

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 6/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03160248.7

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 1292710C

[22] 申请日 2003.9.28 [21] 申请号 03160248.7

[30] 优先权

[32] 2002.10.2 [33] JP [31] 2002-289868

[32] 2002.10.2 [33] JP [31] 2002-289869

[73] 专利权人 株式会社岛津制作所

地址 日本京都府

[72] 发明人 及川四郎

[56] 参考文献

US5631944A 1997.5.20 H01J35/04

US6204503B1 2001.3.20 G01T1/166

US6412978B1 2002.7.2 H05G1/02

JP2002219127A 2002.8.6 A61B6/14

US6325537B1 2001.12.4 H05G1/02

审查员 许敏

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公

司

代理人 朱进桂

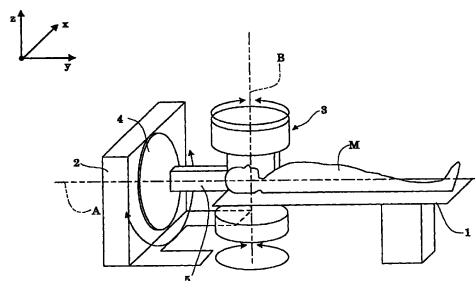
权利要求书 4 页 说明书 24 页 附图 15 页

[54] 发明名称

射线照相设备

[57] 摘要

按照本发明的射线照相设备可以安全、高速地旋转 X 射线管和平板型检测器 (FPD)。所述设备包括其中安置了 X 射线管框架和 FPD 框架的扫描框架。X 射线管框架环绕 X 射线管, FPD 框架环绕 FPD。X 射线管框架和 FPD 框架围绕截面轴一起旋转。X 射线管和 FPD 直接围绕截面轴、一起在各自的框架上旋转 (针对主扫描)。实现了高速主扫描旋转。X 射线管和 FPD 围绕扫描中心轴一起旋转 (针对辅助扫描)。对主扫描和辅助扫描进行组合以获得高速扫描, 并改进在截面轴方向上的分辨率, 获得具有各向同性的空间分辨率的三维断面图像。通过与生物信号同步的数据采集, 可以获得如心脏等所关心的运动着的位置的、具有各向同性空间分辨率的三维断面图像。



1、 一种射线照相设备，该射线照相设备包括：  
辐射源，用于向接受检查的物体发射电磁波；  
检测装置，用于检测向所述物体发射并透射过所述物体的所述电磁波；  
扫描装置，针对扫描操作、一起移动所述辐射源和所述检测装置；  
以及

图像处理器，由所述扫描装置移动的所述检测装置的多个位置中所检测到的投影数据群获得三维断面图像，

其中，安置所述辐射源和所述检测装置，使得连接所述辐射源和所述检测装置的辐射轴相对于通过所述物体上所关心的位置的截面轴以预定的角度倾斜；而且

所述扫描装置包括：用于环绕所述辐射源的辐射源外壳；用于环绕所述检测装置的检测装置外壳；以及旋转装置，用于围绕所述截面轴、一起旋转各自外壳中的所述辐射源和所述检测装置。

2、 按照权利要求 1 所述的射线照相设备，其特征在于所述辐射源外壳和所述检测装置外壳与连接于所述旋转装置的旋转轴相连，所述旋转轴放置在每个所述外壳的末端。

3、 按照权利要求 1 所述的射线照相设备，其特征在于所述检测装置是平板检测器，所述平板检测器具有：多条可开关的栅极线，用于接收所述透射的电磁波；以及多条与所述栅极线垂直延伸的读出线，用于读取所述投影数据，放置所述平板检测器，使得每条所述读出线沿着由所述截面轴投影在所述平板检测器的检测平面上而形成的投影轴延伸。

4、 按照权利要求 3 所述的射线照相设备，其特征在于同时打开所述栅极线，同时接收位于与所述栅极线相对应的位置中的所述电磁波，作为电荷，通过所述读出线，读取所接收到的所述电荷，作为所述投影数据，通过同时打开所述栅极线，在所述投影数据上实现低

通滤波。

5、按照权利要求 1 所述的射线照相设备，其特征在于安置所述扫描装置，使得所述旋转装置一起旋转所述辐射源和所述检测装置，至多在 0.1 秒内、围绕所述截面轴旋转一周。

6、按照权利要求 1 所述的射线照相设备，其特征在于所述辐射源是用于发射 X 射线的 X 射线管，所述 X 射线管是旋转阳极 X 射线管，包括用于放出热电子的阴极、在与来自所述阴极的加速热电子碰撞时产生 X 射线的阳极、以及用于旋转所述阳极的阳极旋转轴，构造和安置所述 X 射线管，使得所述阳极旋转轴与所述截面轴平行。

7、按照权利要求 1 所述的射线照相设备，其特征在于所述辐射源是用于发射 X 射线的 X 射线管，所述 X 射线管是旋转阴极 X 射线管，包括用于放出热电子的阴极、在与来自所述阴极的加速热电子碰撞时产生 X 射线的阳极、以及用于支撑所述阴极的支架，使所述阳极成为环形，并固定在与所述截面轴平行的轴的周围，使所述支架形成位于与所述截面轴平行的所述轴的周围的环形，安置所述 X 射线管，使得所述阴极可以与所述支架一起围绕与所述截面轴平行的所述轴旋转。

8、一种射线照相设备，该射线照相设备包括：

辐射源，用于向接受检查的物体发射电磁波；

检测装置，用于检测向所述物体发射并透射过所述物体的所述电磁波；

扫描装置，针对扫描操作、一起移动所述辐射源和所述检测装置；  
以及

图像处理器，由所述扫描装置移动的所述检测装置的多个位置中所检测到的投影数据群获得三维断面图像；

其中，安置所述辐射源和所述检测装置，使得连接所述辐射源和所述检测装置的辐射轴相对于通过所述物体上所关心的位置的截面轴以预定的角度倾斜；而且

所述扫描装置包括：主扫描旋转装置，用于围绕所述截面轴、一起旋转所述辐射源和所述检测装置；以及辅助扫描旋转装置，用于围

绕作为与所述截面轴垂直延伸的轴之一的扫描中心轴、相对于所述物体、一起旋转所述辐射源和所述检测装置。

9、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于所述扫描装置包括用于环绕所述辐射源的辐射源外壳和用于环绕所述检测装置的检测装置外壳，所述主扫描旋转装置围绕所述截面轴、一起旋转各自外壳中的所述辐射源和所述检测装置。

10、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于所述扫描装置包括用于环绕所述辐射源和所述检测装置的扫描外壳，所述辅助扫描旋转装置围绕所述扫描中心轴、一起旋转所述扫描外壳中的所述辐射源和所述检测装置。

11、按照权利要求 10 所述的射线照相设备，其特征在于所述辅助扫描旋转装置包括用于支撑所述扫描外壳的扫描外壳支撑件以及位于所述扫描外壳支撑件和所述扫描外壳之间、用于旋转所述扫描外壳的进给机构。

12、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于围绕所述截面轴的主扫描旋转比围绕所述扫描中心轴的辅助扫描旋转快。

13、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于围绕所述扫描中心轴的辅助扫描旋转的范围至少可以设置为  $\pi-2\alpha$ ，其中  $\alpha$  是所述截面轴与连接所述辐射源和所述检测装置的所述辐射轴之间的层析 X 射线照相组合角。

14、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于所述辅助扫描的所述扫描中心轴是水平轴，而所述主扫描的所述截面轴是垂直轴。

15、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于所述辅助扫描的所述扫描中心轴是垂直轴，而所述主扫描的所述截面轴是水平轴。

16、按照权利要求 15 所述的射线照相设备，其特征在于安置所述辅助扫描旋转装置，相对于天花板表面、围绕所述垂直轴、一起旋转所述辐射源和所述检测装置。

17、按照权利要求 15 所述的射线照相设备，其特征在于安置所

述辅助扫描旋转装置，相对于地板表面、围绕所述垂直轴旋转所述物体。

18、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于安置所述扫描装置，使得所述主扫描装置使所述辐射源和所述检测装置至多以 0.1 秒、围绕所述截面轴旋转一周。

19、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于安置所述扫描装置，使得所述辅助扫描旋转装置使所述辐射源和所述检测装置至多以 5 秒、围绕所述扫描中心轴旋转半周。

20、按照权利要求 8 所述的射线照相设备，其特征在于还包括：测量装置，用于检测来自所述物体的生物信号；以及辐射源控制装置，用于控制所述辐射源与所述测量装置所检测到的周期性运动的预定时间同步地向所述物体发射电磁波。

## 射线照相设备

### 技术领域

本发明涉及用在医学领域和工业领域中进行无损检查、RI（放射性同位素）检查和光学检查的射线照相设备。

### 背景技术

这类的传统设备包括在其一端支撑X射线管和在其另一端支撑图像增强器的C形臂。C形臂可以围绕接受检查的病人或物体的身体轴线，即扫描中心轴旋转。这样，X射线管和图像增强器一起围绕病人或物体进行旋转，扫描并获得其断面图像（例如，与日本未审专利公开2001-45374（第3页和图1）中所公开的相同）。

但是，上述专利公开中所公开的设备具有以下缺点。将参照图1对此缺点进行描述。在图1中，参考数字101表示C形臂，102表示X射线管，103表示图像增强器，以及M表示病人。滑动C形臂101，围绕病人M的身体轴线（图1中的y轴）旋转，只通过与C形臂101的长度相对应的范围。由于与C形臂101的长度相对应的范围限制了X射线管102和图像增强器103的运动，C形臂101不能围绕扫描中心轴（身体轴线）完成一次完整、连续的旋转。因而，围绕截面轴（图1中的z轴）旋转X射线管102和图像增强器103，以便获得整个病人M的断面图像。该截面轴是不平行于扫描中心轴的轴线的不同的轴，但延伸通过病人M上所关心的位置。支撑X射线管102和图像增强器103，使得连接X射线管102和图像增强器103的X射线束中心相对于截面轴以预定的角度 $\alpha$ 倾斜（此后，角度 $\alpha$ 被称为“层析X射线照相组合角”）。通常将扫描中心轴和截面轴设置为实质上相互垂直。

要求支撑X射线管102和图像增强器103的C形臂101具有与滑动运动量相对应的足够的长度，于是C形臂101变得很重。因而，实际上，

X射线管102和图像增强器103并不是直接围绕截面轴旋转。支撑X射线管102和图像增强器103的C形臂101围绕臂轴的轴线（图1中的x轴）旋转，而X射线管102和图像增强器103围绕病人M的身体轴线（扫描中心轴）旋转。从而，X射线管102和图像增强器103间接地围绕截面轴旋转。此臂轴实质上垂直于扫描中心轴，并且实质上垂直于截面轴。

#### (I)

由于旋转了两个轴（扫描中心轴和臂轴），围绕截面轴旋转X射线管102和图像增强器103需要时间（例如，大约六秒）。相反地，在分别安置C形臂101、X射线管102和图像增强器103，直接围绕截面轴旋转的情况下，整个C形臂101必须围绕截面轴旋转。在C形臂101围绕病人M的身体轴线（扫描中心轴）旋转的情况下，C形臂101很难与病人M发生碰撞。在整个C形臂101围绕截面轴旋转的情况下，C形臂101可能与沿着身体轴线方向的末端发生碰撞，如病人的头或脚，因而，不能够安全地进行旋转扫描。

#### (II)

由于两个轴（扫描中心轴和臂轴）如上所述地进行旋转，X射线管102和图像增强器103围绕截面轴的旋转引起了以下不便：沿截面轴的分辨率低于沿其他轴（例如，扫描中心轴）的分辨率。这是因为沿着截面轴的方向只对应于该发明中的主扫描，而沿着截面轴的低空间分辨率导致了各向异性的空间分辨率。此外，因为C形臂的结构，高速扫描是不可能的。

另一方面，已经研制了传统的X射线CT设备，能够以大约每次旋转0.5秒的速率进行连续螺旋扫描。但是，这对于诸如心脏等快速内部器官的成像，仍然是不够的。通过组合在针对相同的切片所进行的大量旋转期间、从大量角度采集到的ECG同步数据，来重建心脏的静态图像。此外，因为简单螺旋扫描的限制，不可能实现各向同性的空间分辨率。

### 发明内容

考虑到上述现有技术的状况，研制了本发明，其目的在于提供

射线照相设备，该射线照相设备能够（I）安全、高速地旋转扫描操作中的辐射源和检测装置，以及（II）除了高速扫描之外，通过提高沿截面轴的分辨率，获得具有各向同性的空间分辨率的三维断面图像。

为了实现上述目的（I），发明人进行了深入的研究，并得到以下发现。

发明人将其注意力集中在X射线CT（计算机化轴向层面摄影法）领域。在CT领域中，近年来充斥着4D CT（四维CT）的概念。这不仅试图获得接受检查的物体的三维结构，还尝试着去掌握其随时间的变化。具体地，作为一种尝试，研究过获得心脏的动态断面图像。同样利用射线照相设备，通过缩短一次旋转所需的扫描时间，则可以得到心脏的动态断面图像。

通常，要求X射线CT设备加速旋转框架，所述旋转框架是具有X射线管和检测器的台架（gantry）。由于实质上不能减小X射线管和检测的旋转半径，台架一次旋转的扫描时间大约为0.5秒，并且不可能进一步减少。另一方面，在射线照相设备的情况下，如X射线管等辐射源和如图像增强器等检测装置关于截面轴的旋转半径小于CT台架中的X射线管和检测器的旋转半径。

如图2A的侧视图所示，在X射线CT设备的情况下，X射线管和检测器围绕病人M的截面轴202、在台架201中旋转。在这种情况下，病人M的身体轴线平行于截面轴202运行。截面轴202和连接X射线管和检测器的X射线束中心之间的层析X射线照相组合角为 $90^\circ$ 。发明人由X射线CT形成了以下概念：如图2B的平面图所示，可以将层析X射线照相组合角变为除 $90^\circ$ 之外的其他角度，而如X射线管等辐射源和检测装置可以在对应于台架的外壳中围绕截面轴、一起旋转。于是，将辐射源和检测装置关于截面轴的旋转半径减小到所要求的较小转矩。从而，可以高速旋转辐射源和检测装置。

根据上述发现，本发明提供了一种射线照相设备，该射线照相设备包括：辐射源，用于向接受检查的物体发射电磁波；检测装置，用于检测向物体发射并透射过物体的电磁波；扫描装置，针对扫描



操作、一起移动所述辐射源和所述检测装置；以及图像处理器，由所述扫描装置移动的所述检测装置的多个位置中所检测到的投影数据群获得三维断面图像，其中，安置所述辐射源和所述检测装置，使得连接所述辐射源和所述检测装置的辐射轴相对于通过所述物体上所关心的位置的截面轴以预定的角度倾斜，而且所述扫描装置包括：用于环绕所述辐射源的辐射源外壳；用于环绕所述检测装置的检测装置外壳；以及旋转装置，用于围绕所述截面轴、一起旋转各自外壳中的所述辐射源和所述检测装置。

按照本发明，所述辐射源和所述检测装置可以分别在环绕所述辐射源的所述辐射源外壳上和环绕所述检测装置的所述检测装置外壳上、围绕所述截面轴、一起旋转。这样，针对扫描动作，可以安全地旋转所述辐射源和所述检测装置。与现有技术不同，所述辐射源和所述检测装置并不关于除所述截面轴之外的其他轴旋转。所述辐射源和所述检测装置可以直接围绕所述截面轴旋转，从而，针对扫描动作，安全、高速地旋转。

为了关于所述截面轴、在各自的外壳中旋转所述辐射源和检测装置，所述辐射源和所述检测装置的所述外壳也可以围绕所述截面轴旋转。代替地，所述辐射源和所述检测装置可以围绕所述截面轴旋转，而具有固定的外壳。

优选地，所述辐射源外壳和所述检测装置外壳与连接于所述旋转装置的旋转轴相连，所述旋转轴放置在每个外壳的末端。利用这种结构，所述辐射源和所述检测装置可以在各自的外壳上、围绕所述截面轴、一起旋转。所述旋转轴并不与接受检查的物体相邻放置，而与并不影响物体的每个外壳的末端相邻。这样，通过所述旋转轴相连的所述辐射源外壳和所述检测装置外壳可以具有通道形结构，给所述物体以宽阔的感觉。

例如，本发明中的所述检测装置可以是图像增强器或平板检测器（此后，在适当时称为“FPD”）。平板检测器具有：多个可开关的栅极线，用于接收透射的电磁波；以及多个与栅极线垂直延伸的读出线，用于读取投影数据。在所述检测装置是平板检测器（FPD）的情

况下,以一种形式放置所述平板检测器,使得每条读出线沿着投影在 FPD 的检测平面上的所述截面轴所形成的投影轴延伸。

在上述形式中,优选的是,同时打开所述栅极线,同时接收位于与所述栅极线相对应的位置中的电磁波,作为电荷,通过所述读出线,读取所接收到的电荷,作为投影数据,通过同时打开所述栅极线,在所述投影数据上实现低通滤波。

由于通过同时打开所述栅极线,在所述投影数据上实现低通滤波,通过低通滤波可以减少在断面图像中出现的伪像 (artifact)。

可以安置所述扫描装置,使得所述旋转装置一起旋转所述辐射源和所述检测装置,至多在 0.1 秒内、围绕所述截面轴进行一次旋转。这样能够掌握断面图像随着时间的变化,例如,心脏的动态断面图像。例如,可以通过在所述截面轴与连接所述辐射源和所述检测装置的所述辐射轴之间设置较小的层析 X 射线照相组合角,缩短所述辐射源和所述检测装置围绕所述截面轴进行一次旋转所用的时间。

所述辐射源的一个示例是用于发射 X 射线的 X 射线管。由形成了 X 射线管的一部分的阳极以较低的速率将从形成了 X 射线管的一部分的阴极放出的热电子转换为 X 射线。剩余的热电子被转换为热。为了防止阳极所产生的热引起破坏, X 射线管通常是旋转阳极 X 射线管,包括用于放出热电子的阴极、在与来自阴极的加速热电子碰撞时产生 X 射线的阳极、以及用于旋转阳极的阳极旋转轴。但是,阳极旋转的惯性与辐射源和检测装置围绕截面轴的旋转的组合可能会在阳极旋转轴上施加额外的力,引起 X 射线管的负担。为了避免这种不便,可以构造和安置 X 射线管,使得阳极旋转轴与截面轴平行。这样减少了施加在阳极旋转轴上的力,从而减少了 X 射线管的负担。

除上述类型之外, X 射线管可以是旋转阴极 X 射线管,包括用于放出热电子的阴极、在与来自阴极的加速热电子碰撞时产生 X 射线的阳极、以及用于支撑阴极的支架。在这种情况下,可以使阳极成为环形,并固定在与截面轴平行的轴的周围,使支架形成位于与截面轴平行的轴的周围的环形,而且可以安置 X 射线管,使得阴极可以与支架一起围绕与截面轴平行的轴旋转。这样减少了由于支架和阴极旋转的

惯性与辐射源和检测装置围绕截面轴的旋转的组合而施加在支架和阴极上的力，以减少 X 射线管的负担。

此外，为了实现上述目的 (II)，发明人进行了深入的研究，并得到以下发现。

如图 2A 的侧视图所示，在 X 射线 CT 设备的情况下，X 射线管和检测器围绕病人 M 的截面轴 202、在台架 201 中旋转。在这种情况下，病人 M 的身体轴线平行于截面轴 202 运行。截面轴 202 和连接 X 射线管和检测器的 X 射线束中心之间的层析 X 射线照相组合角为  $90^\circ$ 。发明人由 X 射线 CT 形成了以下概念：如图 2B 的平面图所示，可以将层析 X 射线照相组合角变为除  $90^\circ$  之外的其他角度，而如 X 射线管等辐射源和检测装置可以围绕截面轴、以减少了的旋转半径一起旋转。例如，已经发现主扫描能够以每次旋转 0.1 秒的高速进行。同样还发现通过增加用于围绕接受检查的病人或物体旋转上述主扫描结构的辅助扫描，可以获得具有各向同性的空间分辨率的重构图像。

根据上述发现，本发明提供了一种射线照相设备，该射线照相设备包括：辐射源，用于向接受检查的物体发射电磁波；检测装置，用于检测向物体发射并透射过物体的电磁波；扫描装置，针对扫描操作、一起移动所述辐射源和所述检测装置；以及图像处理器，由所述扫描装置移动的所述检测装置的多个位置中所检测到的投影数据群获得三维断面图像，其中，安置所述辐射源和所述检测装置，使得连接所述辐射源和所述检测装置的辐射轴相对于通过所述物体上所关心的位置的截面轴以预定的角度倾斜，而且所述扫描装置包括：主扫描旋转装置，用于围绕所述截面轴、一起旋转所述辐射源和所述检测装置；以及辅助扫描旋转装置，用于围绕作为与所述截面轴垂直延伸的轴之一的扫描中心轴、相对于所述物体、一起旋转所述辐射源和所述检测装置。

按照本发明，所述主扫描旋转装置围绕所述截面轴、一起旋转所述辐射源和所述检测装置。这样，与现有技术不同，所述辐射源和所述检测装置并不关于除所述截面轴之外的其他轴旋转。所述辐射源和所述检测装置可以直接围绕所述截面轴旋转。这样实现了高速主扫

描。此外，提供了所述辅助扫描旋转装置，用于围绕作为与所述截面轴实质上垂直的轴之一的扫描中心轴、相对于所述物体、一起旋转所述辐射源和所述检测装置。与附加在辅助扫描上的主扫描一起，可以获得具有各向同性的空间分辨率的三维断面图像。

所述扫描装置可以包括用于环绕所述辐射源的辐射源外壳和用于环绕所述检测装置的检测装置外壳，所述主扫描旋转装置围绕所述截面轴、一起旋转各自外壳中的所述辐射源和所述检测装置。所述扫描装置可以包括用于环绕所述辐射源和所述检测装置的扫描外壳，所述辅助扫描旋转装置围绕所述扫描中心轴、一起旋转所述扫描外壳中的所述辐射源和所述检测装置。为了围绕所述截面轴、旋转各自外壳中的所述辐射源和所述检测装置，所述辐射源和所述检测装置的外壳也可以围绕所述截面轴旋转。代替地，所述辐射源和所述检测装置可以围绕所述截面轴旋转，而具有固定的外壳。

优选地，所述辅助扫描旋转装置包括用于支撑所述扫描外壳的扫描外壳支撑件以及位于所述扫描外壳支撑件和所述扫描外壳之间、用于旋转所述扫描外壳的进给机构。更为优选的是，所述扫描外壳支撑件具有弓形部分，所述进给机构沿着所述弓形部分的内表面旋转所述扫描外壳。上述特征使所述辅助扫描旋转装置结构简单，并减少了用于安装整套射线照相设备的占地面积。

此后所述的层析X射线照相组合角通常至多设置为 $45^\circ$ 。这样，当所述辐射源和所述检测装置相对于所述截面轴以层析X射线照相组合角倾斜时，围绕所述截面轴的主扫描旋转比围绕所述扫描中心轴的辅助扫描旋转快。

围绕所述扫描中心轴的辅助扫描旋转的范围至少可以设置为 $\pi-2\alpha$ ，其中 $\alpha$ 是所述截面轴与连接所述辐射源和所述检测装置的辐射轴之间的层析X射线照相组合角。于是，可以从所设置的范围获得具有各向同性的空间分辨率的三维断面图像，而不需要将围绕所述扫描中心轴的辅助扫描旋转的范围设置 $2\pi$ 为（一周），因为所述主扫描旋转也在进行。

所述辅助扫描的扫描中心轴和所述主扫描的截面轴并不局限于

特定的方向。在普通的射线照相设备中，与本发明中一样，将这些轴设置为水平的或垂直的。

例如，辅助扫描的扫描中心轴可以是水平轴，而主扫描的截面轴是垂直轴。代替地，辅助扫描的扫描中心轴可以是垂直轴，而主扫描的截面轴是水平轴。

在后一种情况下，安置辅助扫描旋转装置，相对于天花板表面、围绕垂直轴、一起旋转辐射源和检测装置。代替地，可以安置辅助扫描旋转装置，相对于地板表面、围绕垂直轴旋转所述物体。

安置扫描装置，使得主扫描装置使辐射源和检测装置至多以0.1秒围绕截面轴旋转一周。例如，这样能够掌握如心脏的动态断面图像等断面图像随时间的变化。例如，通过减小截面轴与连接辐射源和检测装置的辐射轴之间的层析X射线照相组合角，可以缩短辐射源和检测装置围绕截面轴旋转一周所需的时间。

可以安置扫描装置，使得辅助扫描旋转装置使辐射源和检测装置至多以5秒围绕扫描中心轴旋转半周。在接受检查的物体是病人的情况下，病人可以屏住呼吸或保持身体不动5秒钟或更短。在病人屏住呼吸或保持静止的同时，辐射源和检测装置可以围绕扫描中心轴、一起旋转半周。这样得到了具有较少滑移量的断面图像。

将参照图17A和图17B，进一步具体地描述本发明。图17A和17B是描述了对心脏区域进行各向同性的三维断面图像采集的解释性视图。图17A是示出了所采集的数据在傅立叶空间中的分布的视图。图17B是数据采集的时间图。为了描述的方便，假设层析X射线照相组合角 $\alpha$ 为 $15^\circ$ 。如图17B所示，当主扫描以辐射源和检测装置每旋转一周需要0.1秒（每周0.1秒）的速度进行的同时，较慢的辅助扫描以辐射源和检测装置旋转半周需要5秒（每周10秒）的速度、围绕物体的扫描中心轴通过 $150^\circ (=180^\circ - 2 \times 15^\circ)$ 。

优选地，所述射线照相设备还包括：测量装置，用于检测来自物体的生物信号；以及辐射源控制装置，用于控制辐射源与所述测量装置所检测到的周期性运动的预定时间同步地向物体发射电磁波。

当要成像的位置在运动时，不能从处于相同状态的位置采集投

影数据。从而，难以重构较好的三维断面图像。这样，提供了测量装置，以便检测心脏的运动，从而没有浪费地有效采集来自处于相同状态的位置的投影数据。

数据采集与图17B所示的心电图（ECG）波形同步进行，以便获得不受心脏的运动伪像影响的三维断面图像。如图17A中的阴影（斜线）部分所示，一次主扫描旋转所获得的数据的傅立叶空间分布为 $30^\circ$ 的范围（ $=2 \times \alpha$ ）。从图17A和图17B可以看到的是，可以进行六次主扫描数据采集，每一次对应于 $30^\circ$ 的辅助扫描，以采集填满整个傅立叶空间的数据，即采集具有各向同性的分辨率的三维断面图像的数据。

更具体地，同样如图17B的时间图所示，在ECG的 $\alpha$ 波之后预定的延迟时间，在一次主扫描旋转期间，进行病人的透射X射线图像采集，所述主扫描旋转是连续、高速的旋转。总共进行六次这样的采集操作，每次与每 $30^\circ$ 的ECG同步。实际上，主扫描旋转在辅助扫描的五秒钟内连续发生，并不局限于图17B中的黑色部分所代表的时间（0.1秒）。黑色部分代表从辐射源发射电磁波（这种情况下为X射线）的时间（0.1秒）。

### 附图说明

为了描述本发明的目的，在附图中示出了当前优选的几种形式，但是，应当理解的是并不局限于所示出的精确结构和手段。

图1是传统射线照相设备的示意图；

图2A是形成了获得引出本发明的发现的基础的X射线CT设备的示意性侧视图；

图2B是形成了获得引出本发明的发现的基础的射线照相设备的示意性正视图；

图3是按照本发明示出了射线照相设备的轮廓的透视图；

图4是按照本发明的射线照相设备的X射线管框架和平板检测器（FPD）框架的右侧视图；

图5是X射线管框架中、X射线管的放大图；

图6是按照本发明的射线照相设备的平板检测器（FPD）的方框图；

图7是从斜上方观察图4的平板检测器（FPD）的透视图，示出了形成平板检测器（FPD）的栅极线和数据线与截面轴之间的关系；

图8是改进X射线管的示意图；

图9是改进射线照相设备的X射线管框架和平板检测器（FPD）框架的右侧视图；

图10是示出了改进射线照相设备的轮廓的透视图；

图11是示出了另一改进射线照相设备的轮廓的透视图；

图12A是改进射线照相设备的示意图；

图12B是改进射线照相设备的示意图；

图12C是改进射线照相设备的示意图；

图13是扫描框架和支撑件之间的连接的垂直剖面的视图；

图14A是改进射线照相设备的示意图；

图14B是改进射线照相设备的示意图；

图14C是改进射线照相设备的示意图；

图15是改进射线照相设备的垂直剖面的视图；

图16是改进射线照相设备的方框图；

图17A是示出了所采集的数据在傅立叶空间中的分布的视图，用于描述对心脏区域进行各向同性的三维断面图像采集；以及

图17B是用于描述对心脏区域进行各向同性的三维断面图像采集的数据采集时间图。

### 具体实施方式

此后，将参照附图，对本发明的优选实施例进行详细描述。

以下的第一实施例是问题（I）的解决方案。

#### 第一实施例

图3是示出了本实施例中的射线照相设备的轮廓的透视图。图4是本实施例中的射线照相设备的X射线管框架和平板检测器（此后，在适当时候称为“FPD”）框架的右侧视图。图5是X射线管中的X射线管

的放大图。图6是按照本实施例的射线照相设备的平板检测器（FPD）的方框图。图7是从斜上方观察图4的平板检测器（FPD）的透视图，示出了形成平板检测器（FPD）的栅极线和数据线与截面轴之间的关系。

如图3所示，本实施例中的设备包括用于支撑病人M的顶板1、基座2和扫描框架3。顶板1是可以垂直运动的，如图3所示，可以沿着病人M的身体轴线（图3和图4中的y轴）运动。基座2固定安装在地板表面上。扫描框架3附加在基座2上，并固定在基座2上，但可以围绕病人M的身体轴线旋转。如图3和图4所示，扫描框架3具有通道形部分。此通道形结构给病人M以开阔的感觉，这是通常的X射线CT设备所不能获得的。在本实施例中，病人M的身体轴线是扫描中心轴A，而且也是水平轴。扫描框架3对应于本发明中的扫描装置。

如图3所示，基座2具有附加在其侧表面上、可以围绕扫描中心轴（身体轴线）旋转的转盘4。转盘4和扫描框架3通过支撑件5相互连接。如图4所示，扫描框架3具有安装在其中的X射线管框架6和平板检测器（FPD）框架7。X射线管框架6环绕着X射线管8，而FPD框架7环绕着平板检测器（FPD）9。

利用这种结构，扫描框架3可以围绕病人M的身体轴线，即围绕扫描中心轴旋转。此外，X射线管8和FPD 9可以在位于扫描框架3上的X射线管框架6和FPD框架7上、围绕截面轴旋转。X射线管框架6对应于本发明中的辐射源外壳。FPD框架7对应于本发明中的检测装置外壳。X射线管8对应于本发明中的辐射源。平板检测器（FPD）9对应于本发明中的检测装置。

将参照图4，描述框架3、6和7中的每一个的特定结构。扫描框架3除了具有X射线管框架6和FPD框架7之外，还具有安装在其中的旋转驱动电动机10、旋转传动轴11、齿轮和轴承6a和7a。旋转驱动电动机10和旋转传动轴11通过齿轮相互连接。一个旋转传动轴11和X射线管框架6通过齿轮和环形环绕在与截面轴B（图3和图4中的z轴）平行的轴上的轴承6a相互连接。另一旋转传动轴11和FPD框架7通过齿轮和环形环绕在与截面轴B平行的轴上的轴承7a相互连接。轴承6a与X射线



管框架6的表面结合，而轴承7a与FPD框架7的表面结合。这样，X射线管框架6和FPD框架7与连接于旋转驱动电动机10的旋转传动轴11相连。在本实施例中，如图3和图4所示，截面轴B垂直延伸，通过病人M身上所关心的位置。截面轴B同样垂直于扫描中心轴A延伸。

如图4和图5所示，由X射线管8以具有预定发散角度的所谓“锥面光束”的形状发射X射线。设置X射线管8和FPD 9，使得即使在X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转时，X射线束中心R恒定地延伸通过病人M身上所关心的位置的实质上中心的位置P。安置X射线管8和FPD 9，使得束中心R相对于截面轴B、以层析X射线照相组合角 $\alpha$ 倾斜。在本实施例中，层析X射线照相组合角 $\alpha$ 大约为 $20^\circ$ 。束中心R对应于本发明中的辐射轴。

利用这种结构，各个框架6和7均可以围绕截面轴旋转，从而X射线管8和FPD 9与各自的框架6和7一起旋转。旋转驱动电动机10对应于本发明中的旋转装置。旋转传动轴11对应于本发明中的旋转轴。

本实施例中的设备采用滑动环机构，防止框架6和7围绕截面轴B旋转时、连接X射线管8和FPD 9的电缆缠在一起。

将参照图5，对X射线管8的特定结构进行描述。本实施例中所采用的X射线管8是图5所示的旋转阳极型。这样，X射线管8包括用于放出热电子的阴极（灯丝）12、在与从阴极12放出的加速热电子碰撞时产生X射线的阳极13、以及用于旋转阳极13的阳极旋转轴14。实际上，从阴极12放出的热电子在阳极13处，只以较低的比率转换为X射线，剩余的热电子转换为热。阳极旋转轴14旋转阳极13，以便防止在阳极13所产生的热引起损坏。

阳极旋转的惯性与X射线管8和FPD 9围绕截面轴的旋转的组合可能会在阳极旋转轴14的支撑部分上施加额外的力，引起X射线管的负担。因而，构造和安置X射线管8，使得阳极旋转轴14平行于截面轴B延伸，从而，减少了作用在阳极旋转轴14的支撑部分上的力，因此减少了X射线管8的负担。

在本实施例中，由X射线管8的阳极13沿着图4和图5所示的方向，以锥面光束的形状产生并照射X射线。为了设置阳极旋转轴14与截面

轴8平行，构造X射线管8，具有放置在图5所示的位置中的阴极（灯丝）12和放置在图5所示的位置中的X射线辐射窗8a。

如图4和图5所示，以锥面光束的形状向病人M发射由阳极13所产生的X射线。如图4所示，X射线透射过病人M，撞击在FPD 9上。束中心R在FPD 9的中心倾斜，而光束的相对端具有在FPD 9的端面倾斜的预定的发散角。

将参照图6，对平板检测器（FPD）9的特定结构进行描述。FPD 9是辐射敏感检测器，响应如X射线等辐射的入射，产生载流子。FPD 9是二维矩阵形式的，具有以交叉方式（例如， $1024 \times 1024$ ）排列的大量检测元件DU。检测元件DU包括：电荷存储电容器Ca，用于存储由透射过病人M的X射线的入射所产生的载流子；施加电极15，用于施加高偏置电压VA；以及载流子收集电极16，跨过辐射敏感半导体薄膜（未示出）与施加电极15相对。针对各自的载流子收集电极16，相互独立地形成检测元件DU。在整个表面上形成施加电极15，作为所有检测元件DU的公共电极。

FPD 9还包括薄膜晶体管（TFT）Tr，用作普通的关断（不起作用的）开关元件，用于取出存储在电容器Ca中的电荷；数据线（位线）17，与薄膜晶体管Tr的源极相连；以及栅极线18，与薄膜晶体管Tr的栅极相连。数据线17通过电荷电压转换器组19与多路复用器20相连。栅极线18与栅极驱动器21相连。数据线17对应于本发明中的读出线。栅极线18对应于本发明中的栅极线。

在本实施例中，如图7所示，安置FPD 9，使得每条数据线17沿着作为截面轴B在FPD 9的检测平面9a上的投影的投影轴9B延伸。利用FPD 9的这种结构，在FPD 9围绕截面轴旋转时，每条数据线17恒定地沿着由截面轴B投影在FPD 9的检测平面9a上而形成的投影轴9B延伸。

栅极驱动器21在多条栅极线18上施加电压，以同时导通薄膜晶体管Tr。然后，同时取出与这些栅极线18相对应的检测元件DU中的X射线，作为载流子。通过数据线17读取所取出的载流子，作为投影数据。

具体地，由透射过病人M的X射线的入射所产生的载流子被存储

在电容器Ca中。由于同时打开多条栅极线18，通过薄膜晶体管Tr，存储在位于检测元件DU中的电容器Ca中的载流子同时读出到数据线17上。由电荷电压转换器组19将载流子转换为电压数据，并由多路复用器20进行采集，作为投影数据。

对以这种方式采集到的投影数据进行多种图像处理，以获得三维断面图像。通过同时导通多条栅极线18，对所读取的投影数据进行低通滤波，从而抑制了断面图像中出现的伪像。

按照本实施例中的上述射线照相设备，X射线管8和FPD 9可以在环绕X射线管8的X射线管框架6和环绕FPD 9的FPD框架7上、围绕截面轴B一起旋转。从而，针对扫描动作，X射线管8和FPD 9可以安全地旋转。与现有技术不同，X射线管8和FPD 9并不关于除所述截面轴之外的其他轴旋转。X射线管8和FPD 9可以直接围绕截面轴旋转，从而针对扫描动作，安全、高速地旋转。

在本实施例中，X射线管框架6和FPD框架7与连接于旋转驱动电动机10的旋转传动轴11相连。从而，能够在各自的框架6和7上、围绕截面轴旋转X射线管8和FPD 9。将旋转传动轴11安置在每个框架6和7远离病人M的末端处，并不影响病人M。这样，通过旋转传动轴11相连的框架6和7可以具有通道形结构，给病人M以开阔的感觉。

构造扫描框架3，使得X射线管8和FPD 9由旋转驱动电动机10驱动，使其以0.1秒或更少的时间围绕截面轴旋转一周。这样能够掌握如心脏的动态断面图像等断面图像随时间的变化。例如，通过在截面轴B和连接X射线管3和FPD 9的X射线束中心R之间设置较小的层析X射线照相组合角 $\alpha$ ，可以缩短X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转一周所用的时间。

本发明并不局限于前述实施例，可以进行如下修改：

(1) 前述实施例检测辐射，通常为X射线，并由辐射获得断面图像。本发明并不局限于辐射，而可以采用任何电磁波。例如，可以检测光，由此获得断面图像。在这种情况下，平板检测器（FPD）是光敏检测器，用于从入射光产生载流子，而且包含光敏半导体薄膜。

(2) 在前述实施例中，围绕截面轴旋转X射线管框架6和FPD框

架7，以便围绕截面轴旋转X射线管8和FPD 9。与此后所述的修改(7)中所陈述的一样，可以固定X射线管框架6或类似盒子的X射线管8(图8)，而在固定的盒子中，阴极等可以围绕截面轴旋转。

(3) 在前述实施例中，本发明中的检测装置是平板检测器(FPD)。检测装置并不局限于特定的类型，只要其检测电磁波。例如，检测装置可以是图像增强器。由图4所示的FPD 9所代表的本发明中的检测装置的检测平面并不必须与X射线束中心R垂直延伸，而可以与截面轴B垂直延伸。

(4) 在前述实施例中，安置FPD 9，使得与本发明中的读出线相对应的数据线17沿着作为截面轴B在FPD 9的检测平面9a上的投影的投影轴9B延伸。在不进行低通滤波的情况下，这种结构并非限定的。例如，可以安置FPD 9，使得栅极线18沿着投影轴9B延伸(即，栅极线18垂直于投影轴9B延伸)，或者可以安置FPD 9，使得数据线17与投影轴9B斜交叉。此外，在不进行低通滤波的情况下，不必同时导通与本发明中的栅极线相对应的多条栅极线18。

(5) 在前述实施例中，X射线管框架6和FPD框架7与连接于旋转驱动电动机10的旋转传动轴11相连，其中，旋转传动轴11对应于本发明中的旋转轴，旋转驱动电动机10对应于本发明中的旋转装置。代替地，X射线管框架6和FPD框架7也适于相互独立地旋转，但控制其围绕截面轴、一起同步旋转。

将参照图9，对这种改进进行具体的描述。图9是改进射线照相装置的X射线管框架和平板检测器(FPD)框架的右侧视图。

扫描框架3容纳有运算单元43和针对X射线管和针对FPD的分立的旋转驱动电动机10A和10B、旋转位置传感器41A和41B以及旋转控制单元45A和45B。

旋转位置传感器41A和41B侧向安装于X射线管框架6和FPD框架7。这些传感器41A和41B检测X射线管8和FPD 9的旋转位置，并向运算单元43传送旋转位置信号。例如，旋转位置传感器41A和41B中的每一个都是包括成对的光发射器46A或46B和光接收器47A或47B的光学传感器。传感器41A和41B分别通过检测传播通过沿圆周排列于X

射线管框架6和FPD框架7的多条光缝隙48A和48B的光，来确定框架6和7的旋转位置。

运算单元43根据旋转位置信号，计算X射线管8和FPD 9的旋转位置之间的周相差。然后，运算单元43向旋转控制单元45A和45B发送旋转控制信号，以消除周相差。旋转控制单元45A和45B根据旋转控制信号，控制旋转电动机10A和10B。响应旋转控制信号，旋转电动机10A和10B通过齿轮和轴承旋转X射线管框架6和FPD框架7。同步操作可以通过进行这样的反馈控制来实现。

但是，即使具有反馈控制，仍难以避免旋转位置之间一定的周相差。在这种情况下，通过反映了从运算单元43所获得的X射线管8和FPD 9的旋转位置之间的周相差、在图像重构时所进行的逆投影，来实现具有高分辨率的重构图像。由于以下原因而这样做。在同步操作期间，如图9所示，FPD 9的检测平面9a恒定地处于与X射线管8相对的位置。当在X射线管8和FPD 9之间出现周相差时，检测平面9a检测到从预定的检测位置偏移了与该周相差相对应的数量的位置中的X射线。在虽然检测平面9a事实上从预定检测位置偏移、却仍在预定的检测位置检测X射线的前提下所进行的图像重构，不可能获得良好的断面图像。

这样，即使使用适于独立旋转的X射线管框架6和FPD框架7，通过执行反馈控制和周相差补偿，仍然可以获得良好的断面图像。

此外，这种结构无需连接X射线管框架6和FPD框架7的旋转传动轴11。从而，可以将扫描框架3改进为类似C形臂的弓形，或者设置容纳X射线管框架6和FPD框架7的独立扫描框架。因此，扫描框架3可以确保病人M周围扩大的空间。

针对扫描动作、使辐射源和检测装置一起运动的本发明的特征包括针对扫描动作、独立而同步地旋转X射线管框架6和FPD框架7的上述改进。

(6) 在前述实施例中，本发明的辐射源是发射X射线的X射线管8。本发明并不局限于此，而可以采用用于发射任何电磁波的装置。例如，辐射源可以发射光。

(7) 在前述实施例中，X射线管8是旋转阳极型。构造X射线管8，使得如图5所示，阳极旋转轴14平行于截面轴B，以减少作用在阳极旋转轴14的支撑部分上的力，并减少X射线管8上的负担。X射线管的类型并不局限于前述实施例。

例如，X射线管8也可以是如图8所示的旋转阴极型。图8所示的X射线管8包括用于放出热电子的阴极（灯丝）51、从阴极51放出的加速热电子产生X射线的阳极52、以及用于支撑阴极51的支架53。实际上，从阴极51放出的热电子在阳极52处，只以较低的比率转换为X射线，剩余的热电子转换为热。为了防止在阳极52所产生的热引起损坏，X射线管8具有围绕与截面轴平行的轴以环形构造并固定的阳极52、环形围绕与截面轴平行的轴形成的支架53、以及能够与支架53一起围绕截面轴旋转的阴极51。

利用这种结构，阴极51在放出热电子的同时与支架53一起围绕截面轴旋转，而围绕截面轴以环形固定的阳极52只局部接收热电子。这样，阳极52不会受到其上所产生的热的损坏。这种围绕截面轴的结构减少了由于X射线管8和FPD 9围绕截面轴的旋转与伴随着支架53和阴极51的旋转的惯性的组合而施加在阴极51和支架53上的力。同样，可以减少X射线管8的负担。

在这种改进中，由于阴极51在发射X射线的同时围绕截面轴旋转，不需要与前述实施例中一样地围绕截面轴旋转X射线管8。将X射线管8固定在扫描框架3（图3）上。这样，不再需要环绕X射线管8的X射线管框架6（图4），并且构建X射线管8，作为代替X射线管框架6的外壳。从而，在这种改进中，X射线管8中的阴极51对应于本发明中的辐射源。X射线管8对应于本发明中的辐射源外壳。从而，应当理解的是，X射线管8（辐射源外壳）和阴极51围绕截面轴、在固定的外壳中旋转。

本发明并不局限于图5所示的X射线管或图8所示的X射线管，只要能够以高速进行同步旋转扫描。例如，可以采用电子束控制型X射线管。

以下的第二实施例是问题（II）的解决方案。

## 第二实施例

相似的参考数字用以标识与第一实施例相同的部分，并不再对其进行描述。

图3是示出了本实施例中的射线照相设备的轮廓的透视图。图4是本实施例中的射线照相设备的X射线管框架和平板检测器（此后，在适当时称为“FPD”）框架的右侧视图。

在本实施例中，将X射线管8和FPD 9通过围绕截面轴旋转的扫描动作定义为“主扫描”，而将X射线管8和FPD 9通过围绕扫描中心轴旋转的扫描动作定义为“辅助扫描”。这样，用于围绕截面轴旋转X射线管8和FPD 9的旋转驱动电动机10对应于主扫描旋转装置。用于围绕扫描中心轴旋转X射线管8和FPD 9的转盘4对应于辅助扫描旋转装置。具有转盘4和旋转驱动电动机10的扫描框架3对应于本发明中的扫描装置。

按照本实施例中的射线照相装置，旋转驱动电动机10围绕截面轴B一起旋转X射线管8和FPD 9。从而，与现有技术不同，X射线管8和FPD 9并不关于除所述截面轴之外的其他轴旋转。X射线管8和FPD 9可以直接围绕截面轴旋转。这样实现了高速的主扫描。此外，设置转盘4，用于相对于病人M、围绕作为与截面轴B垂直的轴之一的扫描中心轴A、一起旋转X射线管8和FPD 9。利用增加了由转盘4进行的辅助扫描的由旋转驱动电动机10进行的主扫描，由数据采集操作之后的重构，可以获得具有各向同性的空间分辨率的三维断面图像。

在本实施例中，X射线管框架6环绕着X射线管8，FPD框架7环绕着FPD 9，而旋转驱动电动机10在各自的框架6和7上、围绕截面轴B一起旋转X射线管8和FPD 9。此外，扫描框架3环绕着X射线管8和FPD 9，而转盘4围绕扫描中心轴、在扫描框架3上、一起旋转X射线管8和FPD 9。更具体地，如图3所示，整个扫描框架3围绕扫描中心轴旋转，从而围绕扫描中心轴旋转X射线管8和FPD 9，而整个X射线管框架6和FPD框架7围绕截面轴旋转，从而围绕截面轴旋转X射线管框架6中的X射线管8和FPD框架7中的FPD 9。

在本实施例中，将层析X射线照相组合角 $\alpha$ 设置为 $20^\circ$ ，小于 $45^\circ$ 。

这样，围绕截面轴的主扫描中的旋转比围绕扫描中心轴的辅助扫描中的旋转快。

在层析X射线照相组合角是 $\alpha$ 的情况下，围绕扫描中心轴的辅助扫描旋转的范围至少可以设置为 $\pi-2\alpha$ 。于是，可以从所设置的范围获得具有各向同性的空间分辨率的三维断面图像，而不需要将围绕扫描中心轴的辅助扫描旋转的范围设置 $2\pi$ 为（一周），因为主扫描旋转也在进行。

在本实施例中，辅助扫描的扫描中心轴A是水平轴，而主扫描的截面轴B处于垂直平面中。

例如，可以通过减小层析X射线照相组合角 $\alpha$ ，缩短X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转一周所用的时间。结果，例如，可以将X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转一周所用的时间设置为0.1秒或更短。这样能够掌握如心脏的动态断面图像等断面图像随时间的变化。

例如，减少X射线管8和FPD 9之间的距离可以缩短X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转一周所用的时间。这样允许将X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转半周所用的时间设置为5秒或更短。作为本示例中接受检查的物体，病人M可以屏住呼吸或保持身体不动5秒钟或更短。在病人屏住呼吸或保持静止的同时，X射线管8和FPD 9可以围绕扫描中心轴、一起旋转半周。这样得到了具有较少滑移量的断面图像。

本实施例中的扫描框架3是如图4所示的通道形。这种结构提供了以下优点：病人M可以在没有在X射线CT设备的台架中所出现的沉闷的感觉的情况下，经历照相过程。

本发明并不局限于前述实施例，可以进行如下修改：

（1）前述实施例检测辐射，通常为X射线，并由辐射获得断面图像。本发明并不局限于辐射，而可以采用任何电磁波。例如，可以检测光，由此获得断面图像。在这种情况下，平板检测器（FPD）是用于从入射光产生载流子的光敏检测器。

（2）在前述实施例中，本发明中的检测装置是平板检测器（FPD）。检测装置并不局限于特定的类型，只要其检测电磁波。例如，检测装置可以是图像增强器。



(3) 在前述实施例中，本发明的辐射源是发射X射线的X射线管8。本发明并不局限于此，而可以采用用于发射任何电磁波的装置。例如，辐射源可以发射光。

(4) 在前述实施例中，框架3、6和7都是外壳形式的，扫描框架3围绕病人M的身体轴线、即扫描中心轴旋转，而在位于扫描框架3上的X射线管框架6和FPD框架7上的X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转。本发明并不局限于外壳，只要与本发明中的辐射源相对应的X射线管8和与本发明中的检测装置相对应的FPD 9围绕截面轴一起旋转，并且相对于病人M、围绕扫描中心轴一起旋转。

在前述实施例中，扫描框架围绕扫描中心轴旋转，以围绕扫描中心轴、旋转扫描框架3中的X射线管框架6和FPD框架7，进而旋转各自框架6和7中的X射线管8和FPD 9。例如，代替装入扫描框架3中，可以设置X射线管框架6和FPD框架7独立于扫描框架3。这些X射线管框架6和FPD框架7可以是固定的，只有病人相对于框架6和7、围绕扫描中心轴旋转。

类似地，代替装入扫描框架3中，可以设置X射线管框架6和FPD框架7独立于扫描框架3，而且X射线管框架6和FPD框架7可以在相互锁住的同时、相对于病人M、围绕扫描中心轴旋转。当然，此时也可以围绕扫描中心轴旋转病人M。

在前述实施例中，各自框架6和7中的X射线管8和FPD 9围绕截面轴旋转。以这种方式，X射线管8和FPD 9直接围绕截面轴旋转。框架6和7不必是外壳形式的，只要X射线管8和FPD 9直接围绕截面轴旋转。

(5) 在前述实施例中，通过围绕截面轴旋转各自的框架6和7，来围绕截面轴旋转X射线管框架6中的X射线管8和FPD框架7中的FPD 9。代替地，框架6和7可以是固定的，而X射线管8和FPD 9在各自的框架6和7中、围绕截面轴旋转。

(6) 在前述实施例中，扫描中心轴A是水平轴，而截面轴B处于垂直平面上。这样，扫描中心轴A与截面轴B垂直延伸。根本不需要两个轴精确地相互垂直。两个轴可以近似地相互垂直。

辅助扫描的扫描中心轴A的方向和主扫描的截面轴B的方向并不局限于前述实施例中的那些（参见图3）。例如，如图10和图11所示，辅助扫描的扫描中心轴A可以是垂直轴，而主扫描的截面轴B是水平轴。图10是示出了改进射线照相设备的轮廓的透视图，其中，辐射源（X射线管8）和检测装置（FPD 9）可以围绕与天花板表面垂直的轴旋转。图11是示出了另一改进射线照相设备的轮廓的透视图，其中，病人M可以围绕与地板表面垂直的轴旋转。在图10和图11中，病人M为站立姿势，不再需要图3所示的顶板。其中，如图11所示，在转盘4上旋转病人M，可以安装支撑杆，让病人抓握。

在图10中，将基座2固定于天花板表面，而位于基座2的下表面上的转盘4可以围绕垂直轴（扫描中心轴A）旋转。从而，扫描框架3通过支撑件5，相对于天花板表面、围绕扫描中心轴旋转。结果，扫描框架3中的X射线管框架6和FPD框架7，以及各自框架6和7中的X射线管8和FPD 9相对于天花板表面、围绕扫描中心轴旋转。另一方面，在各自框架6和7上的X射线管8和FPD 9可以围绕水平轴（截面轴B）一起旋转。

在图11中，将基座2固定于地板表面，而位于基座上表面上的转盘4可以围绕垂直轴（扫描中心轴A）旋转。利用固定的扫描框架3，转盘4上的病人M可以相对于地板表面、围绕扫描中心轴旋转。即，扫描框架3中的X射线管框架6和FPD框架7，以及各自框架6和7中的X射线管8和FPD 9相对于地板表面、围绕扫描中心轴旋转。另一方面，在各自框架6和7上的X射线管8和FPD 9可以围绕水平轴（截面轴B）一起旋转。在图11所示的设备中，扫描框架3与位于除了转盘4之外的基座2表面上的固定位置中的支撑件5固定在一起。

除了上述改进之外，扫描中心轴A和截面轴B当然并不局限于垂直平面或水平平面，而可以倾斜延伸，只要扫描中心轴A是与截面轴B实质上垂直延伸的轴之一。

（7-1）在前述实施例中，位于固定的基座2上的转盘4通过支撑件5、围绕扫描中心轴旋转扫描框架3。旋转扫描框架3的结构并不局限于此。

例如，射线照相设备可以具有：扫描框架；支撑件，用于支撑扫描框架；以及传动装置，位于扫描框架和支撑件之间，用于围绕扫描中心轴旋转扫描框架（辅助扫描旋转）。

将参照图12A—12C和图13，对这种结构进行具体的描述。图12A—12C是改进射线照相设备的示意图，示出了位于不同时间点的扫描框架3的位置。扫描框架3具有C形臂结构。支撑该扫描框架3的支撑件5a牢固地安装在地板表面上。支撑件5a具有弓形部分，利用此弓形部分的内周表面支撑扫描框架3，以便进行辅助扫描旋转。

图13是扫描框架3和支撑件5a之间的连接30的垂直剖面的视图。支撑件5a具有在其弓形部分的内周表面中形成的、支撑扫描框架3并允许扫描框架3进行辅助扫描旋转的导向槽5b和用于辅助扫描旋转的轴承33。另一方面，扫描框架3具有排列在其中、用于辅助扫描旋转的电动机31、辅助扫描旋转轴32和齿轮。用于辅助扫描旋转的电动机31和辅助扫描旋转轴32通过齿轮连接。辅助扫描旋转轴32和用于辅助扫描旋转的轴承33也通过齿轮连接。这些部件构成了上述传动装置。传动装置连接扫描框架3和支撑件5a，并使扫描框架3沿着导向槽5b进行辅助扫描旋转。

上述支撑件5a对应于本发明中的扫描外壳支撑件。传动装置对应于本发明中的进给机构。

形成导向槽5b，使扫描框架3能够旋转大约180°。扫描框架3通过图12A、图12B和图12C所示的往复式运动进行辅助扫描旋转。此外，在扫描框架3与支撑件5a的导向槽5b接触的位置安置轴承件34。这些部件34使扫描框架3能够平滑地旋转。

利用上述结构，省略基座2和转盘4，以减少用于安装整套射线照相设备的占地面积。

例如，当扫描框架3处于图12C所示的位置时，上半区域敞开，给病人以开阔的感觉，其中，图12C所示的位置是执行IVR程序的初始位置。

在这种改进中，将传动装置的用于辅助扫描旋转的电动机31等安置在扫描框架3中。可以将这些部件安置在支撑件5a中。在这种改

进中，形成导向槽5b，使扫描框架3能够旋转大约180°。导向槽的范围并不局限于此，只要考虑到利用主扫描来获得具有各向同性的空间分辨率的三维断层图像即可。

(7-2) 在上述改进中，支撑件5a具有弓形部分。支撑件不需要具有这种弓形部分，只要其允许扫描框架3进行辅助扫描旋转。

将参照图14A—14C和图15，对此方面进行具体的描述。图14A—14C是这种改进射线照相设备的示意图，示出了处于不同时间点的扫描框架3的位置。本改进中的扫描框架3也具有C形臂结构。支撑扫描框架3的支撑件5c牢固地安装在地板表面上。

图15是此改进射线照相设备的垂直剖面的视图。扫描框架3具有沿着其弓形外周延伸的辅助扫描带35。支撑件5c具有用于进给辅助扫描带35的滚筒36以及未示出的、用于旋转滚筒36的驱动装置。辅助扫描带35、滚筒36和驱动装置构成了传动装置，通过图14A—14C所示的往复式运动，使扫描框架3进行180°的辅助扫描旋转。

上述支撑件5c对应于本发明中的扫描外壳支撑件。包括辅助扫描带35、滚筒36和驱动装置的传动装置对应于本发明中的进给机构。

利用上述结构，安装整套射线照相设备需要较少的占地面积。可以在尺寸上减小支撑扫描框架3的支撑件5c。

当扫描框架3处于图14B所示的位置时，上半区域敞开，给病人以开阔的感觉，其中，图14B所示的位置是执行IVR程序的初始位置。

(8) 前述实施例可以根据病人心脏的周期性运动，在预定时间产生X射线。

将参照图16、图17A和图17B，对此方面进行具体的描述。图16是按照此改进的射线照相设备的方框图。将X射线管8放置在病人M上方，用于发射X射线。以锥面光束的形状，向病人M发射X射线，并透射过病人M，撞击在FPD 9上。

此外，将心电图描记器61贴在病人M的身上，用于测量病人M的心跳。心电图描记器61与控制从X射线管8发射X射线的X射线发生控制器63进行电连接。

心电图描记器61对应于本发明中的用于检测生物信号的测量装

置。X射线发生控制器63对应于本发明中的辐射源控制装置。

具有上述结构的射线照相装置如下进行操作。如图17B所示，由心电图描记器61检测到病人M的心脏活动，作为心电图（ECG）波形。将此心电图（ECG）波形输入X射线发生控制器63。X射线发生控制器63根据心电图（ECG）波形确定心脏进入预定状态，并控制X射线管8与此时机同步地发射X射线。预定状态是心脏收缩或心脏舒张，依赖于在所获得的三维断层图像上要反映哪个状态。在X射线发生控制器63的控制下，在延迟时间 $t$ 之后，X射线管8向病人M发射X射线。由FPD 9检测并采集透射过病人M的X射线，作为投影数据。以这种方式，只在心脏处于相同的状态时，采集投影数据。

将更为详细地描述主扫描和投影数据的采集之间的关系。数据采集与图17B所示的心电图（ECG）波形同步进行，以便获得没有心脏运动伪像的三维断面图像。如图17A中的阴影（斜线）部分所示，由一次主扫描旋转所获得的数据的傅立叶空间分布为 $30^\circ$ 的范围（ $=2 \times \alpha$ ）。从图17A和图17B可以看到的是，可以进行六次主扫描数据采集，每一次对应于 $30^\circ$ 的辅助扫描，以采集填满整个傅立叶空间的数据，即采集具有各向同性的分辨率的三维断面图像的数据。

更具体地，同样如图17B的时间图所示，在ECG的 $\alpha$ 波之后预定的延迟时间，在一次主扫描旋转期间，进行病人的透射X射线图像采集，所述主扫描旋转是连续、高速的旋转。总共进行六次这样的采集操作，每次与每 $30^\circ$ 的ECG同步。实际上，主扫描旋转在辅助扫描的五秒钟内连续发生，并不局限于图17B中的黑色部分所代表的时间（0.1秒）。黑色部分代表从辐射源发射电磁波（这种情况下为X射线）的时间（0.1秒）。

在不偏离本发明的精神或其重要属性的前提下，可以以其他特定的形式实现本发明，因而，在指示本发明的范围时，应当参照所附的权利要求，而不是前述的说明书。

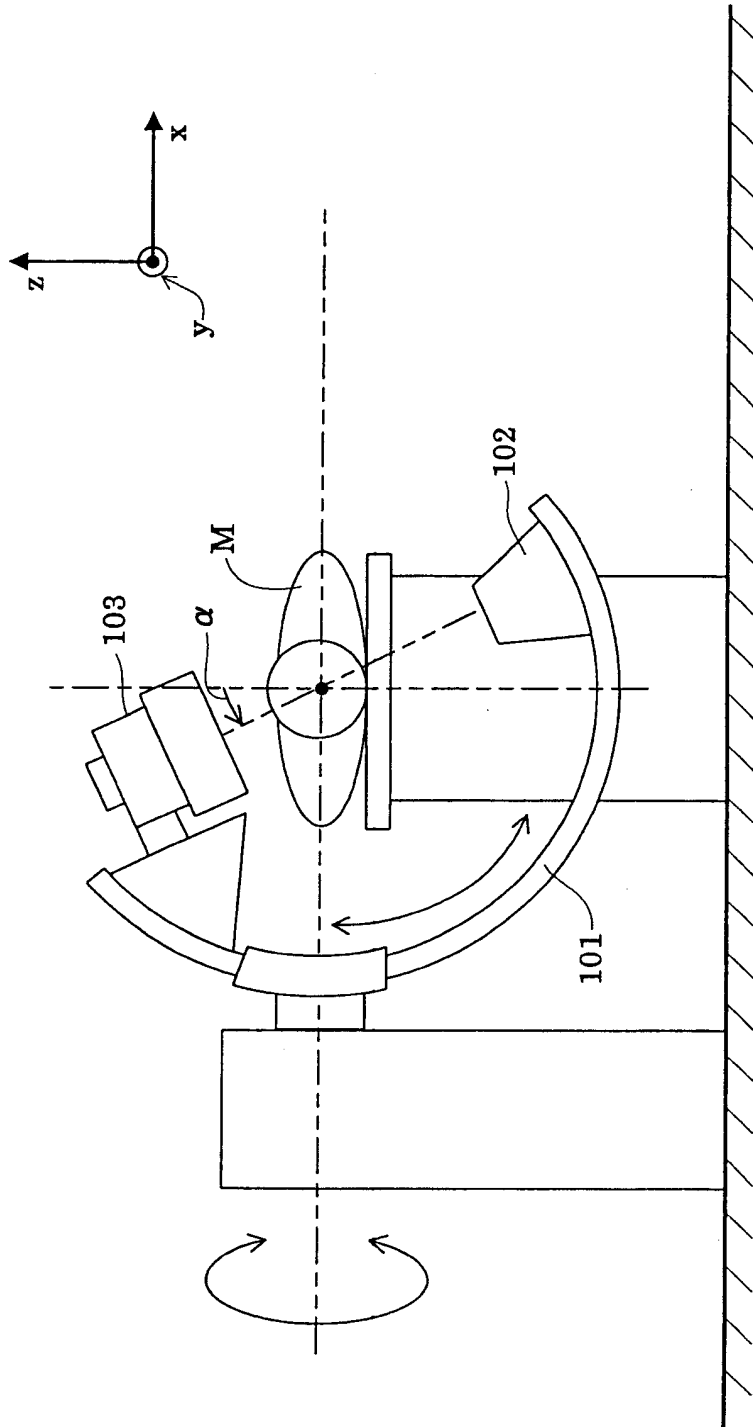


图 1

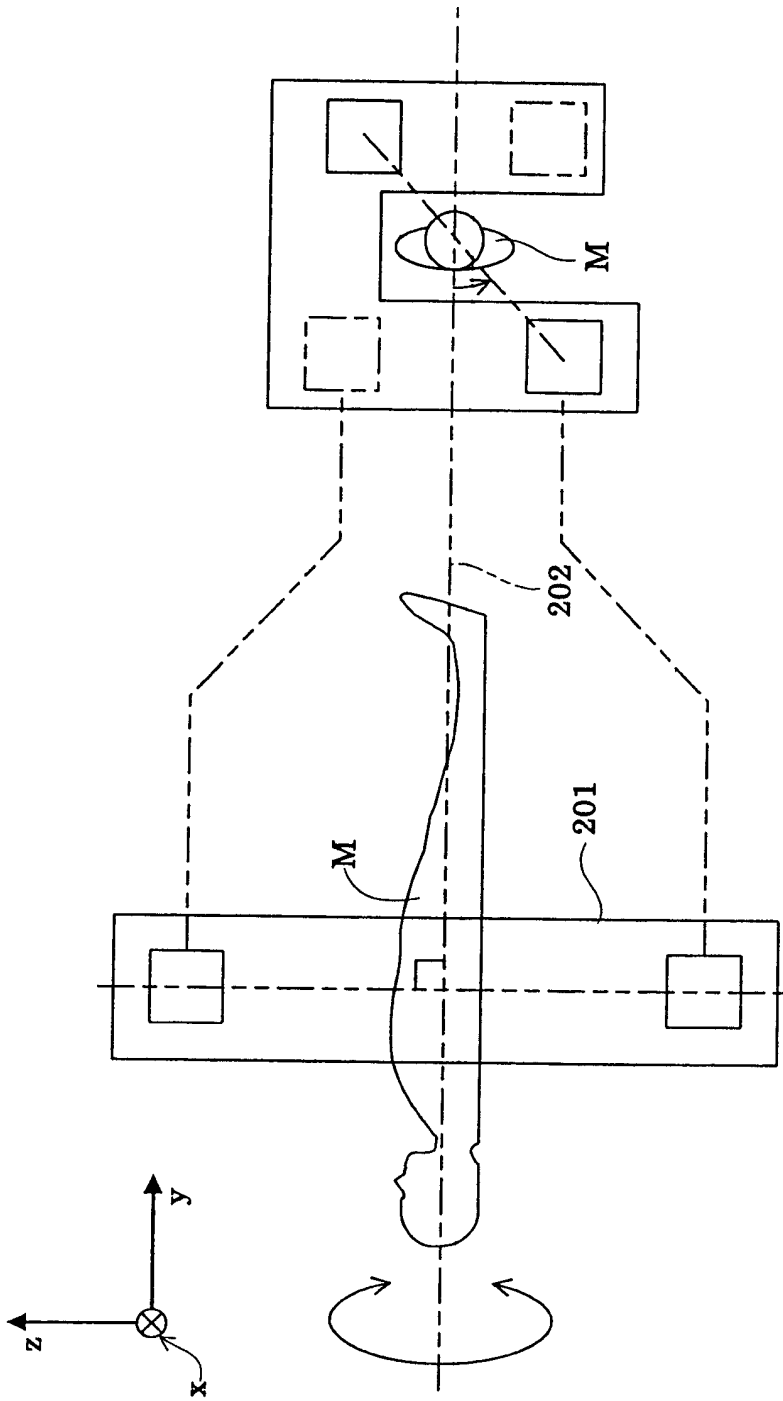


图 2A

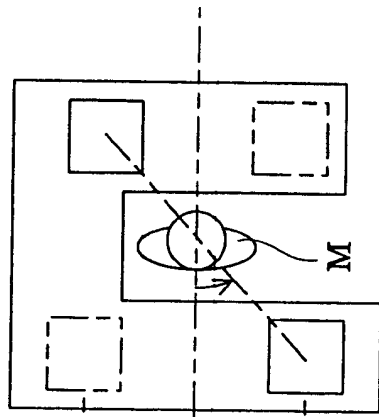


图 2B

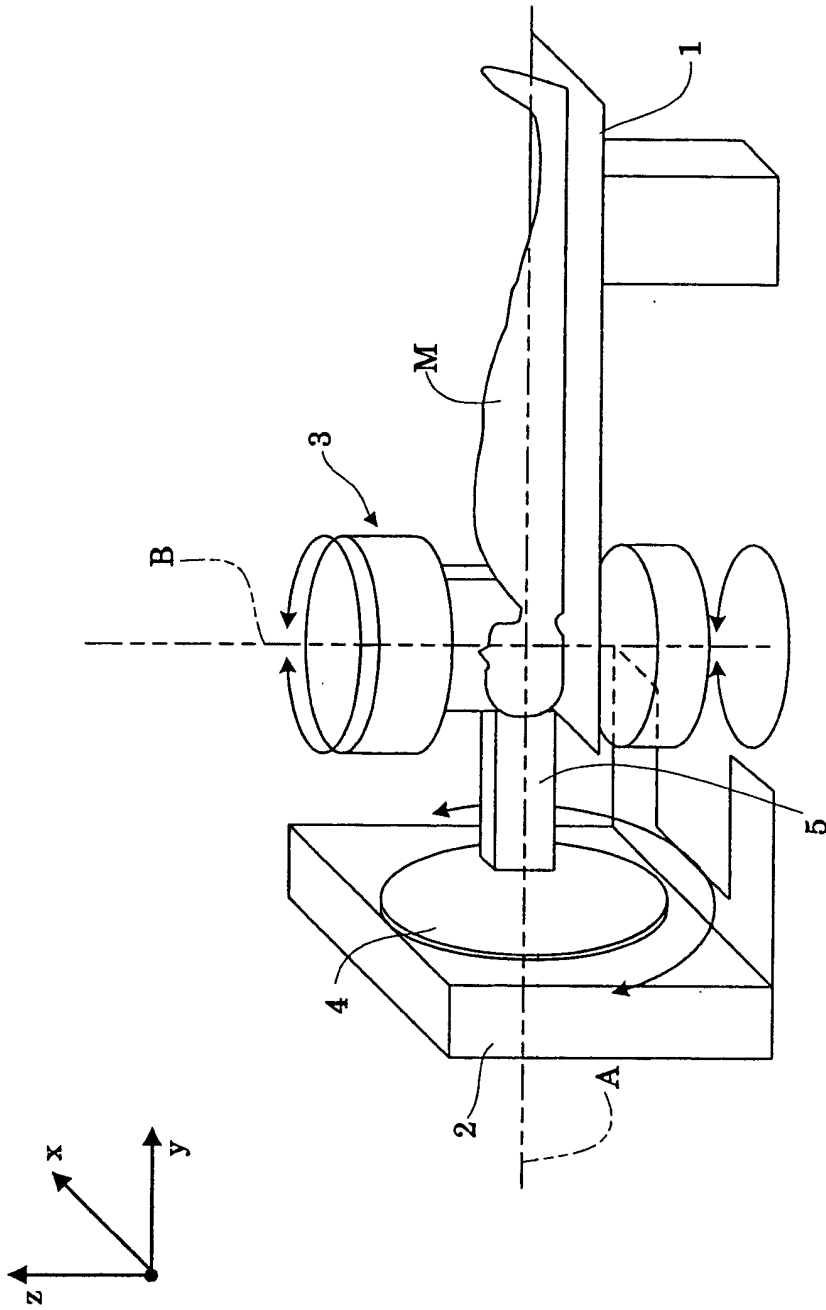


图 3



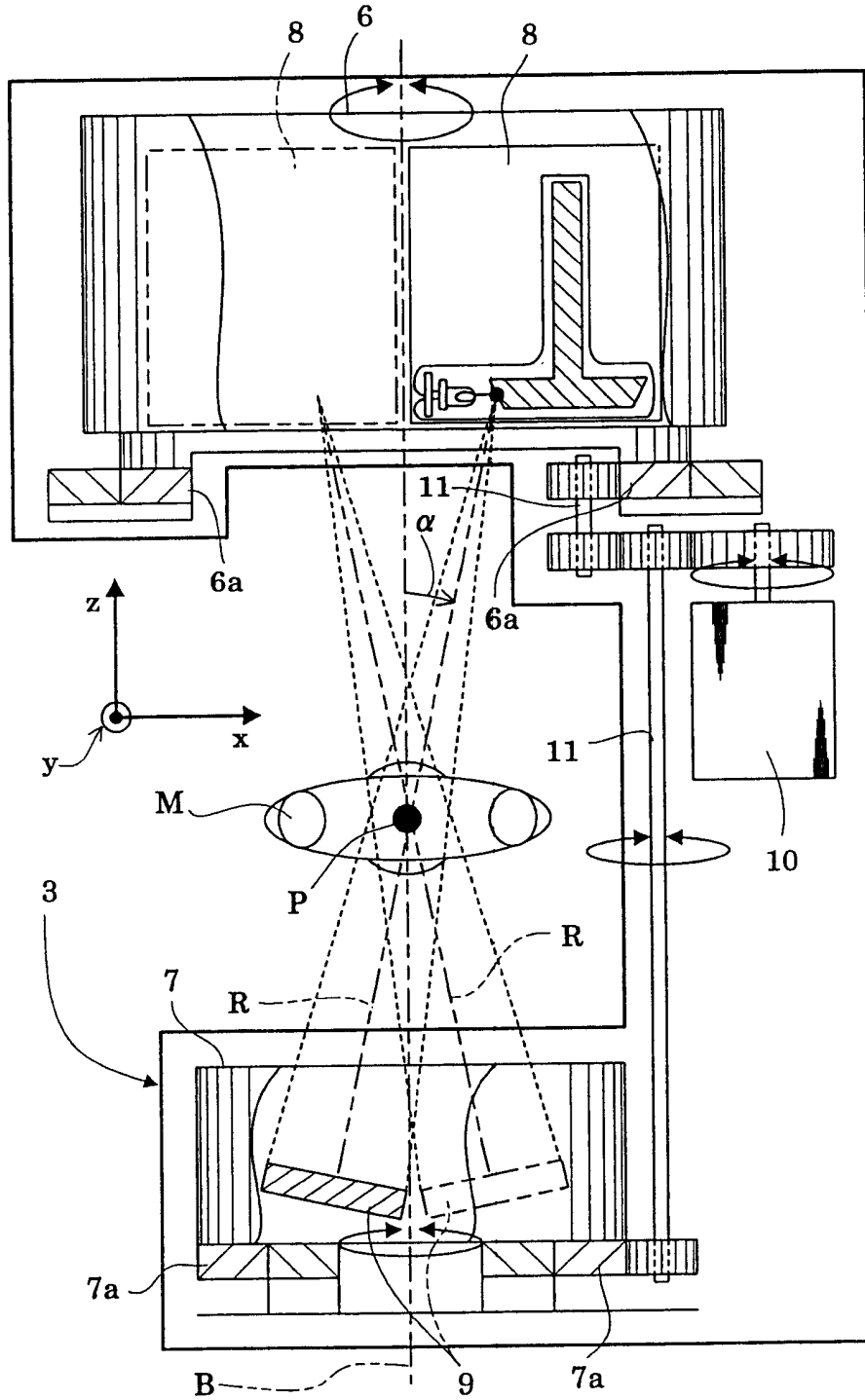


图 4

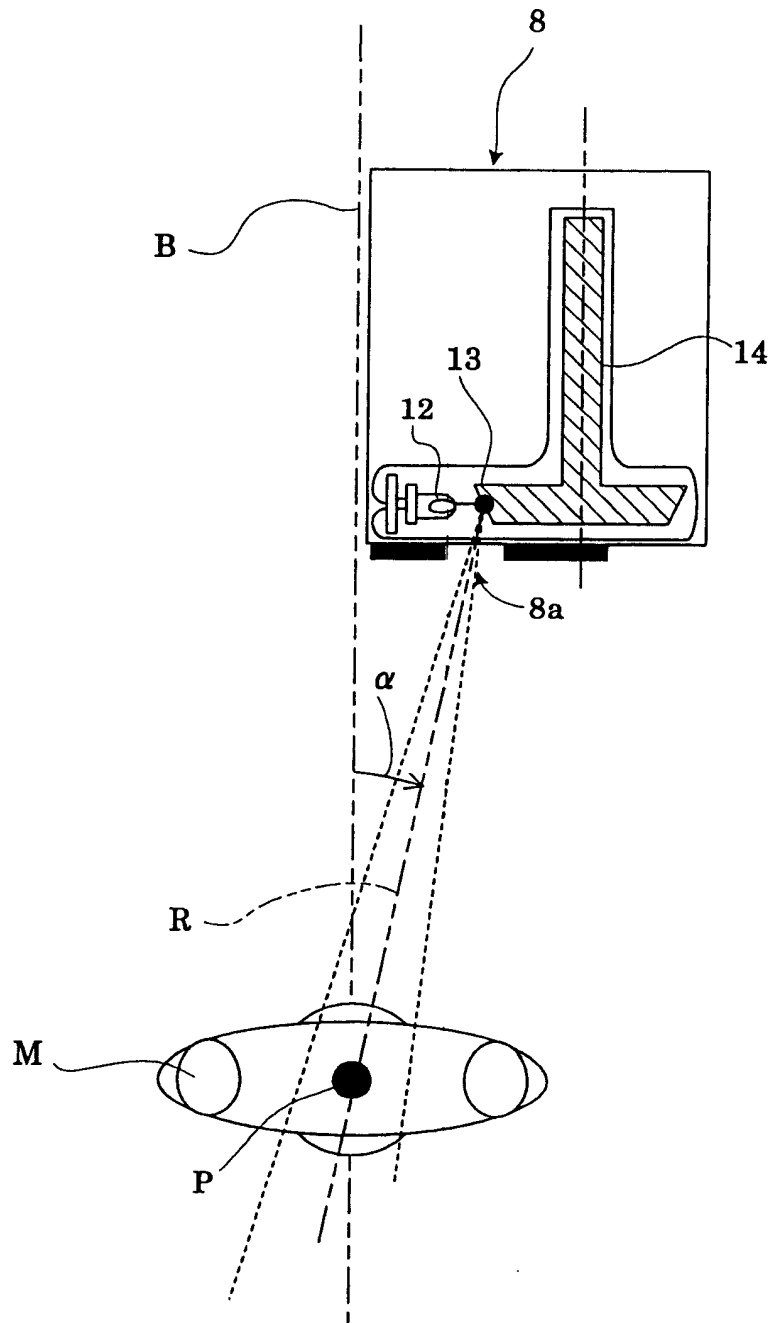


图 5

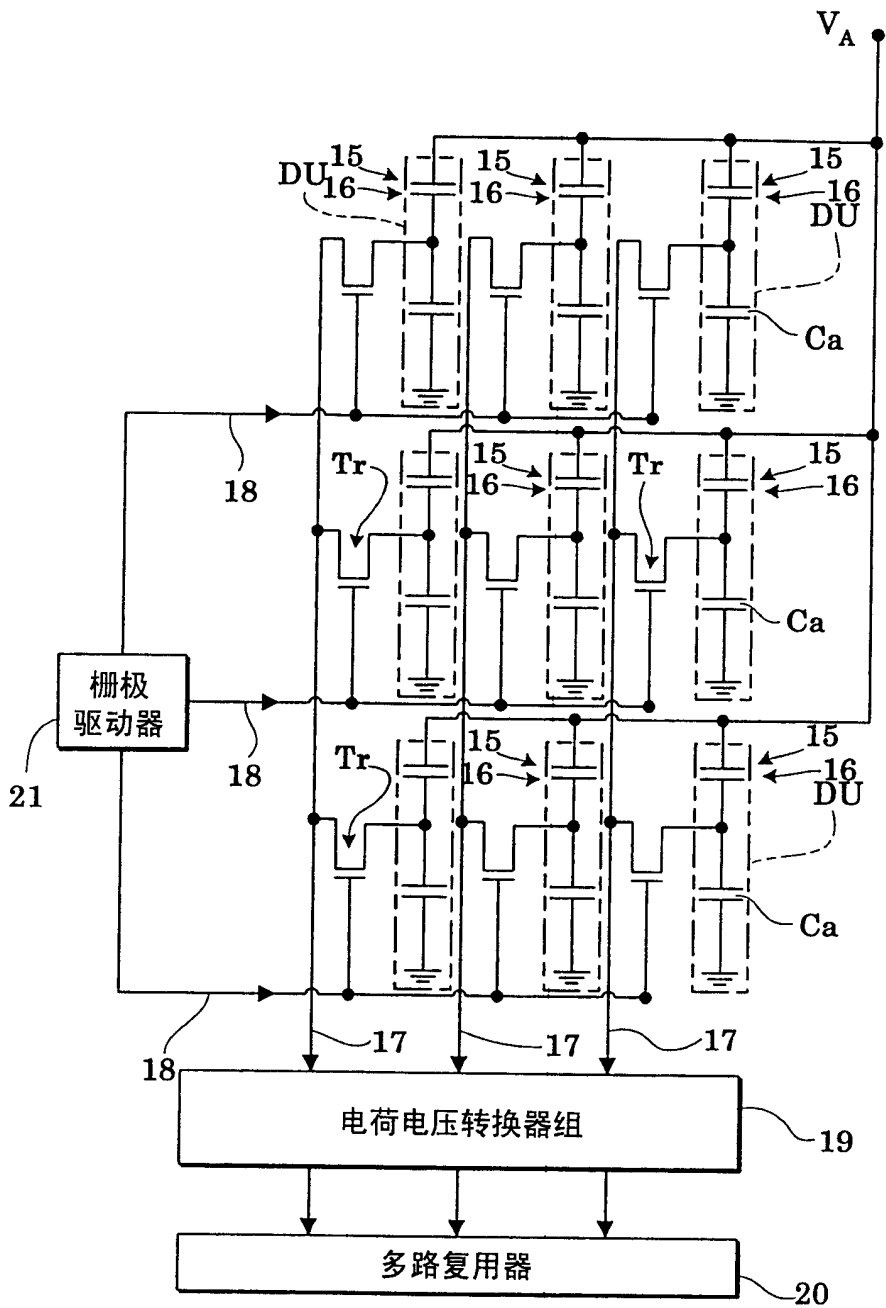


图 6

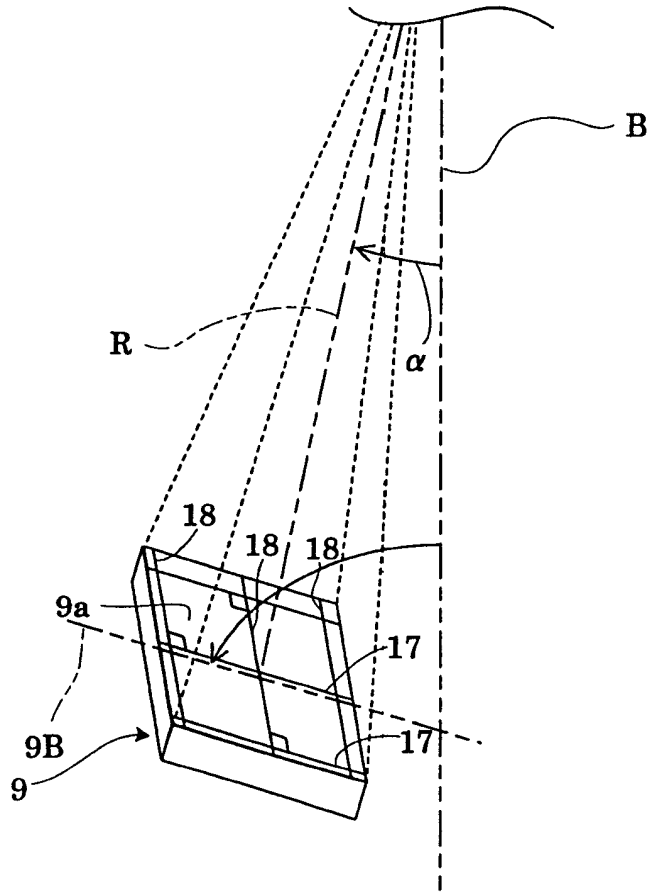


图 7

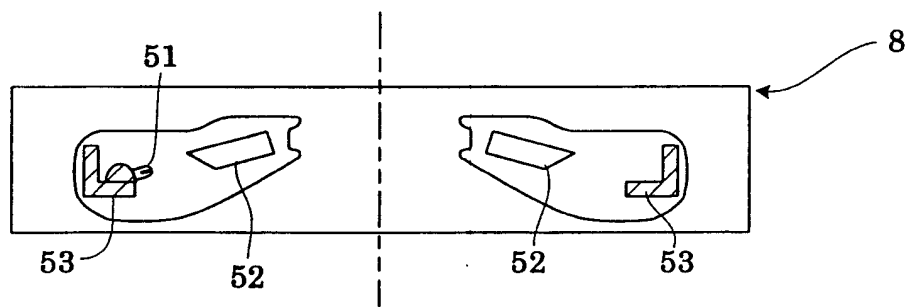


图 8

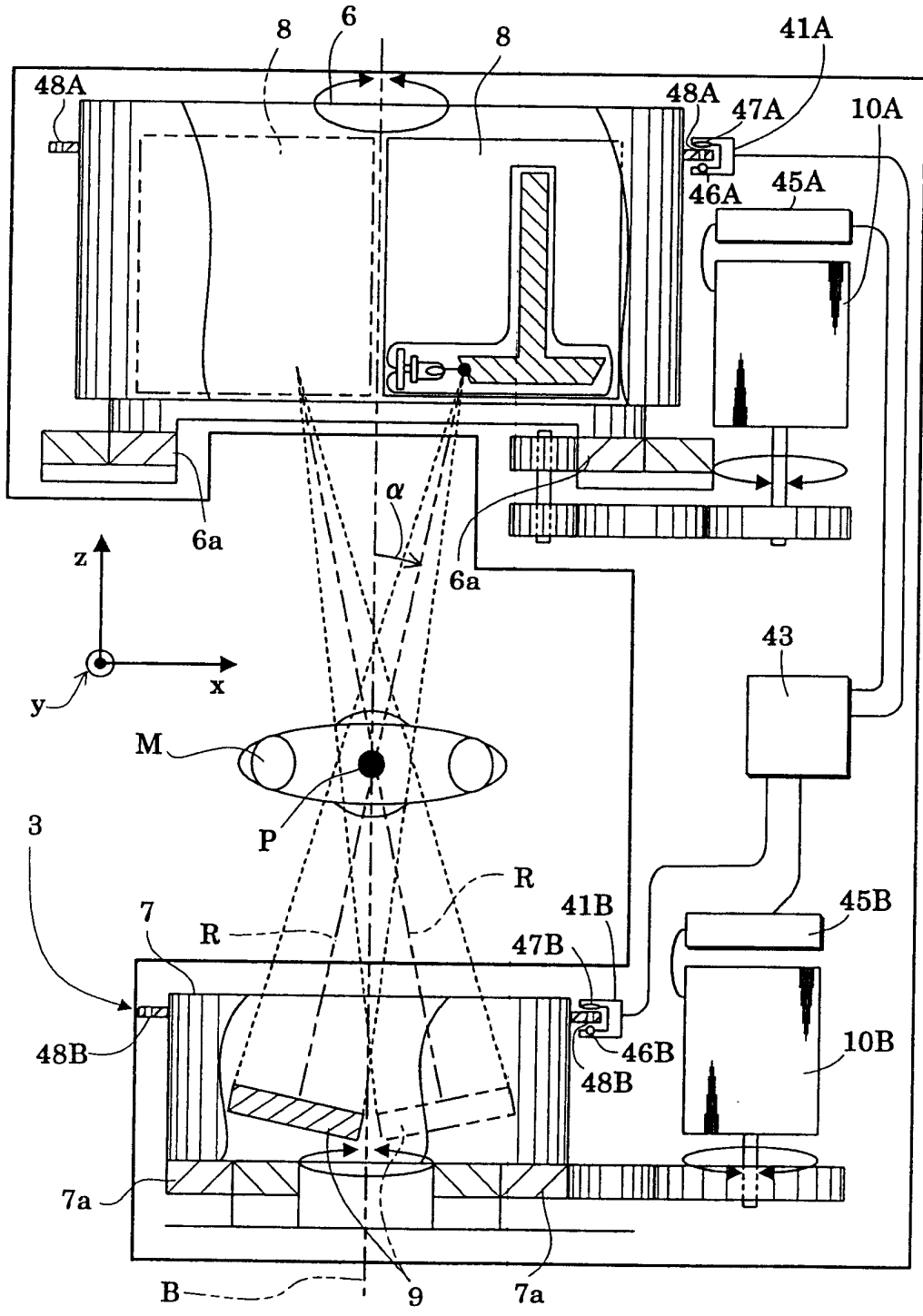


图 9

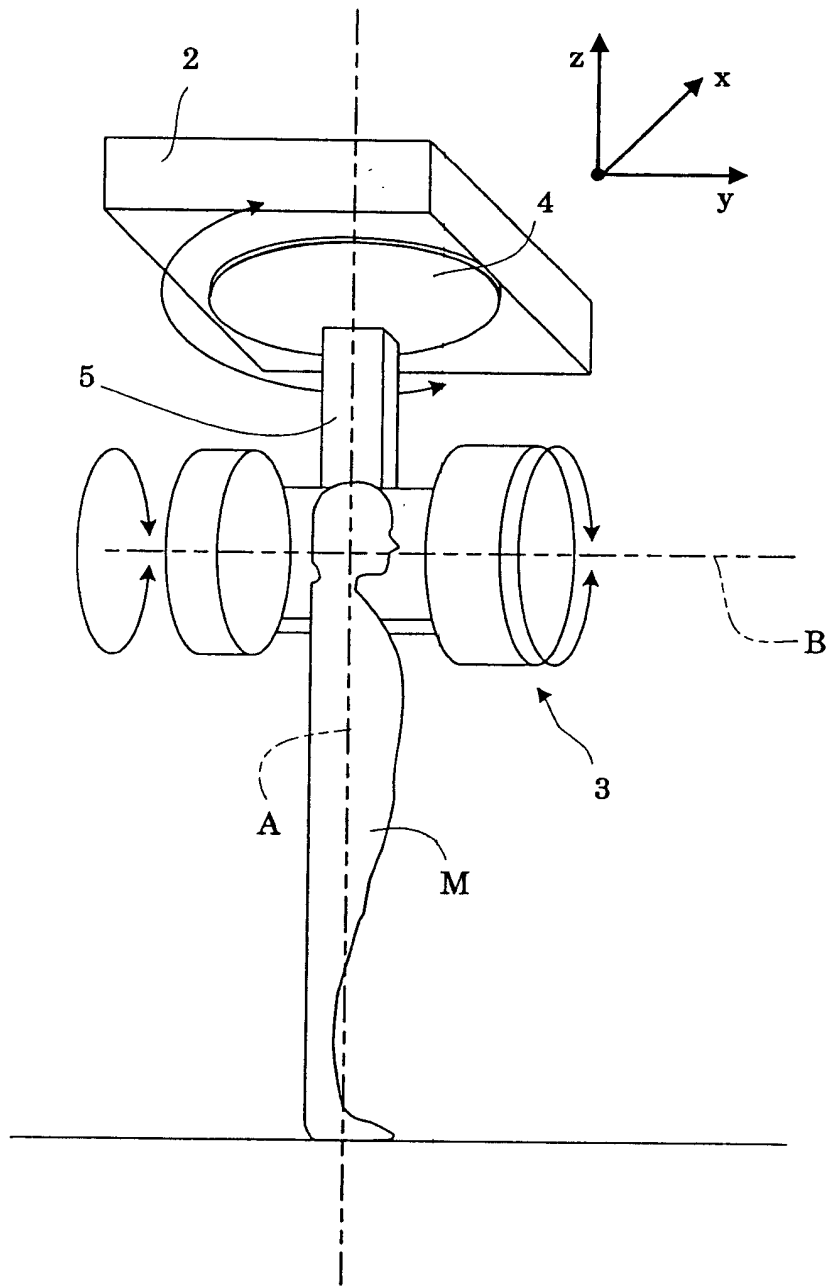


图 10

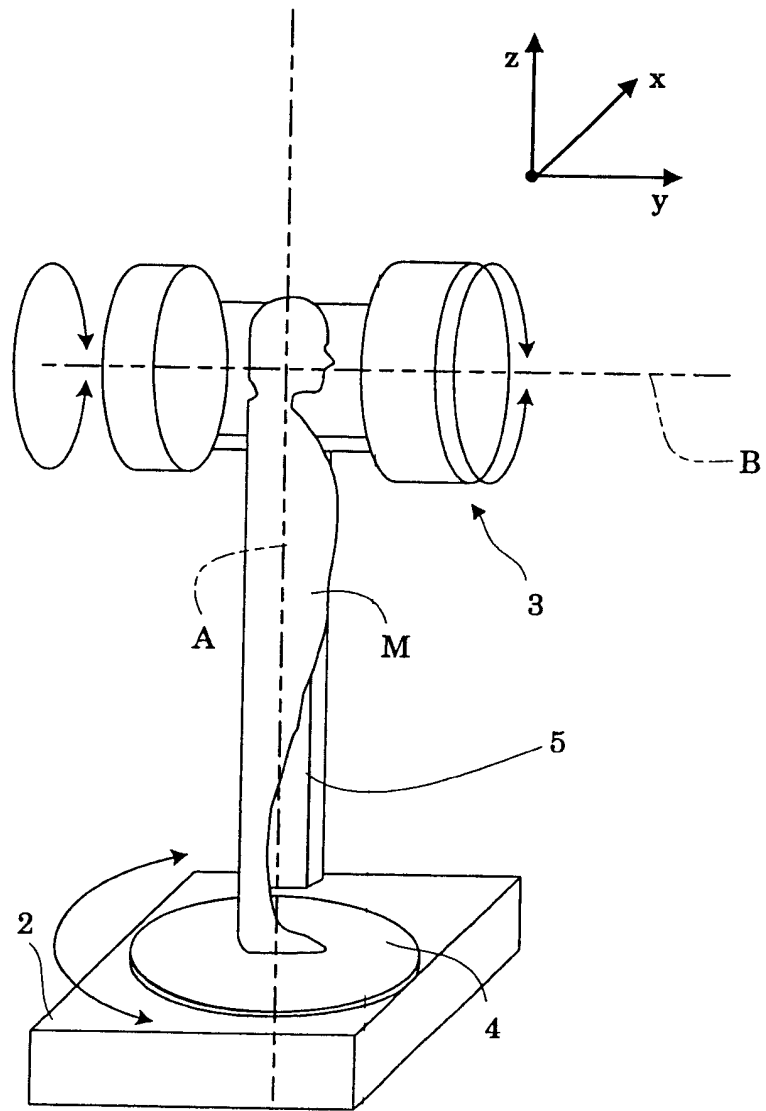


图 11

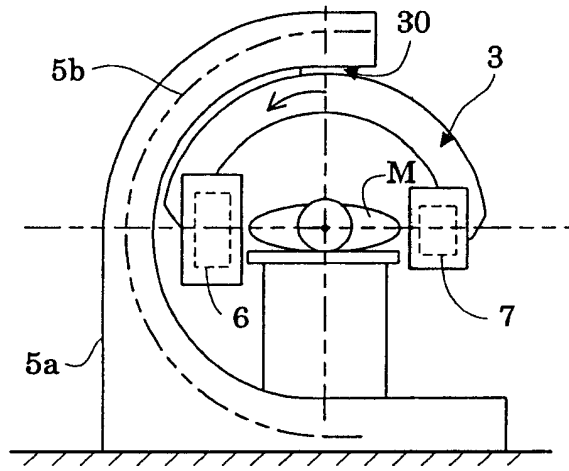


图 12A

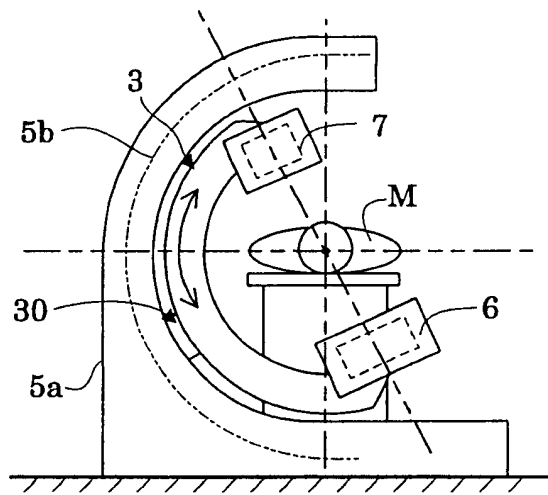


图 12B

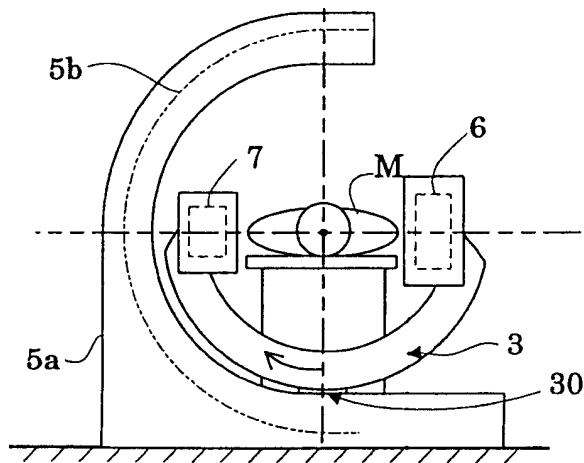


图 12C



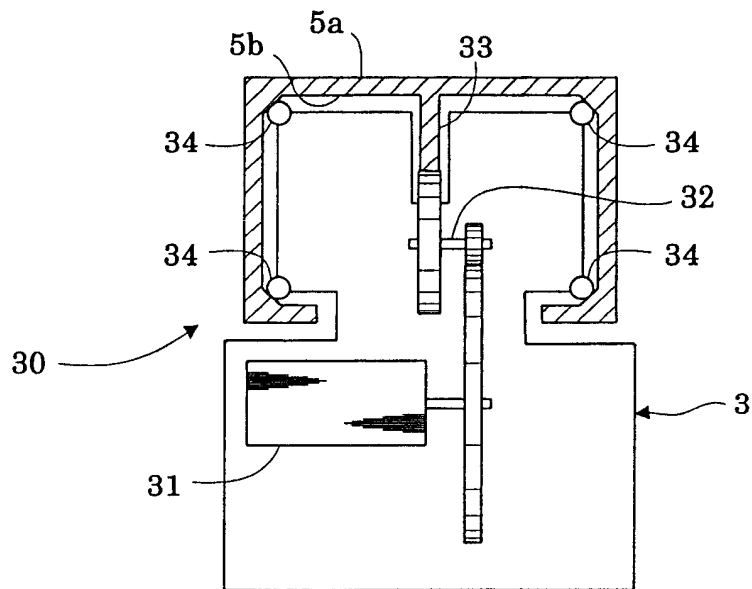


图 13

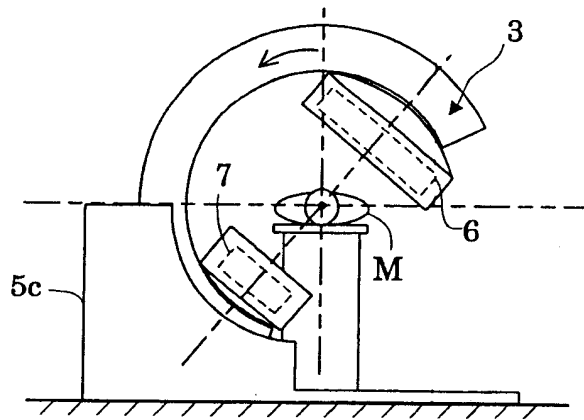


图 14A

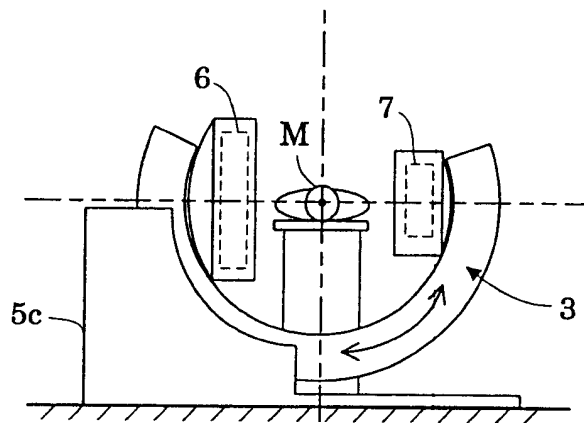


图 14B

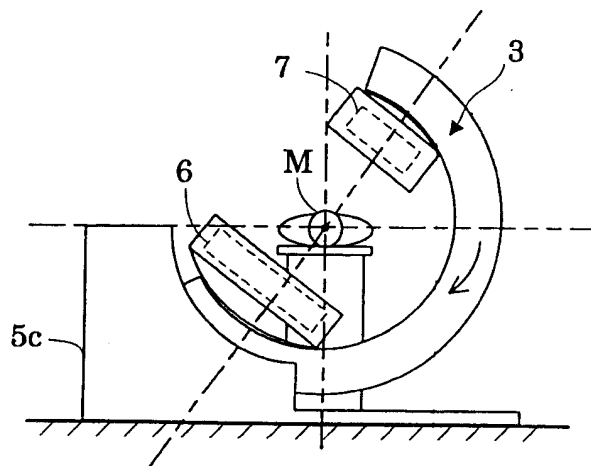


图 14C

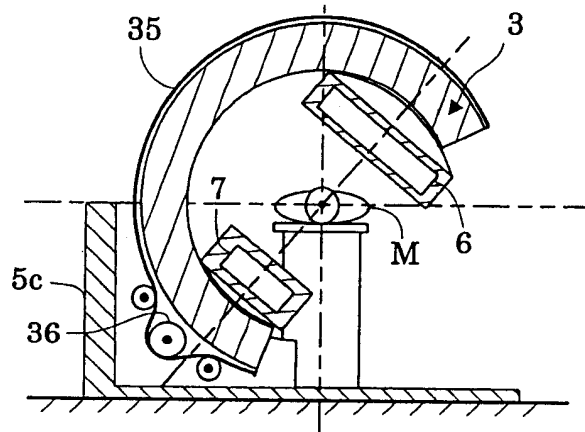


图 15

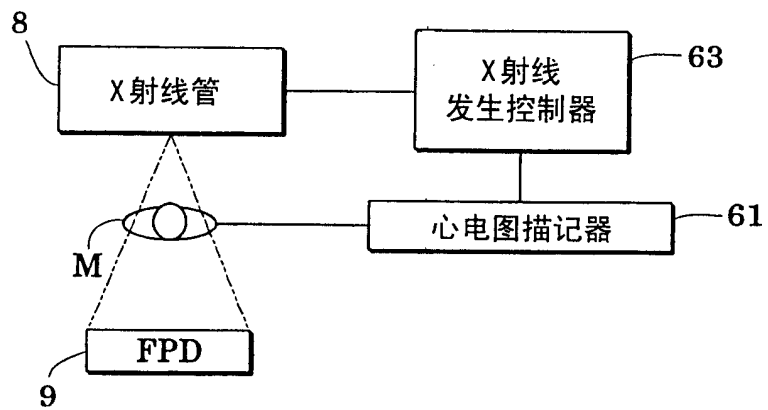


图 16

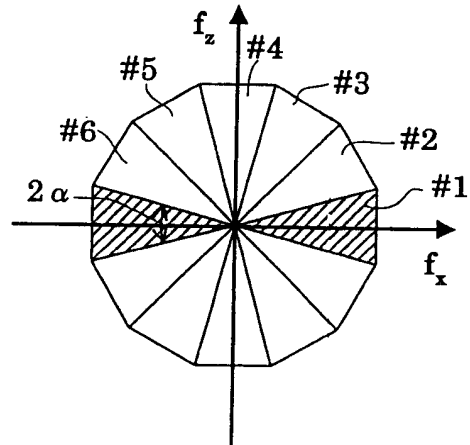


图 17A

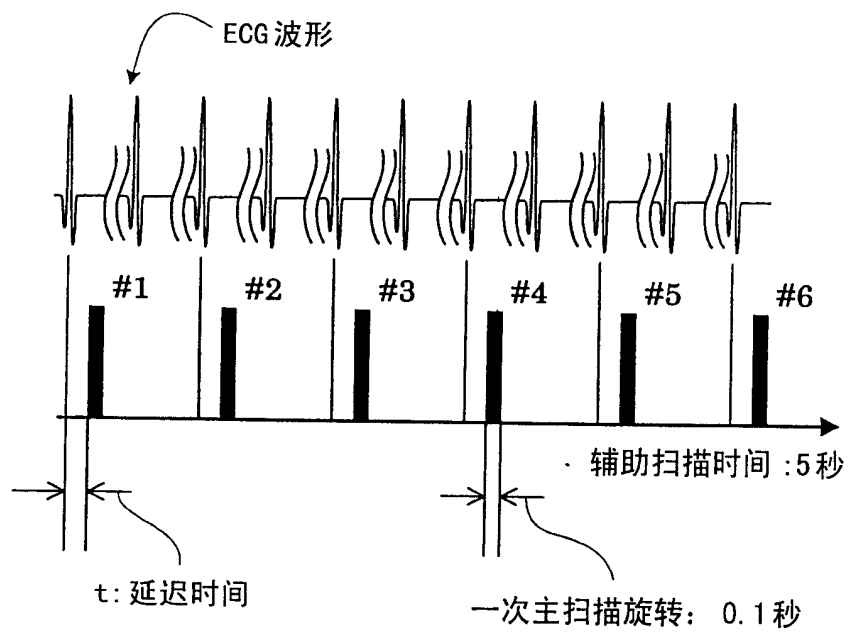


图 17B