



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105093342 B

(45)授权公告日 2017. 11. 17

(21)申请号 201410202941.3

(22)申请日 2014.05.14

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105093342 A

(43)申请公布日 2015.11.25

(73)专利权人 同方威视技术股份有限公司  
地址 100084 北京市海淀区双清路同方大厦A座2层  
专利权人 清华大学

(72)发明人 张丽 陈志强 沈乐 邢宇翔  
金鑫 黄清萍

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司  
11021  
代理人 王波波

(51)Int.Cl.

G01V 5/00(2006.01)

G06T 11/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1172999 A,1998.02.11,权利要求书,说明书第4-6、9页.

CN 102096905 A,2011.06.15,权利要求书,说明书第1页.

US 6252926 B1,2001.06.26,全文.

US 2004076265 A1,2004.04.22,全文.

US 7856078 B2,2010.12.21,全文.

审查员 旷达

权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

螺旋CT系统及重建方法

(57)摘要

公开了一种螺旋CT系统及其重建方法。在一些实施例中提出了用螺旋CT系统获得的投影数据的互补投影数据的加权来补偿因为大螺距造成的数据缺失。在将数据补全后,将投影数据重排为带锥角的平行束数据,进而进行锥角余弦加权和一维滤波,最后进行平行束反投影来得到重建的图像。在一些实施例中,利用上述的方法,可以在现有探测器面积和滑环速度不变的情况下,将皮带速度提高一倍以上,从而提高行李通过率,并且保持重建的图像质量不变。

S61:根据锥束螺旋CT系统的螺距和多排探测器的排间距计算覆盖Tam窗所需要的最少探测器排数

S62:在所述锥束螺旋CT系统的探测器排数小于所述最少探测器排数的情况下,通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据

S63:将补全后的投影数据重排为带锥角的平行束数据

S64:对重排后的平行束数据进行锥角余弦加权,然后沿着重排为平行束数据时定义的虚拟探测器的排方向进行一维滤波

S65:对滤波后的数据进行无加权的带锥角的平行束反投影,得到重建图像

1. 一种锥束螺旋CT的重建方法,包括步骤:

根据锥束螺旋CT系统的螺距和多排探测器的排间距计算覆盖Tam窗所需要的最少探测器排数;

在所述锥束螺旋CT系统的探测器排数小于所述最少探测器排数的情况下,通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据;

将补全后的投影数据重排为带锥角的平行束数据;

对重排后的平行束数据进行锥角余弦加权,然后沿着重排为平行束数据时定义的虚拟探测器的排方向进行一维滤波;以及

对滤波后的数据进行无加权的带锥角的平行束反投影,得到重建图像。

2. 如权利要求1所述的重建方法,其中通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据的步骤包括:

当 $s > s_{\max}$ 时,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1-w_1) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\max}) \\ + w_1 \cdot P(\lambda + \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\min})$$

$$w_1 = \frac{s - s_{\max}}{\frac{hD(\pi - 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

当 $s < s_{\min}$ 时,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1-w_2) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\min}) \\ + w_2 \cdot P(\lambda - \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\max})$$

$$w_2 = \frac{s_{\min} - s}{\frac{hD(\pi + 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

其中, $P$ 表示投影数据、 $s$ 表示探测器排(锥角)方向坐标、 $\alpha$ 表示探测器列(扇角)方向坐标、 $\lambda$ 表示投影角、 $s_{\min}$ 表示探测器排(锥角)方向坐标最小值、 $s_{\max}$ 表示探测器排(锥角)方向坐标最大值、 $R$ 表示X光源旋转半径、 $h$ 表示滑环旋转一圈皮带前进的距离即螺距、 $D$ 表示X光源到柱面探测器的距离。

3. 如权利要求1所述的重建方法,其中所述一维滤波使用R-L卷积核。

4. 一种锥束螺旋CT系统,包括:

根据锥束螺旋CT系统的螺距和多排探测器的排间距计算覆盖Tam窗所需要的最少探测器排数的装置;

在所述锥束螺旋CT系统的探测器排数小于所述最少探测器排数的情况下,通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据的装置;

将补全后的投影数据重排为带锥角的平行束数据的装置;

对重排后的平行束数据进行锥角余弦加权,然后沿着重排为平行束数据时定义的虚拟探测器的排方向进行一维滤波的装置;以及

对滤波后的数据进行无加权的带锥角的平行束反投影,得到重建图像的装置。

5. 如权利要求1所述的系统,其中通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据的装置包括通过以下方式来弥补缺失的投影数据的装置:

当 $s > s_{\max}$ 时,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1-w_1) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\max}) \\ + w_1 \cdot P(\lambda + \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\min})$$

$$w_1 = \frac{s - s_{\max}}{\frac{hD(\pi - 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

当 $s < s_{\min}$ 时,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1-w_2) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\min}) \\ + w_2 \cdot P(\lambda - \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\max})$$

$$w_2 = \frac{s_{\min} - s}{\frac{hD(\pi + 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

其中, $P$ 表示投影数据、 $s$ 表示探测器排(锥角)方向坐标、 $\alpha$ 表示探测器列(扇角)方向坐标、 $\lambda$ 表示投影角、 $s_{\min}$ 表示探测器排(锥角)方向坐标最小值、 $s_{\max}$ 表示探测器排(锥角)方向坐标最大值、 $R$ 表示X光源旋转半径、 $h$ 表示滑环旋转一圈皮带前进的距离即螺距、 $D$ 表示X光源到柱面探测器的距离。

## 螺旋CT系统及重建方法

### 技术领域

[0001] 本发明的实施例一般涉及辐射成像,具体涉及大螺距CT系统及其重建方法。

### 背景技术

[0002] CT型行李安检系统已经成为一种重要的爆炸物检测手段,广泛应用于机场、车站等公共场所。CT检测系统的原理是通过扫描获取行李的投影数据,利用重建算法获得其断层图像,根据识别算法对爆炸物进行识别和报警。这种扫描的方式通常采用安装了X光源和探测器的滑环旋转同时物体通过皮带前进的方式,因此扫描轨道属于螺旋轨道。为了满足安检场所对于行李通过率的要求,皮带前进速度必须达到某一限值,例如0.3m/s~0.5m/s。为了采集重建图像所需要的完备的投影数据,需要提高滑环转速或者增加探测器排数。对于滑环,考虑到机械强度和稳定性,其转速不能无限提高;另一方面,由于X光源锥角的限值和探测器硬件成本考虑,也不能无限增加探测器排数。综合以上各方面因素,只有增加扫描螺距是提高行李通过率的最有效的方式。

[0003] 近年来,在螺旋CT重建算法领域出现了一系列重要成果。例如:Katsevich算法、PI算法、CB-FBP算法等。但是,这些算法都需要满足一定的螺距条件,当螺距和锥角增大时会导致投影数据缺失,重建结果的误差也会增大,甚至引入伪影。为了保证图像质量满足要求,通常螺距因子不大于1.5。

[0004] 在安检CT系统中,重建算法的实时性也是一项重要的指标,在重建算法中,非一维移不变形式的滤波、具有距离权重因子的锥束反投影、求解大量非线性方程、使用较大的反投影角度范围都会导致重建算法效率降低,应尽量避免使用这一类的算法。因此,上述的一些重建算法都具有影响算法效率的环节,并且也主要用于投影数据完备或者冗余的情况。

[0005] 综上所述,目前已有技术均未考虑大螺距条件下的数据缺失问题,因此无法直接用于大螺距CT系统。

### 发明内容

[0006] 鉴于现有技术中的一个或多个问题,提出了一种螺旋CT系统及其重建方法,能够满足大螺距情况下的图像重建要求。

[0007] 在本发明的一个方面,提出了一种锥束螺旋CT的重建方法,包括步骤:根据锥束螺旋CT系统的螺距和多排探测器的排间距计算覆盖Tam窗所需的最少探测器排数;在所述锥束螺旋CT系统的探测器排数小于所述最少探测器排数的情况下,通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据;将补全后的投影数据重排为带锥角的平行束数据;对重排后的平行束数据进行锥角余弦加权,然后沿着重排为平行束数据时定义的虚拟探测器的排方向进行一维滤波;以及对滤波后的数据进行无加权的带锥角的平行束反投影,得到重建图像。

[0008] 在本发明的另一方面,提出了一种锥束螺旋CT系统,包括:根据锥束螺旋CT系统的螺距和多排探测器的排间距计算覆盖Tam窗所需的最少探测器排数的装置;在所述锥束

螺旋CT系统的探测器排数小于所述最少探测器排数的情况下,通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据的装置;将补全后的投影数据重排为带锥角的平行束数据的装置;对重排后的平行束数据进行锥角余弦加权,然后沿着重排为平行束数据时定义的虚拟探测器的排方向进行一维滤波的装置;以及对滤波后的数据进行无加权的带锥角的平行束反投影,得到重建图像的装置。

[0009] 在一些实施例中,利用上述的方案,可以在现有探测器面积和滑环速度不变的情况下,将皮带速度提高一倍以上,从而提高行李通过率,并且保持重建的图像质量不变。

## 附图说明

[0010] 为了更好地理解本发明,将根据以下附图对本发明进行详细描述:

[0011] 图1示出了根据本发明实施例的CT系统中螺旋轨道扫描示意图,其中探测器上的灰色区域表示Tam窗;

[0012] 图2示出了根据本发明实施例的扇束扫描中的共轭射线对定义;

[0013] 图3是根据本发明实施方式的CT设备的结构示意图;

[0014] 图4示出了如图3所示的计算机数据处理器的结构框图;

[0015] 图5示出了根据本发明实施方式的控制器的结构框图;

[0016] 图6示出了根据本发明实施例的重建方法的流程图;

[0017] 图7示出了根据本发明实施例的螺旋轨道扫描下的共轭投影插值示意图

[0018] 图8示出了重排成带锥角的平行束及虚拟探测器的示意图;

[0019] 图9示出了在本发明的一个具体实施例中,螺距为3.9cm时的重建结果;以及

[0020] 图10示出了在本发明的一个具体实施例中,螺距为6cm时的重建结果。

## 具体实施方式

[0021] 下面将详细描述本发明的具体实施例,应当注意,这里描述的实施例只用于举例说明,并不用于限制本发明。在以下描述中,为了提供对本发明的透彻理解,阐述了大量特定细节。然而,对于本领域普通技术人员显而易见的是:不必采用这些特定细节来实行本发明。在其他实例中,为了避免混淆本发明,未具体描述公知的结构、材料或方法。

[0022] 在整个说明书中,对“一个实施例”、“实施例”、“一个示例”或“示例”的提及意味着:结合该实施例或示例描述的特定特征、结构或特性被包含在本发明至少一个实施例中。因此,在整个说明书的各个地方出现的短语“在一个实施例中”、“在实施例中”、“一个示例”或“示例”不一定都指同一实施例或示例。此外,可以以任何适当的组合和/或子组合将特定的特征、结构或特性组合在一个或多个实施例或示例中。此外,本领域普通技术人员应当理解,这里使用的术语“和/或”包括一个或多个相关列出的项目的任何和所有组合。

[0023] 针对现有技术无法满足大螺距情况下的重建要求,尤其是螺距因子大于1.5时,本发明的实施例提出了用螺旋CT系统获得的投影数据的互补投影数据的加权来补偿因为大螺距造成的数据缺失。在将数据补全后,将投影数据重排为带锥角的平行束数据,进而进行锥角余弦加权和一维滤波,最后进行平行束反投影来得到重建的图像。在一些实施例中,利用上述的方法,可以在现有探测器面积和滑环速度不变的情况下,将皮带速度提高一倍以上,从而提高行李通过率,并且保持重建的图像质量不变。

[0024] 图1示出了根据本发明实施例的CT系统中螺旋轨道扫描示意图。如图1所示,定义X光源110的旋转半径为R,滑环旋转1圈皮带前进的距离(称为螺距)为h,柱面等角探测器120的扇束张角为 $2\alpha_m$ ,X光源110到探测器120的距离为D。探测器120的排数为 $N_{row}$ ,排间距为 $s_{row}$ 。定义螺距因子为:

$$[0025] \quad p = \frac{Dh}{RN_{row}s_{row}} \quad (1)$$

[0026] 滑环的圆周旋转和皮带的平移形成了相对运动的螺旋轨道131,在以扫描物体的坐标系中,X光源的运动轨迹可以表示为:

$$[0027] \quad \mathbf{r} = \begin{pmatrix} R \cos \lambda \\ R \sin \lambda \\ h \frac{\lambda}{2\pi} \end{pmatrix} \quad (2)$$

[0028] 在螺旋扫描轨道下,精确重建所需要的投影数据为相距最近的两段螺旋线在探测器上的投影即Tam-Danielsson窗(以下简称Tam窗)121所覆盖的投影数据,如图1所示。由此,可以计算出在排间距 $s_{row}$ 和螺距h等参数确定的条件下,覆盖Tam窗所需要的最少探测器排数为:

$$[0029] \quad N_{row}^{Tam} = \frac{hD(\pi/2 + \alpha_m)}{\pi R s_{row} \cos \alpha_m} \quad (3)$$

[0030] 根据该公式(3)也可以反推出对于一个固定了探测器排数、排间距和扇角的CT系统,其允许的最大螺距和最大螺距因子为:

$$[0031] \quad h_{max} = \frac{\pi R N_{row} s_{row} \cos \alpha_m}{D(\pi/2 + \alpha_m)} \quad (4)$$

$$[0032] \quad p_{max} = \frac{\pi \cos \alpha_m}{\pi/2 + \alpha_m}$$

[0033] 例如,当扇角 $2\alpha_m = \pi/3$ 时,最大螺距因子为1.3。

[0034] 图2示出了根据本发明实施例的扇束扫描中的共轭射线对定义。如图2所示,定义X光源210的旋转半径为R,滑环旋转1圈皮带前进的距离(称为螺距)为h,柱面等角探测器220的扇束张角为 $2\alpha_m$ ,X光源210到探测器220的距离为D。在二维扇束扫描下,穿过同一条直线的两条射线称为共轭射线对L-L',即从射线源210到位置210'的射线和从射线源位于位置210'时到位置210的射线,如图2所示。在锥束螺旋扫描下,不存在严格意义的共轭射线对,但可以定义具有类似关系的互补投影:

$$[0035] \quad P(\lambda, \alpha, s) \leftrightarrow P(\lambda \pm \pi - 2\alpha, -\alpha, s) \quad (5)$$

[0036] 这样,螺旋重建算法在反投影时,可以利用互补的投影数据进行冗余加权或者补偿缺失的数据。

[0037] 图3是根据本发明实施方式的CT设备的结构示意图。如图3所示,根据本实施方式的CT设备包括:机架20、承载机构40、控制器50、计算机数据处理器60等。机架20包括发出检

查用X射线的射线源10,诸如X光机,以及探测和采集装置30。承载机构40承载被检查行李70穿过机架20的射线源10与探测和采集装置30之间的扫描区域,同时机架20围绕被检查行李70的前进方向转动,从而由射线源10发出的锥束射线能够透过被检查行李70,对被检查行李70进行CT扫描。

[0038] 探测和采集装置30例如是具有整体模块结构的探测器及数据采集器,例如多排探测器,用于探测透射被检物品的射线,获得模拟信号,并且将模拟信号转换成数字信号,从而输出被检查行李70针对X射线的投影数据。控制器50用于控制整个系统的各个部分同步工作。计算机数据处理器60用来处理由数据采集器采集的数据,对数据进行处理并重建,输出结果。

[0039] 如图3所示,射线源10置于可放置被检物体的一侧,探测和采集装置30置于被检查行李70的另一侧,包括探测器和数据采集器,用于获取被检查行李70的透射数据和/或多角度投影数据。数据采集器中包括数据放大成形电路,它可工作于(电流)积分方式或脉冲(计数)方式。探测和采集装置30的数据输出电缆与控制器50和计算机数据处理器60连接,根据触发命令将采集的数据存储在计算机数据处理器60中。

[0040] 图4示出了如图3所示的计算机数据处理器60的结构框图。如图4所示,数据采集器所采集的数据通过接口单元68和总线64存储在存储器61中。只读存储器(ROM)62中存储有计算机数据处理器60的配置信息以及程序。随机存取存储器(RAM)63用于在处理器66工作过程中暂存各种数据。另外,存储器61中还存储有用于进行数据处理的计算机程序。内部总线64连接上述的存储器61、只读存储器62、随机存取存储器63、输入装置65、处理器66、显示装置67和接口单元68。

[0041] 在用户通过诸如键盘和鼠标之类的输入装置65输入的操作命令后,计算机程序的指令代码命令处理器66执行预定的数据重建算法,在得到数据处理结果之后,将其显示在诸如LCD显示器之类的显示装置67上,或者直接以诸如打印之类硬拷贝的形式输出处理结果。

[0042] 图5示出了根据本发明实施方式的控制器的结构框图。如图5所示,控制器50包括:控制单元51,根据来自计算机60的指令,来控制射线源10、承载机构40和探测和采集装置30;触发信号产生单元52,用于在控制单元的控制下产生用来触发射线源10、探测和采集装置30以及承载机构40的运动的触发命令;第一驱动设备53,它在根据触发信号产生单元52在控制单元51的控制下产生的触发命令驱动承载机构40传送被检查行李70;第二驱动设备54,它根据触发信号产生单元52在控制单元51的控制下产生的触发命令机架20旋转。探测和采集装置30获得的投影数据存储在计算机60中进行CT断层图像重建,从而获得被检查行李70的断层图像数据。根据其他实施例,上述的CT成像系统也可以是双能CT系统,也就是机架20的X射线源10能够发出高能和低能两种射线,探测和采集装置30探测到不同能量水平下的投影数据后,由计算机数据处理器60进行双能CT重建,得到被检查行李70的各个断层的等效原子序数和等效电子密度数据。

[0043] 图6示出了根据本发明实施例的重建方法的流程图。如图6所示,在步骤S61,根据锥束螺旋CT系统的螺距和多排探测器的排间距计算覆盖 $T_{am}$ 窗所需要的最少探测器排数。例如,根据螺距、排间距等参数计算覆盖 $T_{am}$ 窗所需要的最少探测器排数  $N_{row}^{T_{am}}$ 。

[0044] 在步骤S62,在所述锥束螺旋CT系统的探测器排数小于所述最少探测器排数的情

况下,通过对互补的投影数据进行加权来弥补缺失的投影数据。例如,如果实际探测器排数小于  $N_{row}^{Tami}$ ,则利用互补投影补偿缺失的数据。如图7所示,分两种情况:

[0045] 1) 当  $s > s_{max}$  时,

$$[0046] \quad P(\lambda, \alpha, s) = (1-w_1) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{max})$$

$$[0047] \quad +w_1 \cdot P(\lambda+\pi-2\alpha, -\alpha, s_{min}) \quad (6)$$

$$[0048] \quad w_1 = \frac{AB}{AC} = \frac{s - s_{max}}{\frac{hD(\pi - 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{max} - s_{min})}$$

[0049] 2) 类似地,当  $s < s_{min}$  时,

$$[0050] \quad P(\lambda, \alpha, s) = (1-w_2) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{min})$$

$$[0051] \quad +w_2 \cdot P(\lambda-\pi-2\alpha, -\alpha, s_{max}) \quad (7)$$

$$[0052] \quad w_2 = \frac{s_{min} - s}{\frac{hD(\pi + 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{max} - s_{min})}$$

[0053] 其中,  $s$  表示探测器排(锥角)方向坐标、 $\alpha$  表示探测器列(扇角)方向坐标、 $\lambda$  表示投影角、 $s_{min}$  表示探测器排(锥角)方向坐标最小值、 $s_{max}$  表示探测器排(锥角)方向坐标最大值、 $R$  表示X光源旋转半径、 $h$  表示滑环旋转一圈皮带前进的距离即螺距、 $D$  表示X光源到柱面探测器的距离。

[0054] 在步骤S63,将补全后的投影数据  $P(\lambda, \alpha, s)$  重排为带锥角的平行束数据  $P^p(\lambda, t, s)$ 。重排的虚拟探测器定义为过旋转中心平行于  $z$  轴的矩形区域,其宽度等于真实柱面探测器的扇角所覆盖的视野直径  $2R \sin \alpha_m$ ,如图8所示。

[0055] 在步骤S64,对重排后的数据首先进行锥角余弦加权,然后进行一维滤波,滤波方向沿着虚拟探测器的排方向。由于滤波过程为一维移不变形式,因此可以使用快速傅里叶变换实施滤波。滤波核选择为平行束滤波反投影算法中的R-L卷积核:

$$[0056] \quad P^f(\lambda, t, s) = (P^p(\lambda, t, s) \cos \gamma) * g(t) \quad (8)$$

[0057] 在步骤S65,进行无加权的带锥角的平行束反投影,得到重建图像:

$$[0058] \quad f(x, y, z) = \int_{2\pi z/h - \pi/2}^{2\pi z/h + \pi/2} P^f(\lambda, t, s) d\lambda \quad (9)$$

[0059] 根据本实施例的方法,可以在现有探测器面积、滑环转速等硬件条件不改变的情况下,将皮带速度提高一倍左右,进而提高行李通过率,而重建图像质量保持不变。另一方面,利用本专利所述方法,可以在特定使用场合下针对现有CT系统设计进行更改,适当降低探测器的排数,从而降低系统成本。

[0060] 例如,X光源旋转半径为50cm,源到探测器距离为80cm,探测器扇角为  $60^\circ$ ,探测器排数为32,排间距为1.5mm。若需要满足采集完备投影数据的要求,则最大螺距因子为1.3,对应的最大螺距为3.9cm。若使用本专利所述方法,则最大螺距可以增加至6cm,螺距因子为2。

[0061] 图9示出了在本发明的一个具体实施例中,螺距为3.9cm时的重建结果。图10示出了在本发明的一个具体实施例中,螺距为6cm时的重建结果。从图中可见,本发明在提高了扫描速度的同时,保持了重建的图像质量。



[0062] 根据一些实施例,可以在现有探测器、滑环等硬件条件下进一步提高皮带速度,进而提高通过率,可以用于爆炸物检测、毒品检测等安检领域。此外,所提出的使用互补投影补偿缺失数据的方法可以适用于投影数据不完备的情况,在螺距因子大于1.5时仍然保证重建图像的质量。同时该实施例所提出的重建算法具有移不变滤波形式,使用不带距离权重因子的平行束反投影,使用最少的180度反投影角度范围,不要求解非线性方程组,相对于现有技术具有较低的复杂性,能够满足安检的实时性要求。

[0063] 以上的详细描述通过使用示意图、流程图和/或示例,已经阐述了重建方法和螺旋CT系统的众多实施例。在这种示意图、流程图和/或示例包含一个或多个功能和/或操作的情况下,本领域技术人员应理解,这种示意图、流程图或示例中的每一功能和/或操作可以通过各种结构、硬件、软件、固件或实质上它们的任意组合来单独和/或共同实现。在一个实施例中,本发明的实施例所述主题的若干部分可以通过专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、或其他集成格式来实现。然而,本领域技术人员应认识到,这里所公开的实施例的一些方面在整体上或部分地可以等同地实现在集成电路中,实现为在一台或多台计算机上运行的一个或多个计算机程序(例如,实现为在一台或多台计算机系统上运行的一个或多个程序),实现为在一个或多个处理器上运行的一个或多个程序(例如,实现为在一个或多个微处理器上运行的一个或多个程序),实现为固件,或者实质上实现为上述方式的任意组合,并且本领域技术人员根据本公开,将具备设计电路和/或写入软件和/或固件代码的能力。此外,本领域技术人员将认识到,本公开所述主题的机制能够作为多种形式的程序产品进行分发,并且无论实际用来执行分发的信号承载介质的具体类型如何,本公开所述主题的示例性实施例均适用。信号承载介质的示例包括但不限于:可记录型介质,如软盘、硬盘驱动器、紧致盘(CD)、数字通用盘(DVD)、数字磁带、计算机存储器等;以及传输型介质,如数字和/或模拟通信介质(例如,光纤光缆、波导、有线通信链路、无线通信链路等)。

[0064] 虽然已参照几个典型实施例描述了本发明,但应当理解,所用的术语是说明和示例性、而非限制性的术语。由于本发明能够以多种形式具体实施而不脱离发明的精神或实质,所以应当理解,上述实施例不限于任何前述的细节,而应在随附权利要求所限定的精神和范围内广泛地解释,因此落入权利要求或其等效范围内的全部变化和改型都应为随附权利要求所涵盖。

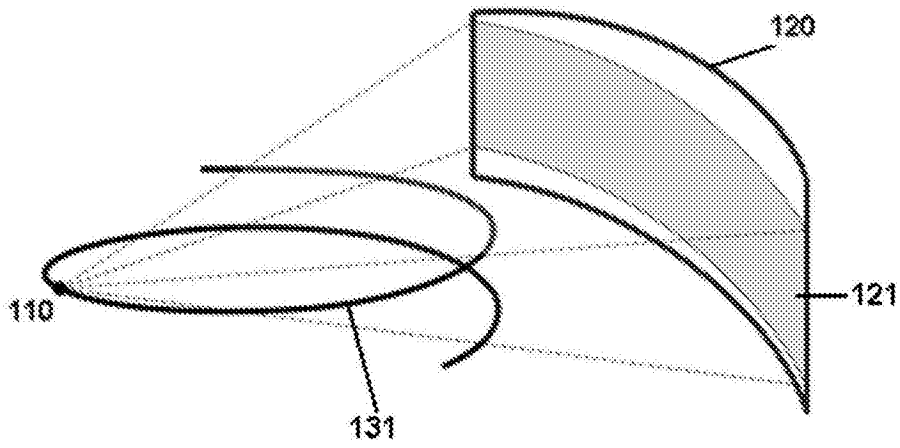


图1

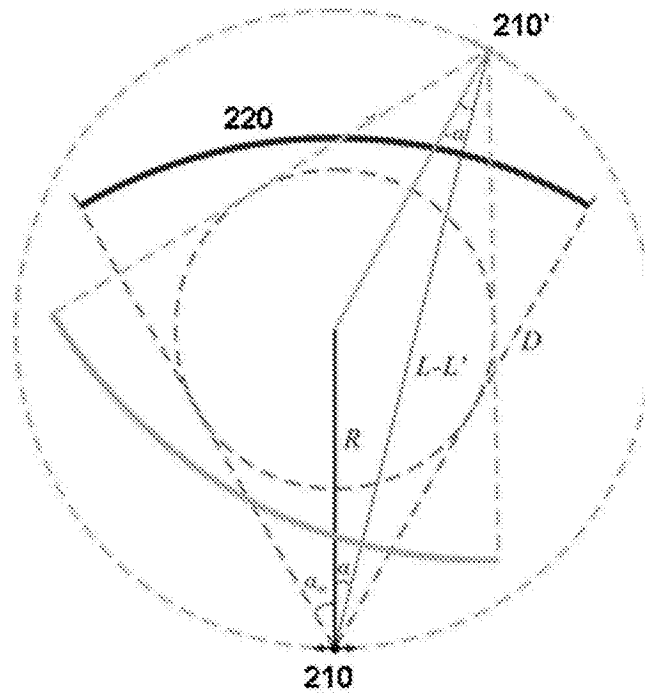


图2

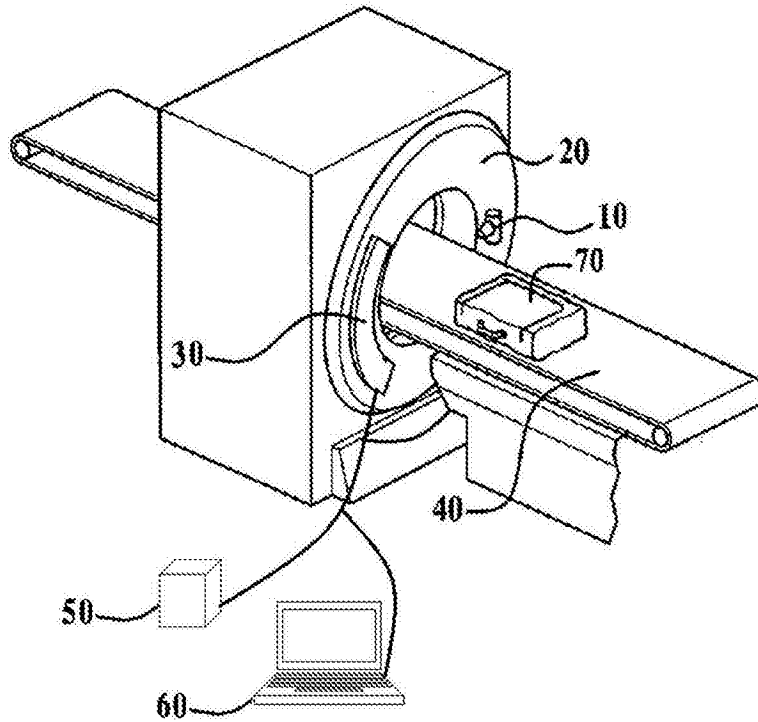


图3

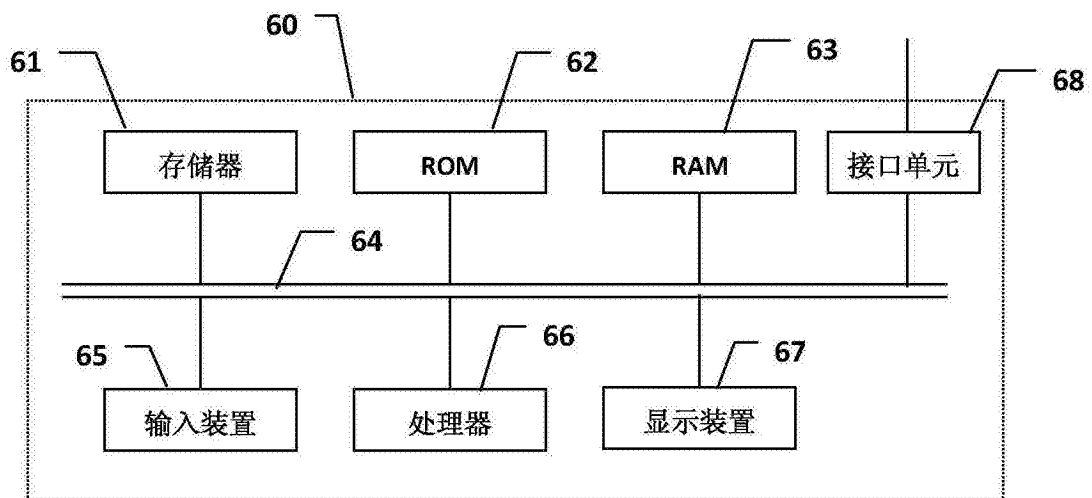


图4

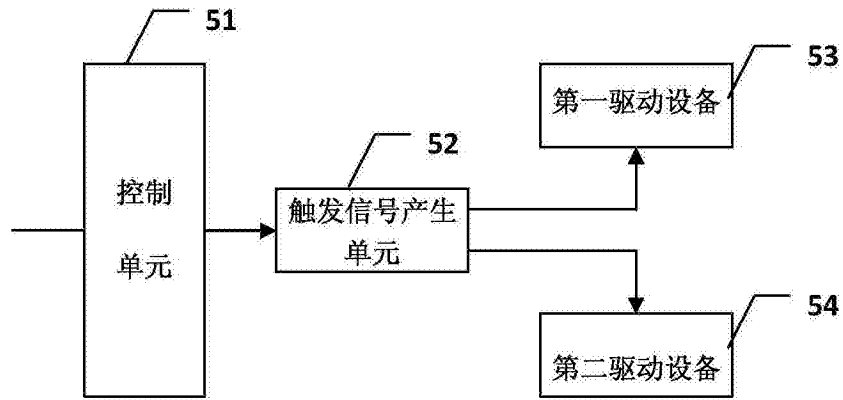


图5

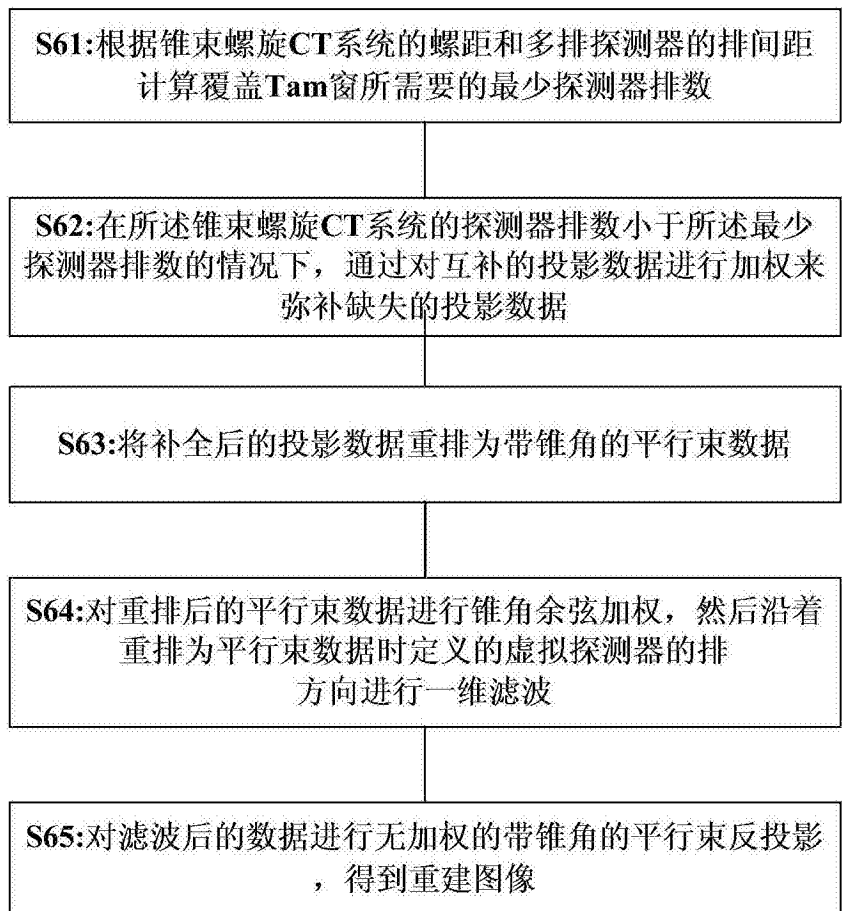


图6

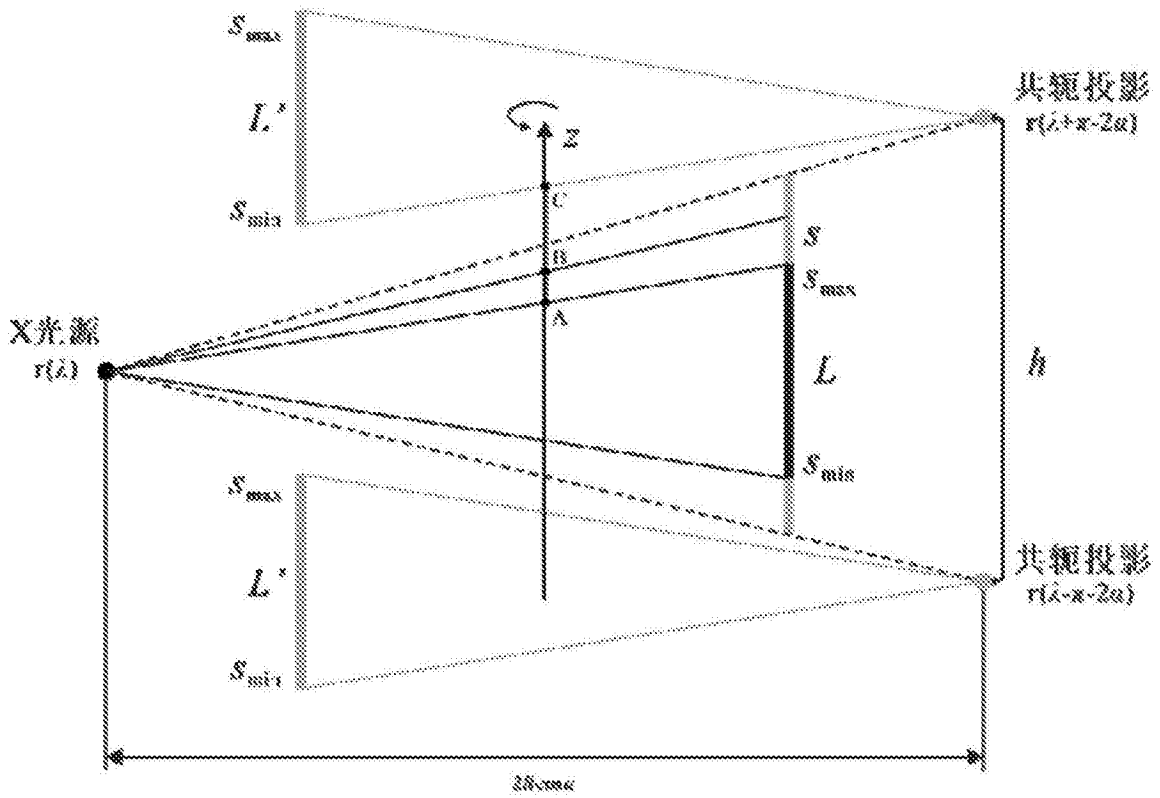


图7

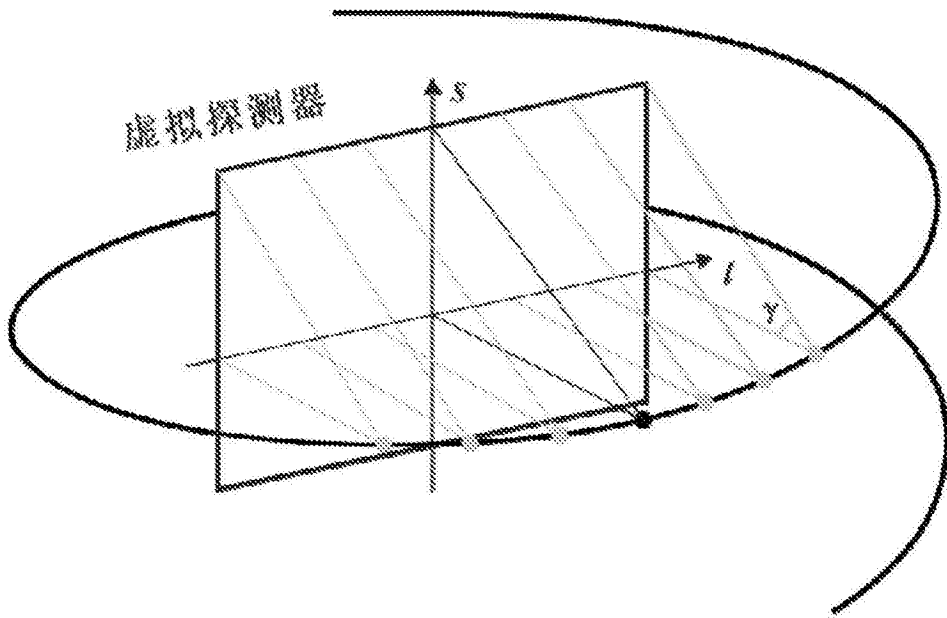


图8

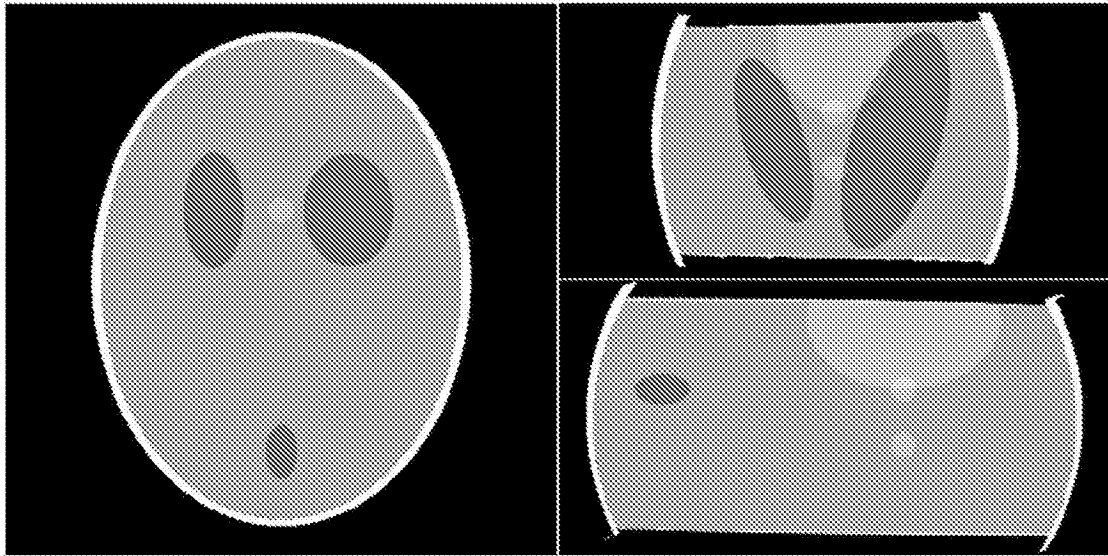


图9

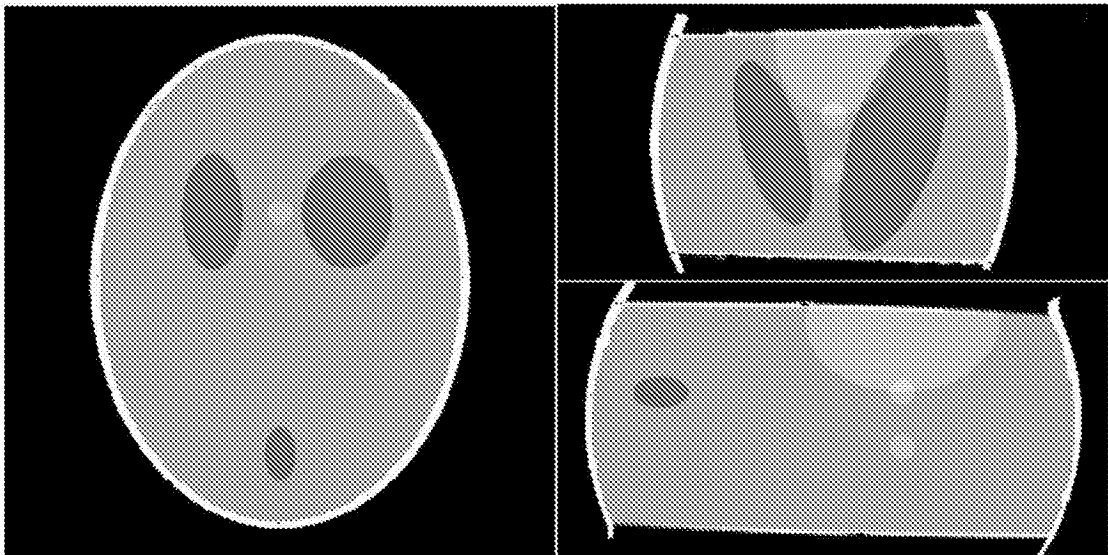


图10