[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200680016705.6

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 100571634C

[22] 申请日 2006.5.12
[21] 申请号 200680016705.6
[30] 优先权
[32] 2005. 5.18 [33] JP [31] 145166/2005
[32] 2005. 8.10 [33] JP [31] 232060/2005
[86] 国际申请 PCT/JP2006/309551 2006.5.12
[87] 国际公布 WO2006/123581 日 2006.11.23
[85] 进入国家阶段日期 2007.11.15
[73] 专利权人 株式会社日立医药
地址 日本东京都
[72] 发明人 后藤大雅 宫崎靖 广川浩一
尾见康夫
[56] 参考文献
JP2003 - 180669A 2003.7.2
US4789930A 1988.12.6
US20040102688A1 2004.5.27
CN1517071A 2004.8.4
CN1502309A 2004.6.9
审查员 薛 林
[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 李贵亮

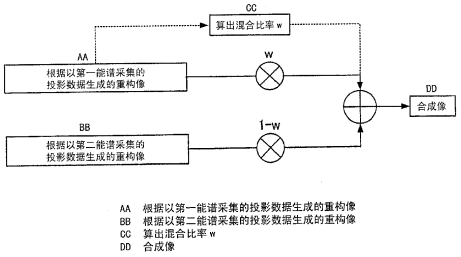
权利要求书 1 页 说明书 35 页 附图 24 页

[54] 发明名称

放射线摄影装置

[57] 摘要

根据本发明的放射线摄影装置，其特征在于，图像处理单元包括：取得单元，其取得第一能谱的投影数据和第二能谱的投影数据；和合成像生成单元，其将基于所述第一能谱的投影数据的第一图像与基于所述第二能谱的投影数据的第二图像按照规定的合成条件合成，并生成合成图像；以及显示单元，其显示所述生成的合成图像。



AA 根据以第一能谱采集的投影数据生成的重构像
BB 根据以第二能谱采集的投影数据生成的重构像
CC 算出混合比率 w
DD 合成像

1、一种放射线摄影装置，包括：

X 线源，其照射第一能谱的 X 线以及第二能谱的 X 线；

X 线检测器，其对透过了被检体的所述第一能谱的 X 线以及第二能谱的 X 线进行检测，输出第一能谱的投影数据以及第二能谱的投影数据；

控制单元，其对所述 X 线源以及所述 X 线检测器的动作进行控制；

图像处理单元，其基于所述第一能谱的投影数据生成第一图像，基于所述第二能谱的投影数据生成第二图像；和

修正单元，其对所述第一图像和所述第二图像，进行与所述第一能谱的有效能量以及所述第二能谱的有效能量的高低相对应的修正，以使所述第一图像的噪声和所述第二图像的噪声平滑化。

2、根据权利要求 1 所述的放射线摄影装置，其特征在于，

所述修正单元是对图像滤波器尺寸、扫描速度、管电流、或扫描摄影中 X 线照射范围的至少一个进行调整的单元。

放射线摄影装置

技术领域

本发明涉及放射线摄影装置以及图像处理程序，尤其涉及对根据采用多个X线能量而采集的数据来生成更高精细的断层像而言有用的技术。

本申请是伴随基于日本专利法的专利申请特愿2005－145166号、以及基于特愿2005－232060号的巴黎优先权主张的申请，是为了享受特愿2005－145166号以及特愿2005－232060号的利益而接受援引参照的申请。

背景技术

专利文献1中公开了照射具有不同能谱的两种X线的多能量CT（multi energy CT）。在具有谱宽度的X线透过被检体时，由于低能量的X线大多被吸收，因此会发生能量峰值向高侧偏移的所谓的射线束硬化（beam hardening）效应。公知射线束硬化效应会导致发生伪像（artifact）或CT值的精度恶化。在多能量CT中，利用从两种能谱采集的数据，可实现良好的射线束硬化修正，因此认为可降低由射线束硬化引起的伪像情况，可期待提高CT值的精度。

另外，在多能量CT中，由于可获得表示因康普顿效应以及光电效应而分别衰减的数据，因此认为可生成表示原子编号和密度的图像，从而可期待在照射一种能谱的类型的CT中难以实现的骨与造影血管的分离等应用。

专利文献1：特开2004－188187号公报

在使用非单色并具有谱宽度的X线的CT时，因射线束硬化效应会产生发暗或条纹等各种伪像。另外，由于只使用一种能谱的X线，因此射线束硬化效应的修正精度存在限度。由于在基于单色放射光的CT中，不会发生射线束硬化现象，因此不易产生伪像，从而在CT值的精度和图像对比度方面具有优点。

但是，为了产生单色X线需要回旋加速器等昂贵且大型的装置，因此难以在临床中广泛应用，其应用被限制在有限的范围内。在多能量CT中，期待着根据由多个能谱得到的数据，对射线束硬化效应的有效修正和骨与造影血管的分离等应用。但是，对于其他应用尤其是提高图像对比度等尝试并未充分研究。

发明内容

本发明的目的在于，提供一种能够根据利用多个能谱采集的数据来生成更高精细且对比度优异的断层像的放射线摄影装置以及图像处理程序。

为了解决上述问题，本发明的放射线摄影装置包括：X线源，其照射第一能谱的X线以及第二能谱的X线；X线检测器，其对透过被检体的所述第一能谱的X线以及第二能谱的X线进行检测，并输出第一能谱的投影数据以及第二能谱的投影数据；控制单元，其对所述X线源以及所述X线检测器的动作进行控制；图像处理单元，其基于所述第一能谱的投影数据以及第二能谱的投影数据，生成所希望的图像；和显示单元，其显示所述图像；其中，所述图像处理单元包括：取得单元，其取得所述第一能谱的投影数据和第二能谱的投影数据；和合成像生成单元，其将基于所述第一能谱的投影数据的第一图像、与基于所述第二能谱的投影数据的第二图像，按照规定的合成条件进行合成来生成合成像；所述显示单元显示所述生成后的合成像。

而且，本发明的图像处理程序使计算机执行如下步骤：读入步骤，读入透过了被检体的第一能谱的X线的投影数据以及第二能谱的X线的投影数据；和合成步骤，按照规定的合成条件，对基于所述第一能谱的投影数据的第一图像、和基于所述第二能谱的投影数据的第二图像进行合成，生成合成像。

这里，“基于所述第一能谱的投影数据的第一图像”中包括作为第一能谱的投影数据的投影像、和通过重构这些投影数据（即投影像）而获得的重构图像。同样，“基于第二能谱的投影数据的第二图像”中包括作为第二能谱的投影数据的投影像、和通过重构这些投影数据而获得的重构图像。

并且，在定义“第一能谱”、“第二能谱”时，除了利用X线的能谱的形状、面积、波高、最高能量、最低能量等特征量的至少一个来定义能谱的情况之外，还包括利用与该能谱对应的有效能量来定义能谱的情况。进而，在定义“第一能谱”、“第二能谱”时，能与其他能谱区分即可，还包括不利用上述特征量或有效能量，而仅通过标注标记（例如，第一、第二等）进行定义的情况。

（发明效果）

根据本发明，具有如下效果：在X线计算机断层摄影中，可根据利用多个能谱采集的数据生成更高精细且对比度优异的断层像。

附图说明

图1是本发明的X线CT装置的构成图；

图2是根据由多个能谱采集的投影数据而生成的重构像来生成合成像的方法的说明图；

图3是说明第1实施方式的处理流程的流程图；

图4是第1实施方式中的混合比率的确定方法的说明图；

图5是说明第2实施方式的处理流程的流程图；

图6是第2实施方式中的混合比率的确定方法的说明图；

图7是说明第3实施方式的处理流程的流程图；

图8是X线CT装置1的概略构成图；

图9是X线CT装置1的图像处理部105的构成图；

图10是表示X线的能量分布的曲线图；

图11是表示按每次扫描来改变X线有效能量来进行摄影的摄影方法的图；

图12是表示在一次扫描中改变X线有效能量来进行摄影的摄影方法的图；

图13是图11以及图12中的照射位置与X线有效能量的关系图；

图14是表示颜色相对于图像的比例的图；

图15是X线有效能量（X线管电压）与比例色频率（比例色）的对应图；

图 16 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 中的处理流程的图（合成彩色图像生成处理）；

图 17 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的动作的流程图（合成彩色图像生成处理）；

图 18 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 中的处理流程的图（差分合成彩色图像生成处理）；

图 19 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的动作的流程图（差分合成彩色图像生成处理）；

图 20 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 中的处理流程的图（强调图像生成处理）；

图 21 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的动作的流程图（强调图像生成处理）；

图 22 是表示现有的数据运算处理（个别运算处理）的图；

图 23 是表示本发明的数据运算处理（汇总运算处理）的图；

图 24 是表示光子能量与 X 线吸收系数的关系的曲线图；

图 25 是表示光子能量与 X 线吸收系数的关系的曲线图（对数空间）；

图 26 是表示滤波处理参数的设定方法的图；

图 27 是表示与 X 线有效能量对应的扫描速度的控制的图；

图 28 是图 27 中的照射位置与 X 线有效能量以及扫描速度的关系图；

图 29 是表示与 X 线有效能量对应的 X 线管电流的控制的图；

图 30 是图 29 中的照射位置与 X 线有效能量以及 X 线管电流的关系图；

图 31 是表示与 X 线有效能量对应的取景位置（view）数的比例的控制的图；

图 32 是图 31 中的照射位置与 X 线有效能量以及取景位置数的关系图；

图 33 是表示 X 线管装置 107 的图；

图 34 是靶 1137 的概略立体图；

图 35 是表示靶 1137 的一个形态（靶 1137a）的图；

图 36 是表示靶 1137 的一个形态（靶 1137b）的图；

图 37 是表示利用了材质不同的靶时 X 线的能量分布的曲线图；

图 38 是表示 X 线检测器 127 的一个形态的图；

图 39 是参数、能谱以及有效能量的确认画面的画面显示例。

图中：1－X 线 CT 装置；2－台架（gantry）；3－X 线源；4－准直仪；5－检测器阵列；6－检测器元件；7－X 线；8－旋转中心；9－控制部；10－X 线控制单元；11－台架控制单元；12－DAS；13－图像处理单元；14－重构单元；15－混合比率算出单元；16－合成像生成单元；17－保存单元；18－临时储存单元；19－输入单元；20－图像显示单元；100－X 线 CT 装置；103－扫描部；105－图像处理部；107－X 线管装置；119－被检体；127－X 线检测器；137－控制部；139－存储装置；141－显示部；145－输入输出部；149－光子能量；151－能量强度；153、155、157－能量曲线；161、169－扫描（摄影）；163－照射位置；165－X 线；167－图像；174－颜色；175－单色彩图像；177－合成彩色图像；183－处理图像；185－差分图像；187－差分单色彩图像；189－差分合成彩色图像；191－强调图像；193、199－投影数据；195－图像重构运算；197、1101－重构图像数据；1107、1120－曲线（X 线吸收系数）；1115、1127－误差；1129、1131、1133－滤波器；1135－扫描速度；1137、1137a、1137b－靶（阳极）；1138－碰撞面；1139－电子枪（阴极）；1141－偏向器；1143－电子束；1145－X 线；1149、1151－能量曲线；1157－X 线；1159－投影数据。

具体实施方式

下面，根据附图，对本发明的 X 线 CT 装置的优选实施方式进行详细说明。

（第 1 实施方式）

图 1 是表示本发明的放射线摄影装置（以下称为“X 线 CT 装置”）的优选实施方式的图。本发明的 X 线 CT 装置 1 包括台架 2，台架 2 具有位于台架 2 的对置面上的 X 线源 3、准直仪 4 和检测器阵列 5。检测器阵列 5 由检测器元件 6 形成，该检测器元件 6 检测透过未图示的台座上的被检体的 X 线。检测器元件 6 被配置成横列形状、或多个并排的横列形状。

各个检测器元件 6 产生表示入射的 X 线射束的强度、即 X 线射束透过被检体时的衰减的电信号。在从 X 线源 3 照射 X 线 7 的状态下，台架 2 以旋转中心 8 为中心旋转，由此可采集 X 线投影数据。台架 2 和 X 线源 3 由 X 线 CT 装置 1 的控制部 9 控制。控制部 9 包括 X 线控制单元 10、台架控制单元 11 和 DAS（数据采集系统）12，来自检测器元件 6 的模拟信号由 DAS12 变换为数字信号。数字化后的 X 线数据由图像处理单元 13 内的重构单元 14 进行重构，并储存到图像处理单元 13 内的保存单元中。图像处理单元 13 是计算机等运算处理装置，包括：混合比率算出单元 15，其计算对基于各个能谱的重构图像进行混合的比率；合成像生成单元 16，其基于由混合比率算出单元算出的混合比率来生成合成像；硬盘等保存单元 17；存储器等临时储存单元 18；鼠标或键盘等输入单元 19。另外，还具备未图示的 Digital Signal Processor(DSP)或 Micro Processor Unit(MPU)、Central Processing Unit(CPU)中的至少一个。图像显示单元 20 是与图像处理单元 13 一体化或独立的显示器等显示装置。在图 1 中，使控制部 9 与运算处理单元 13 相分离，但两者也可一体化。另外，重构单元 14 也可与图像处理单元 13 独立。

图 2 是表示本发明的 X 线 CT 装置 1 的实施方式中，根据由多个能谱采集的投影数据而生成的重构像来生成合成像的方法的示意图。基于由第一能谱采集的投影数据而生成的重构像（以下称为“第一重构像”）和由第二能谱采集的投影数据而生成的重构像（以下称为“第二重构像”），算出混合比率，然后基于该混合比率来生成合成像。在图 2 中，根据第一重构像算出混合比率 w，对第一重构像以混合比率 w 的比例并且对第二重构像以（1-w）的比例进行混合。虽然上面根据第一重构像来算出混合比率，但混合比率也可根据第二重构像算出，还可根据双方的重构像算出。在图 2 中，为了简化说明，表示了由两个能谱采集投影数据的例子，但也可通过三个以上的能谱进行采集。

图 3 是本发明的 X 线 CT 装置的实施方式 1 中，从投影数据采集到合成像显示为止的处理流程。

在步骤 S301 中，首先采集投影数据（S301）。X 线 CT 装置 1 是多能量方式的 CT 装置，例如以 80kVp 和 120kVp 等多个电位进行动作的多

次扫描通过连续式或隔行式执行，由此采集投影数据。或者，在 X 线源 3 和检测器元件 6 之间配置特殊的滤波器，使得各种检测器列采集各种能谱的投影数据。或者，可通过使用能量感测型检测器来实现多能量方式的 CT 装置。

在步骤 S302 中，重构单元 14 针对各种能谱的投影数据生成重构图像（S302）。DAS12 采集由检测器阵列 5 检测到的第一能谱的 X 线的投影数据（以下称为“第一投影数据”）和第二能谱的 X 线的投影数据（以下称为“第二投影数据”），并向图像处理单元 13 送出。图像处理单元 13 取得第一投影数据和第二投影数据，重构单元 14 基于第一投影数据生成第一重构像。同样，基于第二投影数据生成第二重构像。

在步骤 S303 中，混合比率算出单元 15 算出混合比率（S303）。对混合比率的算出方法将在后面描述。

在步骤 S304 中，合成像生成单元 16 基于所获得的混合比率算出合成后的像素值（S304）。合成后的像素值根据下面的数学式 1 算出。

[数学式 1]

$$OIMG = w \cdot IMG_1 + (1-w) \cdot IMG_2 \quad \cdots \quad (1)$$

这里，OIMG 表示合成像，IMG1 表示根据由第一能谱采集的投影数据而生成的第一重构像中的像素值，IMG2 表示根据由第二能谱采集的投影数据而生成的第二重构像中的像素值，w 表示混合比率。另外，w 是 0～1 之间的实数。按每个像素或按每个局部区域来反复执行 S303～304。

在步骤 S305 中，合成像生成单元 16 通过对算出的各像素或各局部区域中的合成后的像素值进行映射（mapping），来生成合成像（S305）。

在步骤 S306 中，图像显示单元 20 显示所生成的合成像（S306）。

下面，对本发明的 X 线 CT 装置的实施方式 1 中混合比率的算出方法进行说明。CT 值一般具有因组织而异的值。例如，骨具有 1000HU 左右的 CT 值，肝脏和脑等脏器具有 25～80HU 左右的 CT 值，脂肪具有-100HU 左右的 CT 值，肺野具有-800HU 左右的 CT 值。公知脑等脏器存在着被照射的 X 线的能量越低越能更好地吸收 X 线的倾向，骨等存在着被照射的 X 线的能量越高越能更好地吸收 X 线的倾向。这里，在将第一能谱的有效能量设定得较低、将第二能谱的有效能量设定得较高的情况下，在具有能量

越低越能更好地吸收 X 线的倾向的部位，使由第一能谱采集的投影数据而生成的重构像的成分增强；在具有能量越高越能更好地吸收 X 线的倾向的部位，使由第二能谱采集的投影数据而生成的重构像的成分增强，并进行混合，由此可获得对比度良好的合成像。即，例如图 4 所示那样设定混合比率来生成合成像即可。图 4 的曲线图由下面的数学式 2 表示。

[数学式 2]

$$\begin{cases} t \le TH1 & w = 0 \\ TH1 \le t \le TH2 & w = TH7 \Big/ (TH2 - TH1)^2 \cdot (t - TH1)^2 \\ TH2 \le t \le TH3 & w = \sin\left(\dfrac{\pi}{2(TH3 - TH2)} \cdot (t - TH2) \right) \\ TH3 \le t \le TH4 & w = 1 \\ TH4 \le t \le TH5 & w = \cos\left(\dfrac{\pi}{2(TH5 - TH4)} \cdot (t - TH4) \right) \\ TH5 \le t \le TH6 & w = TH7 \Big/ (TH5 - TH6)^2 \cdot (t - TH6)^2 \\ TH6 \le t & w = 0 \end{cases} \quad \cdots \quad (2)$$

这里，希望 TH1 为-1000 左右、TH2 为-200 左右、TH3 为-100 左右、TH4 为+80 左右、TH5 为+160 左右、TH6 为+1000 左右，希望 TH7 为 0.1 左右。混合比率并不限定于图 4 以及数学式 2 所示的例子，只要在具有能量越低越能更好地吸收 X 线的倾向的部位使根据由第一能谱采集的第一投影数据而生成的第一重构像的成分增强，在具有能量越高越能更好地吸收 X 线的倾向的部位使根据由第二能谱采集的第二投影数据而生成的第二重构像的成分增强这样的混合比率，则可以是任意的曲线形状和数学式。

根据本实施方式，在第一重构像和第二重构像中，可按像素或按局部区域提高对比度更高的重构像的混合比率来生成合成像。

此外，上述实施方式中，在 S302 中生成第一重构像以及第二重构像之后，在 S303 中算出混合比率，在 S304 中算出将第一重构像以及第二重构像合成后的像素值，但也可以生成按规定的混合比率将第一投影数据以及第二投影数据混合后的混合投影数据，对该混合投影数据进行重构后生

成混合的合成像（重构像）。该情况下，按照在具有能量越低越能更好地吸收 X 线的倾向的部位使由第一能谱采集的第一投影数据的成分增强，在具有能量越高越能更好地吸收 X 线的倾向的部位使由第二能谱采集的第二投影数据的成分增强的方式，来设定混合比率。

（第 2 实施方式）

图 5 是本发明的 X 线 CT 装置的第二实施方式中，从投影数据采集到合成像显示为止的处理流程。

在步骤 S501 中，首先采集投影数据（S501）。关于数据采集的方法与第 1 实施方式同样即可。

在步骤 S502 中，重构单元 14 针对各个能谱的投影数据生成第一重构图像以及第二重构图像（S502）。

在步骤 S503 中，混合比率算出单元 15 算出关注像素或局部区域的有效原子编号（S503）。混合比率算出单元 15 按具有同一生物体功能的组织来分割（segmentation）第一重构像以及第二重构像。在多能量 CT 中，取代如现有型的 CT 那样获得整体的衰减系数，而获得对来自对比度以及光电处理的各自的衰减进行表示的一对图像，从而可获得有效原子编号和密度的信息。若利用该性质，则可获得按每个组织、或按每个关注像素、按每个局部区域的有效原子编号。

在步骤 S504 中，混合比率算出单元 15 基于在 S503 中获得的有效原子编号，得到 X 线吸收端（S504）。X 线吸收特性是物质固有的特性，有效原子编号和由该原子构成的物质的 X 线吸收端一一对应。因此，若了解有效原子编号，则可把握该物质所对应的 X 线吸收端。为了在短时间内完成 S504，希望预先生成物质与 X 线吸收端的对应表，并参照该表。

在步骤 S505 中，混合比率算出单元 15 算出混合比率（S505）。对混合比率的算出方法将在后面描述。

在步骤 S506 中，合成像生成单元 16 基于在 S505 中获得的混合比率算出合成后的像素值（S506）。合成后的像素值的算出方法与第 1 实施方式同样即可。合成像生成单元 16 按每个像素或按每个局部区域来反复执行 S503～506。

在步骤 S507 中，合成像生成单元 16 通过对 S506 中算出的各像素或各局部区域中的合成后的像素值进行映射，来生成合成像（S507）。

在步骤 S508 中，图像显示单元 20 显示在 S507 中生成的合成像（S508）。

下面，利用图 6，对本发明的 X 线 CT 装置的第 2 实施方式中混合比率的算出方法进行说明。这里，针对将第一能谱的有效能量设定得较低、将第二能谱的有效能量设定得较高的情况进行说明。设第一能谱的有效能量为 E_{1st}、第一能谱的有效能量为 E_{2nd}。另外，设关注像素或局部区域中物质的 X 线吸收端为 E_{ROI}。此时，混合比率 w 由下式算出。

[数学式 3]

$$\begin{cases} w = (1-t)\cdot E_{1st} + t\cdot E_{2nd} \\ t = \dfrac{E_{ROI} - E_{1st}}{E_{1st} + E_{2nd}} \end{cases} \quad \cdots (3)$$

在本实施方式中，针对将第一能谱的有效能量设定得较低、将第二能谱的有效能量设定得较高的情况进行了说明，但对本领域技术人员而言，能够容易地理解也可以是与此相反的情况。

（第 3 实施方式）

图 7 是本发明的 X 线 CT 装置的第 3 实施方式中，从投影数据采集到合成像显示为止的处理流程。

在步骤 S701 中，首先采集投影数据（S701）。关于数据采集的方法与第 1 实施方式以及第 2 实施方式同样即可。

在步骤 S702 中，重构单元 14 针对各个能谱的投影数据生成第一重构像以及第二重构像（S702）。

在步骤 S703 中，混合比率算出单元 15 算出关注像素周边的像素值的局部标准偏差、或局部区域的局部标准偏差（S703）。

在步骤 S704 中，混合比率算出单元 15 对根据由第一能谱采集的投影数据而生成的第一重构像的局部标准偏差（SD1）、和根据由第二能谱采集的投影数据而生成的第二重构像的局部标准偏差（SD2）进行比较（S704）。当 SD1 比 SD2 小时，选择根据由第一能谱采集的投影数据而

生成的第一重构像 Img1（S705）。另外，在 S704 中，当 SD1 比 SD2 大时，选择根据由第二能谱采集的投影数据而生成的第二重构像 Img2（S706）。

在步骤 S707 中，合成像生成单元 16 将在 S705 以及 706 中选择的重构像中的关注像素或局部区域中的像素值设定为合成后的像素值（S707）。合成像生成单元 16 按每个像素或按每个局部区域来反复执行 S703～707。

在步骤 S708 中，合成像生成单元 16 通过对 S707 中算出的各像素或各局部区域中的合成后的像素值进行映射，来生成合成像（S708）。

在步骤 S709 中，图像显示单元 20 显示所生成的合成像（S709）。

根据本实施方式，可从第一重构像以及第二重构像中选择图像噪声更少的图像来生成合成像。因此，可生成并显示图像噪声少的合成像，有助于提高诊断能力。

（第 4 实施方式）

第 4 实施方式用于说明从具有不同能谱或有效能量的多个 X 线获得投影数据的方式。其中，将以具有不同的有效能量的多个 X 线为例进行说明，但在利用具有不同能谱的多个 X 线进行摄影时也同样。

图 8 是 X 线 CT 装置 100 的概略构成图。

X 线 CT 装置 100 由扫描部 103 和图像处理部 105 构成。

X 线 CT 装置 100 是拍摄被检体 119 并输出摄像图像的装置。X 线 CT 装置 100 通过扫描部 103 拍摄被检体 119，在图像处理部 105 中进行图像处理并输出摄像图像。

扫描部 103 具备：X 线管装置 107、X 线控制装置 109、高电压产生装置 111、高压开关单元 113、准直仪 115、准直仪控制装置 117、台座 121、台座控制装置 123、台座移动测量装置 125、X 线检测器 127、前置放大器 129、驱动部 131、扫描控制装置 133、中央控制装置 135 等。

扫描部 103 是进行被检体 119 的摄像，并采集摄影数据（X 线透过数据、扫描数据）后向图像处理部 105 发送的装置。

X 线管装置 107 是产生 X 线的装置。X 线控制装置 109 是将基于输入信息的控制信号向高电压产生装置 111 送出的装置。高电压产生装置 111

是产生高电压的装置。高压开关部件 113 是向 X 线管装置 107 施加高电压脉冲的装置。

准直仪 115 是调整 X 线的照射区域的装置。准直仪 115 沿 X 线的照射方向施加限制，使对被检体 119 进行投影所需的 X 线通过。准直仪 115 的动作由准直仪控制装置 117 控制。

台座 121 是支撑被检体 119 的装置。台座 121 通过升降移动以及纵向移动，使被检体 119 移动到扫描部 103 的诊断测量位置。台座 121 的动作由台座控制装置 123 控制。台座移动测量装置 125 测量台座 121 的相对移动量。

X 线检测器 127 是检测透过被检体 119 后的 X 线的装置。X 线检测器具有作为 X 线的检测元件的多个沟槽（channel）。沟槽可沿体轴方向构成多列。前置放大器 129 是对来自 X 线检测器 127 的信号进行放大后变换为数字信号并向图像处理部 105 送出的装置。

驱动部 131 是相对于被检体 119 沿周回方向驱动 X 线管装置 107、X 线检测器 127、前置放大器 129 等的装置。扫描控制装置 133 是进行驱动部 131 的动作控制等的装置。

中央控制装置 135 是进行 X 线控制装置 109、准直仪控制装置 117、台座控制装置 123、台座移动测量装置 125、扫描控制装置 133 等的动作控制的装置。

图 9 是 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的构成图。

对于图像处理部 105 而言，通过系统总线 147 来相互连接控制部 137、存储装置 139、显示部 141、输入输出部 145 等。

图像处理部 510 是根据从扫描部 103 送来的 X 线透过数据进行图像处理，并生成图像数据的装置。

控制部 137 具有 CPU（Central Processing Unit）（未图示）、图像处理器（未图示）、背景放映机（未图示）、RAM（Random Access Memory）（未图示）、ROM（Read Only Memory）（未图示）等。

控制部 137 进行各种运算处理，发挥重构运算装置、图像处理装置等的功能。控制部 137 对投影数据进行图像重构处理来生成重构图像数据，或者对投影数据或重构图像进行修正处理等的图像处理。

存储装置 139 是存储数据的装置，具有磁盘、软盘、存储器、磁带装置、光盘装置等。存储装置 139 中储存有由控制部 137 执行的程序、程序执行所需的数据、OS（Operating System）、图像处理数据等。

显示部 141 是对拍摄有被检体 119 的 CT 图像进行显示的装置，例如是 CRT 监视器、液晶面板等显示装置。

输入输出部 145 是进行各种数据的输入以及输出的装置。输入输出装置 145 例如是具备键盘、指示设备等的操作台（未图示）、各种媒体的输入输出装置。

系统总线 147 是进行各装置间的控制信号、数据信号等的授受的路径。

若从图像处理部 105 的输入输出部 145 输入摄影条件（例如台座移动速度、管电流、管电压、分层（slice）位置等）、重构参数（例如关心区域、重构图像尺寸、逆投影相位宽度、重构滤波函数等），则 X 线 CT 装置 100 基于该指示，从中央控制装置 135 向 X 线控制装置 109、台座控制装置 123、扫描控制装置 133 等输送摄影所需的控制信号，并接收摄影开始信号开始摄影。

X 线 CT 装置 100 若开始摄影，则通过 X 线控制装置 109 向高电压产生装置 111 送出控制信号，向 X 线管装置 107 施加高电压，从 X 线管装置 107 向被检体 119 照射 X 线。同时，X 线 CT 装置 100 从扫描控制装置 133 向驱动部 131 送出控制信号，使 X 线管装置 107、X 线检测器 127、前置放大器 129 等相对被检体 119 旋转。

另一方面，X 线 CT 装置 100 通过台座控制装置 123，在圆轨道扫描时使载置有被检体 119 的台座 121 静止，而且，在螺旋轨道扫描时使载置有被检体 119 的台座 121 沿 X 线管装置 107 等的绕轴方向平行移动。

照射的 X 线被准直仪 115 限制照射区域，由被检体 119 内的各组织吸收（衰减），通过被检体 119 后，由 X 线检测器 127 检测。由 X 线检测器 127 检测到的 X 线被变换为电流，由前置放大器 129 放大，作为投影数据信号而被输入到图像处理部 105 中。

图像处理部 105 的控制部 137 对所输入的投影数据信号进行重构运算，来进行图像重构处理。图像处理部 105 的控制部 137 将重构图像保存到存储装置 139 中，作为 CT 图像显示到显示部 141 上。另外，图像处理

部 105 的控制部 137 在对重构图像进行了加工处理之后将其显示到显示部 141 上。

下面，利用图 10～图 13，对本发明的第 4 实施方式的 X 线 CT 装置 1 等进行说明。

参照图 10，对 X 线 CT 装置 100 所照射的 X 线的有效能量进行说明。

图 10 是表示 X 线的能量分布的曲线图。

横轴表示光子能量 149，纵轴表示能量密度 151。其中，能量强度 151 相当于（光子能量）×（光子数）。

能量曲线 153 表示当设 X 线管电压为“80kV”时从 X 线管装置 107 照射的 X 线的能量分布。

能量曲线 155 表示当设 X 线管电压为“110kV”时从 X 线管装置 107 照射的 X 线的能量分布。

能量曲线 157 表示当设 X 线管电压为“140kV”时从 X 线管装置 107 照射的 X 线的能量分布。

如能量曲线 153、能量曲线 155、能量曲线 157 所示，从 X 线管装置 107 照射的 X 线光子的光子能量以及光子数量根据 X 线管电压而变化。

在能量曲线 153 所示的 X 线中，最大的光子能量与 X 线管电压 80kV 对应为“80keV”，但考虑了能量分布后的 X 线有效能量例如为“40keV”。

在能量曲线 155 所示的 X 线中，最大的光子能量与 X 线管电压 110kV 对应为“110keV”，但考虑了能量分布后的 X 线有效能量例如为“45keV”。

在能量曲线 157 所示的 X 线中，最大的光子能量与 X 线管电压 140kV 对应为“140keV”，但考虑了能量分布后的 X 线有效能量例如为“50keV”。

此外，若 X 线管电压升高，则 X 线有效能量升高。另外，作为使 X 线有效能量变化的方法，除了使 X 线管电压变化的方法之外，还有改变靶的材质的方法（将利用图 33～图 37 在后面描述）。以下，将“能量不同”作为“有效能量不同”来进行说明。

参照图 11～图 13，对多能量扫描进行说明。

多能量扫描是通过从 X 线管装置 107 照射有效能量不同的多个 X 线，从而在同一截面（分层位置）取得 X 线吸收系数不同的多个断层摄影像的摄像方法。

图 11 是表示按每次扫描改变 X 线有效能量来进行摄影的摄影方法的图。

图 13 是图 11 以及图 12 中的照射位置与 X 线有效能量的关系图。

此外，一次扫描表示绕被检体 119 的周围一次来进行摄影。即，X 线 CT 装置 100 通过一次扫描，对各投影角度（取景位置）（0°～360°）取得投影数据，对该投影数据实施图像重构处理来取得一个断层摄影像。

X 线 CT 装置 100 在扫描 161-1、扫描 161-2、扫描 161-3 中分别照射不同有效能量的 X 线 165-1、165-2、165-3。即，在一次扫描（1 周：360°旋转）中照射的 X 线的有效能量是固定的。

例如，X 线 CT 装置 100 在第一次扫描 161-1 中设 X 线有效能量为 30keV，从各照射位置 163-1（“○”）开始照射 X 线 165-1 进行摄影；在第二次扫描 163-2 中设 X 线有效能量为 50keV，从各照射位置 163-2(“□”)开始照射 X 线 165-2 进行摄影；在第三次扫描 161-3 中设 X 线有效能量为 70keV，从各照射位置 163-3（“△”）开始照射 X 线 165-3 进行摄影。

X 线 CT 装置 100 针对通过各扫描 161-1～扫描 161-3 取得的投影数据分别进行图像重构处理，生成图像 167-1～图像 167-3。

由于在各扫描 161-1～161-3 中，X 线有效能量分别不同，因此，即使是同一截面（分层位置）的断层摄影像，对于图像 167-1～图像 167-3（X 线吸收系数的分布）而言，CT 值换而言之对比度分布（灵敏度）也分别不同。

图 12 是表示在一次扫描中改变 X 线有效能量来进行摄影的摄影方法的图。

X 线 CT 装置 100 在一次扫描 169 中，根据投影角度（取景位置）来照射 X 线有效能量不同的多个 X 线。即，一次扫描（1 周：360°旋转）中照射的 X 线的有效能量是变化的。

例如，X 线 CT 装置 100 设 X 线有效能量为 30keV 而从照射位置 163-1（“○”）照射 X 线，设 X 线有效能量为 50keV 而从照射位置 163-2(“□”)照射 X 线，设 X 线有效能量为 70keV 而从照射位置 163-3（“△”）照射 X 线。

X 线 CT 装置 100 对在各照射位置 163-1 取得的投影数据进行图像重

构处理而生成图像 167-1，对在各照射位置 163-2 取得的投影数据进行图像重构处理而生成图像 167-2，对在各照射位置 163-3 取得的投影数据进行图像重构处理而生成图像 167-3。

由于在各照射位置 163-1～照射位置 163-3 处 X 线有效能量分别不同，因此，即使是同一截面（分层位置）的断层摄影像，对于图像 167-1～图像 167-3（X 线吸收系数的分布）而言，CT 值换而言之对比度分布（灵敏度）也分别不同。

这样，在本发明的第四实施方式中，由于 X 线 CT 装置 100 对同一截面（分层位置）取得对比度分布（灵敏度）不同的多个断层摄影像（图像 167-1～图像 167-3），因此，通过针对同一截面（分层位置）的多个断层摄影像的读像，可根据其他断层摄影像来识别从一个断层摄影像无法识别的信息。

另外，在图 11 中，X 线 CT 装置 100 对同一截面（分层位置）进行多次摄影。因此，摄影所需的时间变长，但因为信息量增加，从而可降低噪声等级。

而且，在图 12 中，X 线 CT 装置 100 通过一次（旋转 1 次、绕 1 周）摄影取得同一截面（分层位置）的多个断层摄影像。因此，由于一个断层摄影像中的信息量受限，所以噪声等级增加，但可缩短摄影所需的时间。

此外，在上述实施方式中，对照射 X 线有效能量不同的多个 X 线的情况进行了说明，但照射能谱不同的多个 X 线（此时，设各能谱的有效能量不同）时，也可获得与上述实施方式同样的作用效果。

以上进行了详细说明，通过本实施方式，可从硬件、软件两方面容易地实现多能量扫描。另外，可实现由多能量扫描摄影获得的图像的彩色化、高对比度化，改善视觉辨认性。

进而，可提高多能量扫描动作本身的高速性。

而且，可缩短通过多能量扫描获得的图像数据等的重构运算、图像处理时间，并且可降低噪声，提高质量。

（第 5 实施方式）

第 5 实施方式是按能谱或有效能量分配不同的单色彩来生成将这些单

色彩合成后的合成彩色图像的实施方式。其中，下面将以有效能量不同的情况为例进行说明，但能谱不同的情况也同样。

利用图 14～图 17，对本发明的第 5 实施方式进行说明。

参照图 14 以及图 15，说明通过多能量扫描取得的多个图像的颜色比例。

图 14 是表示颜色相对于图像的比例的图。

图 15 是 X 线有效能量（X 线管电压）与比例色频率（比例色）的对应图。

X 线 CT 装置 100 对由多能量扫描（参照图 11、图 12 等）取得的对比度分布（灵敏度）不同的多个图像 167-1～图像 167-3，分配为了取得该图像而照射的 X 线的有效能量所对应的颜色，来生成单色彩图像 175-1～单色彩图像 175-3，并将这些单色彩图像进行合成来生成合成彩色图像 177。

X 线 CT 装置 100 对以低 X 线有效能量（低的 X 线管电压）取得的图像分配低频（长波长）的颜色，对以高 X 线有效能量（高的 X 线管电压）取得的图像分配高频（短波长）的颜色。例如，X 线 CT 装置 100 对设 X 线管电压为 80kV 而取得的图像分配颜色 174-1（“红”），对设 X 线管电压为 110kV 而取得的图像分配颜色 174-2（“绿”），对设 X 线管电压为 140kV 而取得的图像分配颜色 174-3（“蓝”）（参照图 15）。

灰度 171-1、灰度 171-2、灰度 171-3 分别表示设 X 线管电压为 80kV、110kV、140kV 来照射 X 线而取得的图像中的灰度级（gray scale）。其中，随着向箭头 172 的方向前进，亮度增大，即显示变亮。

单色灰度 173-1、单色灰度 173-2、单色灰度 173-3 分别表示对灰度 171-1、灰度 171-2、灰度 171-3 分配颜色 174-1（“红”“//”）、颜色 174-2（“绿”“\\”）、颜色 174-3（“蓝”“≡≡”）而生成的单色灰度级。其中，随着向箭头 176 的方向前进，亮度增大。

X 线 CT 装置 100 针对设 X 线管电压为 80kV 来照射 X 线而取得的图像 167-1，基于灰度 171-1 以及单色灰度 173-1 分配颜色 174-1（“红”），由此生成单色彩图像 175-1。X 线 CT 装置 100 针对设 X 线管电压为 110kV 来照射 X 线而取得的图像 167-2，基于灰度 171-2 以及单色灰度 173-2 分

配颜色 174-2（“绿”），由此生成单色彩图像 175-2。X 线 CT 装置 100 针对设 X 线管电压为 140kV 来照射 X 线而取得的图像 167-3，基于灰度 171-3 以及单色灰度 173-3 分配颜色 174-3（“绿”），由此生成单色彩图像 175-3。

X 线 CT 装置 100 对单色彩图像 175-1～单色彩图像 175-3 进行合成来生成合成彩色图像 177。

这样，X 线 CT 装置 100 对图像 167-1～图像 167-3 分配与 X 线有效能量对应的颜色。X 线 CT 装置 100 例如与可见光同样，对以最低的 X 线有效能量获得的图像分配红色，对以第二低的 X 线有效能量获得的图像分配绿色，对以最高 X 线有效能量获得的图像分配蓝色，并将这些图像叠加。

X 线 CT 装置 100 可通过生成合成彩色图像 177，使与各 X 线有效能量对应的对比度分布之差（灵敏度差）图像化。

此外，说明了针对作为重构图像的图像 167 的处理，但除了重构图像（重构图像数据）之外，还可对于投影像（投影数据）、对这些数据实施了规定处理后的数据等进行同样的处理。

因此，图像 167 不仅指重构图像，还包括由摄影获得的投影数据、对重构图像实施了规定处理后的图像等。

参照图 16 以及图 17，对 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的动作进行说明。

图 16 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 中的处理流程的图。

图 17 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的动作的流程图。

X 线 CT 装置 100 对被检体 119 进行多能量扫描（步骤 S1001）。X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 通过照射由能谱曲线 153、能量曲线 155、能量曲线 157 表示的能量分布的 X 线，分别取得图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3（步骤 S1002）。

图像处理部 105 对基于最低有效能量的 X 线的图像 167-1 分配颜色 174-1（“红”），来生成单色彩图像 175-1。同样，图像处理部 105 对基于第二低有效能量的 X 线的图像 167-2 分配颜色 174-2（“绿”），来生成单色彩图像 1175-2。同样，图像处理部 105 对基于最高有效能量的 X 线的图像 167-3 分配颜色 174-3（“蓝”），来生成单色彩图像 175-3（步骤

S1003）。

图像处理部 105 对单色彩图像 175-1～单色彩图像 175-3 进行合成，生成合成彩色图像 177（步骤 S1004）。

经过以上过程，X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 对图像 167-1～图像 167-3 分别分配不同的颜色，生成单色彩图像 175-1～单色彩图像 175-3，并通过对这些单色彩图像进行合成来生成合成彩色图像 177。

这样，在第 5 实施方式中，X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 向对比度分布不同的多个图像分别分配不同颜色并进行合成，生成一个合成彩色图像，由此可生成信息量更多的图像，可提高诊断对象组织的差别化以及区分能力、组织对比度以及视觉辨认性，进而可提高诊断精度。

此外，说明了针对作为重构图像的图像 167 的处理，但除了重构图像（重构图像数据）之外，对于投影像（投影数据）、对这些数据实施了规定处理后的数据等也可进行同样的处理。

因此，图像 167、单色彩图像 75、合成彩色图像 177 不仅指重构图像，还包括由摄影获得的投影数据。即，进行图像重构处理的时机并未特别限定。X 线 CT 装置 100 也可在进行了步骤 S1002～步骤 S1004 的任意一处理之后对投影数据进行图像重构处理。

根据本实施方式，通过分配与 X 线有效能量对应的颜色后作为彩色图像进行显示，可提高通过多能量扫描而获得的图像的视觉辨认性。

（第 6 实施方式）

第 6 实施方式是生成差分合成彩色图像的实施方式。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行了说明，但在能谱不同的情况下也同样。

参照图 18 以及图 19，对本发明的第 6 实施方式进行说明。图 18 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 中的处理流程的图。

图 19 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的动作的流程图。

X 线 CT 装置 100 对被检体 119 进行多能量扫描（步骤 S2001）。X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 通过照射由能谱曲线 153、能量曲线 155、能量曲线 157 表示的能量分布的 X 线，分别取得图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3（步骤 S2002）。

图像处理部 105 基于图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3，生成成为着色用的比较基准的处理图像 183（步骤 S2003）。其中，处理图像 183 例如是平均图像、利用中值滤波器等生成的滤波处理图像。

图像处理部 105 算出图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3 和处理图像 183 的差分，生成差分图像 185-1、差分图像 185-2、差分图像 185-3（步骤 S2004）。此外，图像处理部 105 也可对差分值乘以规定的系数，来生成差分图像 185-1～差分图像 185-3。

图像处理部 105 对基于最低有效能量的 X 线的图像 167-1 分配颜色 174-1（“红”），生成差分单色彩图像 187-1。同样，图像处理部 105 对基于第二低有效能量的 X 线的图像 167-2 分配颜色 174-2（“绿”），生成差分单色彩图像 187-2。同样，图像处理部 105 对基于最高有效能量的 X 线的图像 167-3 分配颜色 174-3（“蓝”），生成差分单色彩图像 187-3（步骤 S2005）。

图像处理部 105 对差分单色彩图像 187-1～差分单色彩图像 187-3 进行合成，生成差分合成彩色图像 189（步骤 S2006）。

经过以上过程，X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 基于图像 167-1～图像 167-3 生成处理图像 183，并生成针对该处理图像 183 的差分图像 185-1～差分图像 185-3，然后分别分配不同颜色来生成差分单色彩图像 187-1～差分单色彩图像 187-3，通过合成这些差分单色彩图像，生成差分合成彩色图像 189。

这样，在第 6 实施方式中，由于 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 向对比度分布不同的多个差分图像分别分配不同颜色并进行合成，生成一个合成彩色图像，由此可生成信息量更多的图像，可提高诊断对象组织的差别化以及区分能力、组织对比度以及视觉辨认性，进而可提高诊断精度。

而且，在第 6 实施方式中，由于 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 对差分图像进行处理，因此，通过对差分值乘以规定的系数来扩大范围，从而可强调差异。并且，由于图像处理部 105 可通过对差分值进行调整将其变换为整数，从而并非通过浮点运算而是通过整数运算来处理差分值，因此，可减轻与运算处理相关的负担。

此外，说明了针对作为重构图像的图像 167 的处理，但除了重构图像

（重构图像数据）之外，对于投影像（投影数据）、对这些数据实施了规定处理后的数据等也可进行同样的处理。

因此，图像 167、处理图像 183、差分图像 185、差分单色彩图像 187、差分合成彩色图像 189 不仅指重构图像，还包括由摄影获得的投影数据。即，进行图像重构处理的时机并未特别限定。X 线 CT 装置 100 也可在进行了步骤 S2001～步骤 S2006 的任意一处理之后对投影数据进行图像重构处理。

根据本实施方式，对于各 X 线有效能量的与平均图像的差分图像，分配与 X 线有效能量对应的颜色后作为彩色图像进行显示，从而可提高通过多能量扫描而获得的图像的视觉辨认性。

（第 7 实施方式）

第 7 实施方式是生成由 X 线有效能量不同的多个图像获得的处理图像、与各图像之差最大的像素构成的图像作为强调图像的实施方式。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行了说明，但在能谱不同的情况下也同样。

参照图 20 以及图 21，对本发明的第 4 实施方式中的图像处理方法（强调图像生成处理）等进行说明。

图 20 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 中的处理流程的图。

图 21 是表示 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 的动作的流程图。

X 线 CT 装置 100 对被检体 119 进行多能量扫描（步骤 S3001）。X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 通过照射由能谱曲线 153、能量曲线 155、能量曲线 157 表示的能量分布的 X 线，分别取得图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3（步骤 S3002）。

图像处理部 105 基于图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3，生成成为着色用的比较基准的处理图像 183（步骤 S3003）。其中，处理图像 183 例如是平均图像、利用中值滤波器等生成的滤波处理图像。

图像处理部 105 算出图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3 和处理图像 183 的差分，生成差分图像 185-1、差分图像 185-2、差分图像 185-3（步骤 S3004）。此外，图像处理部 105 也可对差分值乘以规定的系数，来生

成差分图像 185-1～差分图像 185-3。

图像处理部 105 按各坐标，从各差分图像 185-1～差分图像 185-3 中提取与处理图像 183 之差最大的像素，生成强调图像 191（步骤 S3005）。

例如，当差分图像 185-1、差分图像 185-2、差分图像 185-3 中的坐标（x，y）的像素值分别为 k×Δa、k×Δb、k×Δc 时，强调图像 191 中的坐标（x，y）的像素值为 MAX（|k×Δa|、|k×Δb|、|k×Δc|）。

其中，Δa、Δb、Δc 分别表示坐标（x，y）处的图像 167-1、图像 167-2、图像 167-3 和处理图像 183 的像素差分值，k 表示与该像素差分值相乘的规定系数。另外，MAX（p，q，r）表示 p、q、r 的最大值，|s|表示 s 的绝对值。

经过以上过程，X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 基于图像 167-1～图像 167-3 生成处理图像 183，并生成针对该处理图像 183 的差分图像 185-1～差分图像 185-3，然后按各坐标提取绝对值最大的像素差分值来生成强调图像 191。

这样，在第 7 实施方式中，由于 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 从对比度分布不同的多个差分图像中提取绝对值最大的像素差分值，生成一个强调图像，因此可提高图像的对比度。

此外，说明了针对作为重构图像的图像 167 的处理，但除了重构图像（重构图像数据）之外，对于投影像（投影数据）、对这些数据实施了规定处理后的数据等也可进行同样的处理。

因此，图像 167、处理图像 183、差分图像 185、强调图像 191 不仅指重构图像，还包括由摄影获得的投影数据。即，进行图像重构处理的时机并未特别限定。X 线 CT 装置 100 也可在进行了步骤 S3001～步骤 S3005 的任意一处理之后对投影数据进行图像重构处理。

根据本实施方式，通过生成由对多能量扫描时获得的能量不同的多个图像进行图像处理而得到的处理图像（例如，平均图像或中值滤波器等的滤波处理图像），并生成由各图像中与处理图像之差最大的像素构成的图像，从而可采集高对比度的图像。

（第 8 实施方式）

第 8 实施方式是用于使图像处理部 105 所进行的运算处理更高速的汇总运算处理，是将以不同的有效能量进行多次摄影而得到的多个投影数据与摄影位置相关联地作为 1 数据进行重构的实施方式。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行了说明，但在能谱不同的情况下也同样。

参照图 22 以及图 23，对本发明的第 8 实施方式进行说明。X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 对各种数据进行各种运算。

数据表示图像处理部 105 所处理的各种数据，例如是投影数据、重构图像数据、校准（calibration）数据等。“运算”表示图像处理部 105 所处理的各种运算，例如图像重构运算等。

在图 22 以及图 23 中，作为针对“数据”的“运算”的一个方式，以对投影数据的图像重构运算为例进行说明。

图 22 是表示现有的数据运算处理（个别运算处理）的图。

X 线 CT 装置 100 进行多能量扫描，取得基于不同的多个 X 线有效能量的投影数据 193-1～投影数据 193-4。

其中，一个投影数据 193-1～投影数据 193-4 分别被分配一个投影数据值。

X线CT装置100的图像处理部105对投影数据193-1～投影数据193-4分别独立进行图像重构运算 195-1～图像重构运算 195-4，生成重构图像数据 97-1～重构图像数据 97-4。图像处理部 105 对于针对同一断层摄影图像取得的四个投影数据 193-1～投影数据 193-4，进行四次的图像重构运算 195-1～图像重构运算 195-4。

图 23 是表示本发明的数据运算处理（汇总运算处理）的图。

X 线 CT 装置 100 进行多能量扫描，取得基于 X 线有效能量不同的多个 X 线而得到的投影数据 193-1～投影数据 193-4。

其中，一个投影数据 193-1～投影数据 193-4 分别被分配一个投影数据值。

X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 将 16 位的投影数据 193-1～投影数据 193-4 结合（参照图 22），生成 64 位的投影数据 199（参照图 23）。

图像处理部 105 对投影数据 193-1～投影数据 193-4 结合后的投影数据 199 汇总进行图像重构运算 195，生成重构图像数据 101。图像处理部

105 通过分割重构图像数据 101，取得各重构图像数据 97-1～重构图像数据 97-4。

图像处理部 105 对于针对同一断层摄影图像取得的四个投影数据 193-1～投影数据 193-4，进行一次图像重构运算 195。

经过以上过程，图像处理部 105 对通过多能量扫描而取得的多个数据进行结合，对一个数据分配多个数据值，来针对该结合数据汇总进行运算处理。即，对以不同的有效能量进行多次摄影而得到的多个投影数据与摄影位置相关联地作为 1 数据进行图像处理，由此降低了冗长的运算。

这样，在第 8 实施方式中，当图像处理部 105 对基于不同的 X 线有效能量的多个数据进行同一运算处理时，可降低运算次数，从而可缩短重构运算时间和图像处理时间。

根据本实施方式，通过对以不同的有效能量进行多次摄影而得到的多个投影数据与摄影位置相关联地作为 1 数据进行重构，具体而言，使一个数据值（投影数据、重构图像数据）具有多个数据值，从而可缩短多能量扫描数据的重构运算时间和图像处理时间。

（第 9 实施方式）

利用图 24 以及图 25，对本发明的第 9 实施方式进行说明。在第 9 实施方式中，对不同的能谱（或有效能量）所对应的多个投影数据进行插值，生成与这些能谱不同的能谱（或有效能量）所对应的投影数据，获得重构像。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行了说明，但在能谱不同的情况下也同样。

图 24 是表示光子能量与 X 线吸收系数的关系的曲线图。在图 24 中，横轴表示光子能量 1103[keV]，纵轴表示 X 线吸收系数 1105[cm^2/g]。

各物质固有的 X 线吸收系数对应透过的 X 线有效能量而具有较高的非线性。X 线吸收系数由光子能量的非线性函数表示。因此，若基于该函数，在两个数据之间进行两点插值（线性插值）而新生成数据，则会产生大的误差。

若 X 线 CT 装置 100 在实际的测定中取得由点 1109 表示的数据以及由点 1111 表示的数据，则 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 基于点 1109

以及点 1111 进行线性插值，新生成由点 1113 表示的数据。

在曲线 1107 中非线性大的部分，X 线吸收系数 1105 中的误差 1115 也相应程度地增大。

图 25 是表示光子能量与 X 线吸收系数的关系的曲线图。

在图 25 中，横轴表示光子能量 1103[keV]的对数值 1117（log[keV]），纵轴表示 X 线吸收系数 1105[cm^2/g]的对数值 1119（log[cm^2/g]）。

图 25 所示的曲线图是对图 24 所示的曲线图的两轴进行对数变换后的曲线图。图 24 的曲线 1107 被变换为图 25 的曲线 1121。曲线 1121 与曲线 1107 比较，非线性非常低，线性提高。

若 X 线 CT 装置 100 在实际的测定中取得图 24 中的点 1109 所表示的数据以及点 1111 所表示的数据，则 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 分别对其进行对数变换，变换为图 25 中的点 1121 以及点 1123 所表示的数据。

此外，图像处理部 105 对光子能量 1103 以及 X 线吸收系数 1105 进行对数变换，变换成光子能量对数值 1117 以及 X 线吸收系数对数值 1119。

图像处理部 105 基于点 1121 以及点 1123 进行线性插值，新生成由点 1125 表示的数据。

图 25 的曲线 1121 与图 24 的曲线 1107 比较，由于线性得到改善，所以，X 线吸收系数对数值 1119 中的误差 1127 也相应程度地减小。因此，X 线 CT 装置 100 可求出与实际的 X 线吸收系数非常接近的值。

这样，在第 9 实施方式中，X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 通过在两轴对数空间进行插值，可高精度地算出未测定的 X 线有效能量的 X 线吸收系数等数据。

而且，X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 利用被限定的 X 线吸收系数等数据，可生成多能量扫描中的数据，从而可降低曝光、摄影时间、所保持的数据量。

根据本实施方式，通过在 X 线 CT 装置中，对以不同的 X 线能量进行多次摄影而得到的多个投影数据在对数空间进行插值，来推断所希望的能量减弱系数值（投影数据值），从而可高精度地生成不同的 X 线能量的数据，由此，可降低通过多能量扫描而取得三种以上能量的摄影像时的曝光

量、降低所需的校准数据数量、缩短校准数据的摄影时间。

（第 10 实施方式）

第 10 实施方式是进行用于使噪声平滑化的图像处理的实施方式。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行说明，但对能谱不同的情况下也同样。

利用图 26，对本发明的第 10 实施方式进行说明。

图 26 是表示滤波处理参数的设定方法的图。

X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 在对通过多能量扫描而取得的投影数据或重构图像数据进行滤波处理时，根据 X 线有效能量的大小来改变滤波的核尺寸（kernel size）。

例如，图像处理部 105 对 X 线管电压为 80kV 而取得的投影数据，在沟槽方向以及取景位置方向上以具有 7×7 滤波器的核尺寸的滤波器 1129 进行平滑化滤波处理；对 X 线管电压为 110kV 而取得的投影数据，在沟槽方向以及取景位置方向上以具有 5×5 滤波器的核尺寸的滤波器 1131 进行平滑化滤波处理；对 X 线管电压为 140kV 而取得的投影数据，在沟槽方向以及取景位置方向上以具有 3×3 滤波器的核尺寸的滤波器 1133 进行平滑化滤波处理。图像处理部 105 在平滑化处理中，对包括对象像素的附近 9 个像素进行相加平均处理。

随着 X 线有效能量增大，可取得的信息量增加，取得数据中的噪声减少。而且，随着滤波器的核尺寸增大，平滑化效果以及降噪效果增大。

因此，图像处理部 105 根据 X 线有效能量改变滤波器的核尺寸，来进行图像处理。图像处理部 105 对以高 X 线有效能量取得的投影数据或重构图像减小滤波器的核尺寸来进行滤波处理，对以低 X 线有效能量取得的投影数据或重构图像增大滤波器的核尺寸来进行滤波处理。

从而，各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比（Signal to Noise Ratio）以及 CN 比（Contrast to Noise Ratio）的数值的差异减小。

此外，希望根据 X 线有效能量来改变滤波器的核尺寸，使得各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比或 CN 比尽可能相等。

但是，若仅调整滤波器的核尺寸，则 SN 比或 CN 比未必成为相等的

值。因此，希望组合应用各种图像处理滤波器。

关于图像处理滤波器，并不限定于平滑化滤波器，还可使用中值滤波器、加权相加滤波器、类似度滤波器、组合有这些滤波器的自适应滤波器等。而且，对在投影数据的沟槽方向以及取景位置方向上的二维滤波器进行了说明，但也可包括列方向而使用任意一个二维滤波器，还可使用沟槽方向、取景位置方向、列方向的三维滤波器。

另外，上述图像处理滤波器的处理对象并不限定于投影数据，也可以是重构图像。该情况下，能以包括 x 方向、y 方向、z 方向的任意维数进行滤波处理。

这样，在第 7 实施方式中，由于 X 线 CT 装置 100 的图像处理部 105 对通过低有效能量的 X 线而取得的图像（投影数据或重构图像）应用降噪效果大的滤波器，对通过高有效能量的 X 线而取得的图像（投影数据或重构图像）应用降噪效果小的滤波器，因此，可减小通过多能量扫描而取得的各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比以及 CN 比的数值的差异。

另外，在第 10 实施方式中，由于通过图像处理部 105 中的软件处理使 SN 比以及 CN 比平准化，因此，无需变更扫描部 103 侧的装置构成以及动作控制。

（第 11 实施方式）

第 11 实施方式是根据 X 线的有效能量来改变扫描速度的实施方式。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行说明，但在能谱不同的情况下也同样。

利用图 27 以及图 28，对本发明的第 11 实施方式的 X 线 CT 装置 100 进行说明。

图 27 是表示与 X 线有效能量对应的扫描速度的控制的图。

图 28 是图 27 中的照射位置与 X 线有效能量以及扫描速度的关系图。

X 线 CT 装置 100 的扫描部 103 在从 X 线管装置 107 对被检体 119 照射 X 线时，根据 X 线有效能量来改变扫描 161 的速度 1135。即，扫描部 103 根据从 X 线管装置 107 照射的 X 线的有效能量，来改变 X 线管装置 107 以及 X 线检测器 127 等绕被检体 119 一周所需的时间。

例如，扫描部 103 在 X 线管电压为 80kV 而摄影时（扫描 161-1），使扫描速度 1135-1 为 1.0 秒/转来照射 X 线 165-1 进行摄影（1.0 秒扫描）；在 X 线管电压为 110kV 而摄影时（扫描 161-2），使扫描速度 1135-2 为 0.5 秒/转来照射 X 线 165-2 进行摄影（0.5 秒扫描）；在 X 线管电压为 140kV 而摄影时（扫描 161-3），使扫描速度 1135-3 为 0.33 秒/转来照射 X 线 165-3 进行摄影（0.33 秒扫描）。

若扫描 161-1～扫描 161-3 中的其他条件相同，则随着扫描速度 1135 减小，转 1 周所获得的信息量增加，取得数据中的噪声减少。

因此，扫描部 103 根据 X 线有效能量来改变扫描速度，从 X 线管装置 107 进行 X 线照射。X 线 CT 装置 100 在照射有效能量低的 X 线时减小扫描速度进行摄影，在照射有效能量高的 X 线时增大扫描速度进行摄影。

因此，各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比以及 CN 比的数值的差异减小。

此外，希望根据 X 线有效能量来改变扫描速度，使得各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比或 CN 比尽可能相等。

这样，在第 11 实施方式中，由于 X 线 CT 装置 100 的扫描部 103 在照射有效能量低的 X 线时减小扫描速度进行摄影，在照射有效能量高的 X 线时增大扫描速度进行摄影，因此，可减小通过多能量扫描而取得的各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比以及 CN 比的数值的差异。

另外，在第 8 实施方式中，由于通过扫描部 103 侧的动作控制使 SN 比以及 CN 比正常化，因此，无需变更图像处理部 105 中的软件。

（第 12 实施方式）

第 12 实施方式是根据 X 线有效能量来改变管电流的实施方式。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行说明，但在能谱不同的情况下也同样。

利用图 29 以及图 30，对本发明的第 12 实施方式的 X 线 CT 装置 100 进行说明。

图 29 是表示与 X 线有效能量对应的 X 线管电流的控制的图。

图 30 是图 29 中的照射位置与 X 线有效能量以及 X 线管电流的关系

图。

X线CT装置100的扫描部103在从X线管装置107对被检体119照射X线时，根据X线有效能量来变更X线管装置107中的X线管电流。

扫描部103在X线管装置107以及X线检测器127等绕被检体119一周时的扫描169中，按扫描169的各位置163而照射不同有效能量的X线165。

例如，扫描部103在X线管电压为80kV的位置163-1处使X线管电流为300mA来照射X线165-1，进行摄影；在X线管电压为110kV的位置163-2处使管电流为159mA来照射X线165-2，进行摄影；在X线管电压为140kV的位置163-3处使X线管电流为99mA来照射X线165-3，进行摄影。

若扫描169中的其他条件相同，则随着X线管电流增大，转1周所获得的信息量增加，取得数据中的噪声减少。

因此，扫描部103根据X线有效能量来改变X线管电流，从X线管装置107进行X线照射。扫描部103在照射有效能量低的X线时增大X线管电流进行摄影，在照射有效能量高的X线时减小X线管电流进行摄影。

从而，各图像（投影数据或重构图像）中的SN比以及CN比的数值的差异减小。

此外，希望根据X线有效能量来改变X线管电流，使得各图像（投影数据或重构图像）中的SN比或CN比尽可能相等。

而且，在转1周中变更X线有效能量时，希望根据该X线有效能量实时改变X线管电流。

这样，在第12实施方式中，由于X线CT装置100的扫描部103在照射有效能量低的X线时增大X线管电流来进行摄影，在照射有效能量高的X线时减小X线管电流来进行摄影，因此，可减小通过多能量扫描而取得的各图像（投影数据或重构图像）中的SN比以及CN比的数值的差异。

并且，在第12实施方式中，由于通过扫描部103侧的动作控制使SN比以及CN比正常化，因此，无需变更图像处理部105中的软件。

另外，在第 11 实施方式中，1 次扫描中的多能量扫描需要在 1 次扫描中变更扫描速度，难以控制。另一方面，在第 12 实施方式中，能高速变更 X 线管电流，从而可容易地对应 1 次扫描中的多能量扫描。

（第 13 实施方式）

第 13 实施方式是根据 X 线有效能量来改变摄影位置的数量（相当于照射范围比例）的实施方式。其中，下面以有效能量不同的情况为例进行了说明，但在能谱不同的情况下也同样。

利用图 31 以及图 32，对本发明的第 13 实施方式的 X 线 CT 装置 100 进行说明。

图 31 是对与 X 线有效能量对应的取景位置数的比例控制进行表示的图。

图 32 是图 31 中的照射位置与 X 线有效能量以及取景位置数的关系图。

X 线 CT 装置 100 的扫描部 103 在从 X 线管装置 107 对被检体 119 照射 X 线时，根据 X 线有效能量来改变摄影位置的数量（取景位置数）的比例。

扫描部 103 在 X 线管装置 107 以及 X 线检测器 127 等绕被检体 119 一周时的扫描 169 中，按每个 X 线有效能量来变更照射 X 线 165 的位置 163 的数量比例。

例如，对于扫描部 103 而言，设 X 线管电压 80kV 时进行摄影的位置 163-1 转 1 周中的比例为 54%，设 X 线管电压 110kV 时进行摄影的位置 163-2 转 1 周中的比例为 28%，设 X 线管电压 140kV 时进行摄影的位置 163-3 转 1 周中的比例为 18%。

若扫描 169 中的其他条件相同，则进行摄影的位置 163 的数量（取景位置数）的比例越大转 1 周获得的信息量越增加，取得数据中的噪声减少。

因此，扫描部 103 根据 X 线有效能量来改变进行摄影的位置 163 的数量（取景位置数）的比例，从 X 线管装置 107 进行 X 线照射。扫描部 103 在照射低有效能量的 X 线时增大照射位置的数量（取景位置数）的比例进行摄影，在照射高有效能量的 X 线时减小照射位置的数量（取景位置数）

的比例进行摄影。

从而，各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比以及 CN 比的数值的差异减小。

此外，希望根据 X 线有效能量来改变进行摄影的位置的数量（取景位置数）的比例，使得各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比或 CN 比尽可能相等。

这样，在第 13 实施方式中，由于 X 线 CT 装置 100 的扫描部 103，将照射低有效能量的 X 线的位置的数量（取景位置数）比例增大进行摄影，将照射高有效能量的 X 线的位置的数量(取景位置数)比例减小进行摄影，因此，可减小通过多能量扫描而取得的各图像（投影数据或重构图像）中的 SN 比以及 CN 比的数值的差异。

另外，在第 13 实施方式中，与第 11 以及第 12 实施方式不同，无需变更 X 线管电流以及扫描速度。

根据本实施方式，通过根据在 X 线 CT 装置中照射的 X 线能量，改变转 1 次旋转中的取景位置数的比例，可使各能量中的噪声量大致相等。

（第 14 实施方式）

第 14 实施方式是包括具备不同的碰撞角度的碰撞面的靶，通过改变使电子束碰撞的碰撞面来改变 X 线的有效能量的实施方式。其中，下面以变更有效能量的情况为例进行说明，但在变更能谱的情况下也同样。

利用图 33～图 35，对本发明的第 14 实施方式的 X 线 CT 装置 100 进行说明。

图 33 是表示 X 线管装置 107 的图。

X 线管装置 107 具备：靶（阳极）1137、偏向器 1141、以及电子枪（阴极）1139。X 线管装置 107 从电子枪 1139 发出电子束 1143，由偏向器 1141 调整电子束 1143 的角度，使其与靶 1137 的碰撞面碰撞，从而产生 X 线 1145。

图 34 是靶 1137 的概略立体图。

图 35 是表示靶 1137 的一个形态（靶 1137a）的图。图 35 相当于图 34 的 A 箭头方向向视图。

靶 1137a 具备多个碰撞面 1138-1～碰撞面 1138-4。各碰撞面 1138-1～碰撞面 1138-4 分别相对于电子束 1143 的前进方向成不同的角度（θ1～θ4）。

X 线 1145 的有效能量根据碰撞角度（电子束 1143 的前进方向相对于碰撞面 1138 的角度）而变化。随着碰撞角度增大，所产生的 X 线 1145 的有效能量增加，随着碰撞角度减小，所产生的 X 线 1145 的有效能量减少。

即，X 线管装置 107 使电子束 1143 碰撞到靶 1137a 的碰撞面 1138-1～碰撞面 1138-4，从各碰撞面 1138-1～碰撞面 1138-4 分别产生不同有效能量的 X 线 1145。

此外，为了使电子束 1143 选择性地碰撞到所希望的碰撞角度的碰撞面 1138，通过偏向器 1141 使电子束 1143 的前进方向偏转。此时，例如可利用飞焦点（flying focal spot）机构。

这样，在第 14 实施方式中，由于在 X 线 CT 装置 100 的 X 线管装置 107 中，包括具有不同的多个碰撞角度的碰撞面的靶，因此，可通过使电子束碰撞到各碰撞面上而产生不同有效能量的 X 线。另外，可高速进行 X 线有效能量的变更。

因此，X 线 CT 装置 100 的 X 线管装置 107 在多能量扫描中，能照射有效能量不同的多个 X 线。

另外，X 线管装置 107 可按高速变更 X 线有效能量来进行摄影的位置（按取景位置）来变更 X 线有效能量，能在一次扫描中进行多能量扫描。

而且，可由单一的材质构成靶，因此，容易筹集靶原材料。

此外，关于靶的碰撞面的数量和碰撞角度的大小并未特别限定，可在靶上设置 2 种、3 种或 4 种以上的碰撞面。

根据本实施方式，在具有不同的多个靶角的 X 线管中，例如利用飞焦点机构使来自阴极的电子照射到不同碰撞角度或不同靶材质的位置，从而可高速进行不同 X 线能量的照射。

（第 15 实施方式）

第 15 实施方式是利用多种不同材质构成靶，通过改变使电子束碰撞的部位来改变 X 线有效能量的实施方式。其中，下面以变更有效能量的情

况为例进行了说明，但在变更能谱的情况下也同样。

利用图 36 以及图 37，对第 15 实施方式的 X 线 CT 装置 100 进行说明。

图 36 是表示靶 1137 的一个形态（靶 1137b）的图。图 36 相当于图 34 的 A 方向向视图。

靶 1137b 由多个靶构件 1147-1～靶构件 1147-4 构成。靶构件 1147-1～靶构件 1147-4 各自材质不同。

图 37 是表示利用了材质不同的靶时的 X 线的能量分布的曲线图。

横轴表示光子能量 149，纵轴表示能量密度 151。此外，能量强度 151 相当于（光子能量）×（光子数）。

能量曲线 149 以及能量强度 151 分别表示对靶 1137 采用不同的材质 A 以及材质 B 时的 X 线 1145 的能量分布。

在对靶 1137 采用了材质 A 的情况下，参照能量曲线 1149，在点 1153 的位置产生特性 X 线。在对靶 1137 采用了材质 B 的情况下，参照能量曲线 1151，在点 1155 的位置产生特性 X 线。

这样，当特定的光子能量的能量强度突出而产生特性 X 线时，X 线的有效能量表示靶材质特有的值。

例如，当靶材质为钼时，会以约 20keV 的光子能量产生特性 X 线，当靶材质为钨时会以约 70keV 的光子能量产生特性 X 线。与不产生特性 X 线的情况相比，X 线有效能量的值偏向产生特性 X 线一方。

因此，X 线 1145 的有效能量根据靶 1137 的材质而变化。

即，X 线 CT 装置 100 的 X 线管装置 107 使电子束 1143 碰撞到靶 1137b 的靶构件 1147-1～靶构件 1147-4，从各靶构件 1147-1～靶构件 1147-4 分别产生不同的有效能量的 X 线。

此外，为了使电子束 1143 选择性地碰撞到所希望的靶构件 1147，通过偏向器 1141 使电子束 1143 的前进方向偏转。此时，例如可利用飞焦点机构。

这样，在第 15 实施方式中，由于在 X 线 CT 装置 100 的 X 线管装置 107 中，具备分别由不同材质的多个靶构件构成的靶，因此，可通过使电子束碰撞到各靶构件上而产生不同有效能量的 X 线。另外，能高速进行 X 线有效能量的变更。

因此，X线CT装置100的X线管装置107在多能量扫描中，能照射有效能量不同的多个X线。

另外，X线管装置107可按高速变更X线有效能量来进行摄影的位置（按取景位置）变更X线有效能量，可在一次扫描中进行多能量扫描。

而且，可由单一的碰撞角度构成靶，因此，容易实现靶构件的成形。

此外，关于靶构件的数量和靶材质并未特别限定，可由2种、3种或4种以上的靶构件构成靶。

（第16实施方式）

第16实施方式是通过不同灵敏度的多个X线检测器进行透过X线的检测的实施方式。

利用图38对本发明的第16实施方式的X线CT装置100进行说明。

图38是表示X线检测器127的一个形态的图。

X线检测器127被多层化，由多个的X线检测器127-1～X线检测器127-3构成。X线检测器127-1～X线检测器127-3具有各自灵敏度不同的X线检测元件。X线检测器127-1～X线检测器127-3例如是固体检测器、气体检测器等各自灵敏度不同的X线检测器

X线检测器127-1～X线检测器127-3分别通过同一有效能量的X线1157来取得投影数据1159-1～投影数据1159-3。由于X线检测器127-1～X线检测器127-3的灵敏度分别不同，因此，投影数据1159-1～投影数据1159-3分别相当于通过不同有效能量的X线取得的投影数据。

此外，X线检测器127-1～X线检测器127-3也可在圆周径向、圆周方向等任意一方向上多层化，或者分离设置。而且，在检测器面方向上进行多层化时还可交替配置。此时，各元件相互可用作分离器。但是，在考虑X线量的抑制以及曝光量的降低时，希望在圆周径向上多层化。

这样，在第16实施方式中，X线CT装置100通过各自灵敏度不同的多个X线检测器进行透过X线的检测。因此，X线CT装置100可不改变X线有效能量，而按照照射有效能量不同的多个X线的方式，取得与各X线有效能量对应的图像数据（投影数据或重构图像）。

（第 17 实施方式）

第 17 实施方式是将管电压、带 X 线管的滤波器（以下称为滤波器）、靶材质、碰撞角度等会对能谱和有效能量产生影响的参数、与能谱或有效能量对应起来进行画面显示的实施方式。

图 39 是第 17 实施方式的画面显示例。

画面 170 上显示着能谱以及有效能量与各种参数的对应表 1671。在对应表 171 中，作为记录项有“能谱”、“有效能量”、“管电压”、“滤波器”、“靶材质”、“碰撞角度”，也可使“能谱”或“有效能量”与“管电压”、“滤波器”、“靶材质”、“碰撞角度”中的至少一个相对应。也可如对应表 171 那样，将改变了上述参数之后的能谱或有效能量仅通过标记来区分。

并且，在画面 170 上显示曲线图 172，也可对上述第一能谱、第二能谱的形状、第一有效能量、第二有效能量进行图示。

另外，若向画面 170 的对应表 171 中输入参数，则也可根据该输入的参数对 X 线管装置 107 进行控制。

根据本实施方式，可将参数、能谱或有效能量对应起来进行确认。

以上，参照附图，对本发明的 X 线 CT 装置等的优选实施方式进行了说明，但本发明并不限定于上述例子。对于本领域技术人员而言，在本申请所公开的技术思想范围内，很容易想到各种变更例或修正例，应了解这些也当然属于本发明的技术范围内。

而且，在上述实施方式中，利用了 X 线 CT 装置，但并不限定于此，也可应用于利用了中子射线、阳电子、伽马射线或光的 CT 装置、X 线摄影装置中。

另外，在本实施方式中，采用了具有一组 X 线管与 X 线检测器一般 X 线 CT 装置，但也可应用于具有多组 X 线管和 X 线检测器的多管球 CT 装置中。

（工业上的可利用性）

上述放射线摄影装置以及图像处理程序，只要是利用具有不同能谱的多个 X 线来非侵袭地对被摄体的内部构造进行摄影的放射线摄影装置，则并不限定于医疗目的，还可应用于其他产业目的。

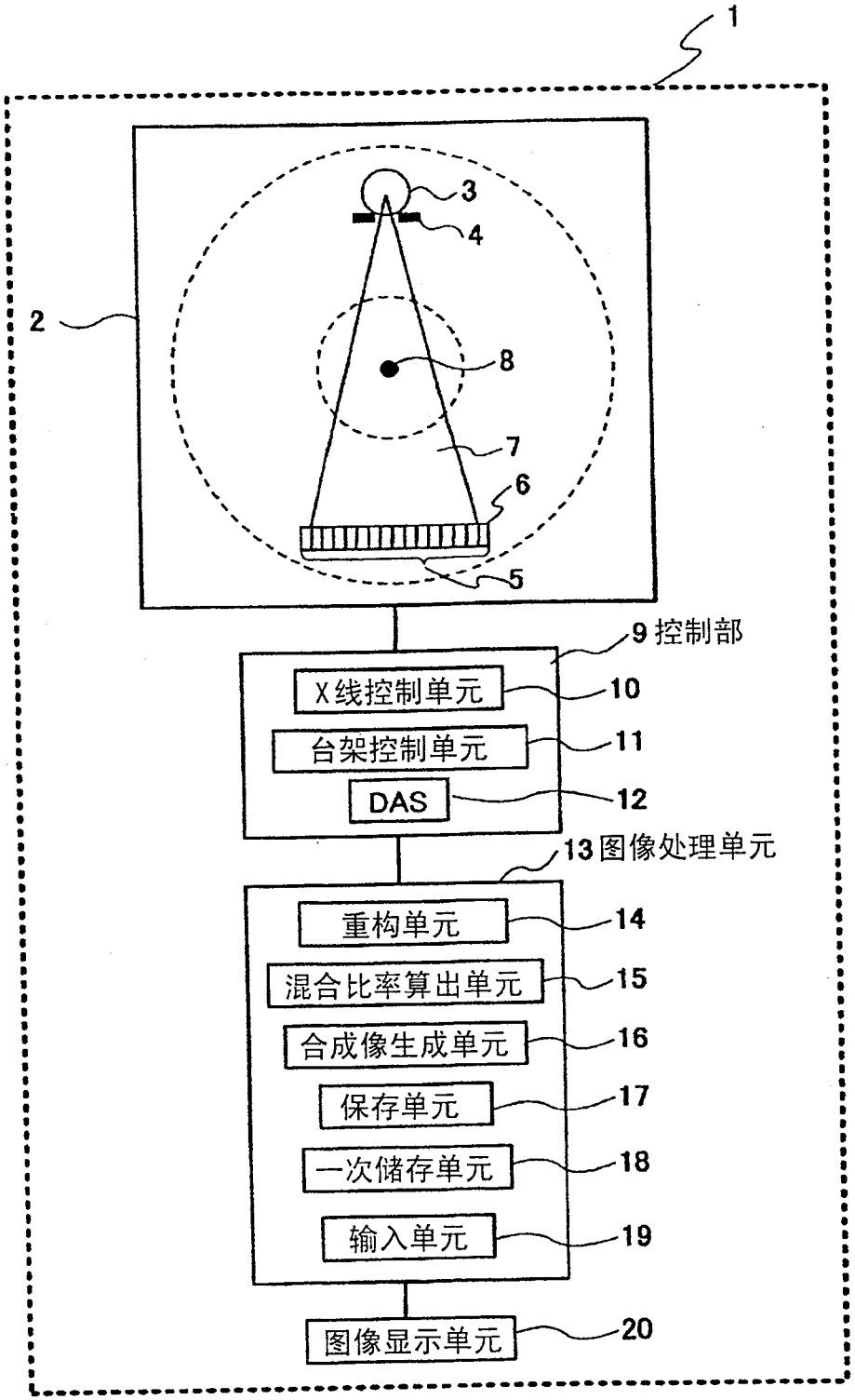

1
2
3
4
5
6
7
8
9 控制部
X线控制单元
10
台架控制单元
11
DAS
12
13 图像处理单元
重构单元
14
混合比率算出单元
15
合成像生成单元
16
保存单元
17
一次储存单元
18
输入单元
19
图像显示单元
20

图 1

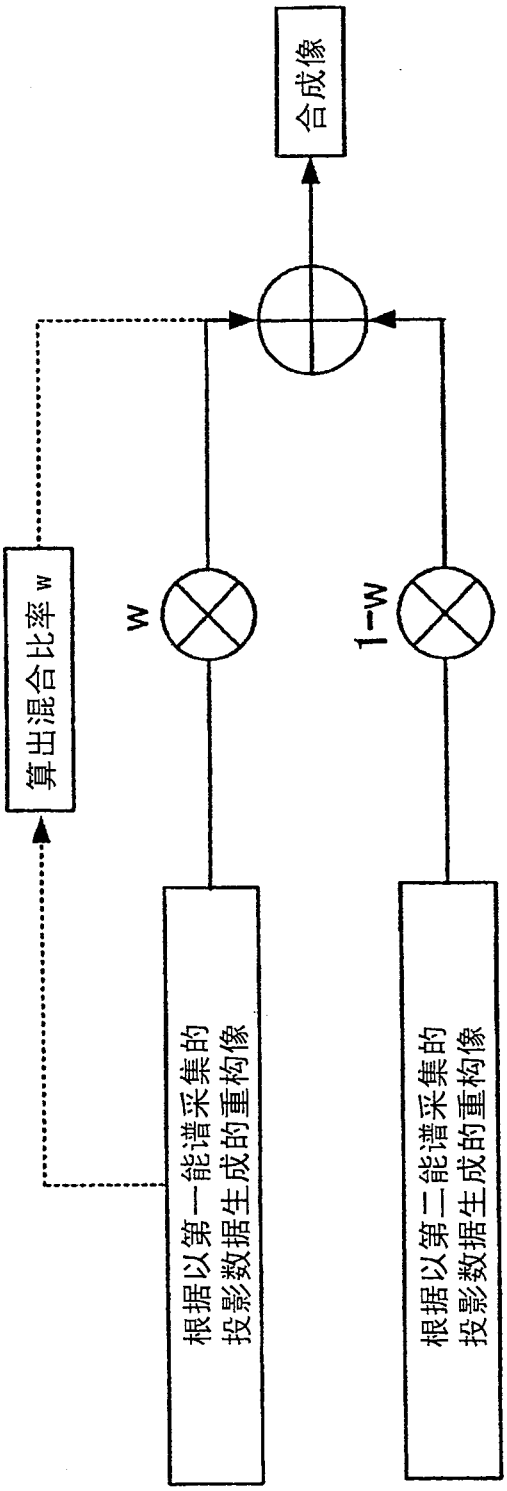

合成像
算出混合比率 w
w
1-w
根据以第一能谱采集的投影数据生成的重构像
根据以第二能谱采集的投影数据生成的重构像

图 2

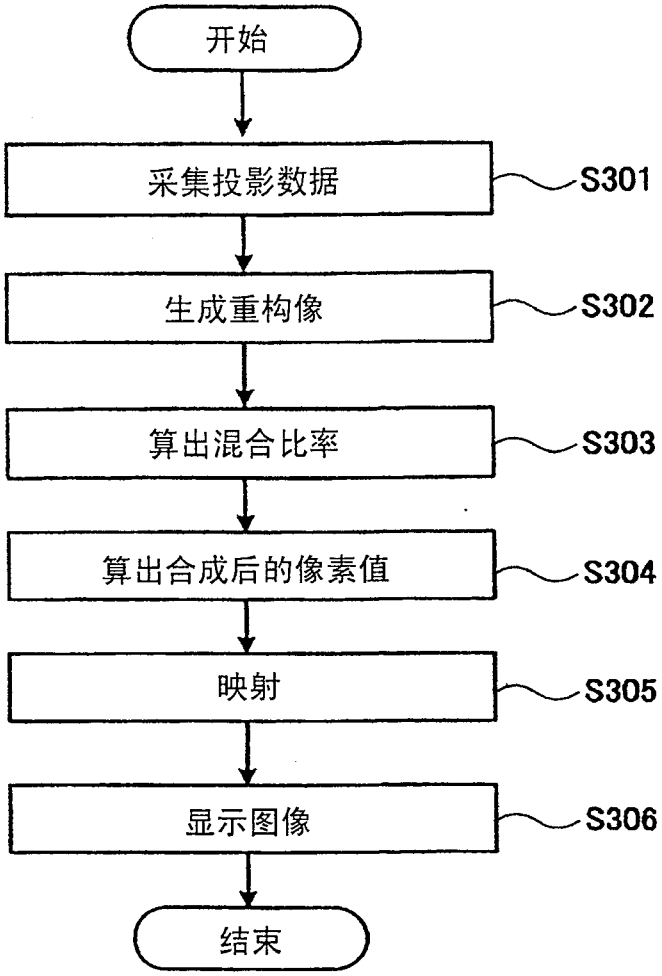

开始
采集投影数据
S301
生成重构像
S302
算出混合比率
S303
算出合成后的像素值
S304
映射
S305
显示图像
S306
结束

图 3

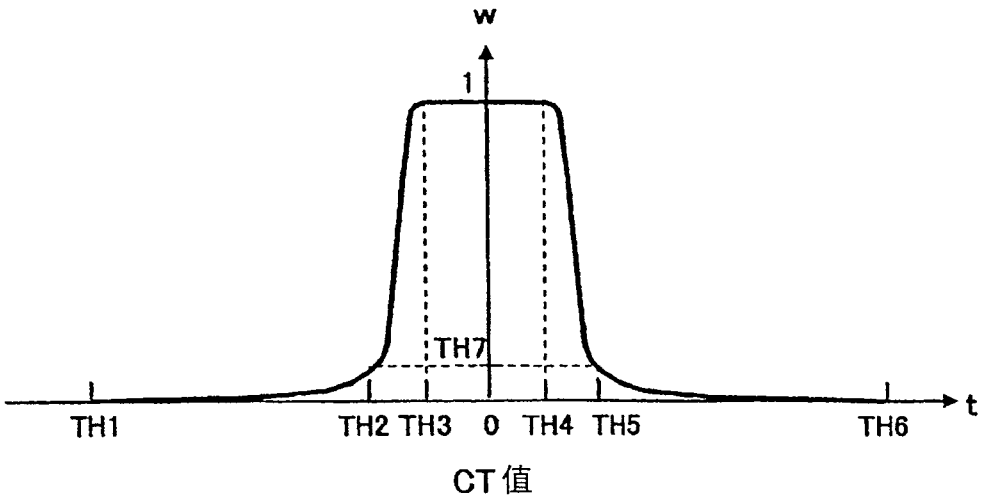

w
1
TH7
t
TH1
TH2
TH3
0
TH4
TH5
TH6
CT值

图 4

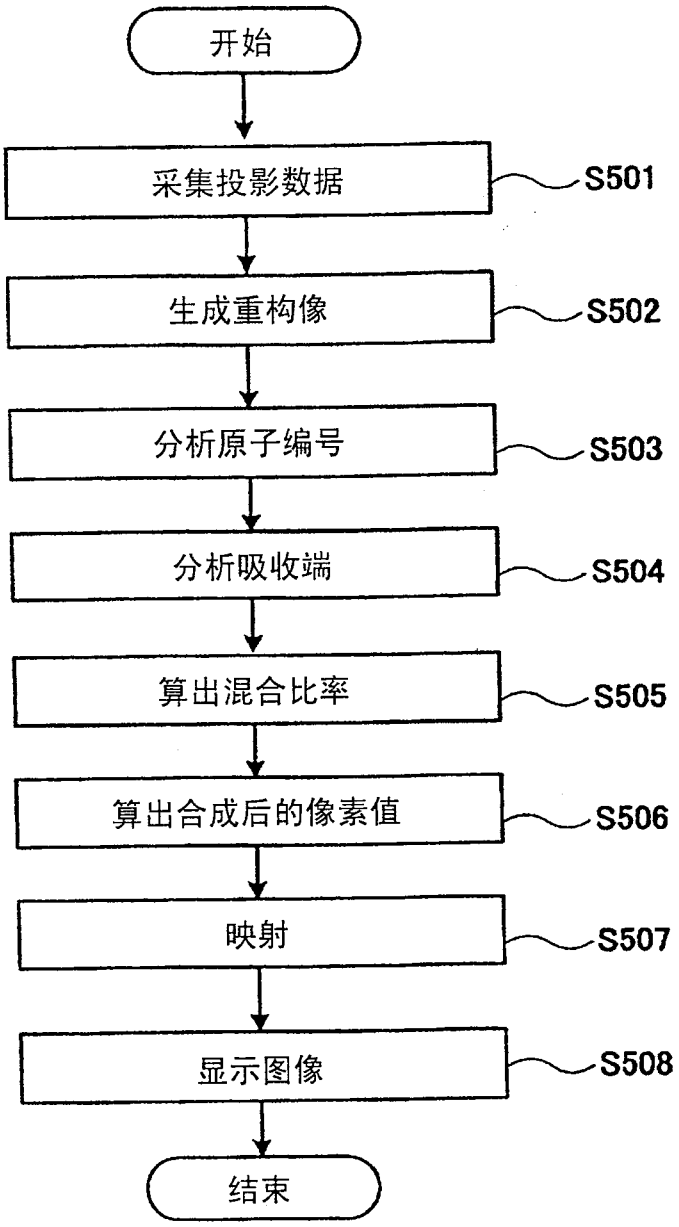

开始
采集投影数据
S501
生成重构像
S502
分析原子编号
S503
分析吸收端
S504
算出混合比率
S505
算出合成后的像素值
S506
映射
S507
显示图像
S508
结束

图 5

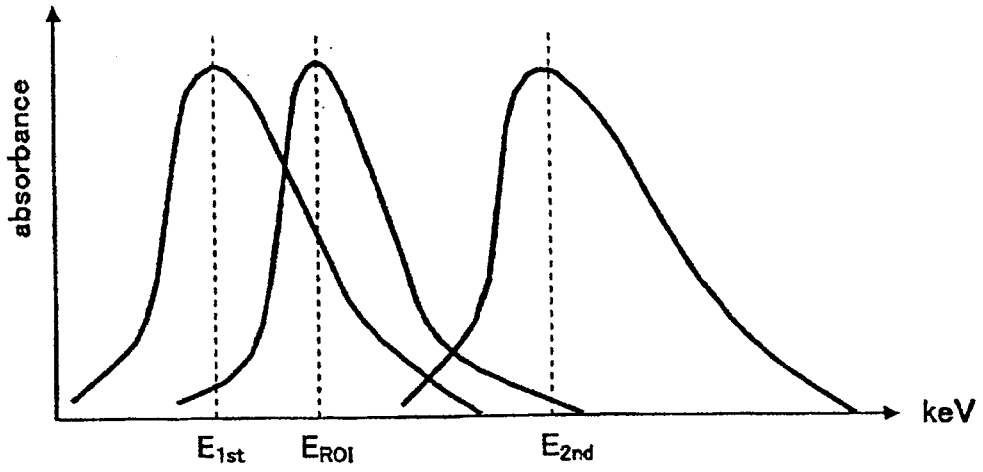


图 6

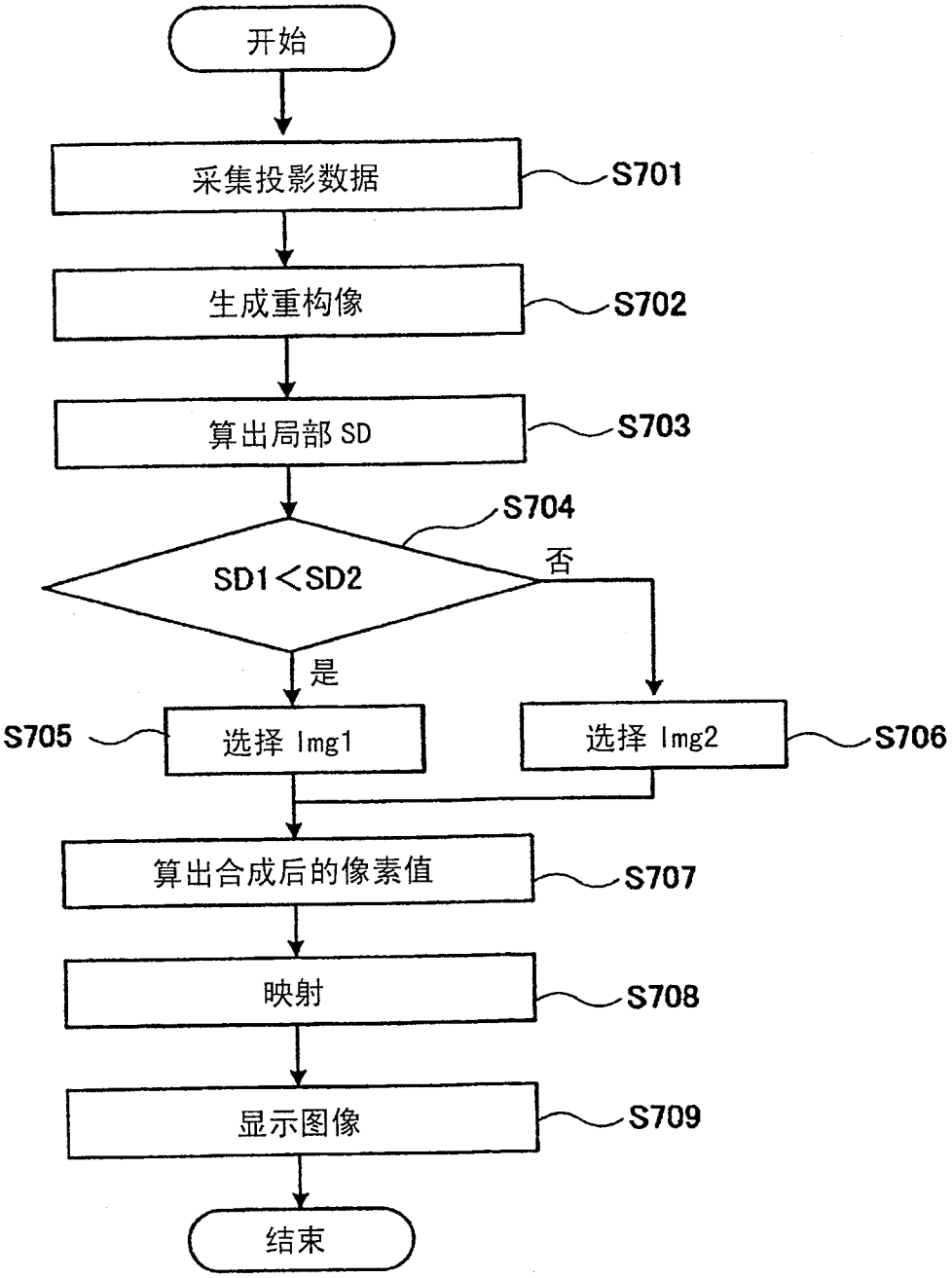

开始
采集投影数据
S701
生成重构像
S702
算出局部 SD
S703
S704
SD1＜SD2
否
是
S705
选择 Img1
选择 Img2
S706
算出合成后的像素值
S707
映射
S708
显示图像
S709
结束

图 7

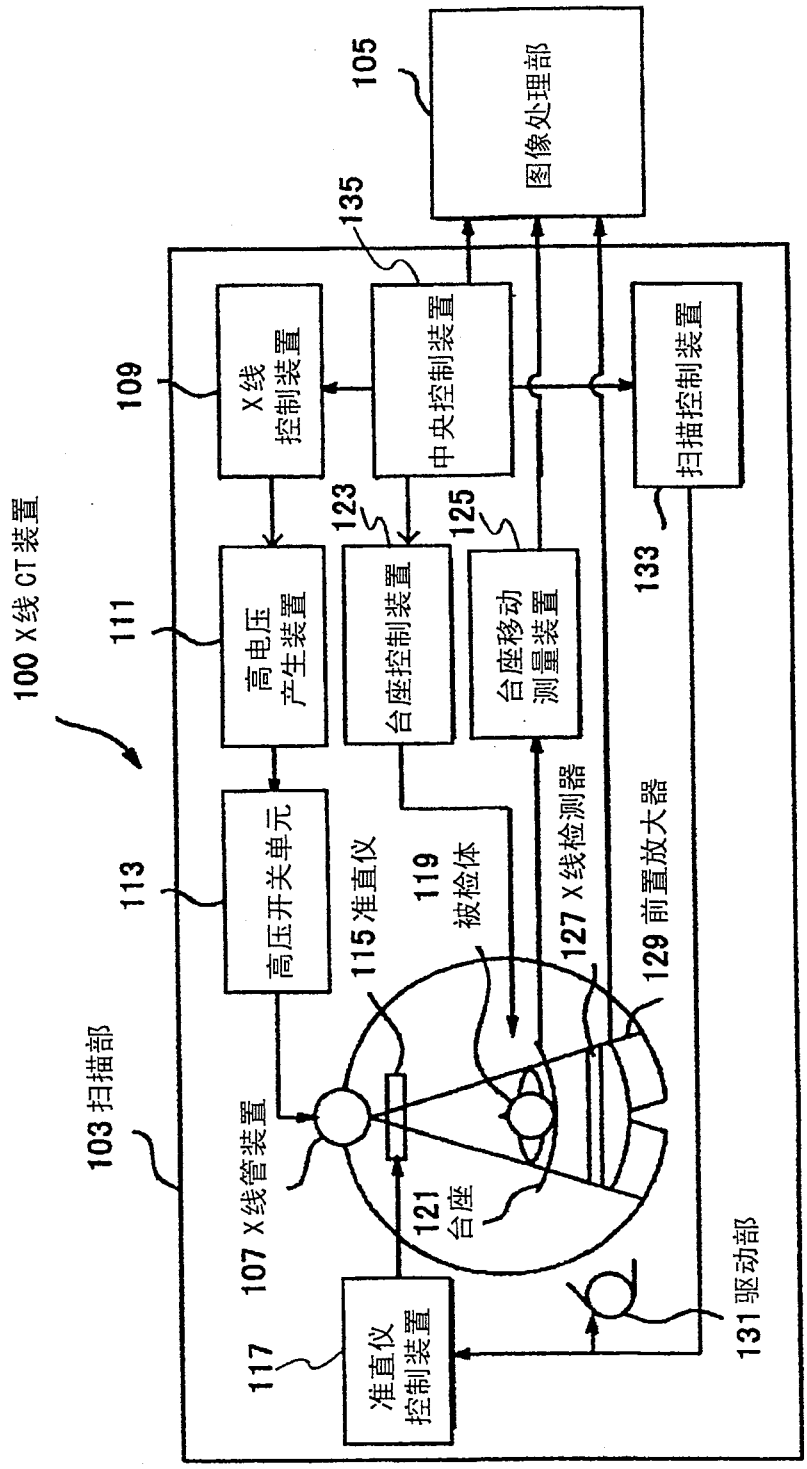

100 X线 CT 装置
103 扫描部
105 图像处理部
107 X线管装置
109 X线控制装置
111 高电压产生装置
113 高压开关单元
115 准直仪
117 准直仪控制装置
119 被检体
121 台座
123 台座控制装置
125 台座移动测量装置
127 X线检测器
129 前置放大器
131 驱动部
133 扫描控制装置
135 中央控制装置

图 8

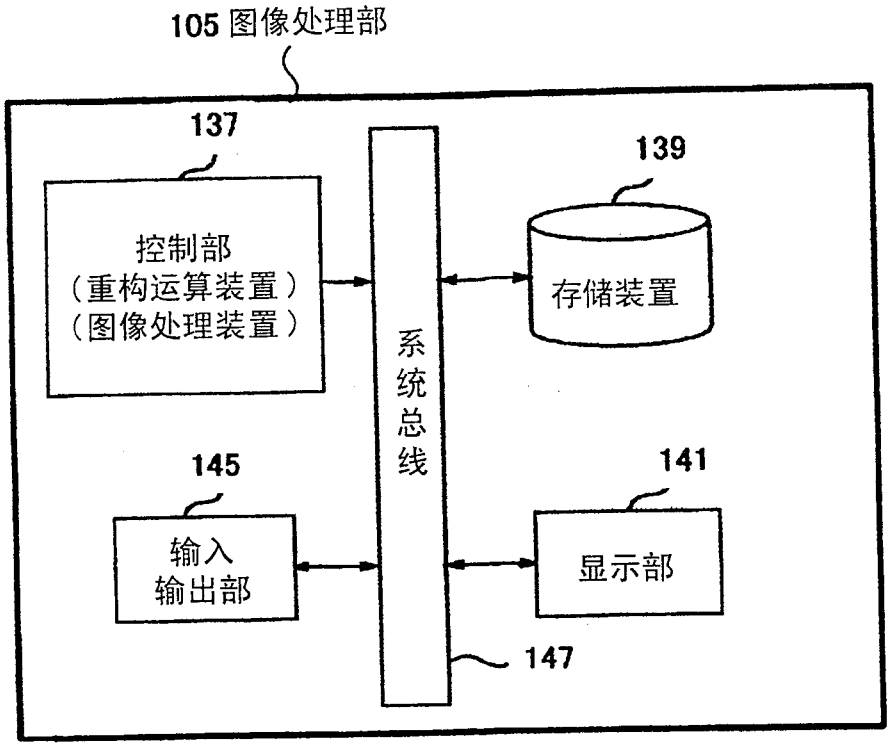

105 图像处理部
137
控制部
（重构运算装置）
（图像处理装置）
139
存储装置
系统总线
145
输入
输出部
141
显示部
147

图 9

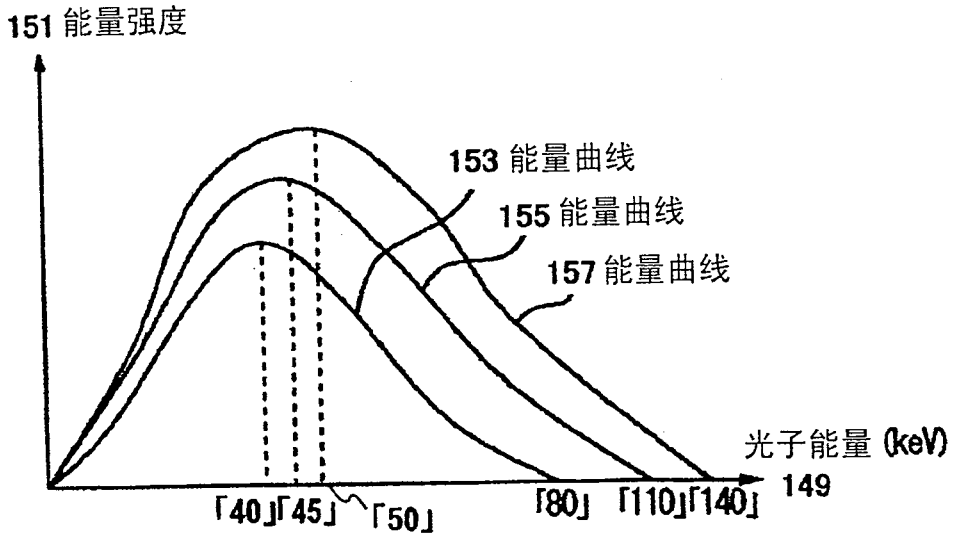

151 能量强度
153 能量曲线
155 能量曲线
157 能量曲线
光子能量 (keV)
149
「40」「45」「50」
「80」「110」「140」

图 10

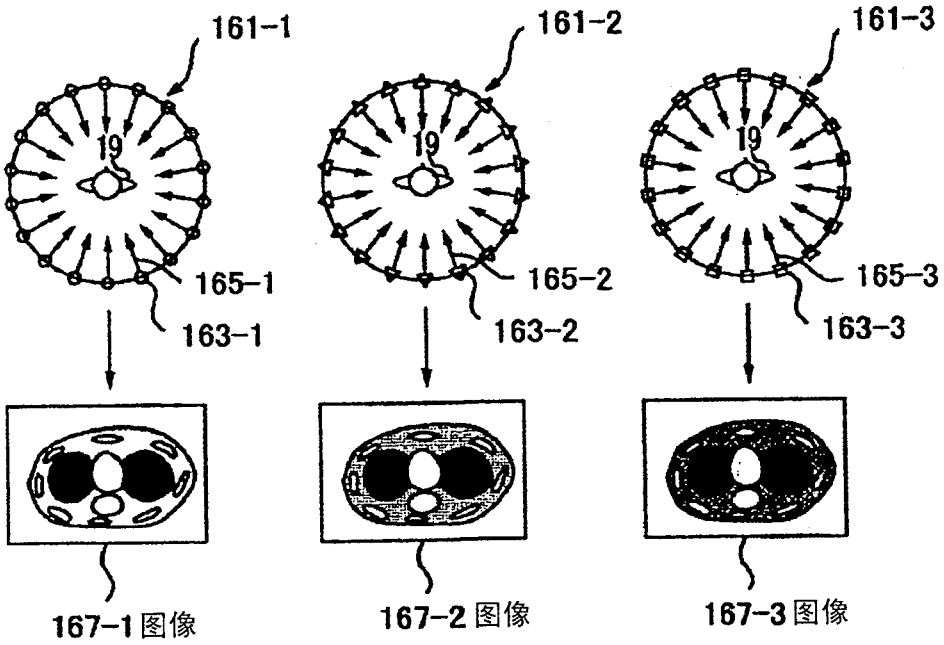

161-1
161-2
161-3
19
19
19
165-1
165-2
165-3
163-1
163-2
163-3
167-1图像
167-2图像
167-3图像

图 11

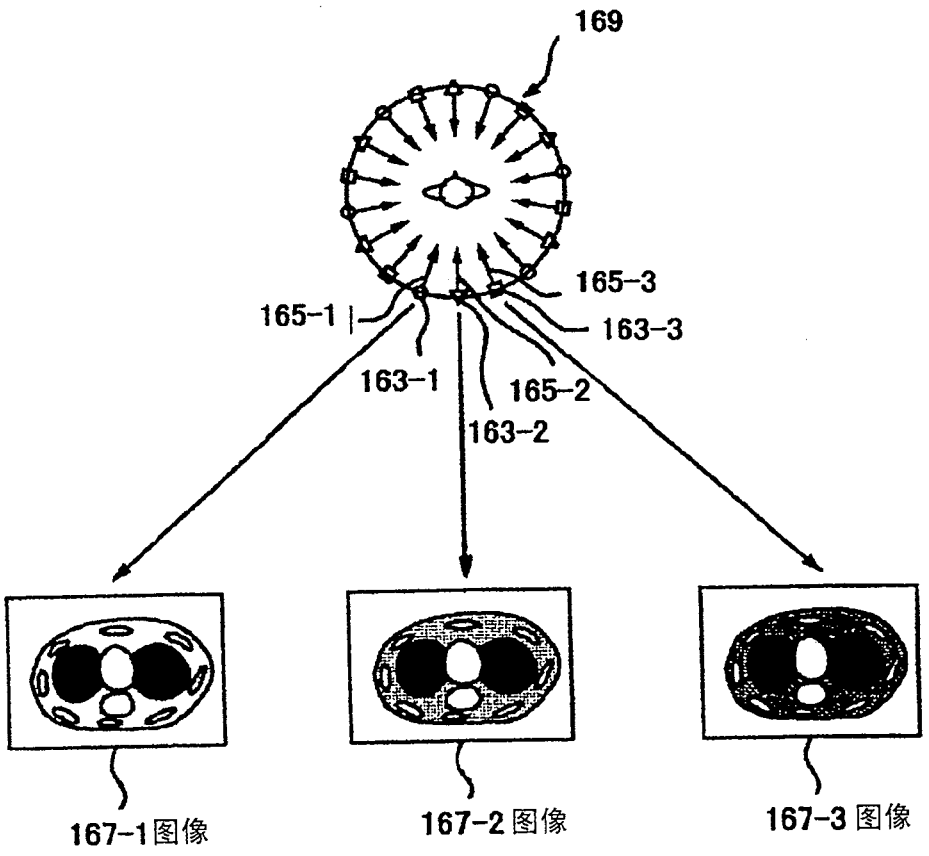

169
165-3
165-1
163-3
163-1
165-2
163-2
167-1图像
167-2图像
167-3图像

图 12

照射位置	X线有效能量
○	低
△	中
□	高

图 13

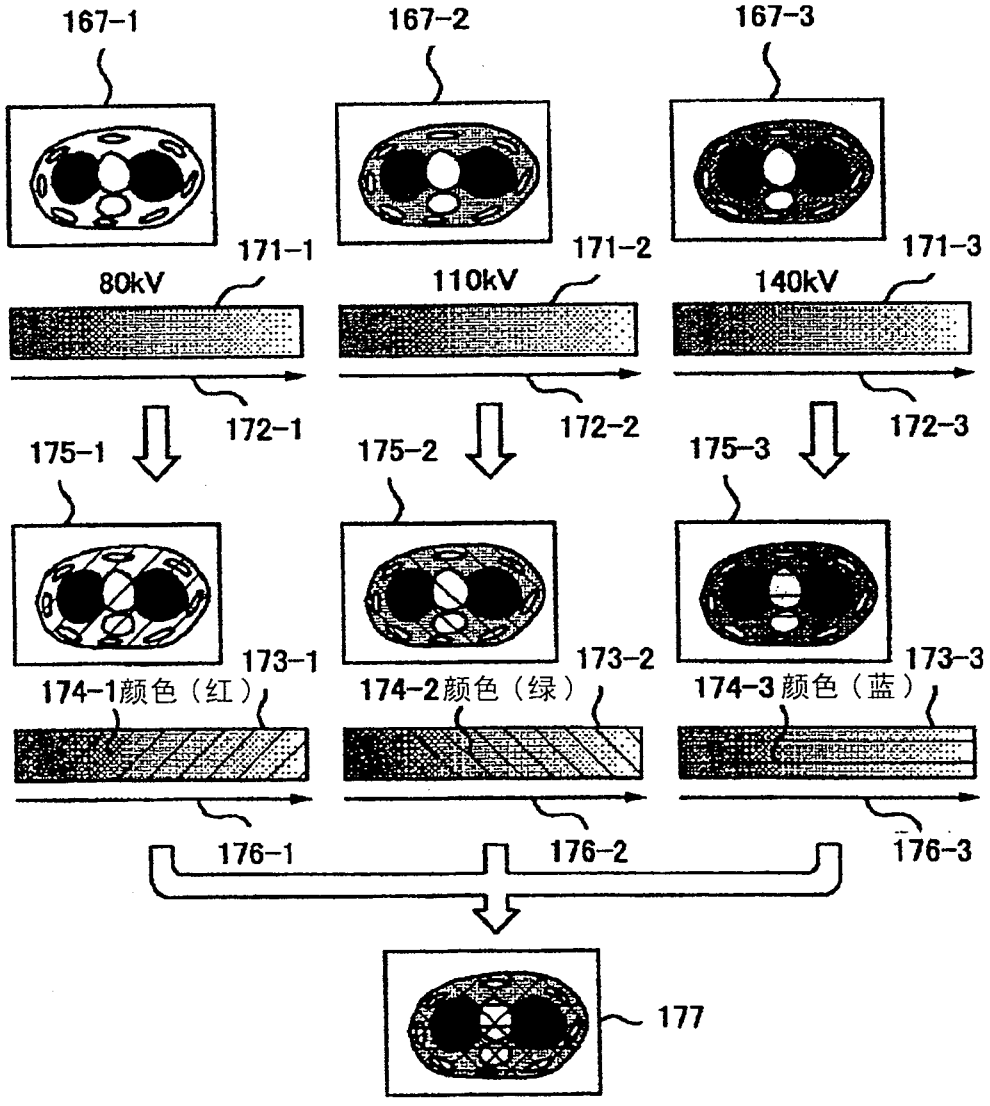


图 14

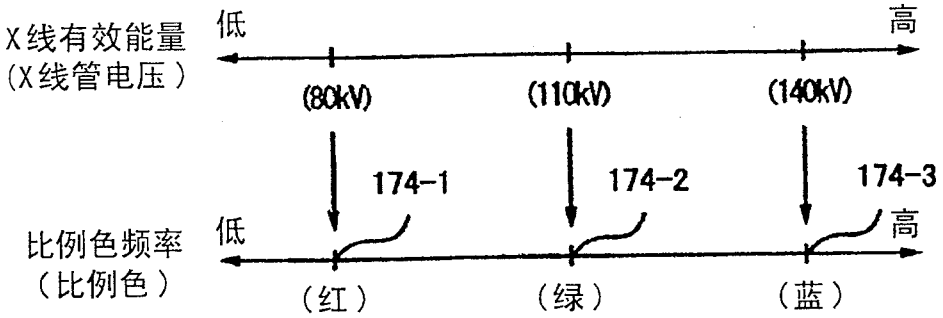

X线有效能量
（X线管电压）
低
高
(80kV)
(110kV)
(140kV)
174-1
174-2
174-3
比例色频率
（比例色）
低
高
（红）
（绿）
（蓝）

图 15

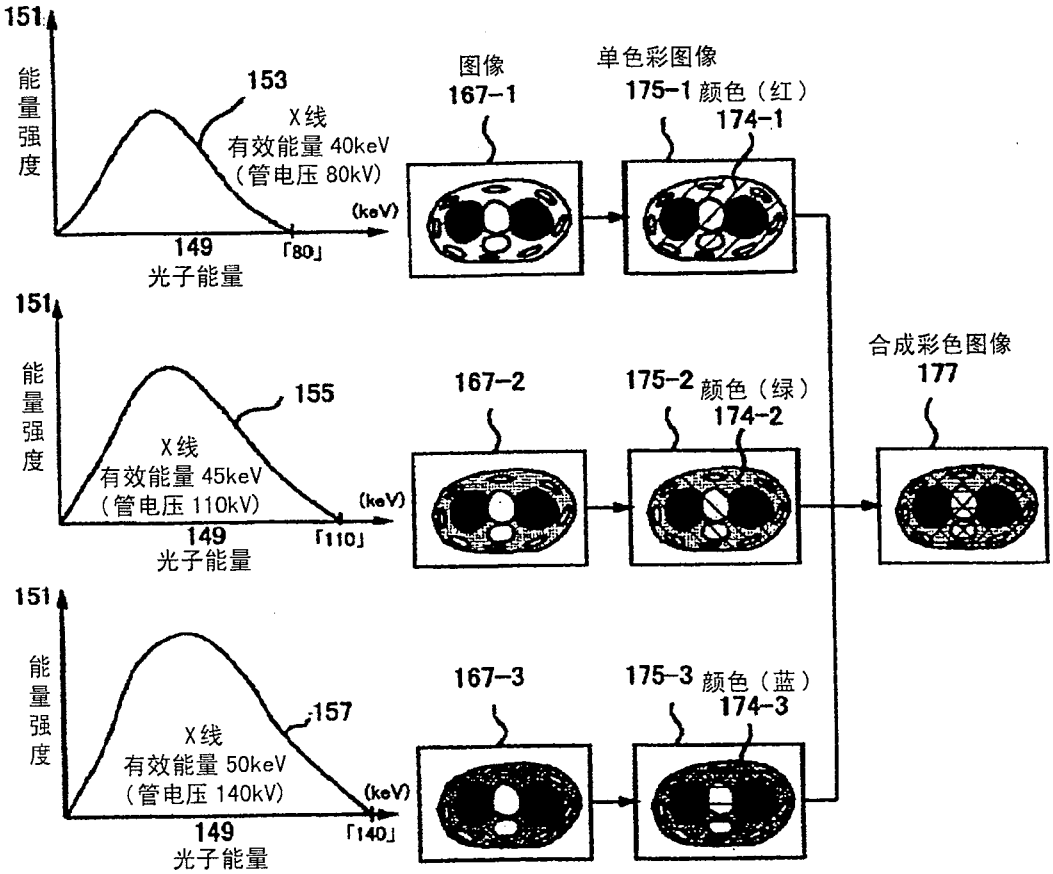

151
能量强度
153
X线
有效能量 40keV
（管电压 80kV）
(keV)
149
「80」
光子能量
图像
167-1
单色彩图像
175-1 颜色（红）
174-1
151
能量强度
155
X线
有效能量 45keV
（管电压 110kV）
(keV)
149
「110」
光子能量
167-2
175-2 颜色（绿）
174-2
合成彩色图像
177
151
能量强度
157
X线
有效能量 50keV
（管电压 140kV）
(keV)
149
「140」
光子能量
167-3
175-3 颜色（蓝）
174-3

图 16

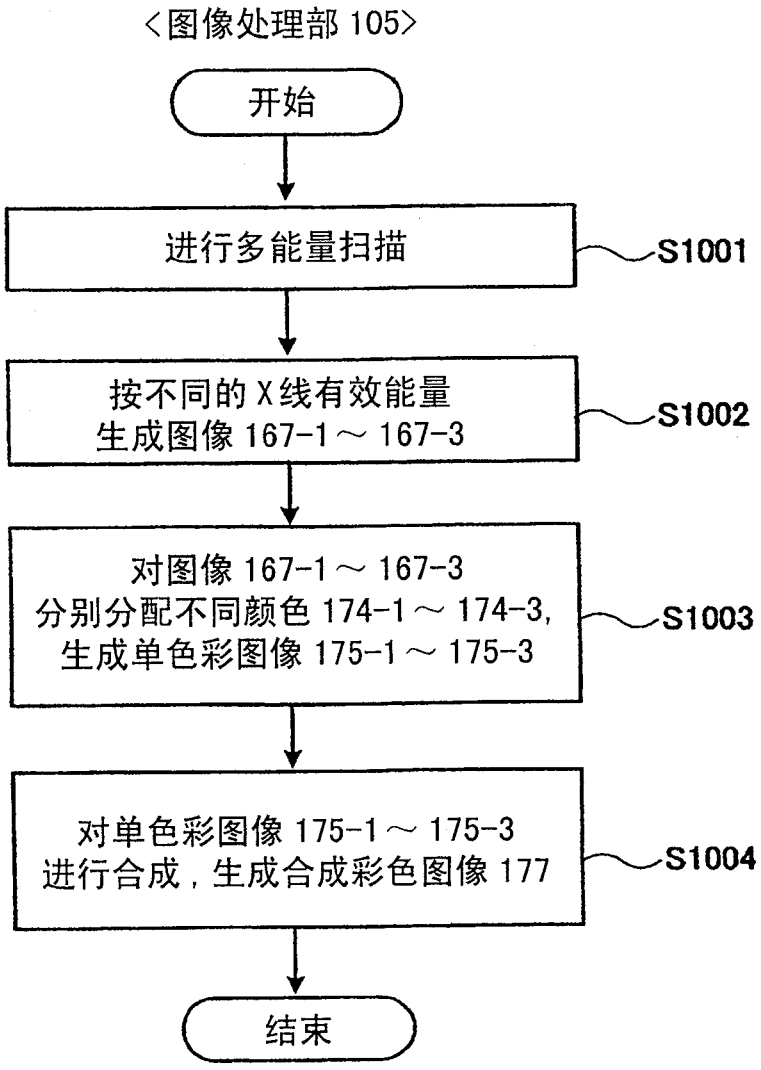

<图像处理部 105>
开始
进行多能量扫描
S1001
按不同的X线有效能量
生成图像 167-1～167-3
S1002
对图像 167-1～167-3
分别分配不同颜色 174-1～174-3,
生成单色彩图像 175-1～175-3
S1003
对单色彩图像 175-1～175-3
进行合成，生成合成彩色图像 177
S1004
结束

图 17

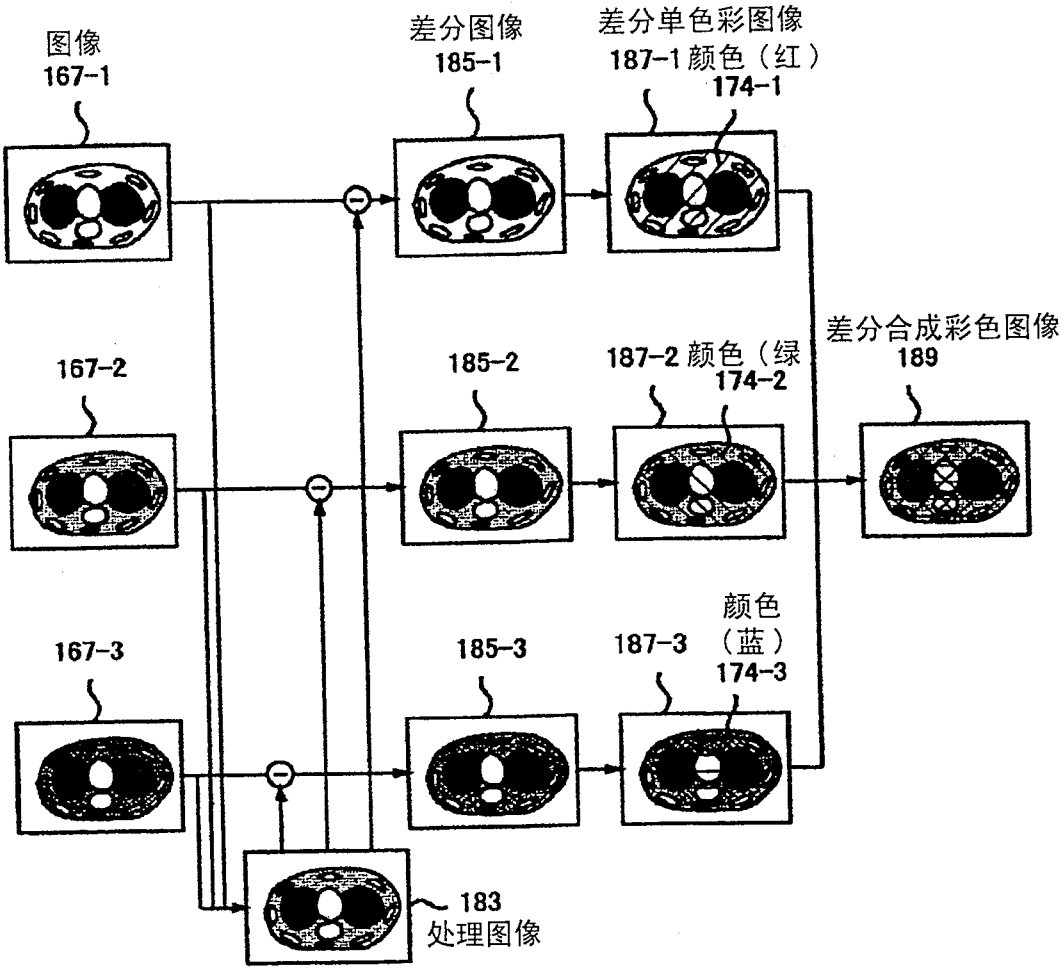

图像
167-1
差分图像
185-1
差分单色彩图像
187-1 颜色（红）
174-1
差分合成彩色图像
189
167-2
185-2
187-2 颜色（绿
174-2
167-3
185-3
187-3
颜色
（蓝）
174-3
183
处理图像

图 18

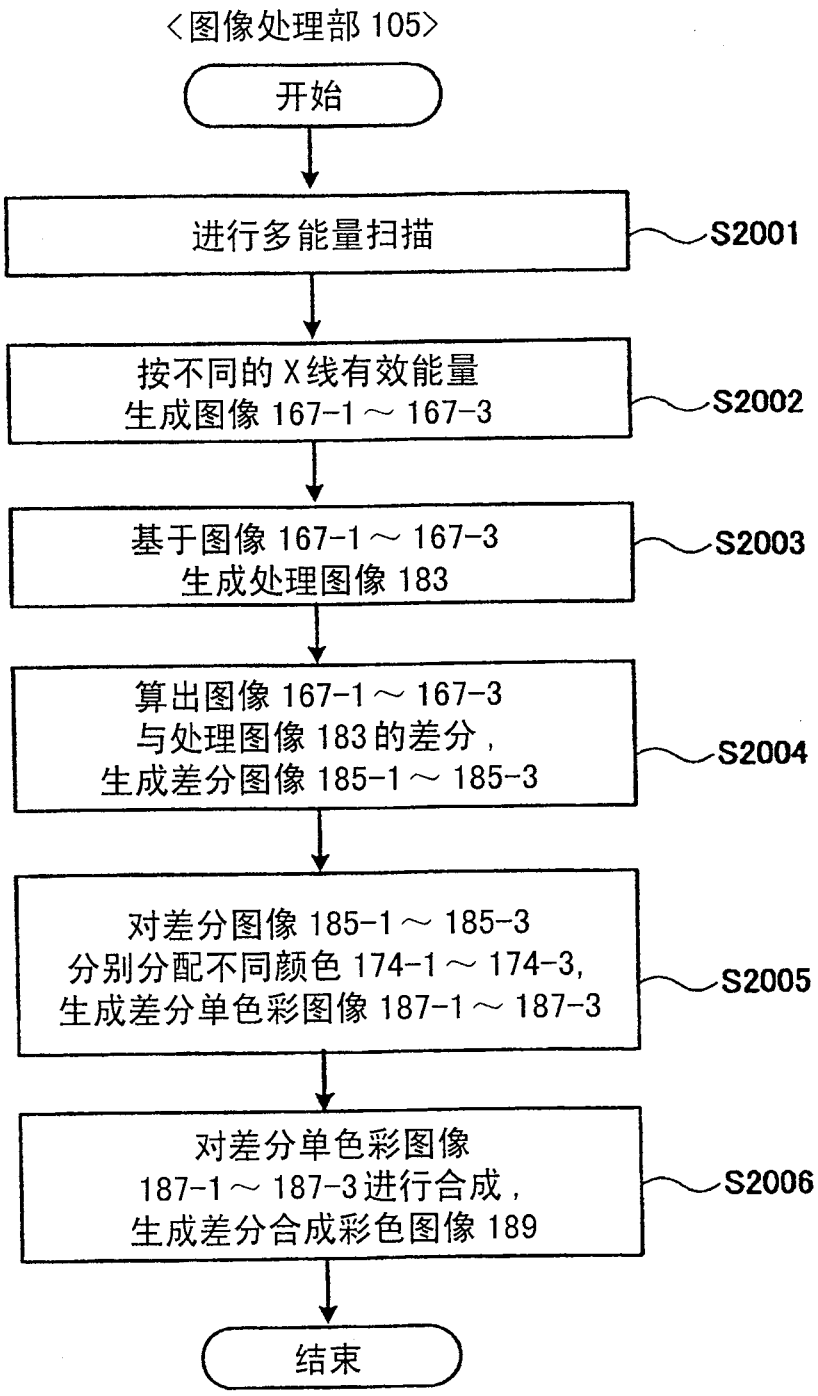

<图像处理部 105>
开始
进行多能量扫描
S2001
按不同的 X 线有效能量
生成图像 167-1 ～ 167-3
S2002
基于图像 167-1 ～ 167-3
生成处理图像 183
S2003
算出图像 167-1 ～ 167-3
与处理图像 183 的差分，
生成差分图像 185-1 ～ 185-3
S2004
对差分图像 185-1 ～ 185-3
分别分配不同颜色 174-1 ～ 174-3，
生成差分单色彩图像 187-1 ～ 187-3
S2005
对差分单色彩图像
187-1 ～ 187-3 进行合成，
生成差分合成彩色图像 189
S2006
结束

图 19

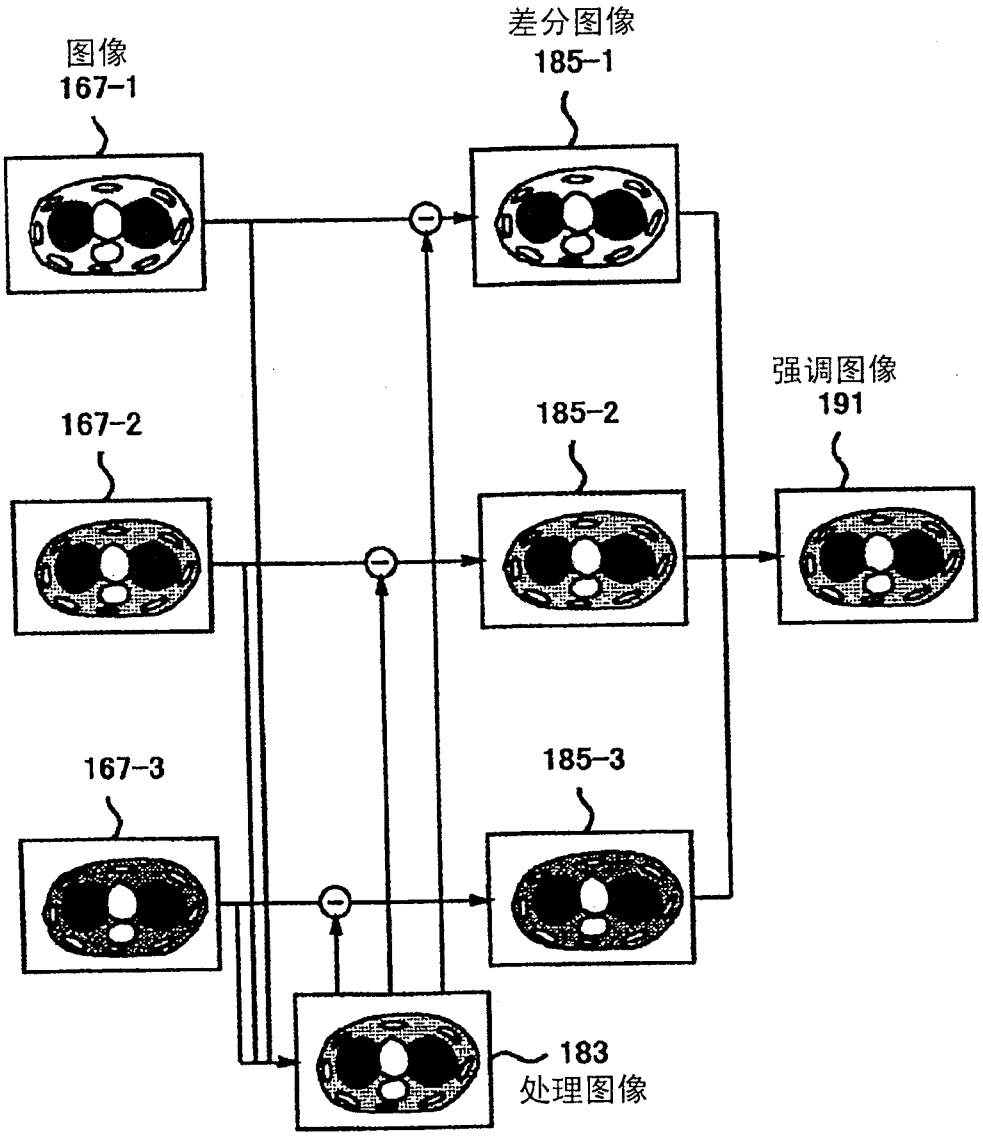


图 20

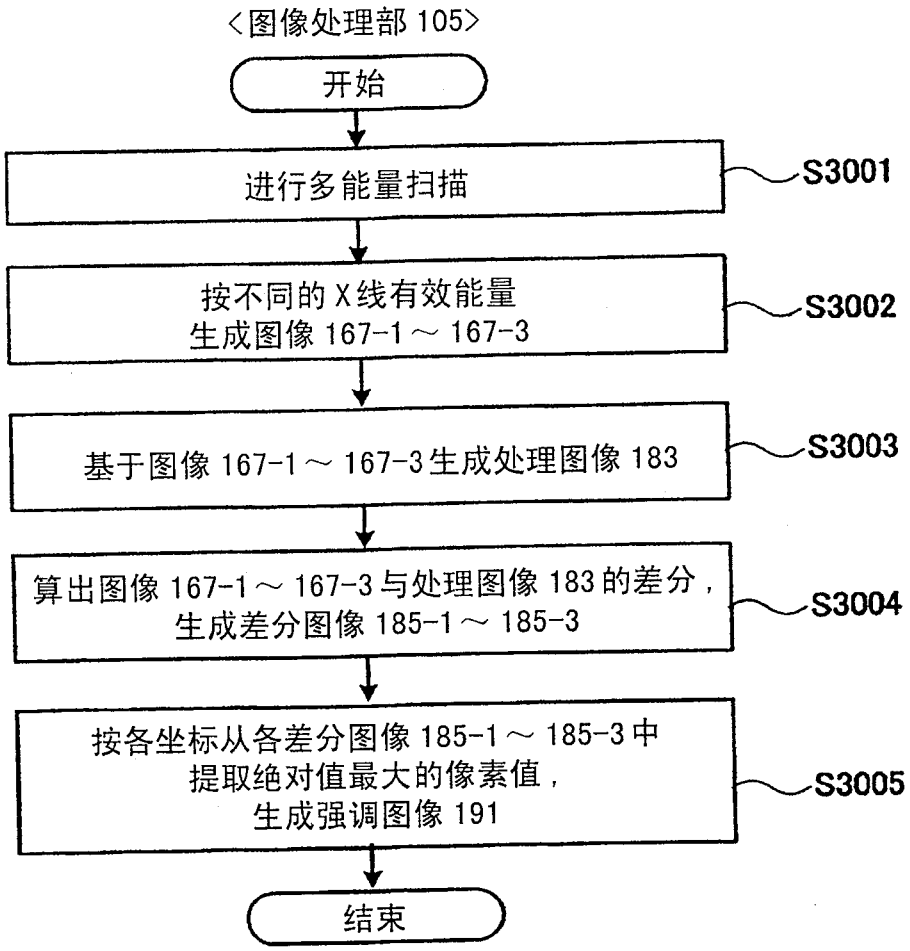

<图像处理部 105>
开始
进行多能量扫描
S3001
按不同的 X 线有效能量
生成图像 167-1 ～ 167-3
S3002
基于图像 167-1 ～ 167-3 生成处理图像 183
S3003
算出图像 167-1 ～ 167-3 与处理图像 183 的差分，
生成差分图像 185-1 ～ 185-3
S3004
按各坐标从各差分图像 185-1 ～ 185-3 中
提取绝对值最大的像素值，
生成强调图像 191
S3005
结束

图 21

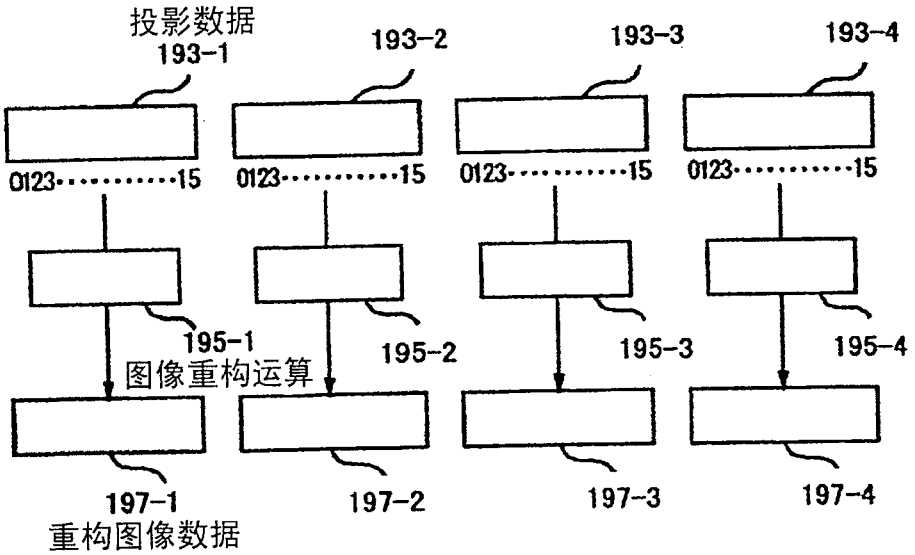

投影数据
193-1
193-2
193-3
193-4
0123·····15
0123·····15
0123·····15
0123·····15
195-1
图像重构运算
195-2
195-3
195-4
197-1
重构图像数据
197-2
197-3
197-4

图 22

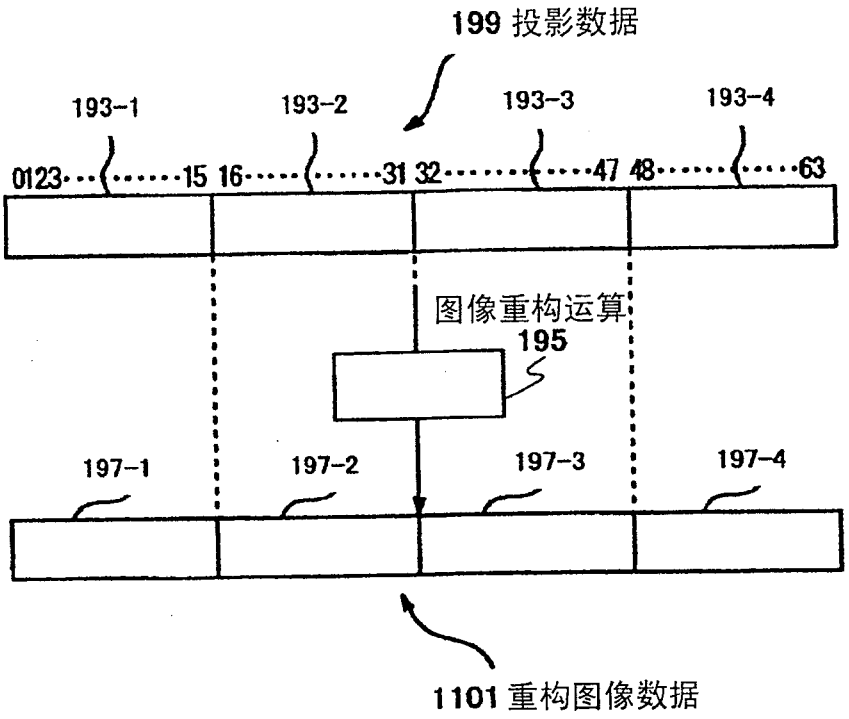

199 投影数据
193-1
193-2
193-3
193-4
0123
15 16
31 32
47 48
63
图像重构运算
195
197-1
197-2
197-3
197-4
1101 重构图像数据

图 23

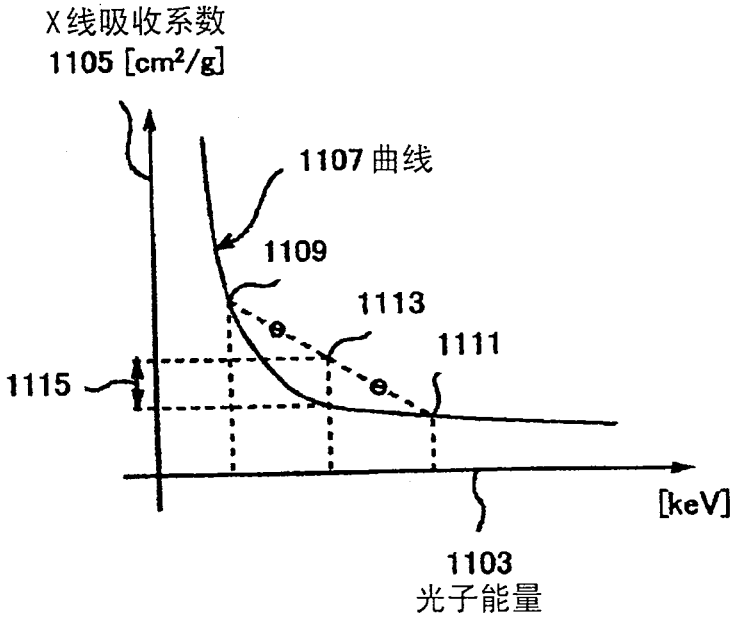

X线吸收系数
1105 [cm²/g]
1107 曲线
1109
1113
1111
1115
e
e
[keV]
1103
光子能量

图 24

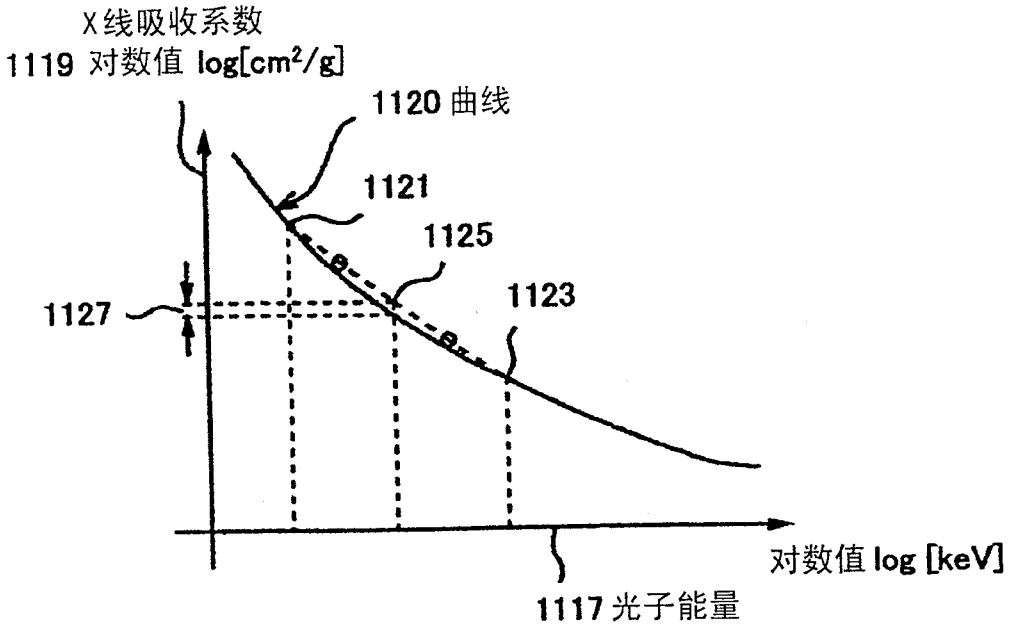

X线吸收系数
1119 对数值 log[cm²/g]
1120 曲线
1121
1125
1123
1127
对数值 log [keV]
1117 光子能量

图 25

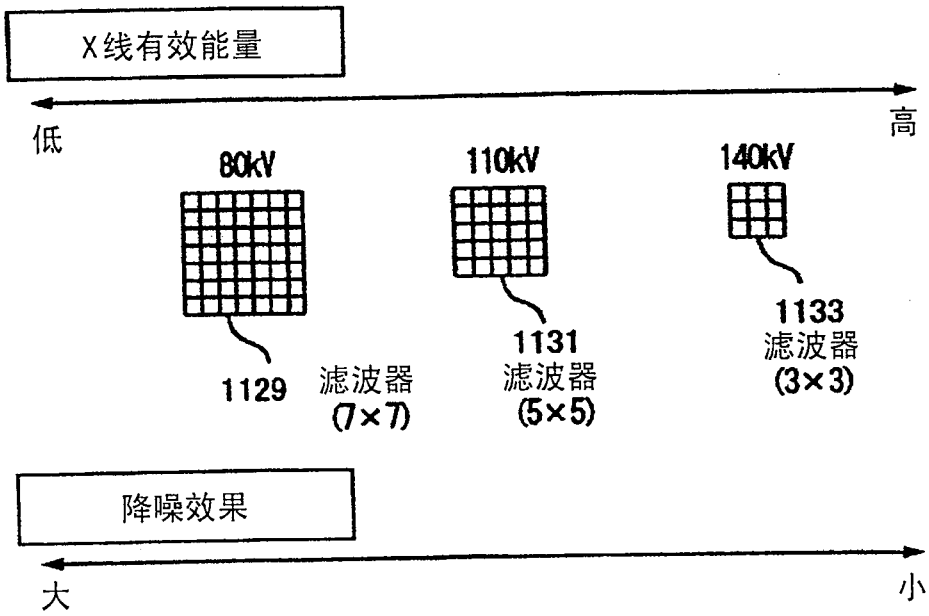

X线有效能量
低
高
80kV
110kV
140kV
1129
滤波器
(7×7)
1131
滤波器
(5×5)
1133
滤波器
(3×3)
降噪效果
大
小

图 26

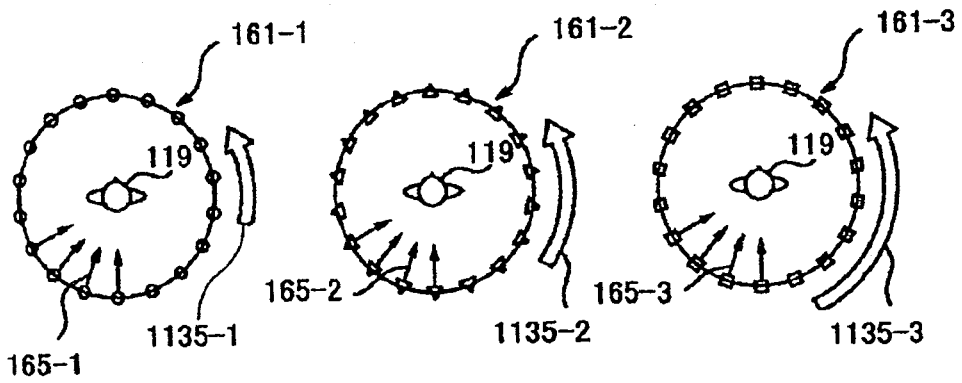


图 27

照射位置	X线有效能量	扫描速度
○	低	小
△	中	中
□	高	大

图 28

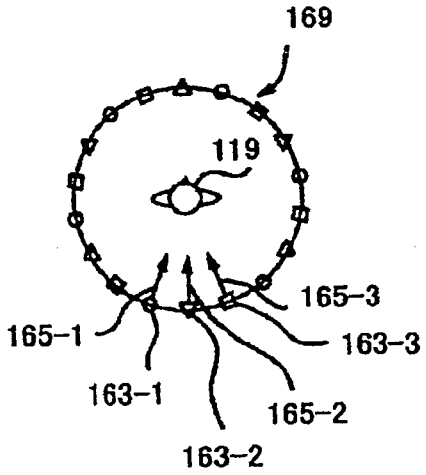


图 29

照射位置	X线有效能量	X线管电流
○	低	大
△	中	中
□	高	小

图 30

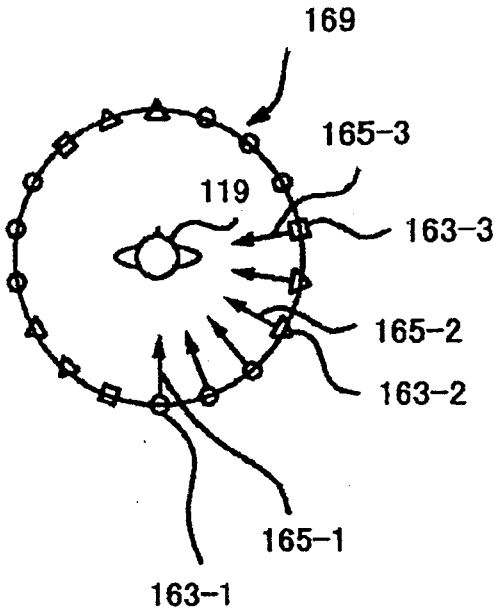


图 31

照射位置	X线有效能量	取景位置数
○	低	大
△	中	中
□	高	小

图 32

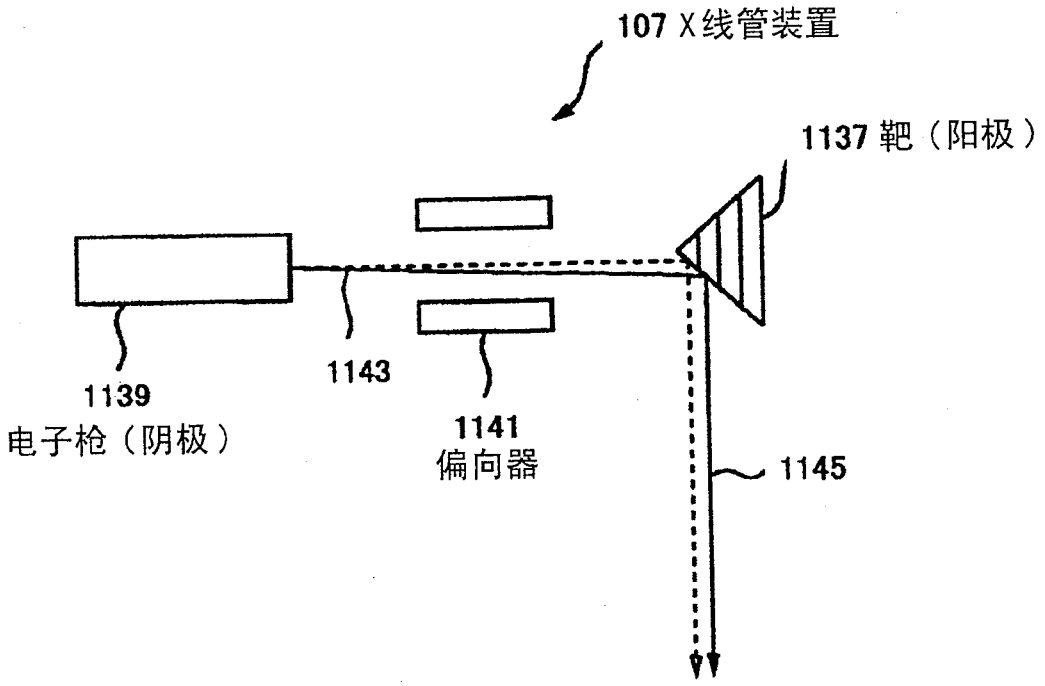

107 X线管装置
1137 靶（阳极）
1139
电子枪（阴极）
1143
1141
偏向器
1145

图 33

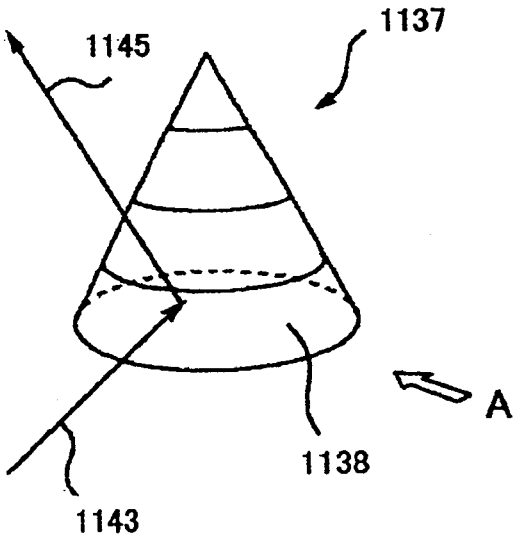

1145
1137
A
1138
1143

图 34

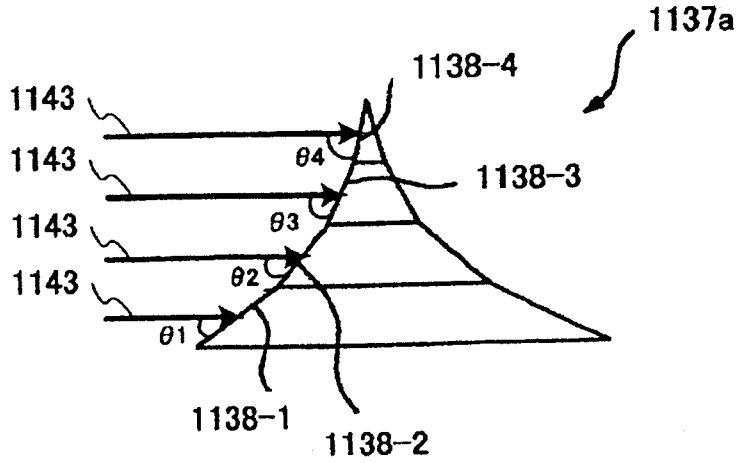

1137a
1138-4
1143
1143
1143
1143
θ4
θ3
θ2
θ1
1138-3
1138-1
1138-2

图 35

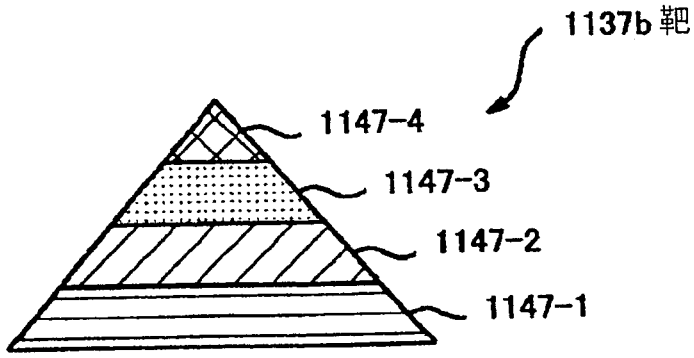

1137b 靶
1147-4
1147-3
1147-2
1147-1

图 36

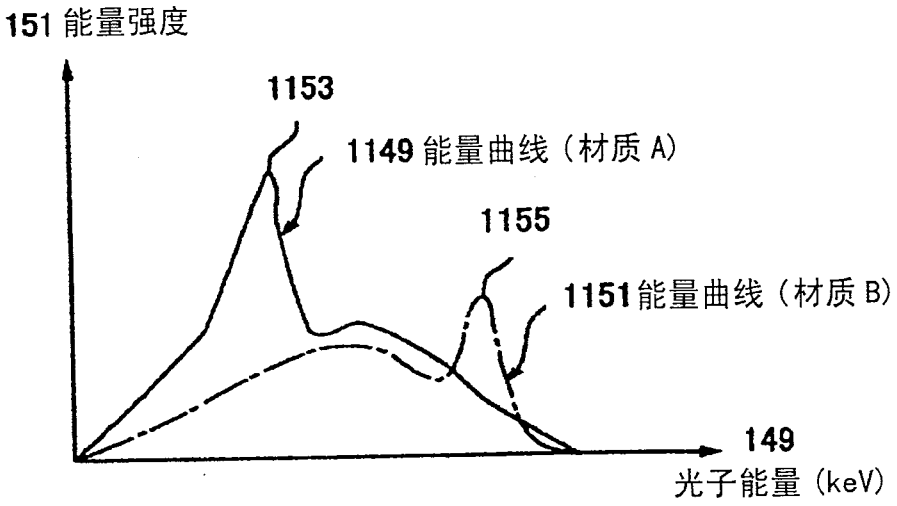

151 能量强度
1153
1149 能量曲线（材质 A）
1155
1151 能量曲线（材质 B）
149
光子能量（keV）

图 37

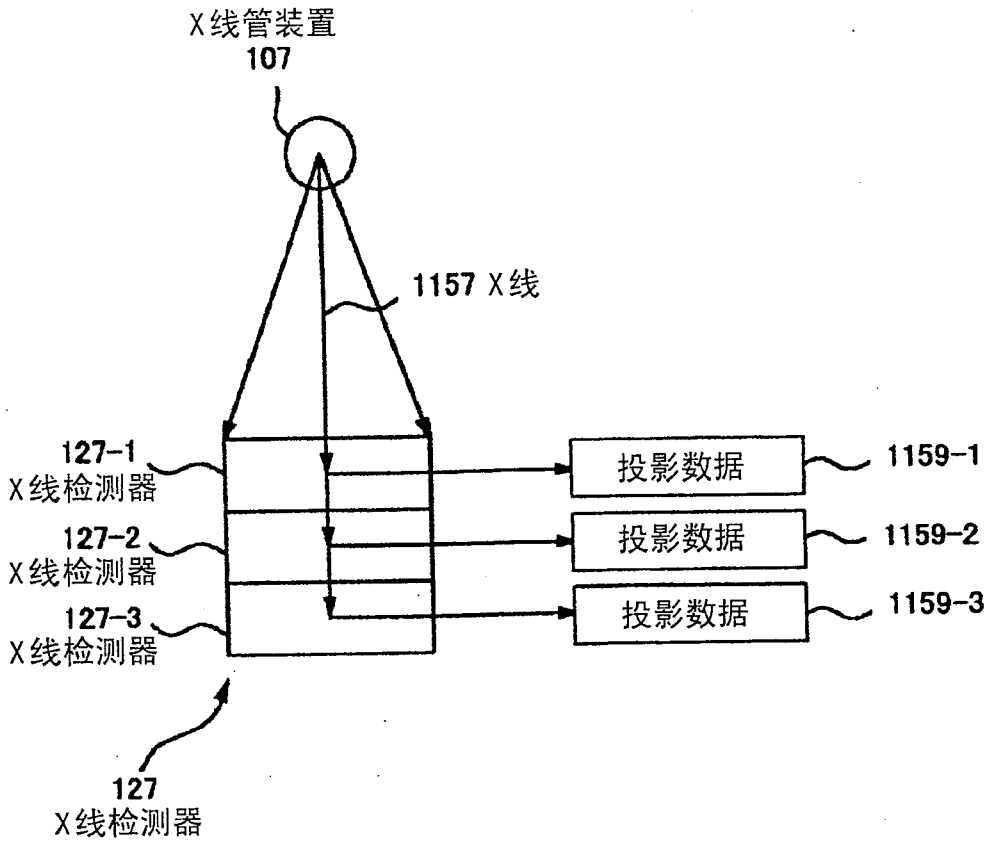

X线管装置
107
1157 X线
127-1
X线检测器
127-2
X线检测器
127-3
X线检测器
127
X线检测器
投影数据
投影数据
投影数据
1159-1
1159-2
1159-3

图 38

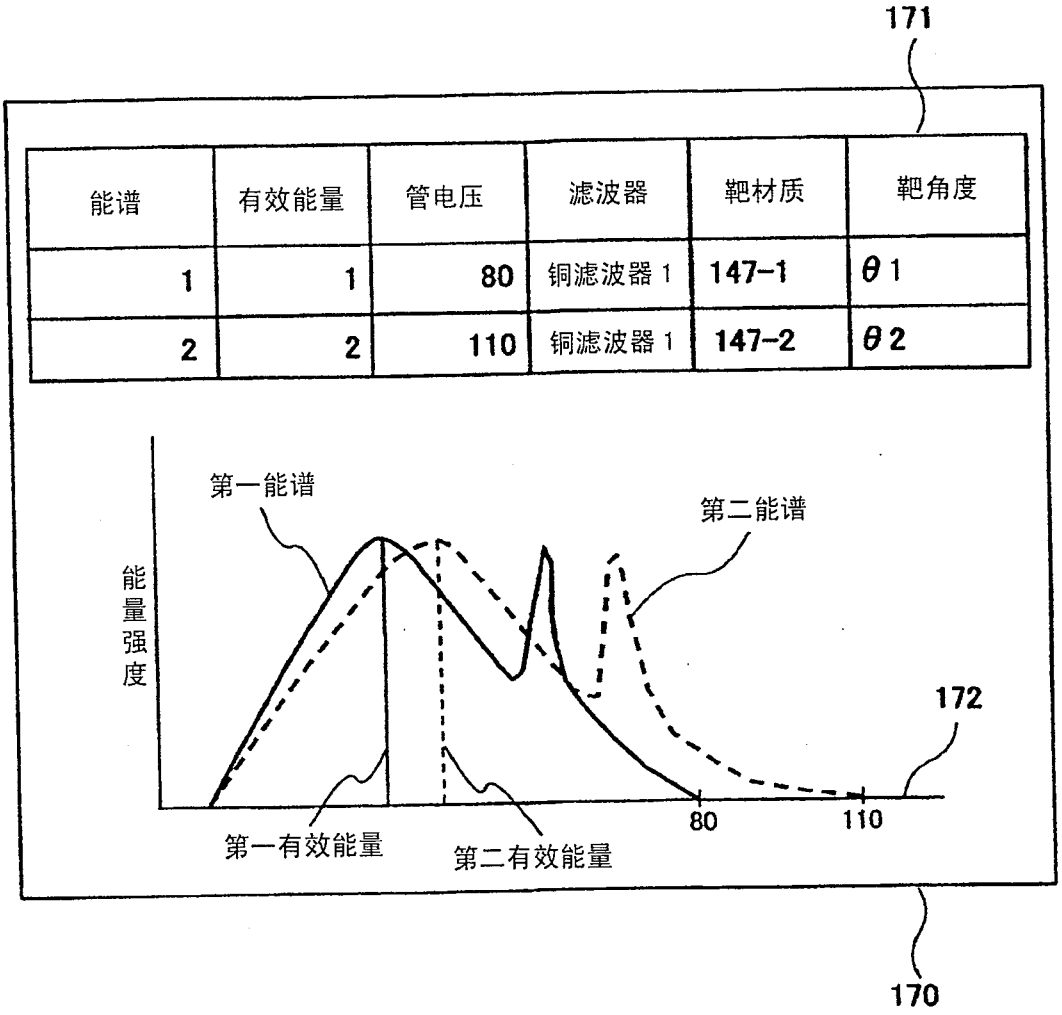

171
能谱
有效能量
管电压
滤波器
靶材质
靶角度
1
1
80
铜滤波器 1
147-1
θ1
2
2
110
铜滤波器 1
147-2
θ2
第一能谱
第二能谱
能量强度
172
80
110
第一有效能量
第二有效能量
170

图 39