[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61B 6/03
G01N 23/04
G01N 23/083

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 96198035.4

[45] 授权公告日 2005 年 8 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 1213696C

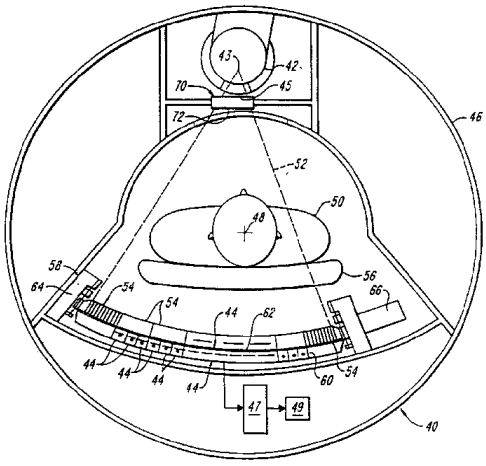
[22] 申请日 1996.11.1 [21] 申请号 96198035.4
[30] 优先权
[32] 1995.11.2 [33] US [31] 08/552,064
[32] 1996.10.30 [33] US [31] 08/739,543
[86] 国际申请 PCT/US1996/017453 1996.11.1
[87] 国际公布 WO1997/016721 英 1997.5.9
[85] 进入国家阶段日期 1998.4.30
[71] 专利权人 模拟技术有限公司
地址 美国马萨诸塞州
[72] 发明人 伯纳德·M·戈登 约翰·多布斯
审查员 徐晓亚
[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 蹇 炜

权利要求书 5 页 说明书 21 页 附图 4 页

[54] 发明名称 医疗计算机层析扫描系统和医疗计算机层析扫描的方法

[57] 摘要

CT 扫描仪(40)包含固定在一个具有较小几何尺寸的环形盘(46)上的一个 X 射线源(42)和一个 X 射线探测器(44)的阵列，该环形盘(46)被支架得能环绕它的一个等角点(48)旋转。 X 射线源是一个有较小功率的源，并且有一个较小尺寸的束硬化过滤器(45)设置在 X 射线源附近，所以该扫描仪使用了比较软的 X 射线束。 该扫描仪还含有用来补偿各 X 射线探测器的非线性度和每个通道的变化的电路。




ISSN1008-4274

知识产权出版社出版

1、一种医用计算机层析扫描系统，它包括：

X射线层析装置，它含有：（a）X射线发生装置，用来产生X射线并使X射线基本上从一个焦点发出，（b）X射线探测器装置，用来在层析扫描过程中探测由X射线发生装置所产生并入射到X射线探测器装置上的至少一部分X射线；

用于支撑一个病人的支撑物；及

用来至少使X射线发生装置环绕一个定义了系统的一个等角点的转轴旋转的旋转装置，使得在扫描期间至少所述X射线发生装置环绕该支撑物旋转并且焦点保持在距等角点基本上固定的预定径向距离上；

其中X射线发生装置设置得能在焦点离开等角点一基本固定的径向距离的情况下环绕上述转轴旋转，所述距离是足以容纳病人但小于510mm的预定值。

2、根据权利要求1的系统，其中X射线发生装置含有一个能在小于12KW但是足以进行一次扫描的额定功率下工作的X射线源。

3、根据权利要求1的系统，其中X射线发生装置包括：一个阳极、一个阴极、用来使阳极保持在不同于阴极的电位上的装置、以及用来在阴极和阳极之间产生电流并使额定功率足以进行一次扫描但小于12KW的装置。

4、根据权利要求1的系统，其中产生X射线的X射线发生装置包括一个过滤器以便通过软X射线使得处于20keV到50keV之间的从焦点发出并入射到X射线探测器装置上的软X射线的光子数

大于由0.2 mm的铜过滤器提供的X射线的光子数，但是小于从焦点发出的未过滤的X射线的光子数。

5、根据权利要求1的系统，其中产生X射线的X射线发生装置的工作使得从焦点发出并入射到探测器装置上的X射线含有一些具有一个能量范围的X射线光子，该能量范围在20keV和50keV之间有一个峰值。

6、根据权利要求1的系统，它还含有一个设置在X射线发生装置和X射线探测器装置之间靠近于X射线发生装置处的束硬化过滤器，该束硬化过滤器包括一个金属片，通过该金属片的X射线束所具有的谱分布与通过一个厚度小于0.2 mm的铜片的X射线束的谱分布等价。

7、根据权利要求1的系统，其中X射线探测器装置包括多个固体探测器。

8、根据权利要求1的系统，其中X射线探测器装置包括多个探测器，上述系统还包括：射线束确定装置，它安装在焦点附近，用来形成一个X射线扇形束，使得该扇形束的至少一部分能入射到多个探测器上；以及监视装置，用来在不论上述焦点是否发生了沿一个平行于转轴的方向的位移的情况下都能保持扇形束基本上入射到每个上述多个探测器上。

9、根据权利要求8的系统，其中上述X射线探测器装置包括一个探测器阵列，并且监视装置含有：（a）用来探测焦点沿一个平行于转轴的方向的位移的装置，以及（b）用来移动射线束确定装置以

保持扇形束基本上入射到探测器阵列的相同部分上的装置。

10、根据权利要求 1 的系统，其中上述X射线探测器装置包括多个探测器，还包括最佳估计滤波器装置，用来对由多个X射线探测器所产生的各输出信号进行滤波。

11、根据权利要求 1 的系统，其中上述X射线探测器装置包括多个探测器，还包括标定装置，用来补偿每个探测器信号输出的非线性度。

12、根据权利要求 1 的系统，其中上述X射线探测器装置包括多个探测器，还包括标定装置，用来补偿每个探测器的变化。

13、根据权利要求 1 的系统，其中 X 射线发生装置定位用于绕旋转轴旋转使得焦点远离等角点一基本固定的径向距离，该距离小于 510mm 大于 450mm。

14、根据权利要求 1 的系统，其中 X 射线生成装置包括一个 X 射线源，其估计工作功率小于 12kW，但大于 1kW 的功率级。

15、根据权利要求 1 的系统，其中 X 射线生成装置包括一个 X 射线源，使得所述的射线源每扫描一次消耗 100 mAs 的量级。

16、一种进行医用计算机层析扫描的方法，包括：

从 X 射线源产生 X 射线，使得 X 射线基本上从一个焦点发出，在扫描过程中探测至少一部分所产生的 X 射线，

支撑一病人；及

绕一个转轴转动具有焦点的至少所述 X 射线源以便定义一等角

点，于是（a）在扫描期间，至少该X射线源环绕病人转动并且焦点保持在距等角点基本固定的一个预定的径向距离，(b)焦点距等角点基本一固定距离，该距离足以容纳一病人但小于510mm。

17、根据权利要求16的方法，还包括以小于12kW但足以进行扫描的估计功率操作X射线源的步骤。

18、根据权利要求16的方法，其中X射线源包括一阴极和一阳极，还包括步骤：

保持该阳极于一不同于阴极的电位；及

在阴极与阳极间产生电流，使得估计功率足以进行扫描但小于12kW。

19、根据权利要求16的方法，其中X射线源包括一过滤器，以便通过软X射线，使得处于20keV到50keV的从焦点发出且入射到X射线探测阵列上的软X射线的光子数大于由0.2 mm的铜过滤器提供的软X射线的光子数，且小于从焦点发出的未过滤的软X射线的光子数。

20、根据权利要求16的方法， 其中从焦点发出且入射到X射线探测器上的软X射线包括具有能量级范围的X射线光子，该能量级范围有20keV到50keV的峰值。

21、根据权利要求16的方法， 还包括在接近X射线源且在X射线源与X射线探测器阵列之间处放置一个束硬化过滤器，该束硬化过滤器包括一金属片，通过该金属片的X射线具有的谱分布与通过薄于0.2 mm的铜片的X射线束的谱分布等价。

22、根据权利要求16的方法，还包括步骤：

形成一 X 射线的扇形光束，使得至少一部分扇形光束入射到 X 射线探测器阵列上，且监测扇形光束相对于旋转轴的位置以维持该扇形光束基本上入射到每个探测器上而不管焦点在平行于转轴方向上的位移。

23、根据权利要求22的方法，其中监测步骤包括：

（a） 探测焦点在平行于旋转轴方向上的位移；

（b） 偏移定义子系统的光束以便保持扇形束基本上入射到X射线探测器阵列的同一部分。

24、根据权利要求 16 的方法，还包括步骤：用最佳估计滤波器对多个 X 射线探测器产生的输出信号进行滤波。

25、根据权利要求16的方法，还包括步骤：补偿每个 X 射线探测器输出信号的非线性度。

26、根据权利要求16的方法，还包括步骤：对放置用于从 X 射线源接收 X 射线的探测器阵列的探测器响应的变化进行补偿。

# 医疗计算机层析扫描系统和医疗计算机层析扫描的方法

## 本发明的领域

本发明一般地涉及在医学技术中用于产生例如人类患者的计算机层析（ＣＴ）图像的ＣＴ扫描仪。较具体地，本发明涉及一种使用较小功率Ｘ射线源的改进型ＣＴ扫描仪。

## 本发明的背景

第三代的计算机层析（ＣＴ）扫描仪包含分别固定在一个环形盘的直径的两个相对端上的一个Ｘ射线源和一个Ｘ射线探测器系统。该环形盘以可旋转的方式安装在一个框形支架上，使得在扫描时环形盘将环绕一个通常叫做“Ｚ轴”的转轴连续地旋转，同时从射线源发出的Ｘ射线将穿过一个位于环形盘开口内的物体到达探测器系统。环形盘的中心在Ｚ轴上，通常称作“等角点”。

典型的探测器系统含有一个探测器阵列，这些探测器排列成一个弧形的线列，弧形的曲率中心称作“焦点”，Ｘ射线源从该点发出辐射。Ｘ射线源和探测器阵列的布局使得射线源和每个探测器之间的Ｘ射线路径全都位于一个垂直于环形盘转轴的平面（以下称作“切片面”或“扫描面”）内。由于各条Ｘ射线路径是基本上从一个点源发出的，并且以各种角度射向各个探测器，所以各条Ｘ射线形成了一个扇形，从而经常用术语“扇形束”来描述任一瞬时的全部Ｘ射线路径。

扫描过程中某一测量时刻入射到某一个探测器上的Ｘ射线通常称做一条“射线”，每个探测器将产生一个能代表相应射线的强度的输出信号。由于每条射线都要被位于其路径上的所有质量部分地衰减，所以每个探测器所产生的输出信号都是位于该探测器和Ｘ射线源之间的所有质量的密度（也就是位于对应于该探测器的射线路径中的质量密度）的一种代表。由Ｘ射线探测器所产生的输出信号通常被一个数

据获取系统（ＤＡＳ）滤波，其目的之一是改良这些信号的信噪比，由ＤＡＳ产生的输出信号通常叫做“原数据信号”。原数据信号通常被一个投影滤波器滤波，后者通过对原数据信号进行对数处理把原数据信号转换成投影数据信号，从而使每个投影数据信号都是位于相应射线路径内的质量密度的一个代表。某一测量瞬时的所有投影数据信号的总体通常称作为一个“投影”或一个“观察”。在单次扫描中，随着环形盘的旋转将产生多个投影，其中各个投影是在环形盘的不同角位置下产生的。对应于某一投影的环形盘方位角称作“投影角”。

利用众知的算法，例如雷登（Ｒａｄｏｎ）算法，可以根据在各个投影角下获得的所有投影数据信号算得一个ＣＴ图像。一个ＣＴ图像代表了被扫描物体沿着扫描面的一个二维“切片”的密度。因为可以认为ＣＴ图像是从投影数据重建的，所以根据投影数据信号产生ＣＴ图像的处理通常称做“滤波反投影”或“重建”。

一般ＣＴ扫描仪采用某种形式的“束硬化过滤器”来“硬化”由Ｘ射线源发出的Ｘ射线。束硬化过滤器通常用放置在Ｘ射线源和患者之间的一个金属片，例如铜片或铝片来实现。Ｘ射线源发出的每个Ｘ射线光子都有一定的概率可以通过该过滤器，这个概率随着光子能量的增大而增大。所以该过滤器倾向于阻挡能量较低（或“较软”）的Ｘ射线，从而“硬化”了射线束。因为对于同样量的硬Ｘ射线和软Ｘ射线来说，较多部分的软Ｘ射线有较大的概率被人体吸收，从而穿过患者到达探测器的可能性就较少，所以在ＣＴ扫描仪领域内一般相信最好使用硬射线束。换言之，目前认为，使用软Ｘ射线将增大对形成ＣＴ图像没有多大作用的患者照射剂量。美国食品和药物管理局（ＦＤＡ）已经制定了关于用于人类患者的ＣＴ扫描仪必须满足的最小射线束硬度的标准。

此外，增大射线束硬度可以提高Ｘ射线探测器的线性度。所以，大多数已往技术的ＣＴ扫描仪使用较硬的射线束来改进探测器的线性度，由此来简化扫描仪的设计。事实上，大多数以往技术的ＣＴ扫描仪采用了较高功率（例如１２０ｋｖ，１００ｍＡ－３５０ｍＡ）的Ｘ射线源，同时采用了较厚（例如０．００８英寸(0.2㎜)的铜）的束硬化过滤器，它对射线束的硬化程度远高于ＦＤＡ所要求的硬度。虽然

高功率X射线源和厚束硬化过滤器的结合简化了CT扫描仪的设计，但这浪费了X射线功率并增大了扫描仪的总功率要求。

以往技术的CT扫描仪倾向于增大X射线功率的另一个因素关系到焦点和环形盘等角点之间的距离。由于X射线束的强度随着距X射线源的距离平方地减小，所以X射线源所用的功率部分地取决于焦点和等角点之间的距离。（通常个因素用焦点和等角点之间的距离来描述，而不用焦点和探测器之间的距离来描述，其原因是，扫描时患者通常是位于或接近位于等角点处的，而且，虽然通常有可能通过增大探测器的尺寸来增大探测器所接收到的X射线能量，但是要增大等角点处（即患者处）的X射线能量则只能增大X射线源的功率或者减小焦点和等角点之间的距离）。

因此，要设计一个有较小X射线功耗的CT扫描仪就意味着要使等角点尽可能地靠近X射线源。然而，其他一些同样重要的设计准则却要求增大X射线源和等角点之间的距离。例如，作为最低要求，等角点距X射线源的距离至少应该足以能让患者舒适地位于X射线源和探测器之间。一种通常称之为"Z轴束移"的现象对X射线源和等角点之间的距离提出了更高的要求。束移涉及到扫描过程中焦点（即X射线的发射点）相对于等角点（或探测器）的运动。在扫描中，X射线的形成将产生局部热量，后者将引起X射线源内的元部件发生热膨胀，进而该热膨胀又会引起焦点相对于等角点的移动。因为大多数X射线源的结构使得即使不是全部的移动，也至少是大部分的移动都将沿一个平行于Z轴的方向（即扫描盘的转轴方向）发生，所以这种移动通常称作为"Z轴束移"。由于雷登算法假定在扫描中X射线源和探测器之间的相对位置是不变的，所以使Z轴束移效应最小化是重要的。在以往技术的CT扫描仪中，减小这一效应的最普通的方法是增大X射线源和用来形成和整形射线束的准直器之间的距离，由此来减小由于焦点沿Z轴移动所造成的焦点和探测器之间的角位移。加大焦点和准直器之间的距离必然要增大焦点和等角点之间的距离，这是因为容纳患者需要有一定的空间大小。在CT扫描仪领域内，一般相信，如果不把焦点设置在离开环形盘等角点至少510mm的地点，那末准直器就必然会太

靠近焦点，从而由Z轴束移引起的误差将变得过于严重。然而如前所述，这一距离的增大必然带来施加给X射线源的功率的相应增大。所以，增大这一距离的以往技术CT扫描仪所付出的代价是增加了它们的X射线功率要求。这样，由于通过增大源和等角点之间的距离来适应焦点和准直器之间的较大间距必然会造成较大能量的X射线，所以以往技术的扫描仪给患者照射了较多量的X辐射。

除了减小X射线源和等角点之间的距离之外，也可以通过采用高效率的探测器，例如固体探测器（如钨酸镉探测器）来减小X射线源功耗。不过，由于效率较低的气体管探测器，例如氙（Xe）探测器的响应比高效率探测器更均匀，尤其是，这种低效率探测器沿着Z轴方向探测光子比高效率探测器更均匀，所以许多以往技术的CT扫描仪采用了这种探测器。从而，采用高效率探测器的以往技术CT扫描仪也采用了焦点和准直器之间的大间距（从而焦点和等角点之间的大间距）来减小Z轴束移效应，结果牺牲了许多本来高效率探测器可以达到的功率节省。类似地，许多采用焦点和准直器之间的较小间距（从而焦点和等角点之间的较小间距，例如510mm）的以往技术扫描仪也采用了低效率探测器来减小Z轴束移效应，结果牺牲了许多本来较小几何尺寸可以达到的功率节省。

如前所述，以往技术CT扫描仪改善由X射线探测器产生的输出信号的信噪比的手段之一通常是利用DAS。然而，以往技术的DAS常常有一种没有显著改善探测器输出信号信噪比的积分滤波器来实现。因此，以往技术的扫描仪典型地采用高强度X射线束来保证探测器输出信号的信噪比足够高，以确保得到精确的CT图象。

总之，以往技术CT扫描仪改进所得CT图像精确度的设计是以必须提高X射线功率的大小为代价的。因此存在着对一种既能得到高质量CT图像又能降低X射线功率要求的CT扫描仪的需求。也存在着对一种既能得到高质量CT图像又能给患者以较低照射剂量的CT扫描仪的需求。

本发明的目的

本发明的一个目的是明显减轻或基本克服以往技术的上述各种问题。

本发明的另一个目的是提供一种使用工作于较小功率的X射线源的改进型CT扫描仪。

本发明的再一个目的是提供一种改进型CT扫描仪，它所使用的X射线源包括一个阴极和一个阳极，其中在6kVA的额定功率下阳极和阴极之间的额定电压可在120KV左右，阳极和阴极之间的额定电流在50mA左右，这个额定功率6KVA比目前能得到的CT扫描仪的12KVA或更高功率要小得多。

本发明的另一个目的是提供一种具有较小几何尺寸的改进型CT扫描仪。

本发明还有一个目的是提供一种改进型CT扫描仪，它带有一个定义了一个等角点的环形盘和一个能产生从焦点发出的X射线的X射线源，其中焦点距等角点的距离能满足对中等身材的患者的舒适性的需要，约为475mm左右，这个距离小于目前可购到的扫描仪的最小距离510mm，从而减小了扫描仪的功率要求。

本发明的再一个目的是提供一种含有高效率固体X射线探测器的CT扫描仪。

本发明还有一个目的是提供一种改进型CT扫描仪，它带有一个厚度较小的束硬化过滤器。

本发明的另一个目的是提供一种改进型CT扫描仪，它使用较软的X射线束。

本发明的再一个目的是提供一种改进型低功率CT扫描仪，它包括一个含有用来产生原数据信号的最佳估计滤波器的DAS。

本发明还有一个目的是提供一种改进型CT扫描仪，它含有补偿电路，用来补偿各个探测器和各信号处理通道内部的非线性度和每个通道的变化，还用来补偿扫描仪各通道内的其他非线性度和变化。

本发明的另一个目的是提供一种改进型CT扫描仪，它含有补偿电路，用来补偿由于例如辐射损伤、零点偏移和增益随温度变化等因素所引起的每个通道对各探测器和各探测器之间的响应的变化。

本发明的概述

这些目的和其他目的通过一种改进的ＣＴ扫描仪而达到，该扫描仪含有一个能够环绕环形盘等角点旋转的环形盘和一些按较小几何尺寸布局成一个系统的Ｘ射线元部件。虽然结合附图所说明的优选的扫描仪是属于第三代类型的，但是应该理解本发明的许多方面也能应用于其他类型的扫描仪，例如第四代扫描仪。这里所说明的优选扫描仪含有固定在环形盘上的一个Ｘ射线源和一个Ｘ射线探测器阵列。Ｘ射线源以从焦点发出Ｘ射线的方式产生Ｘ射线，并且Ｘ射线源安装在环形盘上的方式最好能使得焦点距等角点的约为４７５ｍｍ。

根据本发明的一个方面，Ｘ射线源含有一个适合于工作在相对较低功率上的功率源，并且扫描仪含有一个厚度较小的束硬化过滤器。根据本发明的这个方面，扫描仪采用比较软的Ｘ射线束。

根据本发明的另一个方面，扫描仪含有补偿电路，用来补偿各Ｘ射线探测器和各信号处理通道内和相互间的非线性度和变化。

通过下面的详细说明，熟悉本技术领域的人们将容易地明显看到本发明的其他目的和优点，在下面的详细说明中，将简单地通过说明本发明的最佳模式来示出和描述几个实施例。应该理解，本发明能够适用于其他的和不同的实施例，在不偏离本发明范畴的情况下本发明的一些细节在各个方面都是能够修改的。从而，在权利要求所指明的本发明申请范围内，这里的附图和说明应该看成仅是说明性的而不具有限制或限定的意义。

## 附图的简单说明

为了更充分地理解本发明的性质和目的，必须参阅下面结合附图所作的详细说明，在这些附图中，同样的代号代表相同的或类似的元部件，在附图中：

图１是根据本发明所构筑的一个ＣＴ扫描仪的可旋转环形盘的轴视图；

图２是图１所示ＣＴ扫描仪的部分侧视截面图，其中详细示出了Ｘ射线源组件和Ｚ轴跟踪系统，扇形束被部分切断；

图３是示出在采用以往技术束硬化过滤器和根据本发明的一个方面所设计的Ｘ

射线过滤器的情况下单独使用图1所示CT扫描仪时的X射线束的典型能谱的图；

图4是DAS和图1所示CT扫描仪所用的计算机的方框图；以及

图5是当在环形盘的开口内插入了一个水质人体模型的情况下根据本发明构筑的CT扫描的轴视图。

附图的详细说明

图1示出结合了本发明的原理的CT扫描仪40的环形盘组件。扫描仪40的设计目的是提高X射线功率的效率和减小总体功率要求。如后面将要讨论的，扫描仪40采用了一种适合工作于较低功率的X射线源和比可购得的以往技术扫描仪所用的X射线束软的射线束。尽管CT扫描仪领域的通常知识教导最好要用较硬的X射线束，但本发明的申请人却意外地发现了，如果进行仔细的标定和控制，则采用较软的X射线束实际上能够改善所得CT图像的清晰度和对比度。

扫描仪40还具有能导致改进X射线功率效率的较小的几何尺寸。较具体地说，扫描仪40含有一个X射线源42和一个探测器44的阵列，它们都安装在一个环形开口盘46上。在X射线源42的外表面上安装有一个束硬化过滤器45。环形开口盘46由一个框架（未示出）支撑，能环绕Z轴或转轴旋转，从而使源42和探测器44在CT扫描时环绕一个通过盘的中心开口的在支撑物56上的物体50旋转。转轴垂直于图1的图面，并与环形盘的等角点48相交。物体50可以是活人患者的某个部分，例如头部或身躯。当源42被激励时，它将从焦点43发射出X射线，所发射的X射线中有一部分将穿过束硬化过滤器45。对着过滤器45放置有一个将参考图2更充分地说明的射线束跟踪和监视系统70，它将形成一个扇形射线束52，后者将穿过物体50（当后者位于扇形束内等角点48处或接近该点时）入射到探测器44上。扇形束52确定了一个扫描平面，该平面垂直于转轴并与转轴相交于环形盘46的等角点48处。在探测器阵列44和物体50之间邻近于探测器阵列的位置处最好设置一个防散射板阵列54，以基本上防止探测器接收到散射的X射线。总的用47代表的一个DAS接收由探测器阵列所产生的数据，

并由此产生原数据信号，接着后者被提供给计算机４９。计算机４９对原数据信号进行处理，这些原数据信号可以从环形盘发送给：（ｉ）监视器，它最好设在环形盘附近，用来显示所得到的ＣＴ图像（未示出）；和／或（ｉｉ）存储器，用来存储图像数据供以后显示；（ｉｉｉ）处理器，用于后续处理；和／或（ｉｖ）远处；和／或（ｖ）某个其他装置和／或地点。一种合适的发送和接收系统已在下述专利申请中说明；美国专利申请流水号０８／１７４，６６４，１９９３年１２月２８日以Ｂｅｒｎａｒｄ Ｍ．Ｇｏｒｄｏｎ等人的名义递交，标题“Ａｐｐａｒａｔｕｓ ｆｏｒ Ｔｒａｎｓｆｅｒｒｉｎｇ Ｄａｔａ ｔｏ ａｎｄ ｆｒｏｍ ａ Ｍｏｖｉｎｇ Ｄｅｖｉｃｅ（用于与一个移动装置互相传送数据的设备）”，并委托给了本代理人（代理人登记号ＡＮＡ－２９）。

根据本发明的一个方面，在一个优选实施例中，源４２和环形盘４６的布局使得焦点４３的位置靠近等角点４８的程度超出了以往技术中认为是实用的程度。在考虑本发明系统的设计时，希望使这个距离在实用范围内尽可能地小，以便利用从焦点发射的Ｘ射线的非常大的角度，并充分利用这样的事实，即Ｘ射线的强度随着焦点至人体的待观察部分的距离以平方的规律减小。所以，人体离Ｘ射线源愈近，则产生足以进行ＣＴ扫描的Ｘ射线所需的功率愈低。因此，本发明的一个设计目的是使焦点和等角点之间的距离最小化。然而，减小这个距离的一个主要限制是框架的开口，即容纳被扫描物体的大小。在一个优选实施例中，框架的开口为６０ｃｍ，这个尺寸可以适合于一个中等身材的人，视场为４６ｃｍ，焦点４３离开等角点４８的距离为４７５ｍｍ左右，焦点４３离阵列中每个探测器４４的距离为845 ｍｍ左右。在另一些实施例中，焦点４３和等角点４８的间距可以小于５１０ｍｍ，为４５０ｍｍ左右，这仍可容纳普通身材的患者。很明显，用于较小物体（例如臂部和／或腿部）的扫描仪的设计可以有更小的框架开口，使焦点和等角点之间的距离相应地减小。在优选的扫描仪中提供４７５ｍｍ的间距其原因是，这可使Ｘ射线源４２工作于较小的功率，但仍可舒适地容纳中等身材的人作为被扫描物体。在该优选实施例中，探测器阵列４４也采用了高效率的固体探测器，例如钨酸镉探测器阵

列（其中每一个探测器典型地含有一个硅光电二极管和一个钨酸镉闪烁器，以改善探测器的效率）。这些探测器的高效率使X射线源42可以工作在更低的功率大小上。在一个优选实施例中，探测器阵列44是用覆盖了48°角度的384个探测器实现的，当然这角度和个数是可以改变的。

射线束跟踪和监视系统70的优选形式在下面两个专利申请中有更充分的说明：待审美国专利申请NO．08／343，240，1994年11月22日提交，标题“X－ray Focal Spot Movement Compensation System（X射线焦点移动补偿系统）”（代理登记号ANA－056），以及美国专利申请流水号08／343，248，1994年11月22日以John Dobbs和Hans Weedon的名义提交，标题“Normalization of Tomographic Image Data（层析图像数据的规一化）”（代理人登记号ANA－60），这两个申请都委托给了本发明的当前代理人，在这里引作参考。优选的系统70包含一个用来探测焦点在Z轴方向的移动的探测器和一个用来保持射线束位于相对于探测器阵列的等角点的正确Z轴位置上的可移动准直器。这样，系统70的作用是校正焦点43在Z轴方向的移动，使扫描仪的工作与焦点43和系统70的准直器之间的距离无关。这使得焦点和等角点的间距能小于以往技术系统的510mm，也使得能够使用否则对焦点在Z轴方向上的移动很敏感的高效率探测器。

简要地说，如图2所详细地示出的，系统70包括一个前置准直器69和一个准直器71，它们确定了至少一个其形状能形成扇形射线束52的开口72。如下面将更详细地说明的那样，如果在扫描过程中焦点43发生了移动，则系统70将会跟踪该移动并使准直器71平移，保证扇形束52始终入射到探测器阵列44的同样部分上。

如图2所示，源42含有一个电子束发生器或阴极80，它射出一个电子束82，入射到阳极84上。阳极84最好是一个钨盘，以可旋转的方式安装在轴86上。当电子束发生器80激活时，最好有一个电机88来使轴86旋转，从而转动

阳极84以实现冷却并防止电子束82损伤阳极84。由于X射线的产生将发出热量，所以当源42工作时轴86将沿着一个平行于Z轴的轴90发生热膨胀。当轴86冷却时它将收缩。这种膨胀和收缩使焦点43沿着一个平行于Z轴的轴移动。

射线束跟踪和监视系统70含有一个带有开口77的第二准直器76，用来形成一个与射线束52不共轴的第二射线束79。射线束79的位置由监视探测器78监视。当焦点沿Z轴方向移动时，射线束79相对于监视探测器78移动。由于监视探测器78的输出是射线束79位置的函数，从而该输出提供了焦点43位置的一种指示。探测器输出被施加给控制器75，后者进而去控制一个可使准直器71平移的步进电机73。在控制器75的控制之下，电机73使准直器板71沿着一个平行于Z轴的轴74相应地移动，从而把准直器71移动到一个作为监视探测器78所探测到的焦点位置的函数的位置上。当监视探测器78探测到焦点43的移动时，控制器75将操作电机73让准直器71移动一个相应的距离，使扇形束52保持入射在探测器阵列44的相同位置上。系统70就这样地来减小由Z轴束移所造成的误差，并使准直器71能够位于十分靠近焦点43的位置处。因此，系统70允许焦点43位于距等角点48约为475mm的距离上（由此允许X射线源42工作在较小的功率上），而不会导入由Z轴束移所造成的不可接受的误差。在另一些实施例中，焦点43可以位于更接近于等角点48的位置处。

扫描仪40还利用了"非对称"扇形束52，它与对称扇形束相比能允许焦点43位于更接近于等角点48的位置处。如图1所示，扇形束52对于等角点48是不对称的，它的较多部分是入射在等角点左侧的那些探测器上的。正如本技术领域所知的，采用这种非对称扇形束可以减少对患者周边的辐照量，还可以在不减小扫描仪视场的情况下允许焦点43位于比对称扇形束所允许的更接近于等角点的位置上。高效率探测器阵列44、射线束跟踪和监视系统70，以及图1所示的非对称扇形束的结合，允许焦点43能位于比以往技术认为可能的（即距等角点约475mm）更接近于等角点48的位置处，从而允许源42工作在较小的功率上。

X射线源42最好是一个低功率源。扫描仪功率源的最小额定功率是扫描时间

和所需信噪比的函数。也即噪声按探测到的光子数的平方根的函数规律增大。探测到的光子数因采用高效率探测器和减小焦点和等角点之间的距离而得到改善。在一个优选实施例中，阴极８０和阳极８４之间的额定电压为１２０ＫＶ（千伏）量级（例如阳极８４保持在６０ＫＶ，阴极８０保持在－６０ＫＶ上），电子束８２提供约５０ｍＡ（毫安）的阳极８４的电流，由此额定功率为６ＫＷ，这比可购得的以往技术扫描仪所需的１２ＫＷ或更高要小得多。扫描仪４０最好在约２秒的时间内完成一次扫描（即环形盘４６在２秒内转动３６０度），这样扫描仪每扫描一次使用了约１００ｍＡｓ（毫安秒），而大多数以往技术的ＣＴ扫描仪每扫描一次要用大约３００－４００ｍＡｓ。额定功率还能进一步减小，在一些不常见的应用中，这里所说明的扫描仪对２秒钟的扫描可以工作在１ＫＷ左右。

关于束硬化过滤器４５，在本发明之前硬化射线束的普通方法是使Ｘ射线束的Ｘ射线谱更单色化。然而，根据本发明，束硬化过滤器４５（示于图１）至少是实现了美国食品和药物管理局（ＦＤＡ）所允许的最小过滤量，但同时让在射线束５２中射出的软Ｘ射线要明显地多于可购得的以往技术扫描仪中通常的水平。在本优选实施例中，束硬化过滤器４５是用一个厚度约为０．００３英寸(0.08㎜)的铜片来实现的，当然，该过滤器４５也可以用具有该等效厚度或接近该等效厚度的其他金属来实现，例如铁、铝、钛或其他较低原子量的金属。一般地说，所增加的过滤量与所用Ｘ射线源的具体类型有关，并受到下述一些设计因素的影响：阳极角度、插入窗口的材料厚度、Ｘ射线光子所经过的油和外部窗口等。在这里所说明的实施例中，满足ＦＤＡ要求的最小厚度对于铜来说约为０．００２英寸(0.05㎜)，虽然应该看到随着Ｘ射线源和上述设计因素的不同，这个最小值是可以改变的。下面将讨论选择束硬化过滤器４５厚度的一种优选方法。薄的束硬化过滤器和低功率源的结合给患者以可允许的射线剂量，而不会降低ＣＴ图像的质量，事实上反而还意外地改善了ＣＴ图像质量。

图３示出了条曲线Ａ、Ｂ、Ｃ，它们分别代表三种不同条件下的射线束５２的谱分布。在图３中，ｘ轴线代表Ｘ射线光子的能量，单位为ｋｅＶ（千电子伏特），

y轴代表发射的射线束中X射线光子的数目。曲线A代表未加过滤时X射线束的典型谱分布。曲线B代表X射线束通过了一个用0．008英寸(0.2 mm)厚的铜片所构成的束硬化过滤器之后的谱分布，因而代表了以往技术扫描仪中所用的经过滤后的X射线束的典型谱分布。使用这种过滤器的根据是认为单谱线的单色谱是理想的谱分布。在本发明之前，由于认为宽的谱分布会提供较少的信息，所以相信单色谱是所希望的。这里为了说明的目的，把这种谱分布以及已往技术所已知的束硬化过滤器的谱分布笼统地都叫做"标准"过滤谱分布。曲线C代表X射线束通过了一个根据本发明所制作的并含有一个0．003英寸(0.08 mm)厚的铜片的优选的过滤器之后的谱分布。根据本发明，实际的这种较低过滤量是通过对希望给患者的照射剂量和图像的分辨率之间的折衷考虑来确定的。显然，如果不加过滤，则患者将受到超过希望值的软X射线照射。令人惊奇的是，如果让更多的软X射线通过被扫描体，可以得到更好的分辨率。这使得能工作在较低的功率上。这样，曲线C表现出用于扫描仪40的扇形束52的较优越的谱分布。熟悉本技术领域的人们可以看出，曲线A所代表的以往技术扫描仪中的未过滤射线束是用功率比扫描仪40高的X射线源产生的，因此，在由曲线B所代表的标准过滤谱分布和由曲线C所代表的扇形束52的优选谱分布在标度上是有差异的，这一点在图3中没有示出。很明显，曲线C比曲线B有"软"得多的谱。软X射线被认为是在较低的能最大小上发射的，通常认为软、硬X射线之间的界线在40keV至60keV之间的某处。所以，为了描述软、硬X射线之间的界线，这里采用平均值50keV来说明本发明的过滤器45，即认为能量低于或等于50keV时为软X射线，能量大于50keV时为硬X射线。

如曲线A、B、C所示，利用含有0．003英寸(0.08 mm)厚的铜片的过滤器45所得到的射线束52的谱和利用由0．008英寸(0.2 mm)厚的铜片构成的以往技术过滤器所得到的谱一样，都有利地只含有较少的或不含有能量小于约20keV的光子，这里说"有利地"是因为这种光子不可能穿过患者到达X射线探测器上，因此含有这种光子只会增加给患者的照射剂量而不会增加CT图像的清晰度。然而，

如曲线C所示的由过滤器45过滤的扇形束52的谱比曲线B所示的标准过滤谱分布有利地含有更多的从约20keV至约50keV能量范围内的所谓"软X射线"的光子数目。含有较多数目的这种光子是希望的，这是因为，如后面将讨论的，对这种光子的吸收特性随物体密度的变化更为明显，使得有可能区分相似类型的组织（例如，这个能量范围内的吸收特性对于白质和灰质是不同的），因此这种光子对于重建的CT图像的对比度有很大的贡献。经过滤器45过滤的扇形束52的谱最好在约35keV至约50keV之间，或者更理想的是在约35keV至约45keV之间有一个峰值，而以往技术过滤器得到的图3中的曲线B却基本上没有这个峰值。此外，与以往技术的0.008英寸(0.2mm)铜片的效果相比，0.003英寸(0.08mm)铜片过滤器在高于50keV的谱部分呈现稍多的硬X射线（除了图中几个尖刺部分基本上相同之外）。很明显，在射线束中增加了较多部分的软X射线光子。

利用较多部分的软X射线光子使扫描仪40能给出清晰度增加的CT图像。这可以通过考虑X射线束强度和射线束所穿过的吸收介质量之间的众知关系来理解。这个关系示于下述等式（1）。

$$I = I_0 e^{-\int_0^L \mu dL} \qquad (1)$$

其中$I_0$为进入吸收介质之前射线束的强度，L是射线束所穿过的介质长度，μ是介质的吸收系数，I是穿过介质后射线束的强度。对于一个给定的介质，吸收系数也不是常量，而是X射线能量的函数，并且对于不同类型的人体组织（例如脂肪，肌肉，白质，灰质）该系数对于低能量射线（例如约20keV至50keV之间）的变化要比对于高能量射线更大。因此，由于低能量光子对于不同类型的人体组织的差别表现得更为灵敏，所以这种光子含有更多的信息。因此，较低能量（即较软）的射线束对于区分不同类型的人体组织来说是更好的，可以产生有较好对比度的较高质量的CT图像。

尽管因为使用低能量射线束可以改善效率和减小扫描仪４０的功率要求因而这是有利的，尽管因为使用较软的Ｘ射线束可以产生改善的ＣＴ图像因而这是有利的，但是，这样做也为扫描仪４０的设计带来了复杂性。例如，由于Ｘ射线束是低强度的，所以阵列４４中的探测器的输出也相应地有较低的信噪比，从而扫描仪４０最好要对这些输出进行滤波，以大为改善其信噪比。另外，使用低强度射线束增大了扫描仪４０对探测器增益变化的敏感性，从而扫描仪４０最好要补偿这些变化。还有，众所周知，Ｘ射线探测器一般在射线束硬度增大时变得有更好的线性度。由于扫描仪４０使用了比较软的射线束，阵列４４中探测器的响应变得趋于非线性，从而扫描仪４０最好能补偿这种非线性度。这些功能最好用ＤＡＳ４７和计算机４９来执行。

图４是一个说明ＤＡＳ４７和计算机４９之间的连接的方框图。如上所述，探测器阵列４４含有Ｎ个探测器，在一个优选实施例中Ｎ等于３８４，当然这个数目可以改变。ＤＡＳ４７和计算机４９也各自有Ｎ个通道，每个通道对应于一个探测器，当然，众所周知，如果利用复用器可以减少通道的数目。一般，所有的通道都以基本上相似的方式工作，因此对一个通道的任何讨论都能说明所有的通道。

Ｎ个探测器产生Ｎ个输出信号，分别输送给ＤＡＳ４７的各个输入端。用来测量靠近源４２的Ｘ射线束强度的监视探测器７８也产生一个输出信号，输送给ＤＡＳ４７。监视探测器７８最好用一个硅光二极管来实现。因为Ｘ射线束在监视探测器７８处的强度远大于探测器阵列４４处的强度（由于监视探测器７８要靠近源４２得多），监视探测器７８的效率不需要像阵列４４那样高，在一个优选实施例中监视探测器７８不含有高效率的闪烁器，例如钨酸镉闪烁器，当然，在其他实施例中监视探测器７８也可以含有这样的闪烁器。ＤＡＳ４７最好能对探测器和监视探测器的输出信号进行滤波以改善它们的信噪比，并产生原数据信号输出给复用器１１２的各输入端。复用器１１２最好能通过它的单路复用连接把Ｎ个原数据信号和监视探测器输出信号传送给计算机４９，由此来减少ＤＡＳ４７和计算机４９之间的连接数目。不过，在其他一些实施例中也可以不用复用器１１２，而让ＤＡＳ４

7所产生的各个原数据信号直接提供给计算机49。扫描仪40还可以添加一个温度传感器108和一个剂量传感器110，它们各自产生的输出信号也都提供给计算机49。然后计算机49对N个原数据信号、监视探测器78的输出，以及传感器108、110的输出进行处理，以补偿各通道内的非线性度和扫描仪40中每个通道的变化，然后根据经处理的数据产生CT图像。

DAS47最好含有N个最佳估计滤波器，分别对阵列44中各相应探测器的输出进行滤波，这种最佳估计滤波器的类型在下述专利中有所说明：美国专利NO.4，547，893，标题为"CONTINUOUS WAVE FAN BEAM TOMOGRAPHY SYSTEM HAVING A BEST-ESTIMATING FILTER（带有最佳估计滤波器的连续波扇形束层析系统）"颁发给Bernard M. Gordon，转让给本发明的受让人，该专利在此引用作为参考。简单地说，每一个最佳估计滤波器都有一个选择得匹配于扫描仪40的机械几何结构的频率范围。每个最佳估计滤波器的输出都可以周期性地、与什么时候要确定每个投影读数以及从滤波器输出估计出的每个投影读数的探测辐射值无关地读出。这样，阵列44中每个探测器产生一个输出信号，提供给DAS47中相应的最佳估计滤波器。典型地，每个最佳估计滤波器把相应探测器的输出信号的信噪比改善约百分之十五。信噪比的这个提高改善了扫描仪40的总体效率，使X射线源42可以工作于较低的功率。N个最佳估计滤波器各自产生一个原数据信号，DAS47最好把这N个原数据信号转换成数字信号，并通过复用器112把这N个数字信号提供给计算机49。DAS47还可以含有一个用来提高监视探测器78的输出的信噪比的最佳估计滤波器和用来把该最佳估计滤波器的输出转换成数字信号并把该信号提供给计算机49的电路。

计算机49可以以一个阵列处理器的形式实现，它含有一个通道变化补偿器114和一个反投影处理器116。熟悉本技术领域的人们可以看到，补偿器114和反投影处理器116各自都可以用专用硬件实现，或者也可以用在例如为阵列处理器的数字计算机上运行的软件模块实现。

对反投影处理器116的输入最好是一组N个信号，其中每个信号都代表着相应射线路径上的∫μdL，这里的符号已在等式（1）中定义，并且第j个信号代表阵列44中第j个探测器所测量到的∫μdL。通过简单地重组等式（1）可推得等式（2），它给出了计算∫μdL的公式：

$$\int_0^L \mu dL = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \qquad (2)$$

其中Io是源42处X射线束的强度，I是阵列44中第j个探测器处X射线束的强度，L是射线束所穿过的介质的长度。射线束所穿过的吸收介质是位于源和第j个探测器之间的患者身体部分和空气（它仅吸收可忽略的X射线能量）。

由于计算机49不能直接得到I和Io这两个量，所以补偿器114只可以实现等式（2）的近似，对每个通道产生∫μdL的估计值。这种近似中的一种由下述等式（3）描述，其中E：j是对第j个通道的∫μdL的估计值。

$$E{:}\ j = \int_0^L \mu dL = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \approx -\ln \frac{\left(\frac{d:j_p}{m_p}\right)}{\left(\frac{d:j_{np}}{m_{np}}\right)} \qquad (3)$$

式中d：$j_{np}$是当没有患者（即源和第j个探测器之间只有空气）时第j个通道中的原数据信号（即由第j个探测器的输出信号所得到的原数据信号），$m_{np}$是在一个接近于（最好不多于几微秒）测量d：$j_{np}$的时间点上对应于监视探测器78输出的原数据信号，d：$j_{np}$是在一次扫描的某一给定投影过程（存在有患者）中所测得的第j个通道中的原数据信号，$m_p$是在一个接近于测量d：$j_p$的时间点上对应于监视探测器78输出的原数据信号。等式(3)右端的分母（即d：$j_{np}/m_{np}$）叫做第j个探测器的“增益”，因为它与患者无关，所以可以在不进行扫描的时候计算。每天对每个通道的增益计算一次是方便的，例如每天在扫描仪40刚开始接通电源时计算一次增益并把它们存储起来供整天使用，当然也同样可以在其他时间计

算增益。

用于等式（3）的量 $\frac{\left(\frac{d:\ j_p}{m_p}\right)}{\left(\frac{d:\ j_{np}}{m_{np}}\right)}$ 叫做第j个通道的规一化强度，它给出了在第j个通道中测量到的量I/Io的很好的近似。所以在一个实施例中，补偿器114实现等式（3），并产生N个估计值E：j，其中每个估计值都是在扫描仪40的N个通道的某个通道中测得的规一化强度的负对数。

然而，在优选实施例中，补偿器114不是实现等式（3）所描述的近似，而是还对几个因素提供了补偿，这些因素可能会在产生估计值时影响到扫描仪40的精度。在一个优选实施例中，补偿器114在产生估计值时对每个探测器的"零点偏移"（即当探测器上没有照射X射线时它的输出）进行了补偿。由于有时探测器的增益随温度的变化规律与具体的通道有关，所以补偿器114最好在产生估计值时也补偿各探测器的温度。补偿器114在产生估计值时最好还补偿一种叫做"辐射损伤"的因素。众所周知，X射线探测器的增益有时随着它最近所受到的辐射照射剂量而变化，术语"辐射损伤"就是指这种增益变化。由于一般辐射损伤不是永久性的（也即，如果一个探测器在受到辐射损伤之后有一段时间没有再受辐射照射，则该探测器的增益最终将基本上恢复到原来"未损伤"时的名义值，所以补偿器114在补偿辐射损伤时既要考虑每个探测器已受到的辐射照射剂量，又要考虑该照射发生的时间。在一个优选实施例中，补偿器114按照下述等式（4）来产生估计值E：j：

$$E:\ j=\int_0^L \mu dL=-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right)\approx-\ln\left\{\frac{\left(\frac{d:\ j_p-d:\ j_{p0}}{m_p-m_{p0}}\right)}{\left(\frac{d:\ j_{np}-d:\ j_{np0}}{m_{np}-m_{np0}}\right)(Temp:\ j)\ \ (RadDam:\ j)}\right\} \quad (4)$$

式中d：$j_p$。是在一个接近于测量d：$j_p$的时间点上（也即最好与d：$j_p$的测量

时刻相差不超过几秒）测量到的第j个探测器中的零点偏移，$m_{p_0}$是在一个接近于测量$m_p$的时间点上测量到的监视探测器78的零点偏移，$d:j_{np_0}$是在一个接近于测量$d:j_{np}$的时间点上测量到的第j个探测器中的零点偏移，$m_{np_0}$是在一个接近于测量$m_{np}$的时间点上测量到的监视探测器78的零点偏移，Temp：j是一个用来校正第j个探测器作为温度函数的增益变化的增益校正因子，Rad Dam：j是一个用来校正第j个探测器作为辐射损伤函数的增益变化的增益校正因子。

对应于N个通道的N个校正因子Tem：j最好用实验来确定，具体做法是，在不同的温度下对N个探测器进行标定（即在许多不同的工作温度下测量每个探测器增益对名义值的变化量），并用已知的统计技术把这些数据集中起来，对每个探测器做出一条关于工作温度和该工作温度下探测器的增益变化之间的关系的曲线。然后把这些曲线存储在一组N个温度变化表格中，每个表格用于N个探测器中的一个探测器，而且最好用一个查找表库把这些表格存储在补偿器114中。工作时，温度传感器108向补偿器114提供一个代表探测器阵列44的温度的信号，然后补偿器114用这个信号在温度变化表格中找出N个温度校正因子Temp:j。类似地，因子Rad Dam：j也用实验确定，其方法是用在许多不同的时间间隔上施加许多不同的辐射剂量来对N个探测器中的每个探测器进行标定。这些数据用来产生N个辐射损伤表格，这些表格最好以查找表库的形式存储在补偿器114中。工作时，剂量传感器110向补偿器114提供N个信号，每个信号代表相应探测器所受的辐射剂量和受辐射照射的时间，然后补偿器114用这些信号在辐射损伤表格中找出N个辐射校正因子Rad Dam：j。温度和辐射补偿表格最好例如每个月左右更新一次，以保证它们能保持准确，不过，看来这些表格即使过了远多于一个月的时间也没有发现明显的变化。

由于由补偿器114产生的估计值E：j代表了所有N个通道的$\int \mu dL$，所以这些估计值可以直接提供给反投影处理器116的各输入端。不过，补偿器114最好也能提供对阵列44中的各探测器的非线性度的补偿。因为扫描仪40使用了比较软的X

射线束，所以探测器的响应变得比较不线性，从而补偿器114最好能提供对这种非线性的补偿。

补偿器１１４最好含有一组Ｎ个由实验确定的非线性补偿表格。在一个优选的工作模式中，这些与通道有关的非线性补偿表格是通过取得一个或几个具有已知形状和均匀密度的物体的一系列投影图来生成的。一种优选的物体是柱形或圆形的充水体，通常称作为"水质人体模型"或"人体模型（ｐｈａｎｔｏｍ）"。图５示出一个人体模型５０'插入到环形盘４６的开口中的情形。人体模型５０'的壁最好很薄，使壁所吸收的Ｘ射线量与模型内的水所吸收的量相比可以忽略，因此扫描仪４０可以把模型５０'当作是一团水。由于模型具有已知的形状并且放置在环形盘４６内已知的位置处，所以可以预先对所有可能的投影角度计算出射线在到达阵列４４中每个探测器之前所必须穿过的水的长度。扫描仪４０最好能对放置在一个或几个位置上的一个或几个模型取得几个不同投影角下的投影图，以便能测量出每个通道在许多不同水长度Ｌ情况下的估计值Ｅ：ｊ。然后用已知的统计技术把这些数据综合起来，对扫描仪４０中的每个通道生成一条曲线，反映估计值Ｅ：ｊ和得到该估计值时所对应的射线束实际所穿过的水长度之间的关系。然后把这些曲线存储在各个非线性补偿表格中，于是在扫描工作过程中可以把第ｊ个估计值Ｅ：ｊ提供给第ｊ个非线性补偿表格，而该表格的输出就是∫μdL，其中，μ是水的吸收系数，L的意义是，如果射线穿过的是水，则它就是能在第ｊ个通道中产生同样估计值Ｅ：ｊ的水的长度。各个非线性补偿表格最好以查找表库的形式存储在补偿器１１４中。

由于扫描仪４０事先不可能确定患者的哪一部分（即骨骼，脂肪，肌肉，以及它们各占多少）位于源和其特定探测器之间，所以实际扫描时一般μ是未知的。不过，由于人体中大多数种类的组织的μ值与水的μ值相差在5%之内，所以可以合理地假设在对人类患者做CT扫描时其μ值就是水的μ值。

这样，扫描仪４０对每个通道独立地提供了探测器中因零点偏移、温度变化、辐射损伤、和与软Ｘ射线束相关联的非线性度等所造成的误差。通过对所有这些因

素提供补偿，扫描仪４０提高了每个通道的精度，从而允许Ｘ射线源４２工作在较低的功率上。

对于确定束硬化过滤器的最佳厚度，在扫描仪４０中使用人体模型也可以是有利的。一般，束硬化过滤器的厚度最好与Ｘ射线源的具体工作功率相匹配。一旦选定了一个特定的工作功率，可以用一些不同厚度的束硬化过滤器对一个其密度接近于人体头部（即约比水密度大３．５％的密度）的模型产生几个ＣＴ图像。因为太厚的束硬化过滤器将降低ＣＴ图像的质量，所以最好把能不降低ＣＴ图像分辨率的最厚的过滤器厚度选作为束硬化过滤器的厚度。使用低功率Ｘ射线源并以这种方法选择束硬化过滤器使扫描仪４０得以工作在较低的功率上。

如前所述，扫描仪４０采用了几种技术的组合来使Ｘ射线功率要求极小化。这种对Ｘ射线功率要求的降低大为减小了对扫描仪４０的峰值功率要求，使扫描仪４０的峰值功率要求约等于１．５ｋＶＡ（千伏安），而大多数以往技术的ＣＴ扫描仪的峰值功率要求在３０ＫＶＡ－１００ＫＶＡ的范围内。如下述待审美国专利申请ＮＯ．０８／３４５，４９３所更充分地说明的，峰值功率要求的这种大幅度降低使扫描仪４０能够用标准的１１０ＶＡＣ市电网供电，也使扫描仪４０能够在外部电源（例如１００ＶＡＣ市电网）不能满足扫描仪功率要求的情况下使用一个次级能量存储装置，例如电池或飞轮，来向它供电。上述待审美国专利申请ＮＯ．０８／３４５，４９３提交于１９９４年１１月２８日，标题为“ＭＥＴＨＯＤ ＯＦ ＡＮＤ ＡＰＰＡＲＡＴＵＳ ＦＯＲ ＰＯＷＥＲ ＭＡＮＡＧＥＭＥＮＴ ＡＮＤ ＤＩＳＴＲＩＢＵＴＩＯＮ ＩＮ Ａ ＭＥＤＩＣＡＬ ＩＭＡＧＩＮＧ ＳＹＳＴＥＭ（医疗成像系统中功率管理和分配的方法和设备）”，转让给本发明的受让人（代理人登记号ＡＮＡ－０２７），这里引用它作为参考。

虽然这里本发明是结合第三代类型的ＣＴ扫描仪来说明的，但对于熟悉本技术领域的人们来说应可明显看到，本发明的原理也能应用于其他类型的ＣＴ扫描仪，例如第四代扫描仪，在此类扫描仪中各个探测器是沿着框架的周边等角间距地设置的，框架内环形盘和Ｘ射线源环绕着被扫描物体旋转。

由于在不偏离本发明所涉范畴的情况下可以在上述设备中做出某些改动，所以希望把含在上述说明中或示于附图中的所有材料都理解成是说明性的而没有任何限制的意义。

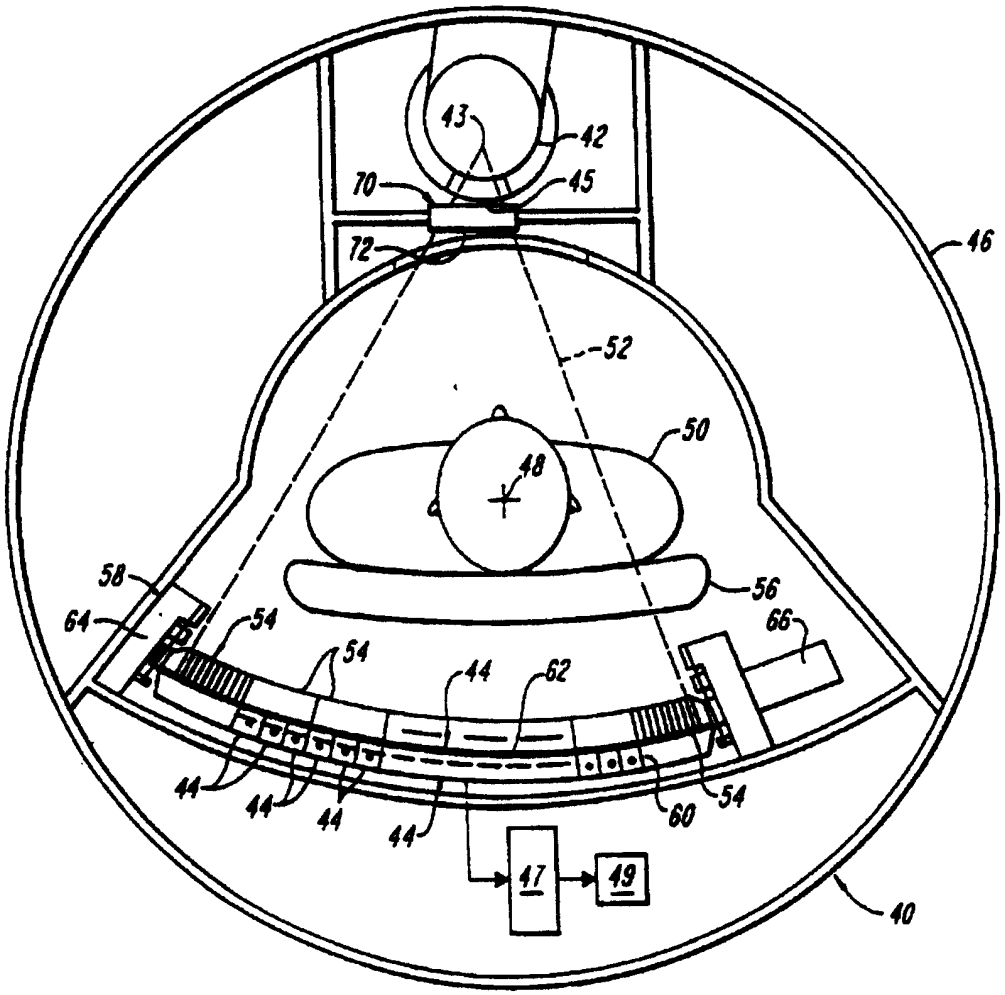

43
42
70
45
46
72
52
50
48
58
64
54
56
66
54
44
62
44
44
44
44
60
54
47
49
40

图1

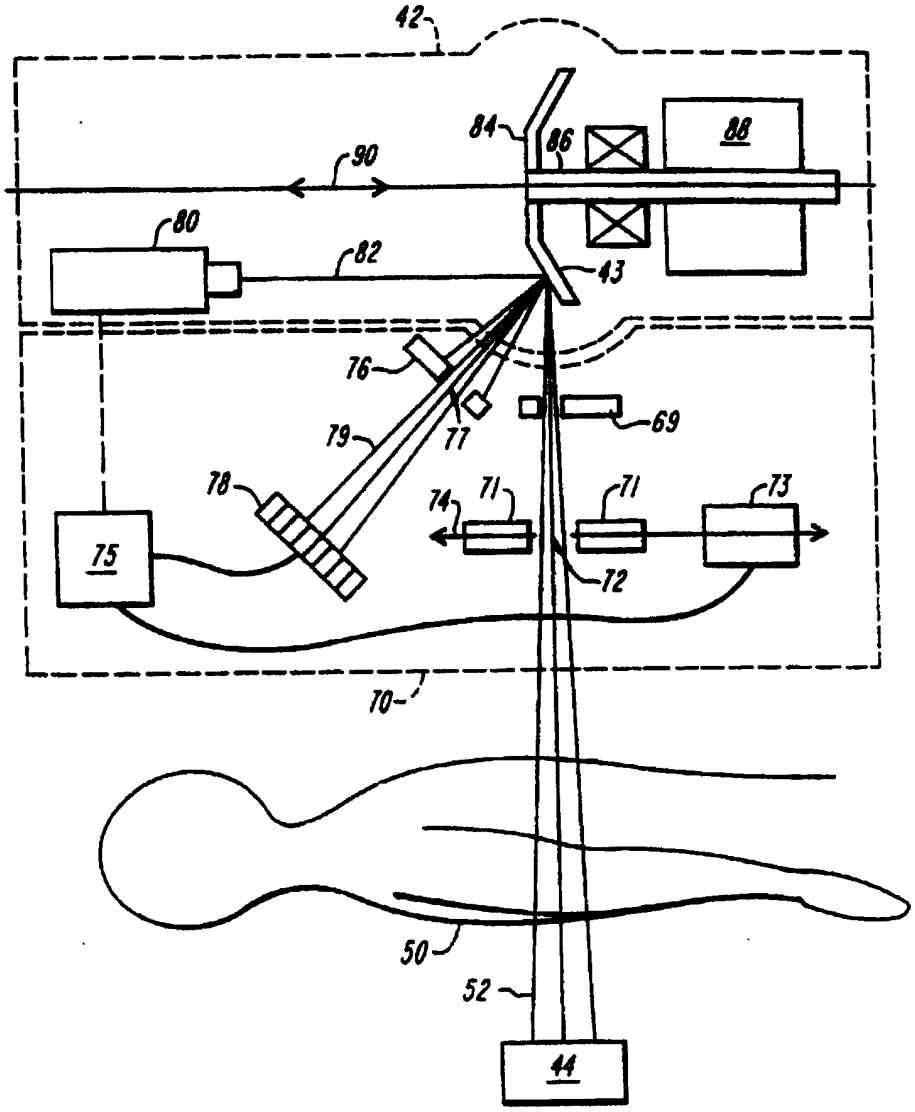



图2

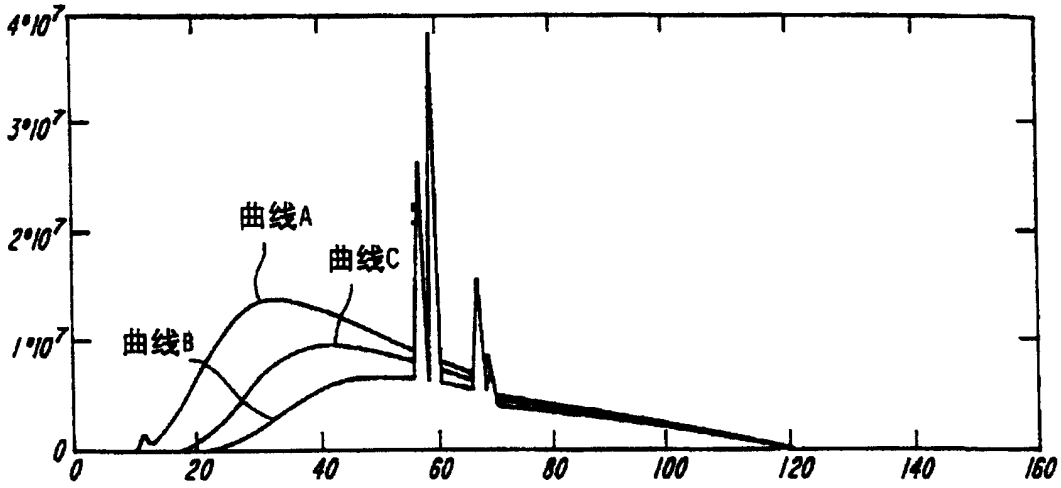

4*10^7
3*10^7
2*10^7
1*10^7
0
曲线A
曲线C
曲线B
0
20
40
60
80
100
120
140
160

图3

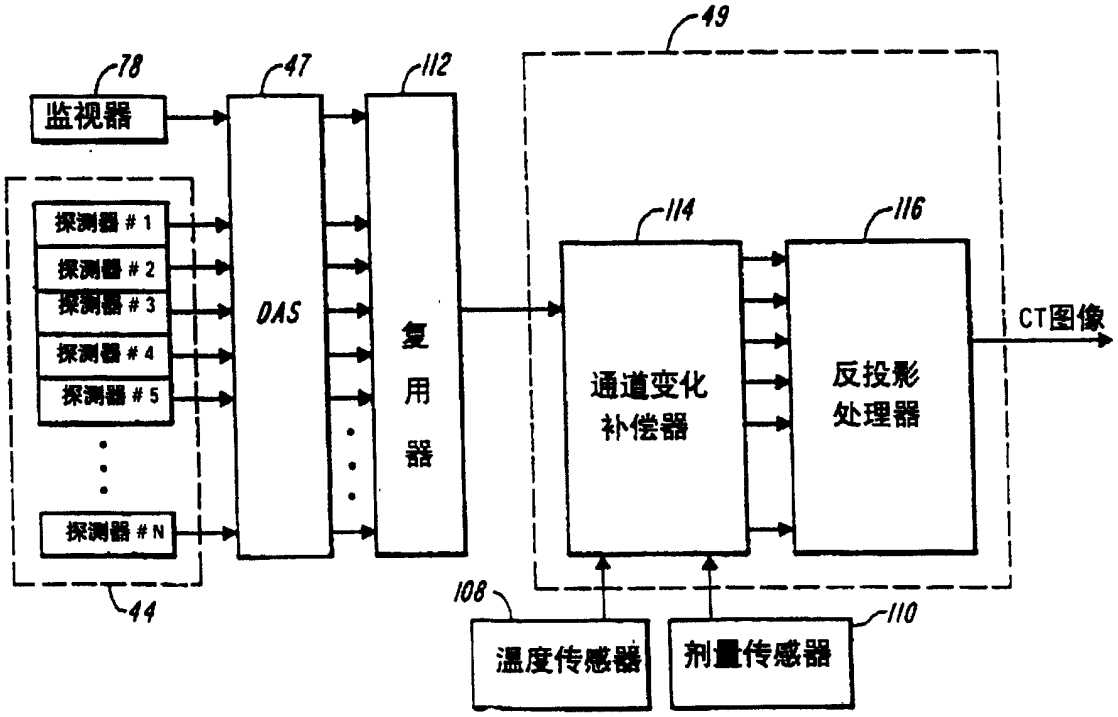

49
78
47
112
监视器
探测器 # 1
探测器 # 2
探测器 # 3
探测器 # 4
探测器 # 5
探测器 # N
DAS
复用器
114
116
通道变化补偿器
反投影处理器
CT图像
108
110
温度传感器
剂量传感器
44

图4

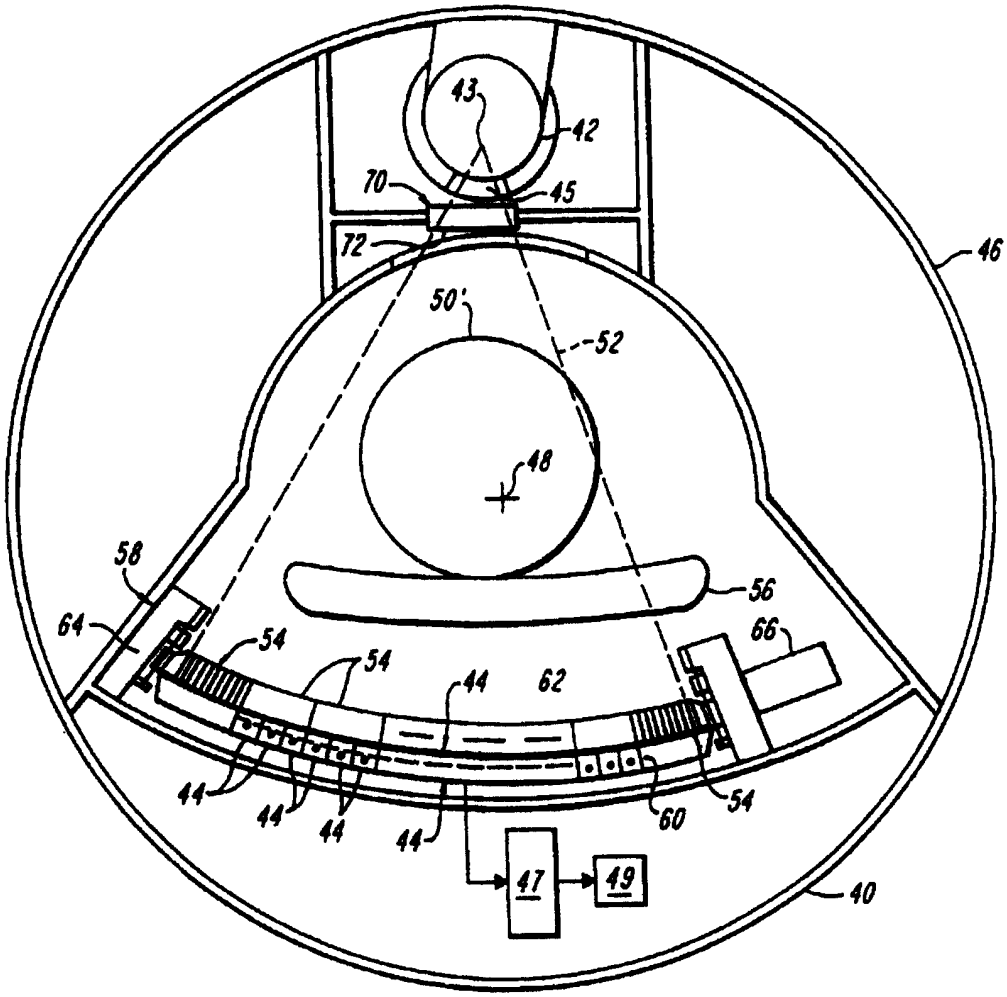

43
42
70
45
72
46
50'
52
48
58
56
64
54
54
66
44
62
44
44
44
44
60
54
47
49
40

图5