

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G06T 11/00

A61B 6/03



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 00137535.0

[45] 授权公告日 2005 年 11 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 1225716C

[22] 申请日 2000. 12. 28 [21] 申请号 00137535.0

[30] 优先权

[32] 1999. 12. 28 [33] US [31] 09/473341

[71] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 J·斯

审查员 石剑平

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

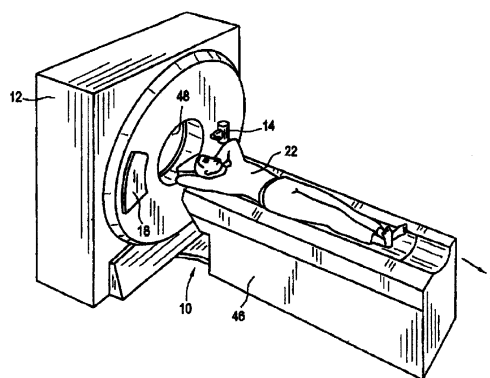
代理人 陈 霁 张志醒

权利要求书 3 页 说明书 5 页 附图 3 页

[54] 发明名称 用于倾斜的螺旋重构多片 CT 的方法和装置

[57] 摘要

在一方面, 本发明是一种对对象的计算机 X-射线断层扫描的投影数据进行滤波的方法。该方法包括如下步骤: 采集表示对对象的倾斜的螺旋扫描的投影数据; 对所采集的投影数据进行补零; 确定经补零的投影数据的傅立叶变换; 确定经补零的投影数据的傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积; 以及确定经相乘并变换的投影数据的反向傅立叶变换作为经滤波的投影数据。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种对对象进行计算机 X-射线断层扫描的投影数据进行滤波的方法；所说的方法包括如下步骤：

采集表示对对象的倾斜的螺旋扫描的投影数据；

5 对所采集的投影数据进行补零；

确定经补零的投影数据的傅立叶变换；

确定经补零的投影数据的傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积；以及

10 确定经傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积的反向傅立叶变换作为经滤波的投影数据。

2. 依据权利要求 1 所述的方法，其中确定经补零的投影数据的傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积的步骤包括预先计算斜坡函数和相移函数的乘积以及将经补零的投影数据的傅立叶变换乘以该预先计算的乘积的步骤。

15 3. 依据权利要求 1 所述的方法，进一步包括对补零的投影数据的经相移的傅立叶变换进行加权和求和的步骤。

4. 依据权利要求 1 所述的方法，进一步包括在相移中加入偏移以进行混叠补偿的步骤。

20 5. 依据权利要求 1 所述的方法，进一步包括在背式投影中有选择地错开等角点以进行混叠补偿的步骤。

6. 依据权利要求 1 所述的方法，其中 $p(\gamma, \beta, n)$ 表示以检测器角度 γ 、视角 β 以及检测器行数 n 所测量的投影数据，所测量的投影数据相对于以对象为基的等角点移动了 $\Delta\gamma$ ，其中 $\Delta\gamma$ 取决于 β 、 n 、台架倾斜角度、辐射束宽度以及源到等角点的距离，所测量的投影与理想的投影 u

25 (γ, β, n) 的关系表示如下：

$$u(\gamma, \beta, n) = p(\gamma - \Delta\gamma, \beta, n)$$

以及进一步包括如下的步骤：应用如下的关系式从所测量的投影 $P(\omega, \beta, n)$ 的傅立叶变换中确定理想投影 $U(\omega, \beta, n)$ 的估计的傅立叶变换：

30
$$U(\omega, \beta, n) = e^{-j\omega\Delta\gamma} P(\omega, \beta, n),$$

其中 ω 是傅立叶变换中的角频率。

7. 依据权利要求 6 所述的方法，进一步包括对补零的投影数据的

经相移的傅立叶变换进行加权和求和的步骤。

8. 依据权利要求 6 所述的方法, 进一步包括在相移中加入偏移以进行混叠补偿的步骤。

9. 依据权利要求 6 所述的方法, 进一步包括在背式投影中有选择地错开等角点以进行混叠补偿的步骤。

10. 一种计算机 X-射线断层 (CT) 成像系统, 所述 CT 成像系统包括一个计算机 (36) 和一个检测器阵列 (18), 所述计算机执行以下操作:

10 采集表示对对象的倾斜的螺旋扫描的投影数据;
对所采集的投影数据进行补零;
确定经补零的投影数据的傅立叶变换;
确定经补零的投影数据的傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积; 以及
确定傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积的反向傅立叶变换
15 作为经滤波的投影数据。

11. 依据权利要求 10 所述的 CT 成像系统, 其中所说的计算机用于确定经补零的投影数据的傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积的系统包括将所说的系统被构造成预先计算斜坡函数和相移函数的乘积以及将经补零的投影数据的傅立叶变换乘以该预先计算的乘积。

20 12. 依据权利要求 10 所述的 CT 成像系统, 所说的计算机用于对补零的投影数据的经相移的傅立叶变换进行加权和求和。

13. 依据权利要求 10 所述的 CT 成像系统, 所说的计算机用于在相移中加入偏移以进行混叠补偿。

25 14. 依据权利要求 10 所述的 CT 成像系统, 所说的计算机用于在背式投影中有选择地错开等角点以进行混叠补偿。

15. 依据权利要求 10 所述的 CT 成像系统, 其中 $p(\gamma, \beta, n)$ 表示以检测器角度 γ 、视角 β 以及检测器行数 n 所测量的投影数据, 所测量的投影数据相对于对象的基准等角点移动了 $\Delta\gamma$, 其中 $\Delta\gamma$ 取决于 β 、 n 、台架倾斜角度、辐射束宽度以及源到等角点的距离, 所测量的投影与理想的投影 $u(\gamma, \beta, n)$ 的关系表示如下:

$$u(\gamma, \beta, n) = p(\gamma - \Delta\gamma, \beta, n)$$

以及应用如下的关系式从所测量的投影 $P(\omega, \beta, n)$ 的傅立叶变

换中确定理想投影 $U(\omega, \beta, \mathbf{n})$ 的估计的傅立叶变换:

$$U(\omega, \beta, \mathbf{n}) = e^{-j\omega\Delta\gamma} P(\omega, \beta, \mathbf{n}),$$

其中 ω 是傅立叶变换中的角频率。

16. 依据权利要求 15 所述的 CT 成像系统, 所说的计算机用于对
5 补零的投影数据的经相移的傅立叶变换进行加权和求和。

17. 依据权利要求 15 所述的 CT 成像系统, 所说的计算机用于在
相移中加入偏移以进行混叠补偿。

18. 依据权利要求 15 所述的 CT 成像系统, 所说的计算机用于在
背式投影中有选择地错开等角点以进行混叠补偿。

用于倾斜的螺旋重构多片 CT 的方法和装置

5 技术领域

一般地说本发明涉及一种对对象进行计算机 X-射线断层 (CT) 成像的方法和装置, 更具体地说涉及一种产生对象的经补偿的螺旋扫描的 CT 图像的方法和装置。

背景技术

- 10 在至少一种已知的计算机 X-射线断层 (CT) 成像系统结构中, X-射线源投射出扇形束, 这种扇形束经准直后位于笛卡儿坐标系统的 X-Y 平面中, 通常称之为“成像平面”。X-射线束穿过所成像的对象比如患者。在被对象衰减后的射线束辐射到辐射检测器阵列上。检测器所接收的被衰减的 X-射线束的辐射强度取决于对象对 X-射线束的衰减情况。
- 15 阵列的每个检测器元件分别产生电信号, 该电信号为射线束在该检测器位置上的衰减的度量。分别采集来自所有检测器的衰减度量以得到透射断层图像。

- 在已知的第三代 CT 系统中, X-射线源和检测器阵列都在成像平面内围绕要成像的对象与台架一起旋转, 以使 X-射线与对象相交的角度
- 20 恒定地变化。在台架上的某一角度上来自检测器阵列的一组 X-射线衰减度量 (即投影数据 (projection data)) 称为一个“视图 (view)”。在 X-射线源和检测器旋转一圈的过程中对对象的一次“扫描”包括在不同台架角度 (或称为视角) 上得到的一系列视图。在轴向扫描中, 处理投影数据以构造与从对象中抽起的两维片层相对应的图像。在本领域中
- 25 将从一系列的投影数据中重构图像的方法称为滤波背向投影技术。这种方法将扫描所得的衰减度量转换成称为“CT 数”或“Hounsfield 单元”的整数, 应用这种整数来控制在阴极射线管显示器上的相应像素的亮度。

- 在公知的多片层 CT 成像系统中, 台架倾斜造成不能进行螺旋扫描。
- 30 当台架倾斜时, 由于等角点固有地取决于检测器行所以造成降低图像质量。该等角点相对于患者扫描轴线移动, 并且该移动量取决于检测器行、台架倾斜量和投影角度。

例如,参考附图3,描述了片层厚度为1.25毫米的人头骨轴线扫描。该台架倾斜-20°,并且在附图3所示的图像的重构中没有应用投影数据加权。这种图像应用15厘米的视场(FOV)和高分辨率算法重构以显示出所扫描的模型的细微的结构细节。由于在倾斜的轴线扫描模式中没有降低图像质量,因此将这种图像作为图像质量评价标准。

为了对比,应用片层厚度为1.25毫米和3:1的螺旋间距的螺旋模式扫描用于产生附图3的图像的相同模型以得到在附图4中所示的图像。为产生该图像,在进行螺旋扫描的过程中台架每旋转一圈患者的工作台移动了3.75毫米。不进行z-光滑并应用与在附图3中相同的重构参数重构附图4的图像。由于等角点移动了,在附图4中细微的骨结构变得模糊。

可以预料的是可以通过补偿算法校正等角点的移动,该补偿算法将投影数据插到理想的位置中。在克服双重模糊结构方面这种算法被证明是有效的。然而,由于插值的核心对于投影数据是一种低通滤波器,所以所重构的图像的空间分辨率受到了损害。为部分地补偿这种分辨率降低,引入高频的核心增强来加深(sharp,即使图象清楚)图像。然而,这并不能恢复空间分辨率。在附图5中示出了加深的图像的实例,所描述的加深图像的扫描与附图4的扫描相同。与附图3所示的轴线扫描图像进行比较发现空间分辨率损失很明显。(附图5的旋转是执行过程中的假象引起的,与重构和加深算法无关)

发明内容

因此本发明的目的是提供一种对数据进行滤波以产生对象的经补偿的倾斜螺旋扫描的CT图像的方法和装置。

因此,在一个实施例中提供一种对对象的计算机X-射线断层扫描的投影数据进行滤波的方法。该方法包括如下的步骤:采集表示对对象的倾斜的螺旋扫描的投影数据;对所采集的投影数据进行补零;确定经补零的投影数据的傅立叶变换;确定经补零的投影数据的傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积;以及确定经相乘并变换的投影数据的反向傅立叶变换作为经滤波的投影数据。

上述的方法提供一种经滤波的数据,该数据产生一种补偿的倾斜的螺旋扫描的CT图像,并且该图像比应用较高频率的核心增强的方法的图像具有更好的空间分辨率。

本发明还提供了一种计算机 X-射线断层 (CT) 成像系统, 所述 CT 成像系统包括一个计算机和一个检测器阵列, 所述计算机执行以下操作: 采集表示对对象的倾斜的螺旋扫描的投影数据; 对所采集的投影数据进行补零; 确定经补零的投影数据的傅立叶变换; 确定经补零的投影数据的傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积; 以及确定傅立叶变换、斜坡函数以及相移函数的乘积的反向傅立叶变换作为经滤波的投影数据。

附图说明

附图 1 是 CT 成像系统的视图。

附图 2 所示为在附图 1 中所示的系统的示意性方块图。

附图 3-6 所示为相同的模型的重构的图像, 每幅图像都是以-20 度台架倾斜扫描, 应用高分辨率算法重构并且 DFOV=15 毫米。

附图 3 所示为没有应用投影加权的模型的轴线扫描图像。

附图 4 是以 3:1 的螺旋间距进行螺旋扫描并没有进行 z-光滑的重构图像。

附图 5 所示为与附图 4 所示相同的扫描并应用高分辨率核心增强的加深图像。

附图 6 所示为与附图 4 中所示的相同的扫描但应用了本发明的方法实施例的数据的图像。

具体实施方式

参考附图 1 和 2, 所示的计算机 X-射线断层 (CT) 成像系统 10 包括代表“第三代”CT 的台架 12。台架 12 具有朝在台架 12 的对面上的检测器阵列 18 投射 X-射线束 16 的 X-射线源 14。检测器元件 20 形成检测器阵列 18, 这些检测器元件一起感测所发射的穿过对象 12 (例如内科病人) 的 X-射线。检测器阵列 18 可以制成单片结构或多片结构。每个检测器元件 20 产生表示辐照的 X-射线束的强度以及当它穿过病人 22 时该 X-射线束的衰减的电信号。在采集投影数据的扫描的过程中, 台架 12 和安装在其上的部件围绕旋转中心 24 转动。

CT 系统 10 的控制机构 26 控制着台架 12 的转动和 X-射线源 14 的运行。控制机构 26 包括给 X-射线源 14 提供功率和时序信号的 X-射线控制器 28 和控制台架 12 的转速和位置的台架马达控制器 30。在控制机构 26 中的数据采集系统 (DAS) 32 采集来自检测器元件 20 的模拟

数据并将该数据转换为随后处理的数字信号。图像重构器 34 从 DAS 32 中接收所采样并数字化的数据，并进行高速图像重构。将所重构的图像输出到计算机 36，该计算机 36 将图像存储在大容量存储设备 38 中。

计算机 36 还接收操作者经过具有键盘的控制台 40 输入的指令和扫描参数。相应的阴极射线管显示器允许操作者观察所重构的图像以及其它来自计算机 36 的数据。计算机 36 应用操作者所输入的指令和参数给 DAS 32、X-射线控制器 28 和台架马达控制器 30 提供控制信号和信息。此外，计算机 36 操作控制机动化的工作台 46 的工作台马达控制器 44，以将病人 22 定位在台架 12 中。具体地说，工作台 46 将病人 22 的一部分移过台架开口 48。

在本发明的一个实施例中应用滤波的背式投影重构，很容易得到所测量的投影的傅立叶变换。因此，滤波过程的第一步是执行补零的投影的傅立叶变换。然后将经变换的投影乘以斜坡函数和相移函数、补零并进行反向傅立叶变换以得到经滤波的投影。

在下文应用傅立叶变换的实施例的解释中， $p(\gamma, \beta, n)$ 表示以检测器角度 γ 、视角 β 和检测器行数 n 所测量的投影数据。此外，为了便于讨论，假设所测量的投影相对于患者的等角点移动了 $\Delta\gamma$ ，这里 $\Delta\gamma$ 取决于 β 、 n 、台架倾斜角度、x-射线束宽度和射线源到等角点的距离。理想的投影数据 $u(\gamma, \beta, n)$ 与所测量的投影数据之间关系表示如下：

$$u(\gamma, \beta, n) = p(\gamma - \Delta\gamma, \beta, n)$$

通过对上式的两侧相对于 γ 执行傅立叶变换，则有下列式：

$$U(\omega, \beta, n) = F\{u(\gamma, \beta, n)\} = F\{p(\gamma - \Delta\gamma, \beta, n)\} = e^{-j\omega\Delta\gamma} P(\omega, \beta, n)$$

上述等式是傅立叶移位定理的结果，该傅立叶移位定理表明在空间域中的移位等于在频域中的相移。

在本发明的一个实施例中，在为执行计算的滤波操作之前对投影数据进行加权和求和。 k 表示对于特定的投影角度进行求和的行数，要求对原始的投影数据进行 k 次傅立叶变换和一次反向傅立叶变换。

应用本发明的实施例所示的附图 4 的螺旋扫描重构在附图 6 中。将经傅立叶变换的投影数据乘以斜坡函数和相移函数、补零以及反向傅立叶变换，得到滤波的投影数据。与附图 5 进行比较发现在空间分辨率方面有显著的改进。对所重构的对象按照与附图 4 中所示的轴线扫描几乎

相同地加深。在螺旋扫描模式中患者的工作台台的恒定移动造成了在某些细微的结构中图像质量有点轻微的降低。因为混叠增加了一些条纹也很显著。由于检测器行独立的等角点移动破坏了四分之一检测器偏移采样，所以导致混叠增加。因为以较高的分辨率算法重构附图 6 的图像，

5 四分之一检测器偏移的双采样需要消除混叠。在一个实施例中，通过在背式投影中有意地错开等角点来克服混叠的增加。在另一个实施例中，在相移中加入偏移来实现相同目的。例如，如果投影相对于“理想的”位置移动了，则错开的投影移动 $-c$ ，这里 c 是参数， $0 < c < 1$ 。

在本发明的一个实施例中，上文中描述的方法在 CT 成像系统 10

10 中执行，在该 CT 成像系统 10 中例如台架 12 的倾斜角度相对于工作台 46 是可选择的。DAS 32 将从多片层检测器 18 接收的信号转换成随后由计算机 36 处理的数据。在一个实施例中，计算机 36 还建立了台架 12 的倾斜角度。计算机 36 还执行对所采集的投影数据进行滤波的数据处理步骤。

15 在前面的描述中，在斜坡滤波操作之后立即执行相移操作。然而，在另一个实施例中，由于复数乘法是线性的，为了计算的效率预先计算、存储综合的滤波器数据（斜坡乘以相移）并乘以傅立叶变换。

从前文对本发明的各种实施例的描述中可以清楚地看出在此所描述的方法和装置产生对对象的倾斜的螺旋扫描的滤波的投影数据。然后重

20 构经滤波的投影数据以得到改善的具有较高空间分辨率的对象的图像。

虽然上文已经详细地描述并示出了本发明的具体的实施例，但是应该清楚地理解到实例仅是说明本发明，它并不构成对本发明的限制。此外，这里所描述的 CT 系统是“第三代”系统，在这种“第三代”CT 系统中 X-射线源和检测器都与台架一起旋转。如果校正每个检测器元

25 件以产生对给定的 X-射线束基本均匀的响应，则也可以应用包括“第四代”CT 系统的许多其它的 CT 系统，在“第四代”CT 系统中检测器是整环式静止的检测器并且只有 X-射线源与台架一起旋转。因此本发明的精神和范围仅通过附加的权利要求的权项及其合法的等效技术方案来限定。

30

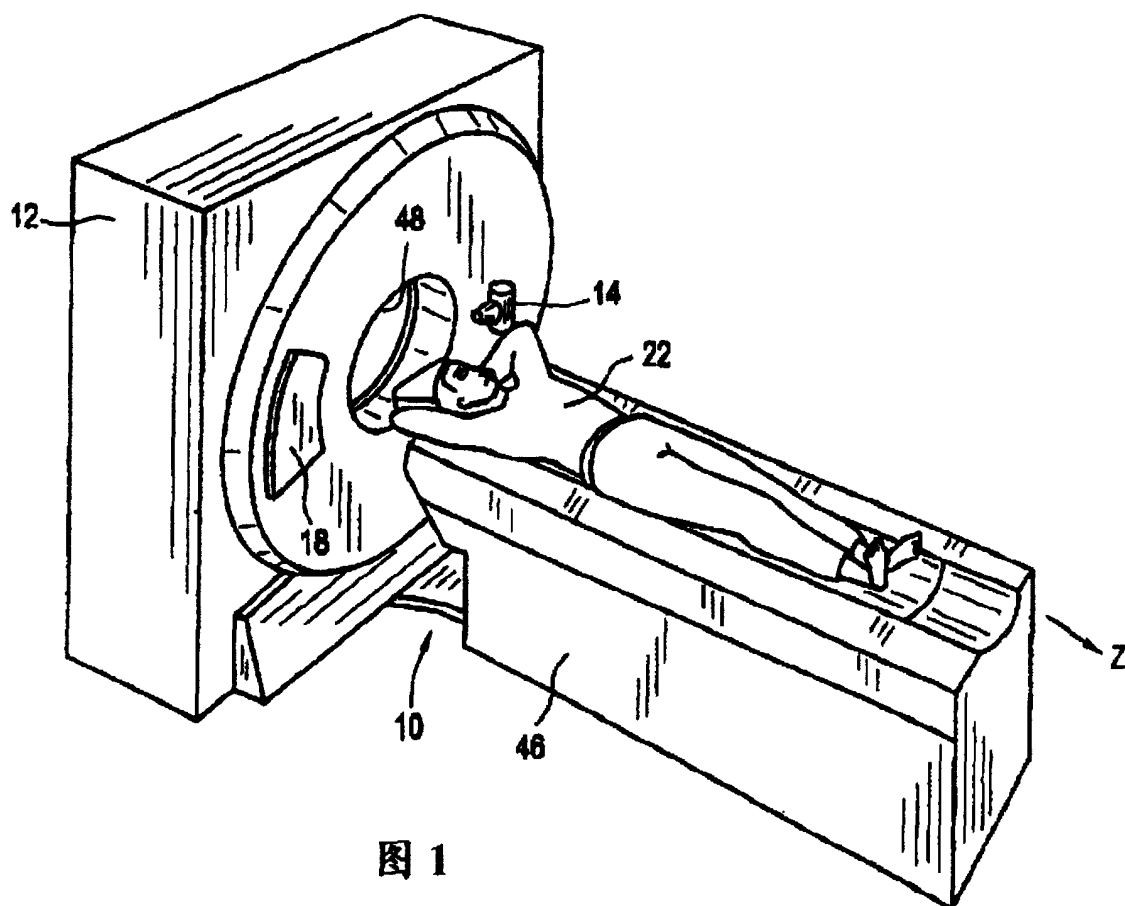


图 1

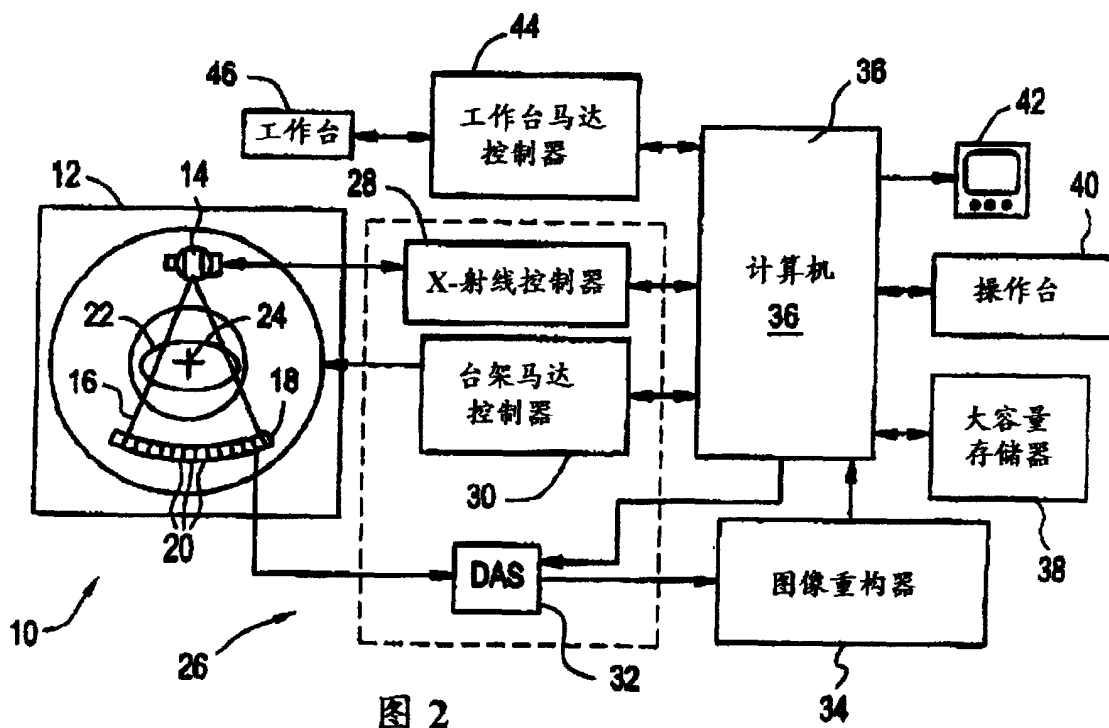


图 2



图 3



图 4



图 5



图 6