



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410100703.8

[43] 公开日 2005 年 6 月 15 日

[11] 公开号 CN 1627470A

[22] 申请日 2004.12.10

[21] 申请号 200410100703.8

[30] 优先权

[32] 2003.12.10 [33] JP [31] 2003-411582

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 工藤英稔

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商  
标事务所

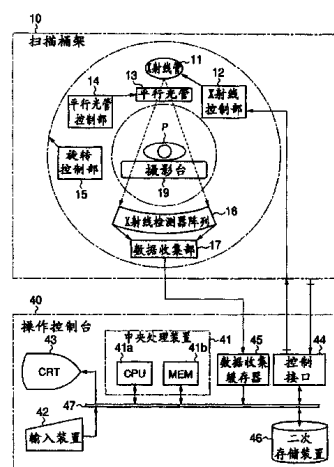
代理人 李德山

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 11 页

[54] 发明名称 X 射线 CT 装置

[57] 摘要

一种 X 射线管包括：发射电子射线的阴极；配置为使所述发射的电子射线碰撞并产生 X 射线，并且包括沿着圆周方向具有不同的倾斜角的多个区域的圆盘状的靶；使所述靶旋转的旋转机构。另外，一种 X 射线 CT 装置包括：具有发射电子射线的阴极、配置为使所述发射的电子射线碰撞并产生 X 射线，并且包括沿着圆周方向具有不同的倾斜角的多个区域的圆盘状的靶、以及使所述靶旋转的旋转机构的 X 射线管；具有检测从所述 X 射线管照射的 X 射线的多个检测元件的 X 射线检测器；根据所述 X 射线检测器的输出，再构成图象的再构成装置。



1. 一种 X 射线管，包括：  
发射电子射线的阴极；  
配置为使所述发射的电子射线碰撞并产生 X 射线，并且包括沿着  
圆周方向具有不同的倾斜角的多个区域的圆盘状的靶；和  
使所述靶旋转的旋转机构。
2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线管，其特征在于：  
所述多个区域沿着所述圆周方向等间隔设置。
3. 根据权利要求 2 所述的 X 射线管，其特征在于：  
所述多个区域以所述靶的中心轴为中心来点对称地设置。
4. 根据权利要求 2 所述的 X 射线管，其特征在于：  
所述多个区域是 4 个。
5. 根据权利要求 2 所述的 X 射线管，其特征在于：  
所述多个区域是 8 个。
6. 根据权利要求 1 所述的 X 射线管，其特征在于：  
所述多个区域具有彼此不同的倾斜角。
7. 根据权利要求 1 所述的 X 射线管，其特征在于：  
所述多个区域具有两种倾斜角中的任意一种。
8. 根据权利要求 1 所述的 X 射线管，其特征在于：  
所述多个区域具有大约 6 度或大约 10 度这两种倾斜角中的任意  
一种。
9. 一种 X 射线 CT 装置，其特征在于：  
具有所述权利要求 1 的 X 射线管。
10. 一种 X 射线 CT 装置，其特征在于：包括：  
具有发射电子射线的阴极、配置为使所述发射的电子射线碰撞并  
产生 X 射线，并且包括沿着圆周方向具有不同的倾斜角的多个区域的  
圆盘状的靶、以及使所述靶旋转的旋转机构的 X 射线管；  
具有检测从所述 X 射线管照射的 X 射线的多个检测元件的 X 射

线检测器；和

根据所述 X 射线检测器的输出来再构成图象的再构成装置。

11. 根据权利要求 10 所述的 X 射线 CT 装置，其特征在于：

所述多个 X 射线检测元件沿着被检测体的体轴方向配置多个检测元件列。

12. 根据权利要求 10 所述的 X 射线 CT 装置，其特征在于：还包括：

控制所述圆盘状的靶的转速，以便在所述 X 射线检测器中，直到所述多个检测元件列的 X 射线的射线量检测大致结束为止的检测周期变为所述靶的旋转周期的整数倍的旋转控制部。

13. 根据权利要求 12 所述的 X 射线 CT 装置，其特征在于：还包括：

在所述检测器中，把从所述多个检测元件列的 X 射线的射线量检测开始的时刻至结束的時刻的时间作为所述检测周期来进行检测的开始/结束检测部件。

14. 根据权利要求 10 所述的 X 射线 CT 装置，其特征在于：还包括：

检测所述靶的旋转位置的位置检测器；

根据所述检测的旋转位置来特定所述多个区域的边界部分，从而抑制 X 射线的照射以使所述电子射线避开该边界部分而进行碰撞的部件。

15. 根据权利要求 14 所述的 X 射线 CT 装置，其特征在于：

所述抑制 X 射线的照射的部件包括：

通过在阻碍从所述阴极发射的电子射线的前进的方向上产生磁场，来抑制从所述阴极发射所述电子射线的栅极；和

进行通过所述电子射线发射抑制部件来调整从所述阴极发射所述电子射线的定时的控制的电子射线发射控制部件。

## X 射线 CT 装置

### 技术领域

本发明涉及从旋转阳极 X 射线管对被检测体照射 X 射线，通过具有多个检测元件列的检测器来检测该透过 X 射线的 X 射线 CT 装置。

### 背景技术

一般来说，使用旋转阳极 X 射线管作为 X 射线 CT 装置的 X 射线照射源。该旋转阳极 X 射线管主要具有阴极部和阳极部。阴极部具有：发射热电子的灯丝；配置在该灯丝的周围，具有把从灯丝发射的热电子聚焦，在阴极的靶上形成焦点的聚焦沟的聚焦阳极。阳极部与该阴极部相对配置，包含具有伞状的对置面的靶；支撑该靶，使其旋转的旋转机构部；把该旋转机构部支撑为可自由旋转的固定部。

该旋转阳极 X 射线管是通过在阴极部和阳极部之间外加高电压，从靶上的焦点发射 X 射线的结构，并且此时，从阳极部产生大量的热，所以封入 X 射线管内（以下简称为管容器）使用。在管容器内，旋转阳极 X 射线管被绝缘支撑，浸渍在绝缘油中。在管容器中，在旋转阳极 X 射线管的靶附近设置 X 射线发射窗，在阴极部和阳极部附近设置用于导入高电压的电缆插座。

在阴极一侧的电缆插座上连接阴极一侧高电压电缆，导入负的高电压和用于加热灯丝的灯丝加热电压。另外，在阳极一侧的电缆插座上连接阳极一侧高电压电缆，导入正的高电压。但是，也有把阳极一侧的电缆插座接地的阳极接地型。另外，在阳极部的旋转机构部的周围安装用于使阳极部旋转的定子。

该旋转阳极 X 射线管如上所述，在阴极部和阳极部之间外加高电压（数百 kV），从阴极部的灯丝发射的热电子撞击阳极部的靶，从而产生 X 射线。灯丝采用把由钨等电子发射材料构成的细线卷成线圈装

的构造，通过灯丝加热电流流过，加热到高温。从加热的灯丝发射与温度相应的量的热电子，通过由外加在阴极部和阳极部之间的高电压形成的电场，作为电子射线向阳极部加速。此时，通过由聚焦电极的聚焦沟形成的电场，在阳极部的靶上聚焦，从而变为所需的尺寸的焦点。

该电子射线的流是 X 射线管电流，外加在阴极部和阳极部之间的高电压是 X 射线管电压。X 射线管电流和 X 射线管越大，由靶产生的 X 射线的射线量就越大。另外，X 射线的射线量也依存于靶的材料，靶材料的原子序号越大，就越大。但是，X 射线摄影中使用的 X 射线管电压区域中的 X 射线发生效率非常低，为 1% 以下，所以通过撞击到靶的焦点的电子射线输入的能量的大部分变换为热能。因此，阳极部的靶为了防止基于电子束的焦点的局部过热，由旋转机构高速旋转。

另外，靶如上所述，具有伞状的对置面，由靶产生的 X 射线向与对置面的倾斜角（是对于与该靶的旋转轴正交的面倾斜角，以下称作靶角）对应的方向发射。而且，透过 X 射线放射窗的 X 射线对被检测体照射。须指出的是，该靶的形状在特开 2001-76657 号公报的段落（0016）-（0019）、图 1 和图 2 中描述。

但是，该旋转阳极 X 射线管在能再构成关于被检测体的体轴方向的多个断层图象的多切片型 X 射线 CT 装置中利用。在该多切片型 X 射线 CT 装置中包括：为了再构成多个断层图象，为了同时收集与各自对一个透过 X 射线量，在被检测体的体轴方向具有多个检测元件列的多列检测器。

但是，在这样的检测器中，对于旋转阳极 X 射线管的切片方向各检测元件列的位置差增大，所以如图 9 所示，根据检测元件列的切片方向的位置，照射它的 X 射线的外观上的焦点尺寸和射线量、射线质量等中产生差（以下把它们称作 X 射线的射线质量的灵敏度变化）。特别是在最近的多切片型 X 射线 CT 装置中，检测元件列的数达到 128—256 那样庞大的数，所以伴随着此，各检测元件列的切片方向的位置差也变得非常大，所以存在无法忽视 X 射线的射线质量的现

状。在此前的多切片型 X 射线 CT 装置中, 检测元件列的数为 4—16 个左右, 各检测元件列的切片方向的位置差不大, 所以忽视 X 射线的射线质量的灵敏度变化。

另外, 在最近的多切片型 X 射线 CT 装置中, 为了以更高分辨率再构成断层图象, 要求收集更正确的投影数据。为了实现它, 以对被检测体照射具有正确一样的 X 射线分布的 X 射线, 由各检测元件列收集投影数据为条件。

但是, 如上所述, 从旋转阳极 X 射线管照射的 X 射线的射线分布量关于被检测体的体宽方向几乎为一样的分布, 但是关于体轴方向, 变为具有与各检测元件列的切片方向的位置相应的差的分布, 具体而言具有平缓的倾斜的部分, 所以根据由各检测元件列检测的投影数据再构成的断层图象的图象质量由于该检测元件列位置差引起的 X 射线量分布差, 变得不均一。

### 发明内容

本发明是鉴于所述事实提出的, 其目的在于: 提供减少由于使用在被检测体的体轴方向具有多个检测元件列的检测器而产生的从旋转阳极 X 射线管照射的 X 射线的该检测器的各检测元件列的射线量分布差, 从而能抑制根据来自各检测元件列的投影数据再构成的多个断层图象的图象质量差的 X 射线 CT 装置。

本发明的一方面包括: 发射电子射线的阴极; 配置为所述发射的电子射线碰撞并产生 X 射线, 包括沿着圆周方向具有不同的倾斜角的多个区域的圆盘状的靶; 使所述靶旋转的旋转机构 (rotation mechanism)。

另外, 本发明的另一方面包括: 具有发射电子射线的阴极、配置为使所述发射的电子射线碰撞并产生 X 射线, 并且包括沿着圆周方向具有不同的倾斜角的多个区域的圆盘状的靶、使所述靶旋转的旋转机构 (rotation mechanism) 的 X 射线管; 具有检测从所述 X 射线管照射的 X 射线的多个检测元件的 X 射线检测器; 根据所述 X 射线检测

器的输出，再构成图象的再构成装置。

#### 附图说明

下面简要说明附图。

图 1 是表示 X 射线 CT 装置的一实施例的全体结构的结构图。

图 2 是表示图 1 所示的旋转阳极 X 射线管的全体结构的剖视图。

图 3 是用于说明图 1 所示的 X 射线检测器阵列的详细结构的说明图。

图 4 (A) 是表示图 2 所示的靶的全体结构的侧视图，图 4 (B) 是表示图 2 所示的靶的全体结构的主视图。

图 5 (A) 是用于说明通过图 4 (A)、图 4 (B) 所示的靶，减少向 X 射线检测器阵列的各检测元件列照射的 X 射线的射线量分布的差的说明图，图 5 (B) 是用于说明通过图 4 (A)、图 4 (B) 所示的靶，减少向 X 射线检测器阵列的各检测元件列照射的 X 射线的射线量分布的差的说明图。

图 6 是用于说明通过图 4 (A)、图 4 (B) 所示的靶，减少向 X 射线检测器阵列的各检测元件列照射的 X 射线的射线量分布的差的说明图。

图 7 是表示在图 1 所示的 X 射线 CT 装置中，用于进行将靶的旋转周期调整为 X 射线检测器阵列的数据收集周期的整数分之一的控制的控制结构的框图。

图 8 是表示在图 1 所示的 X 射线 CT 装置中，为了避开靶的多个倾斜面的边界部分，来自灯丝的热电子碰撞，用于进行从灯丝产生的热电子输出控制的控制结构的框图。

图 9 是用于说明通过以往的 X 射线 CT 装置中使用的旋转阳极 X 射线管的靶，照射到构成多列检测器上的各检测元件列上的 X 射线射线量分布上产生差的说明图。

#### 具体实施方式

下面,参照附图来具体说明 X 射线 CT 装置的实施例。

首先,参照图 1 说明本实施例的 X 射线 CT 装置的全体结构。如图 1 所示,该 X 射线 CT 装置主要包含:通过在被检测体 P 的体宽方向扩展为扇状的 X 射线,进行被检测体 P 的 Axial/Herical 扫描的桶架 10;安放被检测体 P,使其在体轴方向移动摄影台 19;用于进行这些操作的操作控制台 40。

在桶架 10 内设置有旋转阳极 X 射线管 11;控制该旋转阳极 X 射线管 11 的管电压、管电流、照射时间的 X 射线控制部 12;限制 X 射线的体宽方向以及体轴方向的照射范围的平行光管 (collimator) 13;进行平行光管 13 的位置控制的平行光管控制部 14。另外,在桶架 10 内还包含:把多个 X 射线检测元件配置为矩阵状的多列检测器即 X 射线检测器阵列 16;收集 X 射线检测器阵列 16 的检测数据即投影数据的数据收集部 (DAS) 17;使它们围绕被检测体 P 的体轴旋转的旋转机构部 15。

X 射线检测器阵列 16 如图 2 所示,成为多个 X 射线检测元件在被检测体的体轴方向以及体宽方向排列为矩阵状的结构,对在切片方向排列的各检测元件列收集投影数据。

另外,操作控制台 40 具有:进行该 X 射线 CT 装置的主控制处理 (扫描控制、断层图象再构成处理) 的中央处理装置 41;由键盘或鼠标构成的输入装置 42;显示用于摄影计划的摄影参数 (管电压、管电流、扫描时间、被检测体轴方向的切片厚度) 或摄影结果的断层图象的显示装置 (CRT) 43。中央处理装置 41 具有 CPU41a 和 CPU41a 使用的主存储器 41b。

另外,操作控制台 40 包含:在 CPU41a 和桶架 10 或摄影台 19 之间进行各种控制信号或监视信号的交换的控制接口 44;存储来自数据收集部 17 的摄影数据的数据收集缓存器 45;存储 X 射线 CT 装置的运用所必要的各种数据和应用程序的二次存储装置 (盘) 46; CPU41a 的公共总线 47。

如果说明 X 射线 CT 装置中进行的 X 射线摄影动作,则从旋转

阳极 X 射线管 11 照射的 X 射线透过被检测体 P，一齐入射到 X 射线检测器阵列 16 的各检测元件列中。数据收集部 17 从 X 射线检测器阵列 16 的检测元件列收集被检测体 P 的投影数据，存储到数据收集缓存器 45。在收集数据时，在切片方向上排列的各检测元件列中，依次进行收集投影数据的扫描。

在桶架 10 稍微旋转的位置，再度进行上述投影，收集、存储投影数据。以下，同样收集、存储桶架 10 旋转 1 圈的投影数据，并且按照 Axial/Helical 扫描方式，使摄影台 19 在被检测体 P 的体轴方向间歇/连续移动，收集、存储关于被检测体的所需摄影区域的全部投影数据。然后，CPU41a 根据去的全部投影数据，再构成多个被检测体 P 的 CT 断层图象，在显示装置 43 上显示。

下面参照图 3 说明图 1 所示的旋转阳极 X 射线管 11 的全体结构。如图 3 所示，旋转阳极 X 射线管 11 具有：把管内保持真空的封装 61；产生热电子的灯丝 62；把从该灯丝 62 发生，并且加速的热电子聚焦的聚焦电极 63；支撑灯丝 62 和聚焦电极 63 的阴极套管 64。旋转阳极 X 射线管 11 还具有：由伞状的钨圆盘构成，通过热电子碰撞产生 X 射线的靶 65；旋转支撑该靶 65 的旋转阳极子 67；轴支撑该旋转阳极子 67 的轴承 68；支撑该旋转阳极 X 射线管 11 的阳极一侧的阳极轴 69。

旋转阳极子 67 通过从设置在封装 61 的周围的定子线圈外加的磁场（旋转磁场），以高速旋转。另外，靶 65 的伞状部分的倾斜角度设置为从该靶 65 发射的 X 射线一齐入射到 X 射线检测器阵列 16 的各检测元件列。另外，从该旋转阳极 X 射线管 11 产生大量的热，所以由铝制的外套 70 覆盖，其中，从外部使冷却油循环，强制冷却该旋转阳极 X 射线管 11。

由支撑灯丝 62 产生的热电子由外加在阴极套管 64 和旋转阳极子 67 之间的高电压加速，作为电子射线由聚焦电极 63 聚焦，撞击靶 65 上的小焦点 66。据此，在靶 65 的焦点 66 产生 X 射线。一般热电子向 X 射线的变换效率低到 1% 以下，因此能量的大半变换为热，在焦点

66 产生高热，所以围绕阳极轴 69 使靶 65 以高速（130—160Hz 左右）旋转，扩大焦点 66 的有效面积，取得所需的 X 射线输出，并且防止与 X 射线管 11 的故障或破损关联的过热。

在此，参照图 4（A）、图 4（B）说明旋转阳极 X 射线管 11 的靶 65 的全体结构。如图 4（A）、图 4（B）所示，靶 65 具有在圆周方向划分为多个区域的倾斜面，具体而言，每隔旋转角 90 度，倾斜角（以下称作靶角）以 6 度和 10 度交替变换的多个倾斜面。该靶 65 通过来自定子线圈的旋转磁场，没旋转 90 度，以 6 度和 10 度切换靶角，从该靶 65 产生的 X 射线在与该靶角对应的方向照射，并且照射为对于 X 射线检测器阵列 16 的切片方向的各检测元件列，射线量分布变为一样。为了防止由于边缘，热电子的能量极端损失，靶 65 的彼此相邻的倾斜面的边界部分平滑地连接。

如果考虑该靶 65 的多个倾斜面的个数、靶角、该靶 65 旋转时的稳定性，则可以设置为以该靶 65 的旋转轴为基准的点对象，从而它们的旋转重心位于该靶 65 的旋转轴上。但是，可以不是点对称。具体而言，多个倾斜面的个数可以决定为 4 个或 8 个，另外这些靶角希望彼此不同的角度只交替重复相同的次数。

在此，作为靶角，按照靶 65 和 X 射线检测器阵列 16 间的距离、撞击靶 64 的来自灯丝 62 的热电子的入射角决定，另外鉴于以往的多切片型 X 射线 CT 装置的靶的靶角一般为 7 度或 9 度，为了在覆盖它的范围中进行 X 射线的照射方向的切换，决定为 6 度以及 10 度或其附近的角度。

通过这样的结构，从该靶 65 发射的 X 射线如图 5（A）、图 5（B）所示，以与 6 度的靶角和 10 度的靶角对应的照射方向，对 X 射线检测器阵列 16 的切片方向的检测元件列照射。把这些射线量合计的射线量分布如图 6 所示，与以往的时候（参照图 9）相比，变为一样，能减少其差。但是，从靶 65 照射的 X 射线随着该靶 65 的每旋转一圈，以与 6 度的靶角和 10 度的靶角对应的照射方向，重复 2 次照射，所以在图 6（A）、图 6（B）中，表示把它们合计的射线量。

从靶 65 照射的 X 射线如后所述, 该靶 65 的旋转周期调整为 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期(直到各检测元件列的一系列数据收集的大致结束的周期)的整数分之一, 所以只重复该整数次照射, 射线量变为图 6(A)、图 6(B)所示的值的该整数倍。据此, 变为与图 9 所示的以往的时候同等的射线量。

因此, 通过跨多次切换从靶 65 发射的 X 射线的照射方向, 在 X 射线检测器阵列 16 的切片方向的各检测元件列中能减少射线量分布的差, 所以能抑制根据由该各检测元件列检测的投影数据再构成的断层图象的图象质量差。

须指出的是, 在该 X 射线 CT 装置中, 为了防止由于靶 65 的旋转周期与 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期(直到各检测元件列的一系列数据收集的大致结束的周期)不同, 而在各 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期内, 对各检测元件列进行照射的 X 射线的射线量分布中发生不均匀, 可以进行调整为 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期的整数分之一的控制。

即进行把靶 65 的旋转周期调整为 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期的整数分之一的控制, 从而在 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期内, 对各检测元件列照射的 X 射线的照射方向重复, 正好切换整数次。

图 7 表示用于把靶 65 的旋转周期控制为 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期的整数分之一的控制结构的框图。如图 7 所示, 在靶 65 的旋转轴上设置检测旋转位置的旋转编码器等位置检测器 110。另外, 在 X 射线检测器阵列 16 上设置按照该 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期, 产生把该数据收集周期和变为靶 65 的旋转周期的整数倍的周期同步的同步信号(在 X 射线检测器阵列 16 的各检测元件列中, 报告数据收集开始的时刻和结束的的时刻的信号)的同步信号发生器 120。

在这样的结构中, 旋转控制部 130(可以由上述的 X 射线控制部 12 构成)根据从位置检测器 110 输出的关于靶 65 的旋转位置的位置

信号、从同步信号发生器 120 发生的同步信号，计算 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期（具体而言，计算报告数据收集开始的时刻的同步信号和报告数据收集结束的时刻的同步信号的发生时间差），为了调整该靶 65 的旋转周期，使靶 65 的旋转周期变为数据收集周期的整数分之一，控制由定子线圈产生的旋转磁场的强度。

据此，在 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期内，从靶 65 照射的 X 射线的照射方向重复切换整数次，所以在 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期内，能防止在对各检测元件列照射的 X 射线的射线量中产生不均一。

在该 X 射线 CT 装置中，如上所述，为了防止来自灯丝 62 的热电子撞击靶 65 的多个倾斜面的边界部分，产生的 X 射线的射线量中发生不均一，旋转控制部 130 进行从灯丝 62 产生的热电子的输出控制，从而避开靶 65 的多个倾斜面的边界部分，来自灯丝 62 的热电子撞击。

图 8 表示用于进行从灯丝 62 产生的热电子的输出控制的控制结构的框图。如图 8 所示，在靶 65 的旋转轴上设置检测旋转位置的旋转编码器等位置检测器 110。另外，在 X 射线检测器阵列 16 上设置按照该 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期，产生使靶 65 的旋转周期同步的同步信号（在 X 射线检测器阵列 16 的各检测元件列中，报告数据收集开始的时刻和结束的的时刻的信号）的同步信号发生器 120。具有：设置在灯丝 62 的前表面，通过对自身外加负的偏压，在复制从灯丝 62 发射的热电子的方向产生磁场的栅极 71；通过在该栅极 71 上在给定时刻作用上述的负的偏压，进行热电子的发射控制（发射热电子的定时的控制）栅极控制装置 140。在这样的结构中，旋转控制部 130（也可以由上述的 X 射线控制部 12 构成）根据从位置检测器 110 输出的关于靶 65 的旋转位置的位置信号、从同步信号发生器 120 发生的同步信号，计算 X 射线检测器阵列 16 的数据收集周期（具体而言，计算报告数据收集开始的时刻的同步信号和报告数据收集结束的的时刻的同步信号的发生时间差），为了调整该靶 65 的转速，使靶 65 的旋转周期变为数据收集周期的整数分之一，控制由定子线圈产生的旋转

磁场的强度。栅极控制装置 140 根据从位置检测器 110 输出的关于靶 65 的旋转位置的位置信号, 确定靶 65 的多个倾斜面的边界部分的位置(即预先使靶 65 的旋转位置和多个倾斜面的边界部分的位置关联), 对该栅极 71 在给定时刻外加上所述的负偏压, 调整从灯丝 62 发射热电子的定时, 从而避开该边界位置, 来自灯丝 62 的热电子撞击, 同时根据从同步信号发生器 120 产生的同步信号, 为了只在 X 射线检测器阵列 16 的数据收集期间内从靶 65 照射 X 射线, 对栅极 71 在给定时刻外加上所述的负偏压, 进行调整从灯丝 62 发射热电子的定时的控制。

须指出的是, 以上说明的本实施例的 X 射线 CT 装置例示本发明色首选一实施例, 并不排除其他实施例。

例如在本实施例的 X 射线 CT 装置中, 靶 65 的多个倾斜面的个数为 4 个, 以 6 度和 10 度交替切换靶角, 但是如上所述, 考虑靶 65 的旋转时的稳定性, 采用以靶 65 的旋转轴为基准的点对象, 从而它们的旋转重心位于靶 65 的旋转轴上, 但是可以设定其他个数和角度。另外, 按照靶 65 和 X 射线检测器阵列 16 间的距离、撞击靶 64 的来自灯丝 62 的热电子的入射角, 决定靶角, 如果是与本条件对应的范围内, 就可以设定其他角度。另外, 作为抑制 X 射线的照射的方法, 说明使用栅极的情形, 但是可以在 X 射线管外设置抑制 X 射线的照射的例如平行光管。

另外, 在本实施例的 X 射线 CT 装置中, 作为 X 射线检测器, 以把多个检测元件列排列为阵列状的 X 射线检测器阵列 16 为例进行说明, 但也可以使用通过划分配置为矩阵状的检测元件来构成多个检测元件列的平面检测器。

本申请是根据 2003 年 12 月 10 日提出的在先日本专利申请 No. P2003-411582 提出的, 并要求其优先权的利益, 通过参照而并入了它的全部内容。

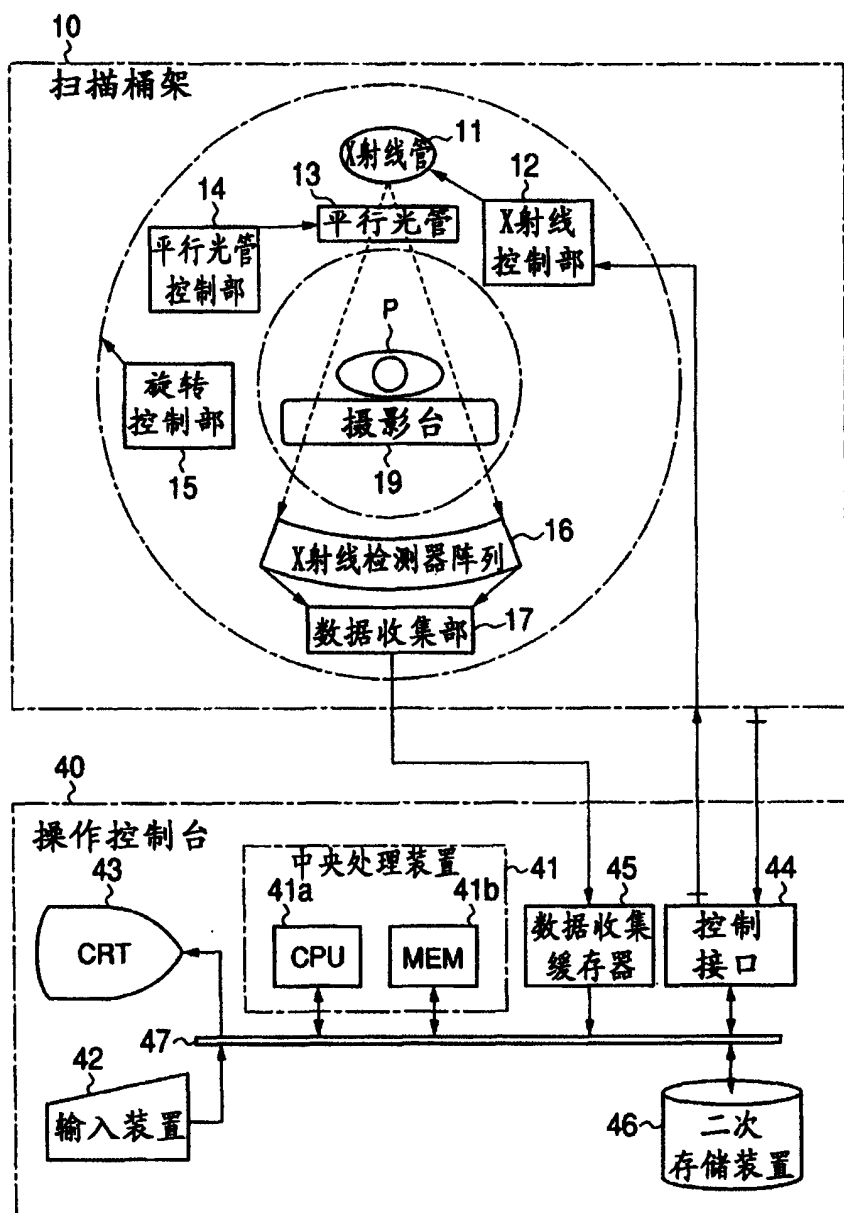


图1

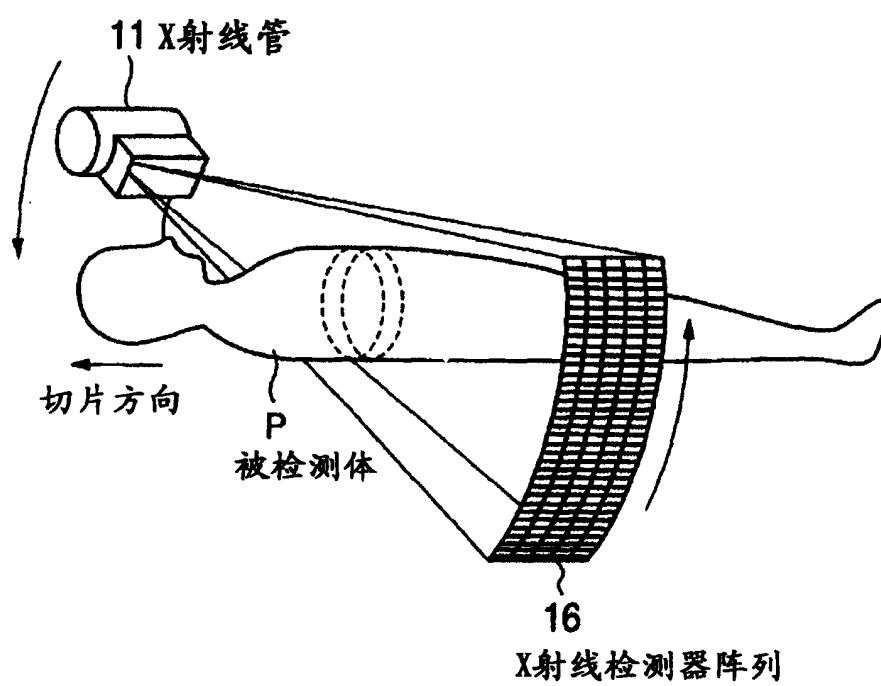


图 2

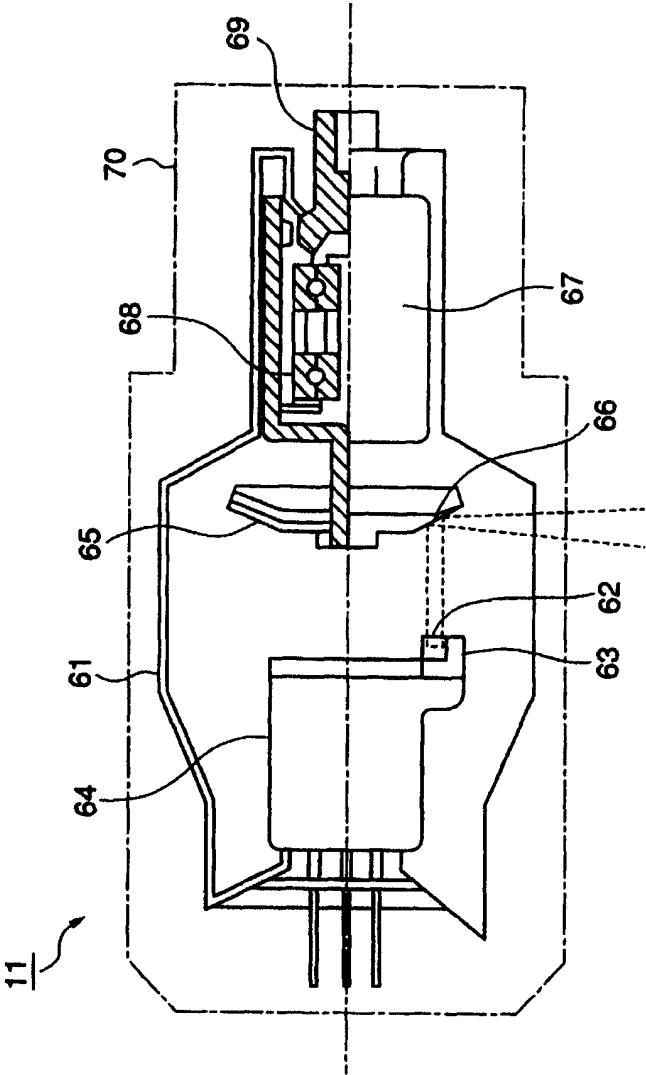


图 3

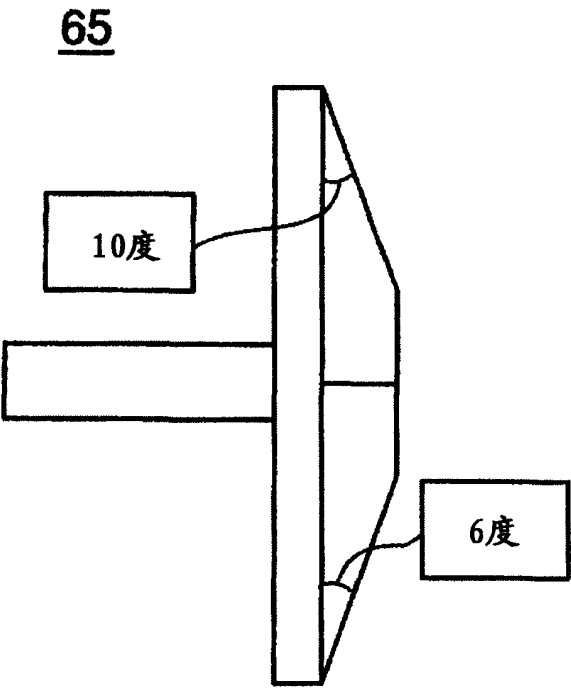


图 4A

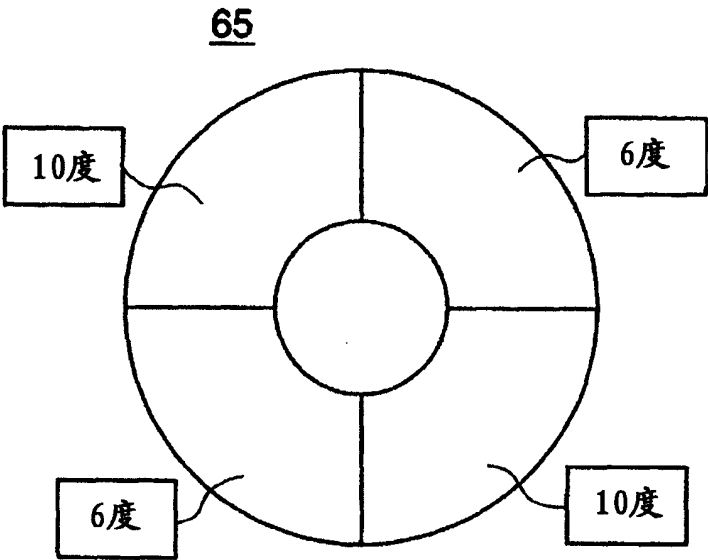


图 4B

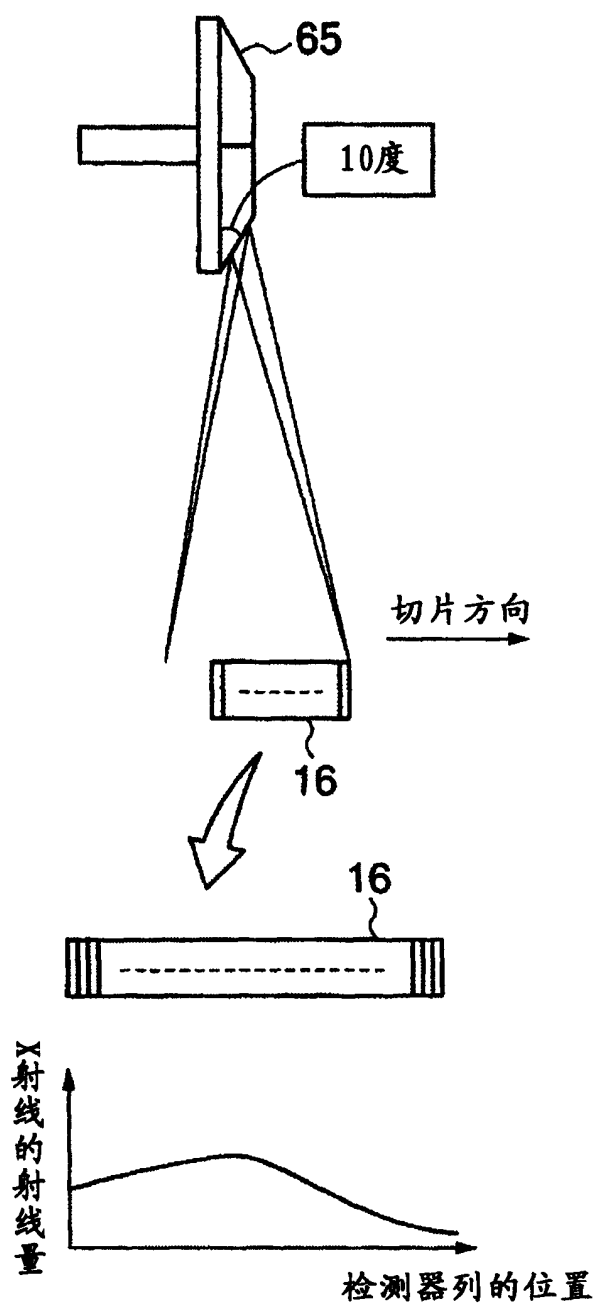


图 5A

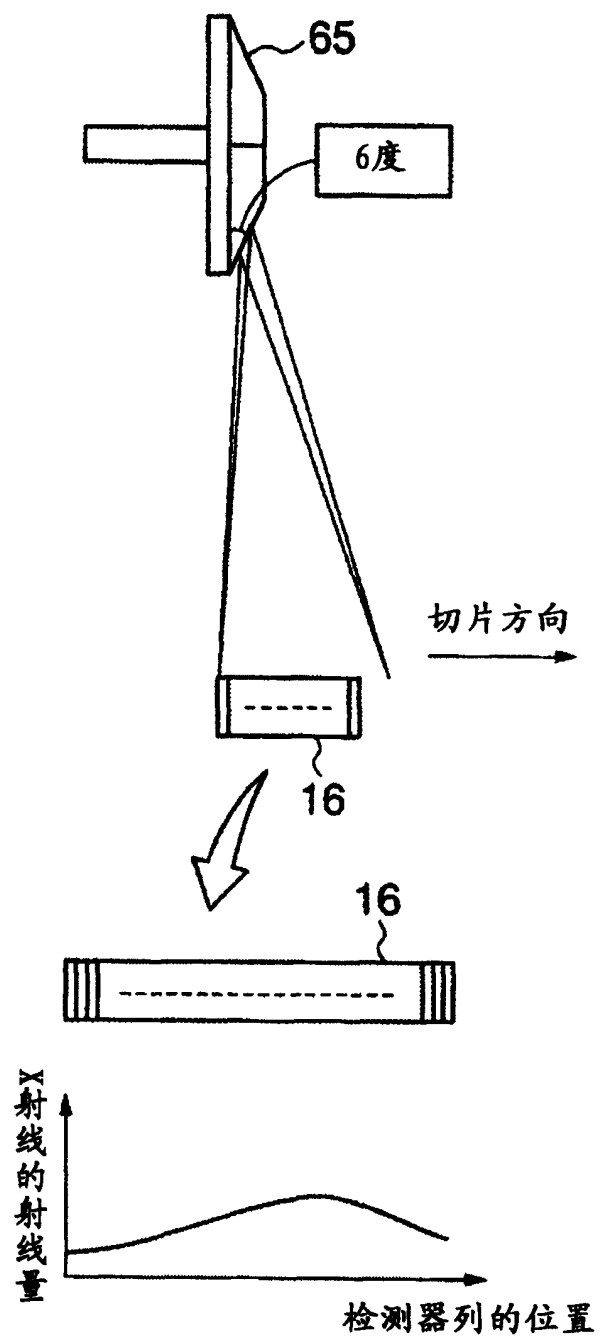


图 5B

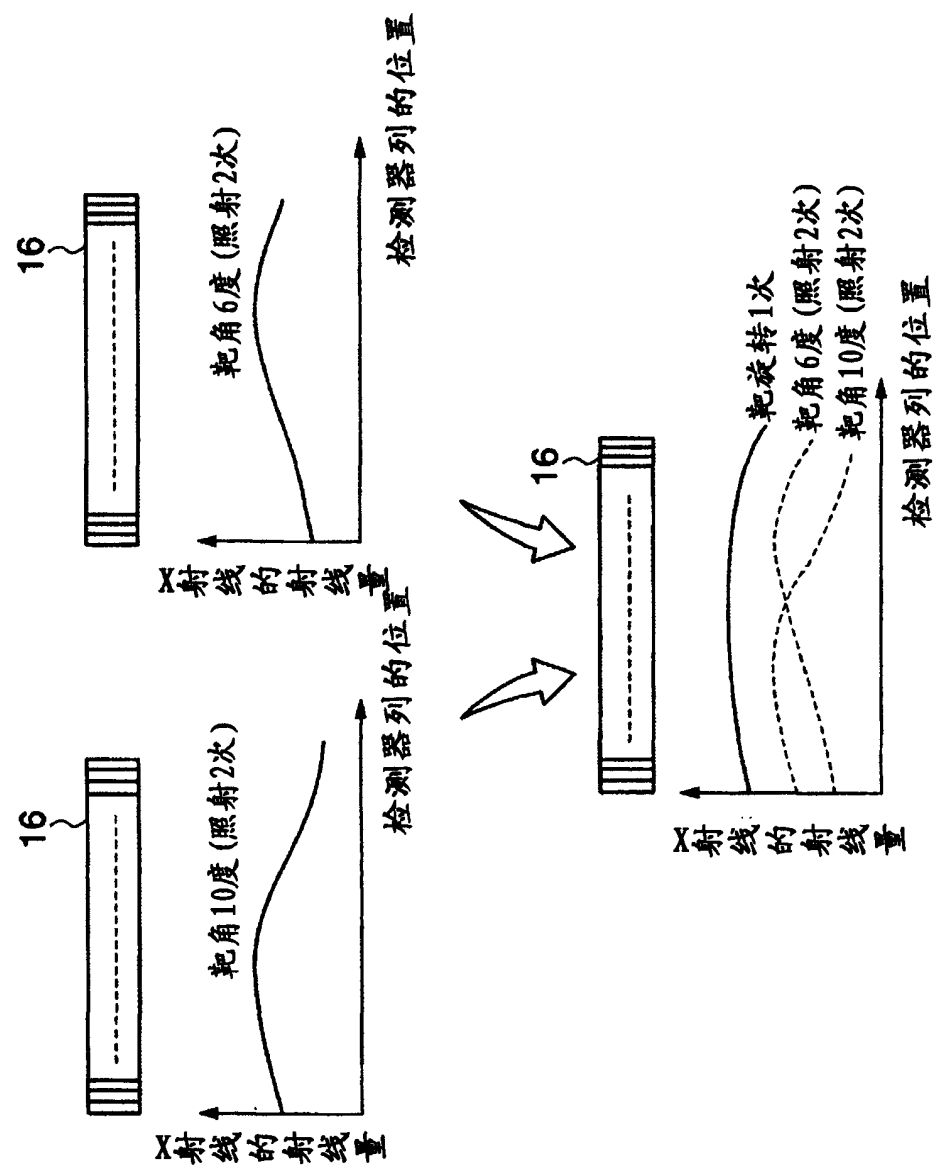


图6

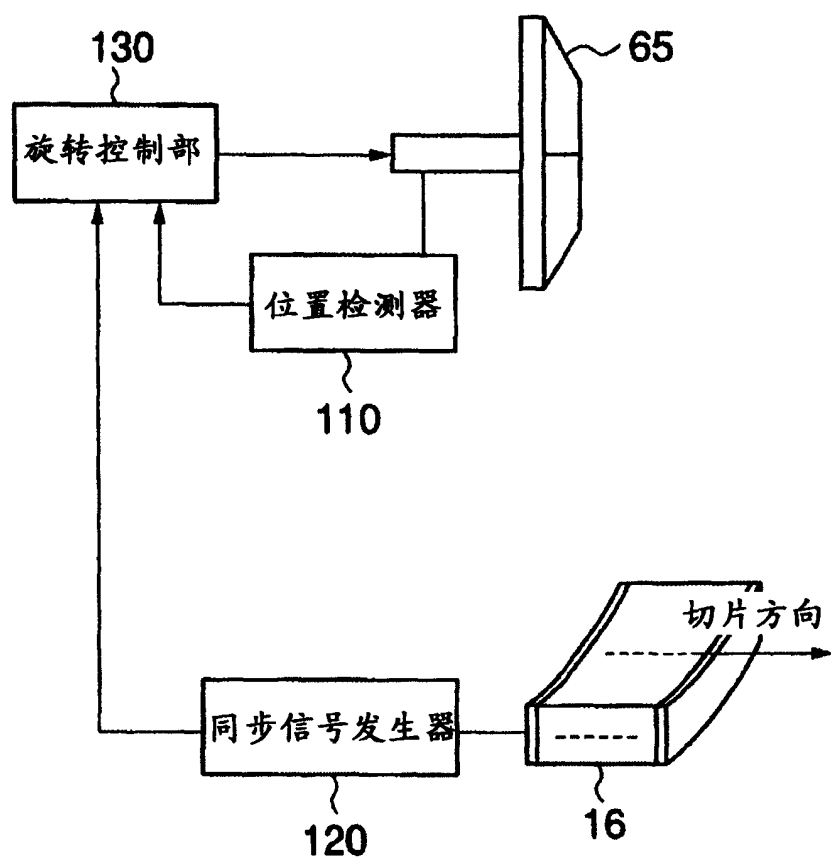


图 7

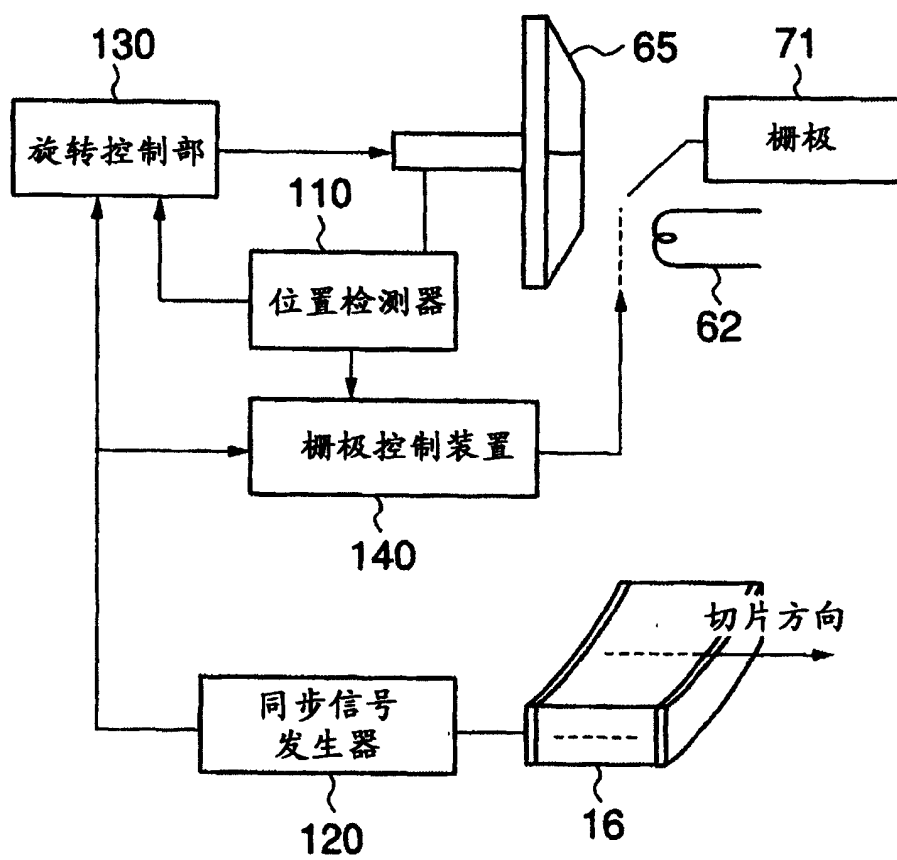


图 8

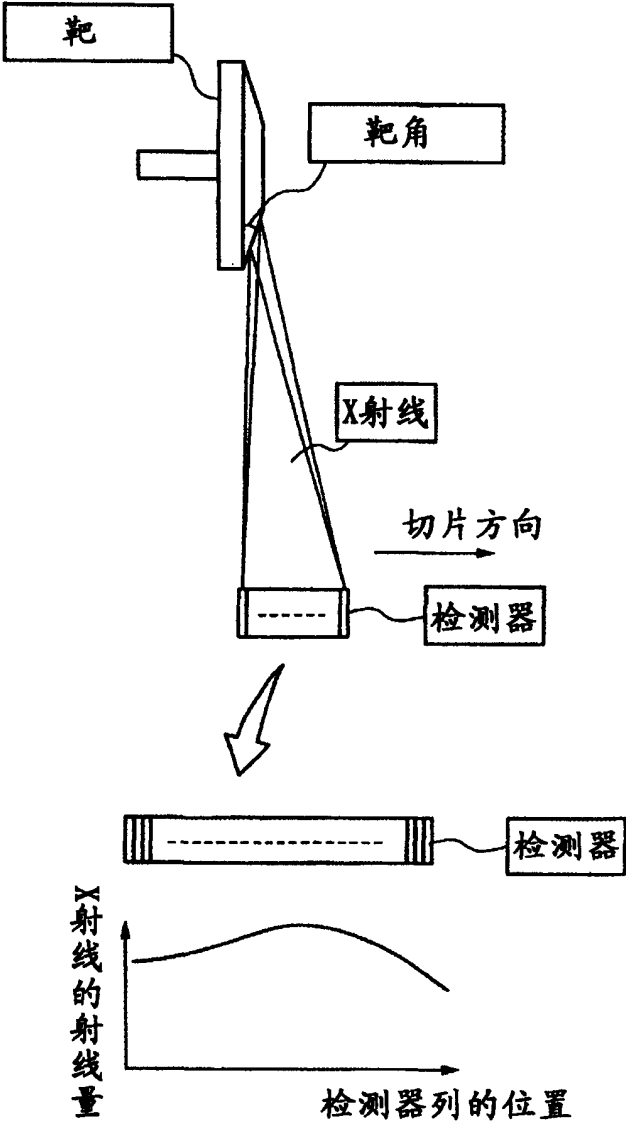


图9