



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102462505 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201010625135. 9

(22) 申请日 2010. 12. 27

(30) 优先权数据

12/915111 2010. 10. 29 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 范家华 R-A·H·尼尔森

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 柯广华 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1593344 A, 2005. 03. 16,

CN 1732850 A, 2006. 02. 15,

CN 1903129 A, 2007. 01. 31,

EP 0982002 A1, 2000. 03. 01,

US 2001005409 A1, 2001. 06. 28,

US 2003118224 A1, 2003. 06. 26,

US 2008317212 A1, 2008. 12. 25,

US 3717768 A, 1973. 02. 20,

US 5608776 A, 1997. 03. 04,

WO 2009083850 A1, 2009. 07. 09,

WO 2009083851 A1, 2009. 07. 09,

余晓镔等. CT 扫描成像系统. 《CT 设备原理、
结构与质量保证》. 科学出版社, 2005, 49-58.

审查员 胡琴明

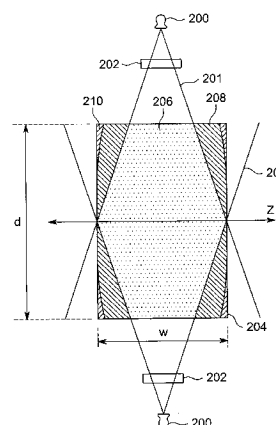
权利要求书1页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

用于宽覆盖和低剂量心脏 CT 成像的动态准直器

(57) 摘要

CT 扫描仪包括布置在 x 射线源附近的动态准直器和配置为使 x 射线源围绕对象旋转的控制器, 其中从 x 射线源的单次旋转中获取成像数据, 单次旋转分为第一半扫描和第二半扫描。控制器还配置为在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取图像数据之后, 并且与从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取图像数据的开始同时, 对动态准直器进行定位, 以在第一半扫描和第二半扫描其中之一期间阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的中央部分。CT 扫描仪还配置为使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。



1. 一种计算机断层造影扫描仪 (10), 包括:
机架 (12), 所述机架 (12) 中具有开口 (48) 以接纳待扫描的对象 (22);
x 射线源 (14, 200), 所述 x 射线源 (14, 200) 布置于所述机架 (12) 内, 并且配置为在 CT 数据获取期间将 x 射线锥形束 (201) 投影在所述对象 (22);
检测器阵列 (18), 所述检测器阵列 (18) 配置成检测穿过所述对象 (22) 的 x 射线;
布置在所述 x 射线源 (14, 200) 附近的动态准直器 (212); 以及
控制器 (26), 所述控制器 (26) 配置为:
使所述 x 射线源 (14, 200) 围绕所述对象 (22) 旋转, 其中, 所述 x 射线源 (14, 200) 的单次旋转被分为第一半扫描和第二半扫描;
在第一半扫描期间获取第一成像数据集;
在第二半扫描期间获取第二成像数据集;
在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取图像数据之后, 并且与从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取图像数据的开始同时, 对所述动态准直器 (212) 进行定位, 其中, 所述动态准直器 (212) 配置为在第一半扫描和第二半扫描其中之一期间阻挡所述 x 射线源 (14, 200) 发射的 x 射线束 (201) 的中央部分; 以及
使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。
2. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 还包括蝴蝶结滤波器 (202), 所述蝴蝶结滤波器 (202) 布置在所述 x 射线源 (14, 200) 附近以在低能量光子到达所述对象 (22) 之前吸收低能量光子, 其中, 所述控制器 (26) 配置为将所述动态准直器 (212) 定位于所述 x 射线源 (14, 200) 和所述蝴蝶结滤波器 (202) 之间。
3. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述动态准直器 (212) 由具有高 x 射线衰减特性的材料构成。
4. 如权利要求 3 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述动态准直器 (212) 由钨构成。
5. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述动态准直器 (212) 包括配置为阻挡 x 射线束 (201) 的一部分的单个元件。
6. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述动态准直器 (212) 定位于距所述 x 射线源 (14, 200) 一定距离处, 以便仅仅阻挡所述 x 射线源 (14, 200) 发射的 x 射线束 (201) 的中央部分, 而允许 x 射线束 (201) 的外侧部分到达所述对象。
7. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述动态准直器 (212) 配置为在第二半扫描期间阻挡所述 x 射线源 (14, 200) 发射的 x 射线束 (201) 的 80%。
8. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述控制器 (26) 配置为在所述对象 (22) 的单次心跳内使所述 x 射线源 (14, 200) 围绕所述对象 (22) 完全地旋转。
9. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述控制器 (26) 配置为由从所述 x 射线源 (14, 200) 围绕所述对象 (22) 的完全旋转获取的第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。
10. 如权利要求 1 所述的计算机断层造影扫描仪, 其中所述检测器阵列 (18) 是多检测器行阵列。

用于宽覆盖和低剂量心脏 CT 成像的动态准直器

技术领域

[0001] 一般来说,本发明的实施例涉及诊断成像,更具体地说,涉及能够具有高时间分辨率、减少由缺失数据和纵向截断引起的图像伪影以及减少辐射剂量的计算机断层造影 (CT) 成像的方法及装置。

背景技术

[0002] 通常,在计算机断层造影 (CT) 成像系统中, x 射线源向诸如患者或一件行李之类的对象或物体发射扇形射束。在下文中,术语“对象”和“物体”应包括能够被成像的任何东西。射束在被对象衰减后,照射在辐射检测器阵列上。在检测器阵列接收到的已衰减射束辐射的强度通常取决于对象对 x 射线束的衰减。检测器阵列的每个检测器元件产生指示每个检测器元件接收的已衰减射束的分开电信号。电信号被发送至数据处理系统以供分析,分析最终生成图像。

[0003] 一般情况下, x 射线源和检测器阵列在成像平面内并且围绕对象绕机架旋转。 x 射线源通常包括在焦点发射 x 射线束的 x 射线管。 x 射线检测器通常包括用于校准在检测器接收的 x 射线束的准直器,与准直器相邻、用于将 x 射线转换为光能量的闪烁体,以及用于从相邻闪烁体接收光能量并从其中产生电信号的光电二极管。

[0004] 通常,闪烁体阵列的每个闪烁体将 x 射线转换为光能量。每个闪烁体向与之相邻的光电二极管释放光能量。每个光电二极管检测光能量并产生对应的电信号。光电二极管的输出则被发送至数据处理系统用于图像重构。

[0005] CT 成像的重要现代应用之一就是用于心脏成像。然而,心脏成像技术、如冠状动脉 CT 血管造影术提出特别的技术挑战,其中之一就是需要高时间分辨率来避免图像中的运动伪影。获得如此高的时间分辨率的一种方式是使用宽覆盖、多检测器行 CT (MDCT) 系统在一次机架旋转内扫描整个心脏区域。这里,宽覆盖是指能够在一次绕轴旋转 (axial rotation) 内覆盖人心脏的大部分 x 射线束的纵向覆盖。通常,为了保持时间分辨率,只有来自大概一半扫描的数据被用于图像重构。然而,遗憾的是,当大的 x 射线锥形束角度大时,这样的心脏半扫描成像方法面临严重的缺失数据和纵向截断问题。这种心脏半扫描方法引起的锥形束伪影在重构图像中容易观察到,并且使图像质量严重下降。

[0006] 为了减轻与上述心脏半扫描技术相关联的缺失数据和纵向截断问题,采用宽覆盖、全扫描心脏成像 (即使采用半扫描重构方法) 是一种解决方案。这种宽覆盖、全扫描心脏成像提供了一种保持时间分辨率、同时减轻与半扫描成像相关联的数据缺失和纵向截断问题的方式。然而,与半扫描心脏成像相比,全扫描心脏成像在对象上施加了更大的辐射剂量。事实上,全扫描心脏成像中的辐射剂量表现为在半扫描心脏成像之上辐射剂量 50% (或更多) 的增长。虽然为了使患者所受到的辐射剂量和扫描时间最小化而进行了各种努力,但是传统的全扫描心脏成像不够理想。

[0007] 因此,希望设计能够具有高时间分辨率、减少由缺失数据和纵向截断引起的图像伪影以及减少辐射剂量的用于 CT 成像的装置和方法。

发明内容

[0008] 本发明的一个实施例针对一种计算机断层造影 (CT) 扫描仪, 包括: 机架, 其中具有开口以接纳待扫描的对象; x 射线源, 布置于机架内, 并且配置成在 CT 数据获取期间将 x 射线锥形束投影在对象; 以及检测器阵列, 配置成检测穿过对象的 x 射线。CT 扫描仪还包括: 布置在 x 射线源附近的动态准直器; 以及配置为使 x 射线源围绕对象旋转的控制器, 其中, x 射线源的单次旋转被分为第一半扫描和第二半扫描, 在第一半扫描期间获取第一成像数据集, 在第二半扫描期间获取第二成像数据集。控制器还配置为: 在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取图像数据之后, 并且与从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取图像数据的开始同时, 对动态准直器进行定位, 其中, 动态准直器配置为在第一半扫描和第二半扫描其中之一期间阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的中央部分; 以及使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。

[0009] 本发明的另一实施例针对一种心脏 CT 成像的方法, 该方法包括: 沿着旋转环形路径使 x 射线源围绕扫描对象旋转通过一系列投影角, 其中 x 射线源的单次旋转被分为第一半扫描和第二半扫描; 从第一半扫描中获取第一成像数据集; 以及从第二半扫描中获取第二成像数据集。该方法还包括: 在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取图像数据完成之后, 并且与从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取图像数据的开始同时, 运用准直器以在第一半扫描和第二半扫描其中之一期间阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的中央部分; 以及使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。

[0010] 本发明的另一实施例针对一种 CT 成像系统, 包括: 可旋转的机架, 其中具有开口以接纳待扫描的对象; x 射线源, 布置于可旋转的机架内, 并且配置成在 CT 数据获取期间将 x 射线束投影在对象; 以及布置在 x 射线源附近的准直器, 其中, 准直器配置成可移动地定位于所投影的 x 射线束的路径中。CT 成像系统还包括计算机, 计算机被编程以使 x 射线源围绕对象完全地旋转, 其中 x 射线源的旋转被分为第一半扫描和第二半扫描, 从第一半扫描中获取第一成像数据集, 以及从第二半扫描中获取第二成像数据集。计算机还被编程以在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取成像数据之后, 并且与从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取成像数据的开始同时, 并且在从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取成像数据的整个过程中, 可移动地对准直器进行定位以阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的中央部分; 以及使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。

[0011] 其它各种特征和优点将在接下来的详细描述和附图中变得显而易见。

附图说明

[0012] 附图举例说明当前为实现本发明而考虑的一个优选实施例。

[0013] 在附图中:

[0014] 图 1 是 CT 成像系统的示意图。

[0015] 图 2 是图 1 所示的系统的示意框图。

[0016] 图 3 是 CT 系统检测器阵列的一个实施例的透视图。

[0017] 图 4 是检测器的一个实施例的透视图。

[0018] 图 5 是根据本发明的一个实施例的心脏 CT 成像的宽纵向检测器方法的第一半扫

描的示意表示。

[0019] 图 6 是根据本发明的一个实施例的心脏 CT 成像的宽纵向检测器方法的第二半扫描的示意表示。

[0020] 图 7 是示出根据本发明的一个实施例的 CT 成像方法的流程图。

[0021] 图 8 是与非侵入式包裹检查系统配合使用的 CT 系统的示意图。

具体实施方式

[0022] 本发明的工作环境是关于宽覆盖、多检测器行、计算机断层造影 (CT) 系统来描述的。然而,本领域技术人员会理解,本发明同样可适用于与其它多切片配置配合使用。而且,将关于 x 射线的检测和转换来描述本发明。然而,本领域技术人员还会理解,本发明同样可适用于其它高频电磁能量的检测和转换。将关于“第三代”CT 扫描仪来描述本发明,但是本发明同样可适用于其它 CT 系统。

[0023] 参照图 1,计算机断层造影 (CT) 成像系统 10 被表示为包括机架 12,其代表了“第三代”CT 扫描仪。机架 12 具有 x 射线源 14,x 射线源 14 向在机架 12 的相对侧上的检测器组件或后置式患者准直器 18 投影 x 射线束。现参照图 2,检测器组件 18 由多个检测器 20 和数据获取系统 (DAS) 32 组成。多个检测器 20 感测穿过医学患者 22 的所投影的 x 射线 16,DAS 32 将数据转换为数字信号以用于后续处理。每个检测器 20 产生模拟电信号,该电信号表示照射的 x 射线束以及因射线穿过患者 22 而得到的衰减射束的强度。在获取 x 射线投影数据的扫描期间,机架 12 和安装在其上的部件绕旋转中心 24 旋转。

[0024] 机架 12 的旋转和 x 射线源 14 的操作由 CT 系统 10 的控制机构 26 来控制。控制机构 26 包括:x 射线控制器 28,它为 x 射线源 14 提供电力和定时信号;以及机架马达控制器 30,它控制机架 12 的旋转速度和位置。图像重构器 34 接收来自 DAS 32 的经过抽样和数字化的 x 射线数据,并且执行高速重构。重构的图像作为输入被施加到计算机 36,计算机 36 将图像存储在大容量存储装置 38 中。

[0025] 计算机 36 还经由控制台 40 从操作者那里接收命令和扫描参数,控制台 40 具有某种形式的操作者接口,诸如键盘、鼠标、声音驱动的控制或者任何其它合适的输入装置。关联的显示器 42 允许操作者观察来自计算机 36 的重构图像和其它数据。计算机 36 使用操作者提供的命令和参数来向 DAS 32、x 射线控制器 28 和机架马达控制器 30 提供控制信号和信息。另外,计算机 36 操作工作台马达控制器 44 来控制机动工作台 46,以定位患者 22 和机架 12。具体来说,工作台 46 移动患者 22 全部或部分地通过图 1 的机架开口 48。

[0026] 如图 3 所示,检测器组件 18 包括轨道 17,其间设置有准直叶片或板 19。板 19 被定位以在这种射束照射在例如图 4 的位于检测器组件 18 上的检测器 20 上之前校准 x 射线 16。在一个实施例中,检测器组件 18 包括 57 个检测器 20,每个检测器 20 具有像素元件 50 的 64×16 的阵列大小。因此,检测器组件 18 具有 64 行和 912 列 (16×57 个检测器),这允许通过机架 12 的每次旋转收集数据的 64 个同时切片。为了达到纵向的宽覆盖以在一次旋转中覆盖人的整个心脏,通常需要多于 64 行的检测器。所需检测器行的数量是所需覆盖范围和检测器行宽度的函数。

[0027] 参照图 4,检测器 20 包括 DAS 32,每个检测器 20 包括在封装 51 中排列的多个检测器元件 50。检测器 20 包括相对于检测器元件 50 定位于封装 51 内的插脚 52。封装 51

定位于具有多个二极管 59 的背光 (backlit) 二极管阵列 53 上。背光二极管阵列 53 又定位于多层衬底 54 上。间隔块 55 定位于多层衬底 54 上。检测器元件 50 与背光二极管阵列 53 光耦合,并且背光二极管阵列 53 又与多层衬底 54 电耦合。柔性电路 56 附在多层衬底 54 的面 57 以及 DAS 32 上。检测器 20 通过使用插脚 52 定位于检测器组件 18 内。

[0028] 在一个实施例的操作中,x 射线照射在检测器元件 50 内而产生光子,光子穿过封装 51,从而产生模拟信号,该信号在背光二极管阵列 53 内的二极管上被检测。产生的模拟信号穿过多层衬底 54、柔性电路 56,到达 DAS 32,在这里,模拟信号被转换为数字信号。

[0029] 如上所述,计算机断层造影的重要现代应用之一就是用于心脏成像。由于心脏的快速和接近恒定的运动,在心脏 CT 成像中使用高时间获取速度来避免重构图像中的运动伪影。为了达到如此高的时间分辨率,为心脏成像已经开发了各种先进的获取技术,包括快速机架旋转速度、宽纵向检测器覆盖、多 x 射线源,等等。特别提到宽纵向检测器方法,期望 x 射线源绕对象的一个单次绕轴旋转对于患者群体中的大多数实现整个心脏的成像。

[0030] 传统上,心脏成像采用半扫描获取模式来执行,这虑及重构图像所需要的成像数据从完全机架旋转的基本上一半获得。然而,由于在宽纵向检测器方法中存在大的锥形束角度,采用半扫描获取模式生成的图像中可能存在严重的锥形束伪影。利用全扫描获取模式可减轻图像中存在的锥形束伪影,但是以在对象上的辐射剂量增加为代价。

[0031] 参照图 5,示出上述心脏 CT 成像的宽纵向检测器方法的示意表示。图 5 表示根据本发明的一个实施例的第一半扫描获取,如下所述。

[0032] x 射线源 200 发射 x 射线锥形束 201 通过蝴蝶结滤波器 202,滤波器 202 在光子到达待扫描的物体之前吸收 x 射线源 200 发出的低能量光子。x 射线源 200 和蝴蝶结滤波器 202 都绕成像体 204 的 Z 轴来绕轴旋转。虽然图 5 示出 x 射线源 200 和蝴蝶结滤波器 202 绕 Z 轴旋转仅 180 度,但是这只是图解说明锥形束 201 在整个扫描中的覆盖,要理解,x 射线源 200 和蝴蝶结滤波器 202 能够绕成像体 204 进行 360 度旋转。

[0033] 在心脏 CT 成像中,成像体 204 代表整个心脏区域,并且是在 x 射线源 200 和蝴蝶结滤波器 202 绕 Z 轴单次旋转之后想要重构的区域。在图 5 所示的例子中,成像体 204 在纵向具有 160mm 的尺寸 ($w = 160\text{mm}$),整个直径是 250mm ($d = 250\text{mm}$),但是要理解,成像体 204 并不限于这样的尺寸。此外,图 5 中从 x 射线源 200 到 Z 轴的距离为 610mm,但是要理解,这个距离也不限于这样的尺寸。

[0034] 为了成像体 204 的全扫描获取,x 射线源 200 可绕成像体 204 旋转完全绕轴旋转(即,360 度),来自这个全扫描的成像数据用于重构表示成像体 204 的图像。在第一半扫描期间获取成像数据后(即,完全绕轴旋转的第一个 180 度+扇角),具有与第一半扫描的角度互补的投影角度的成像数据在第二半扫描期间(即完全绕轴旋转的第二个 180 度的段)被获取。因此,全扫描获取提供了图像重构中要使用的最大范围的数据,这对于重构具有减少的伪影的图像是有用的。例如,参照图 5,全扫描获取允许在成像体 204 的区域 206 的完全 360 度扫描覆盖,在区域 208 大于 180 度扫描覆盖,并且在区域 210 小于 180 度扫描覆盖。为了重构图像具有很少、甚至没有锥形束伪影,希望至少 180 度的扫描覆盖,采用全扫描获取来基本上获得这样的扫描覆盖。事实上,采用图 5 中所述的例子,在这些条件下,经由全扫描获取提供超过 98% 的覆盖数据,只有最小区域 210 提供小于 180 度的扫描覆盖。

[0035] 虽然全扫描获取成功地使得能够获取具有最小锥形束伪影的图像,但是这样的全

扫描获取也使扫描物体遭受不希望有的额外辐射剂量。作为备选,半扫描获取方法可用来减少辐射剂量,但这种方法本身导致了与全扫描获取相比显著较小覆盖的数据可供用于图像重构。如上所述,对于图像重构,期望至少 180 度的扫描覆盖。只使用半扫描获取,可能有少得多的数据覆盖,因而成像体 204 的基本部分对于图像重构而言包含不够的数据。例如,再参照图 5,采用半扫描获取方法,成像体 204 的区域 206 会具有大于 180 度的扫描覆盖,但是区域 208 会具有小于 180 度的扫描覆盖,并且区域 210 会具有远远小于 180 度的扫描覆盖,得到整个覆盖数据的大约 86% (与采用全扫描获取时大于 98% 的覆盖数据相比)。仅仅传统半扫描获取中扫描覆盖的缺失就导致不希望有的锥形束伪影,因而当锥形束伪影成为主要关注的问题时,半扫描获取方法对于用在宽覆盖心脏成像中而言不具吸引力。

[0036] 因此,虽然图 5 示出根据本发明的一个实施例的第一半扫描获取,但是希望有第二半扫描获取以使得能够获取足够的数据用于低伪影的图像重构,而仍然使所扫描物体所受到的额外辐射剂量最小化。本发明的实施例实现了这样一种分别采用第一和第二半扫描获取的成像数据获取方法,在本文中关于图 6 来进一步描述。

[0037] 参照图 6,示出根据本发明的实施例的第二半扫描获取的示意表示。为了一致性和容易理解,图 5 和图 6 之间共同的元件共用共同的参考标号,各个共同的元件的目的或含义在这里将不再重述。

[0038] 如以上关于图 5 所述,通过使 x 射线源 200 和蝴蝶结滤波器 202 绕成像体 204 的 Z 轴来绕轴旋转,获取来自第一半扫描的图像数据,并且成像数据在这个第一半扫描期间被连续地获取。第一半扫描构成绕 Z 轴的 180 度旋转,连同 x 射线束的扇形角。在这个第一半扫描期间,由于在区域 206 获得大于 180 度的扫描覆盖,对于区域 206 获取了足够的图像数据。然而,仅仅从第一半扫描中在区域 208 和区域 210 中获取不够的数据,因而全扫描获取对于整个成像体 204 的有效图像重构更具吸引力。

[0039] 因此,在第一半扫描期间的图像数据获取之后,x 射线源 200 进入绕成像体 204 的第二次 180 度绕轴旋转,称作第二半扫描。然而,与第二半扫描中的图像数据获取的开始同时,动态准直器 212 可移动地定位于 x 射线源 200 和蝴蝶结滤波器 202 之间,以便有效地阻挡从 x 射线源 200 发射的 x 射线束的中央部分。以这种方式,动态准直器 212 阻挡从 x 射线源 200 发射的 x 射线束的大部分,但允许 x 射线束的外侧部分 (也就是 x 射线束在线 214 以外的部分) 在第二半扫描期间照射在所扫描的物体上。在第二半扫描期间没有获取在第一半扫描期间已经获取的来自区域 206 的冗余和不必要的图像数据,而在第二半扫描期间仍然获取来自欠抽样的区域 208 和区域 210 的图像数据,从而对于成像体 204 的大部分而言,使至少 180 度的数据覆盖能够被获取。在从第一半扫描和第二半扫描获取图像数据后,CT 图像被重构。

[0040] 以上关于图 5 和图 6 所述的 CT 成像技术不仅使足够的数据覆盖能够被获取,而且实质上减少了所扫描物体所受到的潜在辐射剂量。此外,当此技术为具有一定的机架旋转速度的心脏 CT 成像而实现时,在单次心跳内可完成整个全扫描获取,从而达到避免运动伪影所需的高时间分辨率。

[0041] 动态准直器 212 优选地由高衰减材料 (例如钨) 构成,这使它能够有效地阻挡 x 射线源 200 发射的 x 射线束的相当大的部分。虽然使用术语“准直器”,但是动态准直器 212 并不是按常规意义将 x 射线束整形,而是阻挡 x 射线束的相当大的中央部分 (即 80%),而

允许 x 射线束的外侧部分照射在扫描物体上。不像 CT 成像中使用的常规准直器,动态准直器 212 还形成单个单元。此外,可在第一半扫描之后并且与第二半扫描的开始同时,采用任何适当的驱动手段使动态准直器 212 可移动地定位于 x 射线源 200 和蝴蝶结滤波器 202 之间。然而,虽然前面所述的例子指定在第二半扫描期间运用动态准直器 212,但是本发明不限于此。也就是说,动态准直器 212 能够在第一半扫描期间被定位以阻挡 x 射线束的一部分,而不在第二半扫描期间被定位以阻挡 x 射线束的一部分。此外,动态准直器 212 能够在全扫描的任何时段期间被定位以阻挡 x 射线束的一部分。

[0042] 如果在第二半扫描期间不使用动态准直器 212,在全扫描获取期间,辐射剂量会比为了同样覆盖只采取半扫描获取时高出例如不止 50%。然而,采用动态准直器 212 在第二半扫描期间阻挡 x 射线束的例如 80% 部分确保了被成像的物体被至少 180 度抽样均匀覆盖。这个方法相当于与传统全扫描获取相比使辐射剂量减少大约 30%。辐射剂量的如此实质性减少,当结合了高时间分辨率和减少的锥形束伪影时,使得关于本发明所述的宽覆盖全扫描获取技术对于心脏 CT 成像成为具有吸引力的选择。

[0043] 现参照图 7,示出根据本发明的一个实施例的 CT 成像方法 300。方法 300 从框 302 开始,使 x 射线源沿着环形路径绕扫描对象(例如患者)旋转。在框 304,从 x 射线源,从第一半扫描中获取第一成像数据集。接下来,在框 306,在第一半扫描期间的成像数据获取完成后,并且与从第二半扫描获取成像数据的开始同时,运用动态准直器。如上所述,动态准直器被配置为在第二半扫描期间阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的相当大的部分。在框 308,从第二半扫描中获取第二成像数据集,从而完成图像数据的全扫描获取。最后,在框 310,使用获取的第一和第二成像数据集来重构 CT 图像。

[0044] 虽然上述例子具体地涉及心脏 CT 成像,但是本发明不限于此。本发明可应用于 CT 成像的其它形式,特别是那些期望减小的或有限的辐射剂量的情况,包括神经研究和儿科扫描。

[0045] 现参照图 8,包裹/行李检查系统 100 包括可旋转的机架 102,其中具有开口 104,包裹或各件行李可通过开口 104。可旋转的机架 102 容纳高频电磁能量源 106 以及检测器组件 108,检测器组件 108 具有包括闪烁体单元的闪烁体阵列,类似于图 6 或 7 中所示。还提供传送系统 110,其中包括由结构 114 支撑的传送带 112 以便自动且连续地使包裹或各件行李 116 通过开口 104 以进行扫描。物体 116 被传送带 112 运送通过开口 104,然后获取成像数据,以及传送带 112 以受控且连续的方式从开口 104 中移出包裹 116。结果,邮政检查员、包裹处理者以及其他安全保卫人员可非侵入地检查包裹 116 的内容物有无爆炸物、刀具、枪支、违禁物等等。

[0046] 所公开的方法及装置的技术贡献在于提供了一种计算机,该计算机被实现为执行计算机断层造影(CT)成像方法,该方法能够具有高时间分辨率,减小由缺失数据和纵向截断引起的图像伪影,以及减小辐射剂量。

[0047] 本领域技术人员会理解,本发明的实施例可与存储有计算机程序的计算机可读存储介质接口并被其控制。计算机可读存储介质包括多个部件,诸如电子部件、硬件部件和/或计算机软件部件中的一个或多个。这些部件可包括一个或多个计算机可读存储介质,这些介质通常存储指令,诸如软件、固件和/或汇编语言,用于执行序列的一个或多个实现或实施例中的一个或多个部分。这些计算机可读存储介质通常是非暂时的和/或有形的。这

样的计算机可读存储介质的例子包括计算机和 / 或存储装置的可记录数据存储介质。计算机可读存储介质可采用例如磁的、电的、光学的、生物的、和 / 或原子的数据存储介质中的一个或多个。此外,这些介质可采取例如软盘、磁带、CD-ROM、DVD-ROM、硬盘驱动器和 / 或电子存储器的形式。未列举的其它形式的非暂时的和 / 或有形的计算机可读存储介质也可应用于本发明的实施例中。

[0048] 在系统的实现中,许多此类部件能够被组合或分开。另外,此类部件可包括利用许多编程语言中的任一种编写或实现的计算机指令集和 / 或系列,正如本领域技术人员会理解的那样。另外,其它形式的计算机可读介质、如载波也可用于包含表示指令序列的计算机数据信号,当一个或多个计算机执行指令序列时,使得一个或多个计算机执行序列的一个或多个实现或实施例中的一个或多个部分。

[0049] 因此,本发明的一个实施例针对计算机断层造影 (CT) 扫描仪,包括:机架,其中具有开口以接纳待扫描的对象;x 射线源,布置在机架内,并配置成在 CT 数据获取期间将 x 射线锥形束投影在对象;以及检测器阵列,配置为检测通过对象的 x 射线。CT 扫描仪还包括布置于 x 射线源附近的动态准直器;以及控制器,所述控制器配置为使 x 射线源绕对象旋转,其中,x 射线源的单次旋转被分为第一半扫描和第二半扫描,在第一半扫描期间获取第一成像数据集,以及在第二半扫描期间获取第二成像数据集。所述控制器还配置为:在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取图像数据之后,并且与从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取图像数据的开始同时,对动态准直器进行定位,其中,动态准直器配置为在第一半扫描和第二半扫描其中之一期间阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的中央部分;以及使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。

[0050] 本发明的另一实施例针对心脏 CT 成像的方法,该方法包括:使 x 射线源沿着旋转环形路径绕扫描对象旋转通过一系列投影角,其中 x 射线源的单次旋转被分为第一半扫描和第二半扫描;从第一半扫描中获取第一成像数据集;以及从第二半扫描中获取第二成像数据集。该方法还包括:在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取图像数据完成之后,并且与从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取图像数据的开始同时,运用准直器,以便在第一半扫描和第二半扫描其中之一期间阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的中央部分;以及使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。

[0051] 本发明的又一实施例针对 CT 成像系统,包括:可旋转的机架,其中具有开口以接纳待扫描的对象;x 射线源,布置于可旋转的机架内,并配置成在 CT 数据获取期间将 x 射线束投影在所述对象;以及布置在 x 射线源附近的准直器,其中,准直器配置成可移动地定位于所投影的 x 射线束的路径中。CT 成像系统还包括计算机,所述计算机被编程为:使 x 射线源绕对象完全旋转,其中 x 射线源的旋转被分为第一半扫描和第二半扫描;从第一半扫描中获取第一成像数据集;以及从第二半扫描中获取第二成像数据集。所述计算机还被编程为:在从第一半扫描和第二半扫描其中之一获取成像数据之后,在开始从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取成像数据时,并且在从第一半扫描和第二半扫描其中另一个获取成像数据的整个过程中,可移动地对准直器进行定位以阻挡 x 射线源发射的 x 射线束的中央部分;以及使用第一成像数据集和第二成像数据集来重构 CT 图像。

[0052] 本书面描述使用例子来公开本发明,其中包括最佳方式,也使任何本领域技术人员能够实施本发明,包括制造和使用任何装置或系统以及执行任何结合的方法。本发明的

可专利范围由权利要求来限定,并且可包括本领域技术人员想到的其它例子。如果此类其它例子具有与权利要求的文字表述没有差异的结构元件,或者如果它们包含与权利要求的文字表述没有本质差异的等效结构元件,则此类其它例子被规定为在权利要求的范围之内。

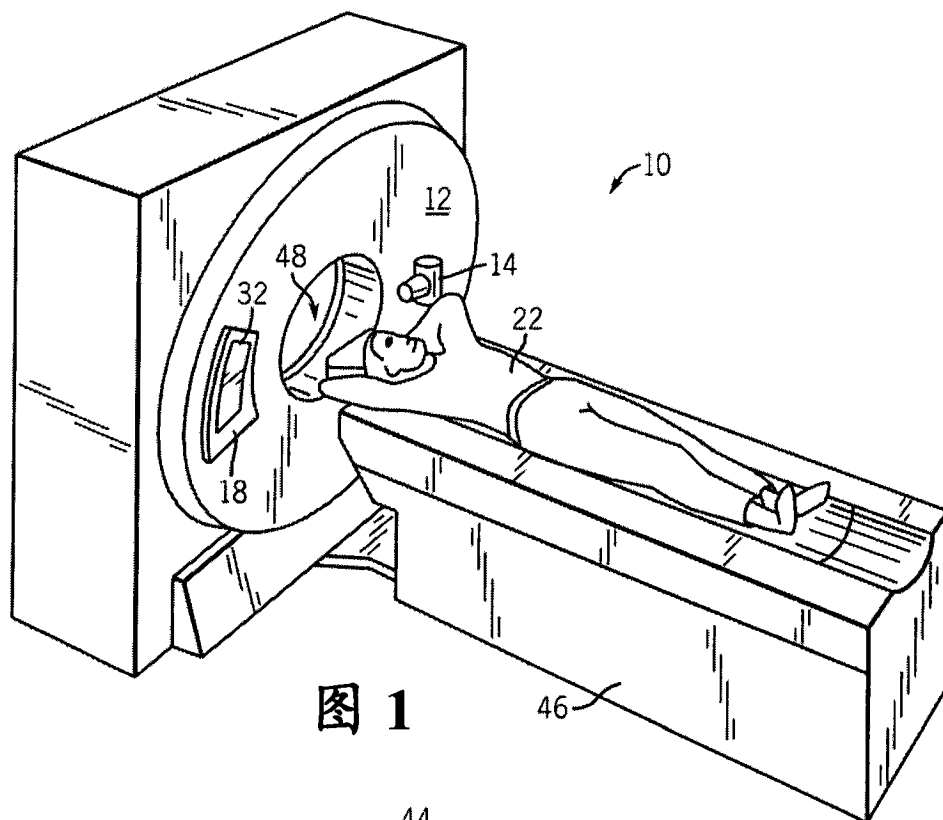


图 1

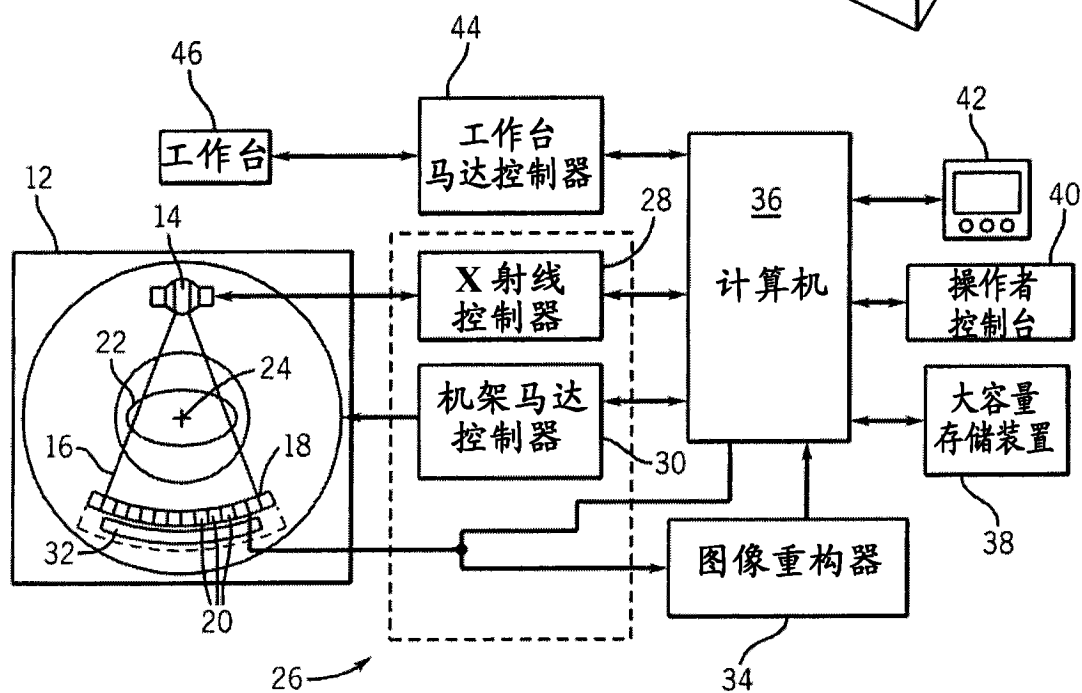


图 2

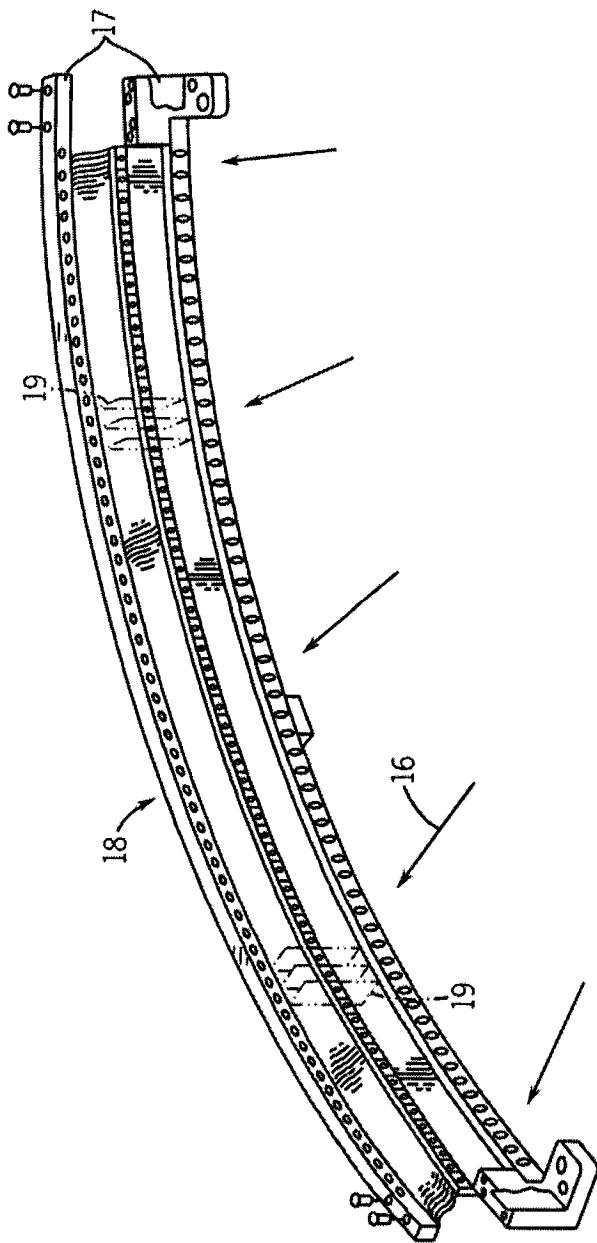


图 3

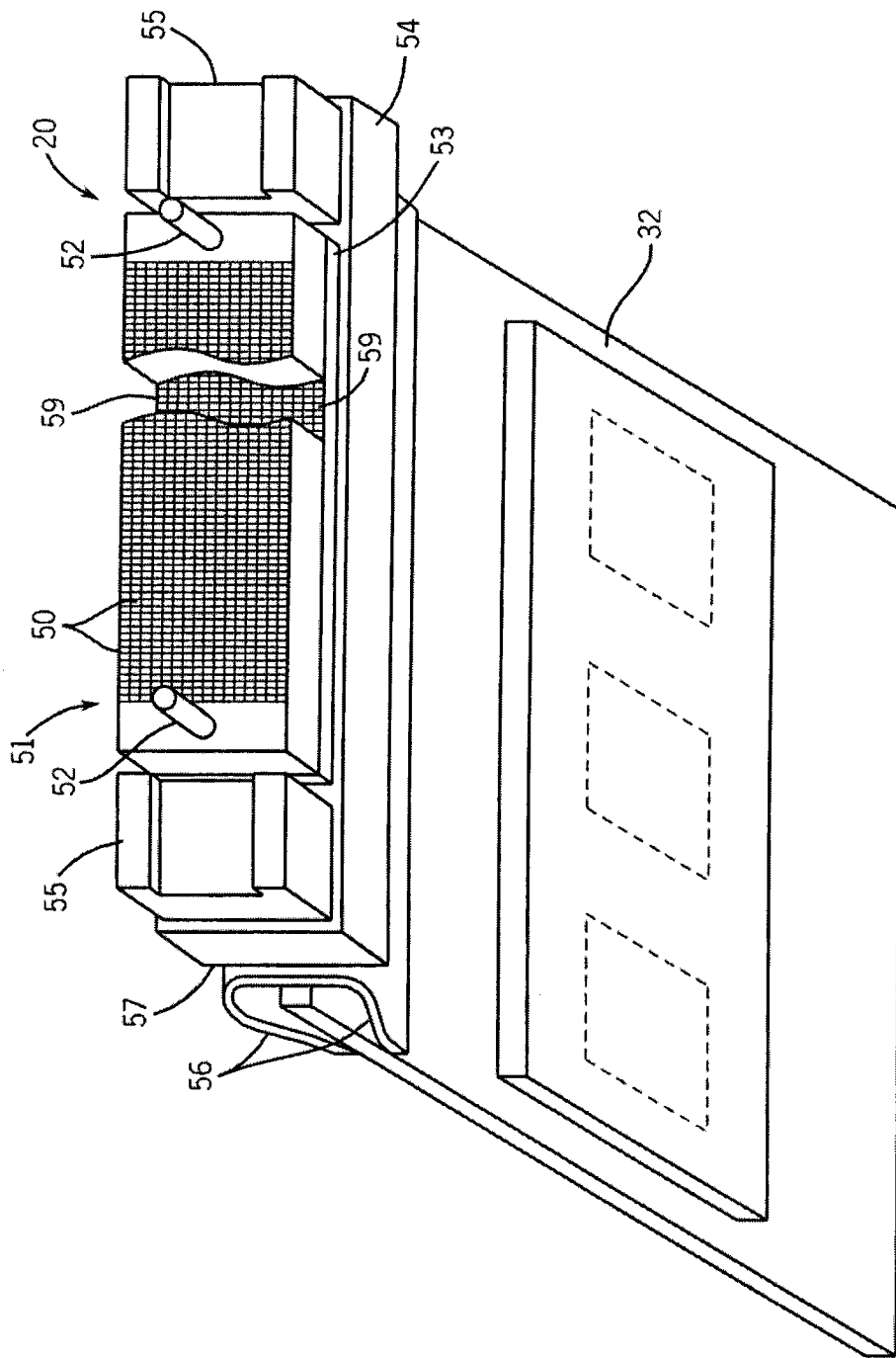


图 4

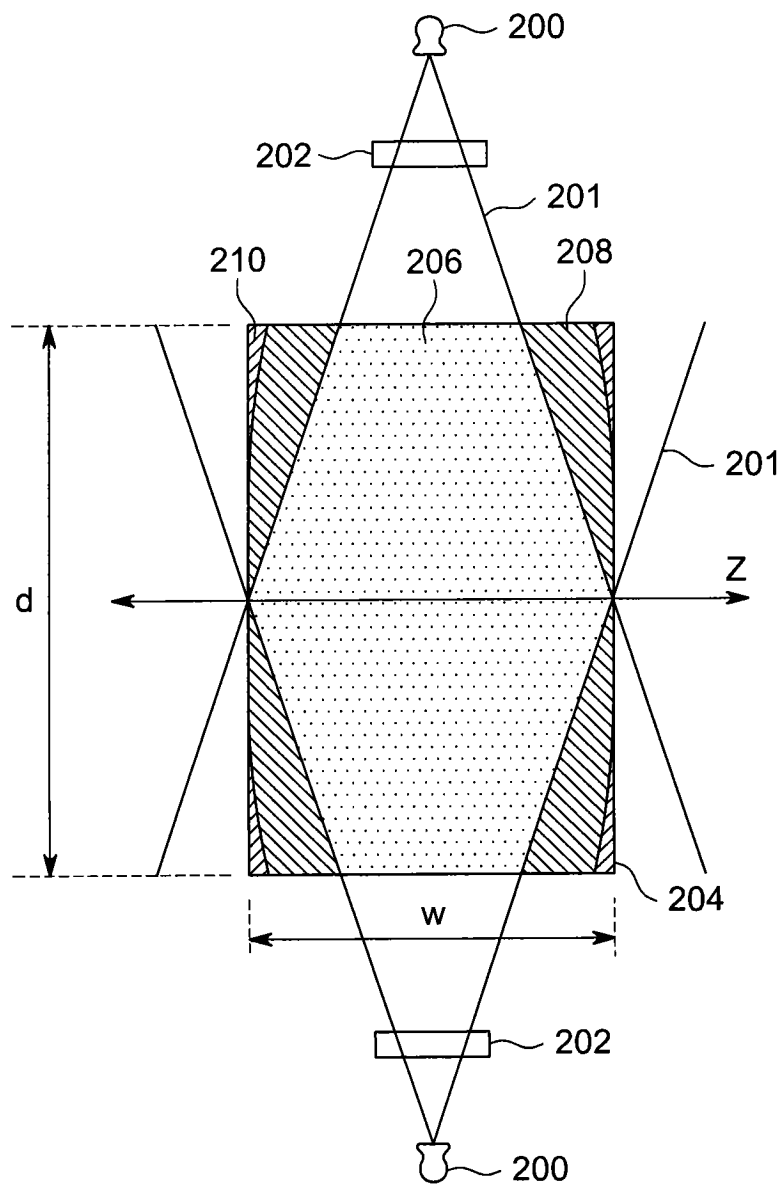


图 5

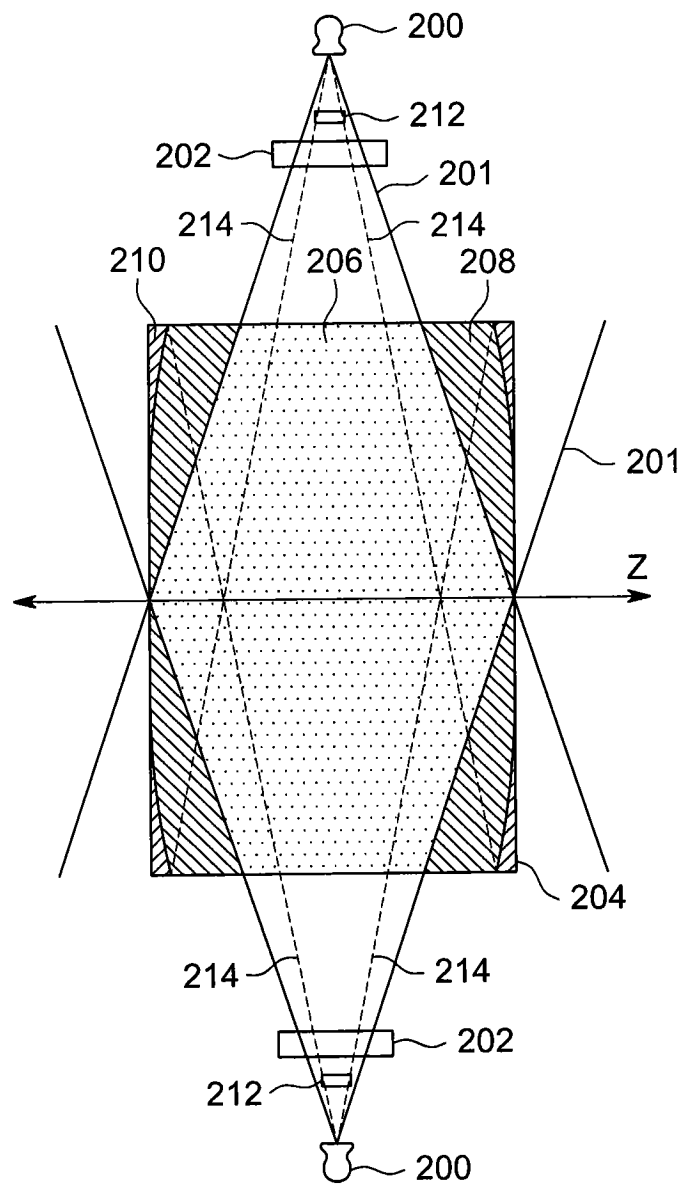


图 6

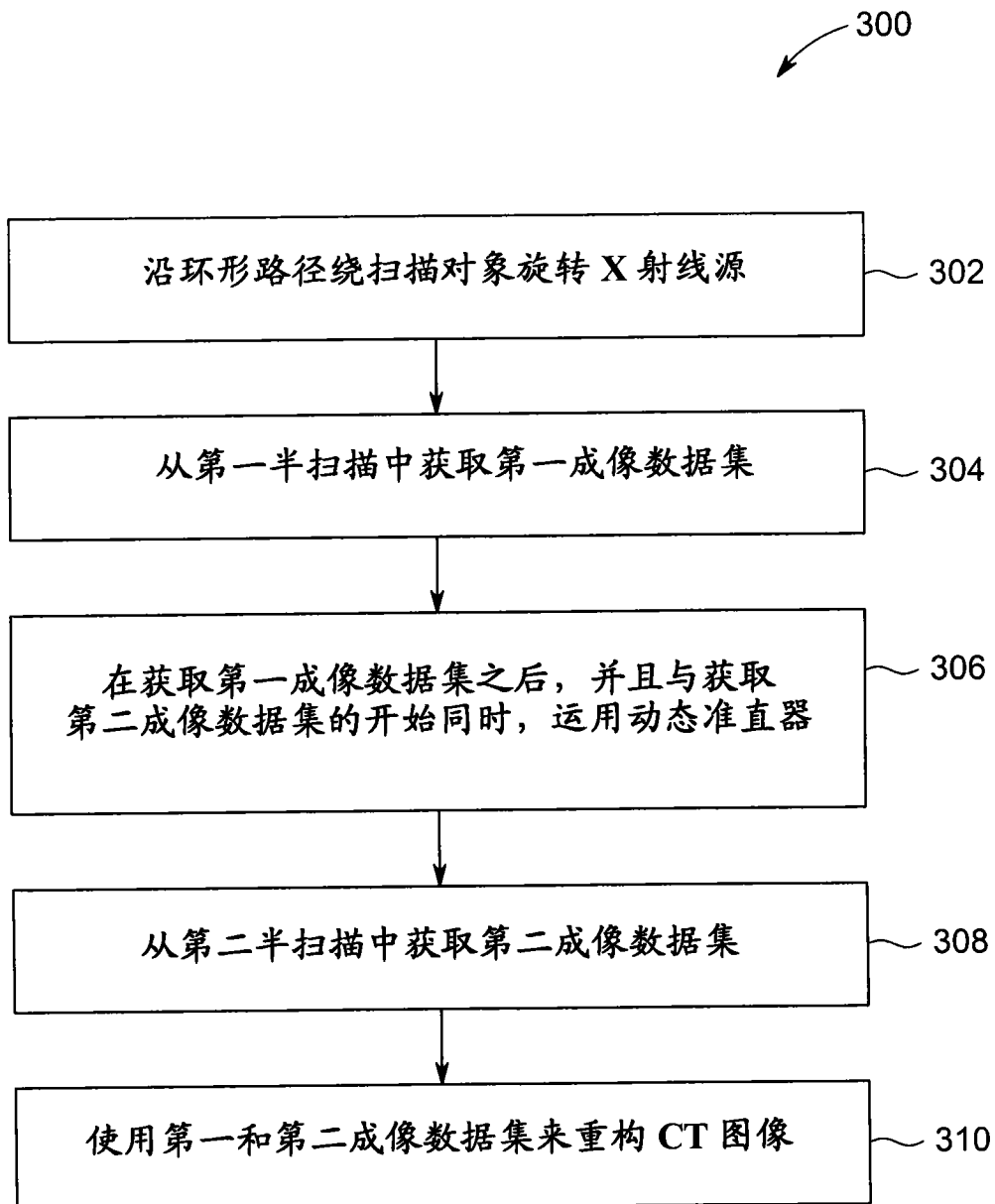


图 7

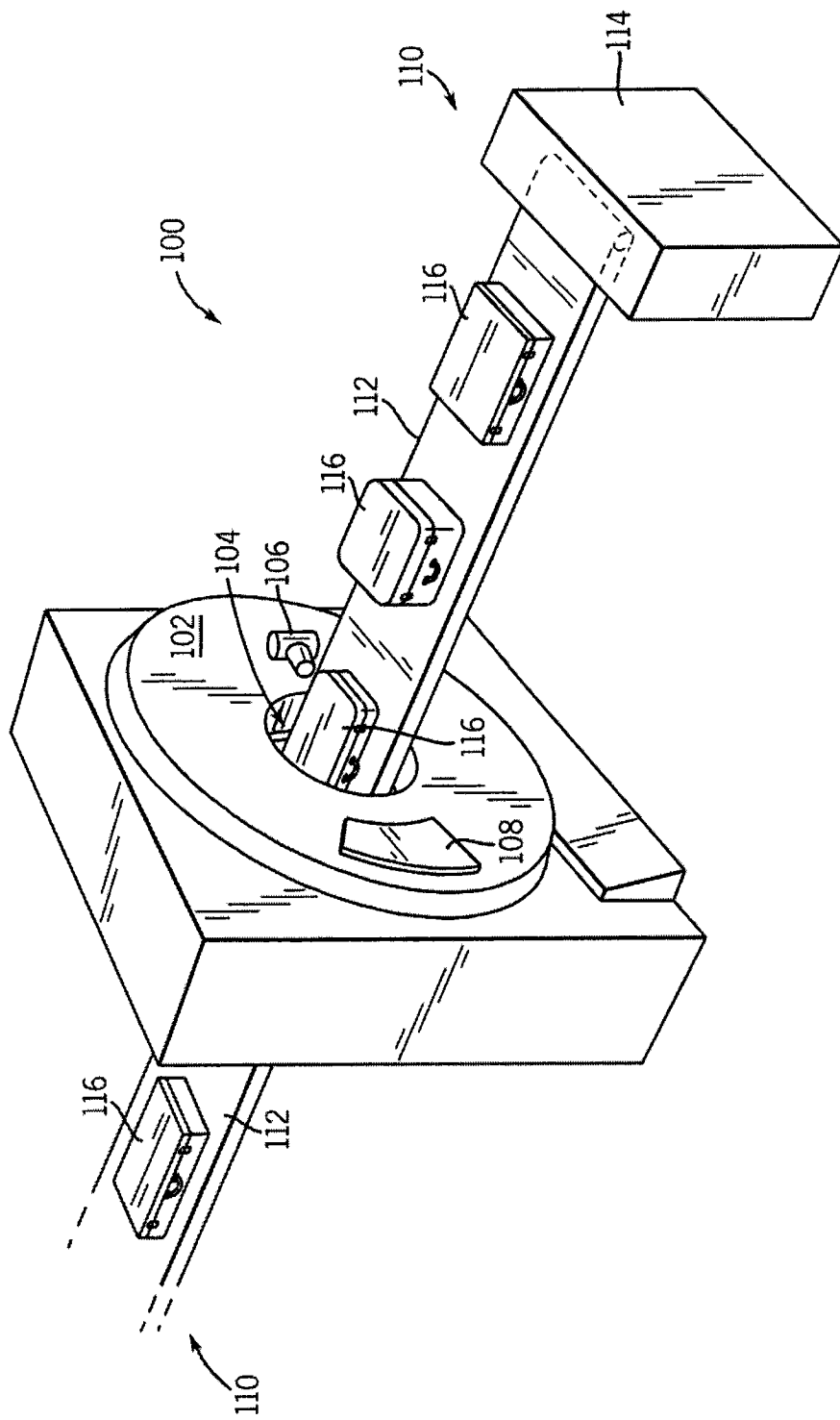


图 8