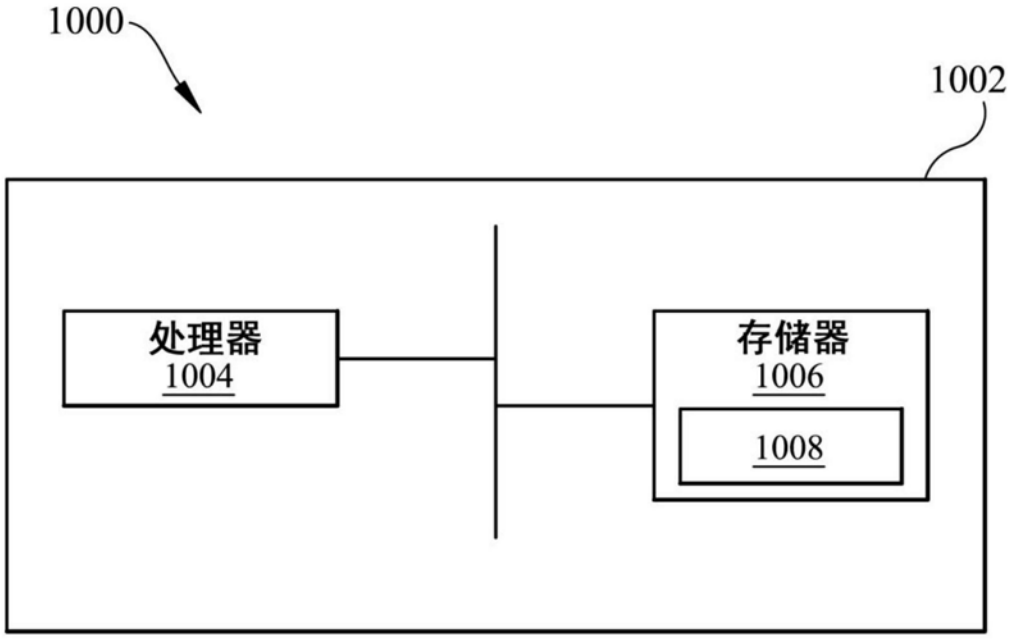

1000
1002
处理器
1004
存储器
1006
1008

图10

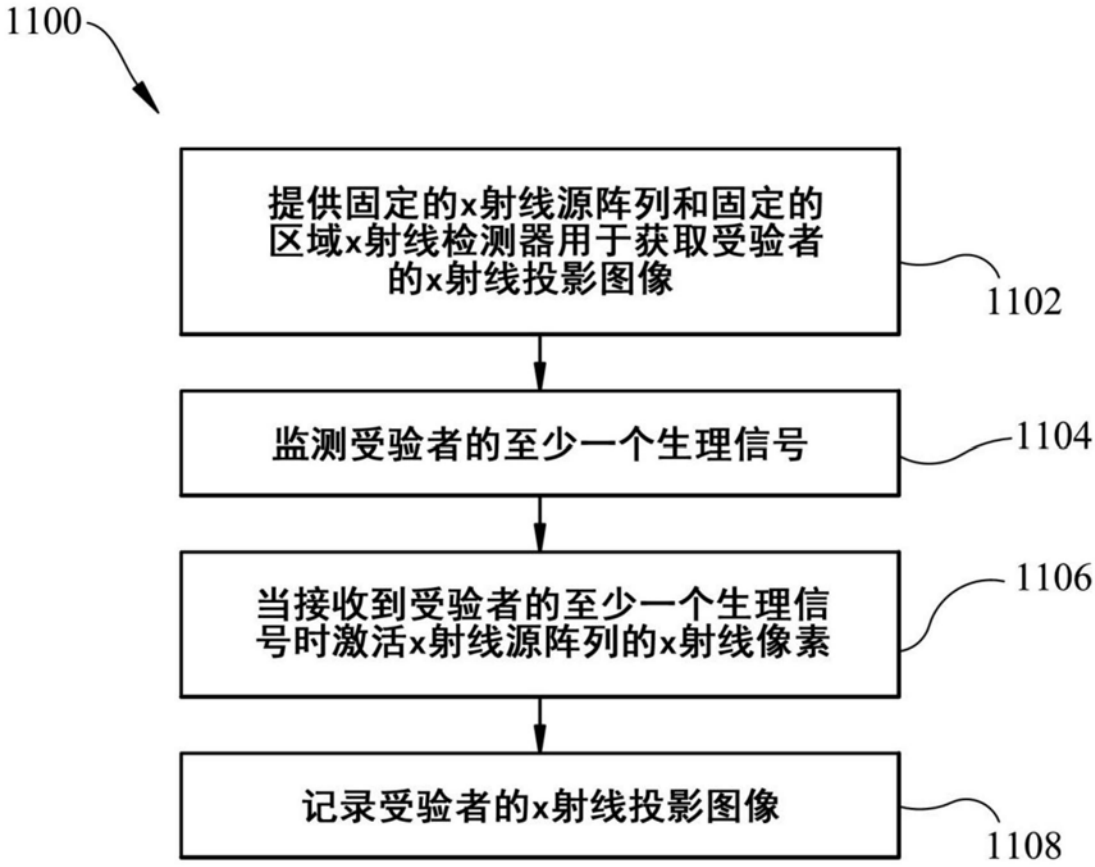

1100
提供固定的x射线源阵列和固定的区域x射线检测器用于获取受验者的x射线投影图像
1102
监测受验者的至少一个生理信号
1104
当接收到受验者的至少一个生理信号时激活x射线源阵列的x射线像素
1106
记录受验者的x射线投影图像
1108

图11