

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01141811.7

[43] 公开日 2002 年 5 月 1 日

[11] 公开号 CN 1346980A

[22] 申请日 2001.9.19 [21] 申请号 01141811.7

[30] 优先权

[32] 2000.9.26 [33] JP [31] 291666/2000

[71] 申请人 株式会社岛津制作所

地址 日本国京都府

[72] 发明人 及川四郎

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

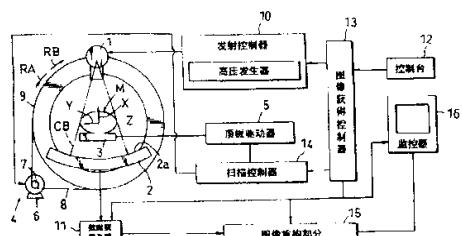
代理人 刘晓峰

权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图页数 12 页

[54] 发明名称 CT 装置

[57] 摘要

在本发明的一种 CT 仪中,例如 X 射线 CT 仪,一个多扫描执行单元连续执行第一次和第二次螺旋扫描,X 射线管和 X 射线探测器都沿着螺旋路线前进,路线间的相位差为 180 度(对分相位差)。因此,从相反的方向取得了感兴趣区域内的每一点的 CT 图像组成数据。即所取得的 CT 图像组成数据,总体上覆盖了对应于 360 度的扫描范围。接着,一个图像重建单元根据所有螺旋扫描所收集的覆盖了 360 度的数据进行图像重建过程。因此,能抑制在最终得到的 CT 图像中出现人工品。



权利要求书

1. 一种 CT 仪，用来围绕放在支撑台上的被检查物体进行多次螺旋扫描，通过每次扫描，为感兴趣区域内的每一点收集覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据。所述 CT 装置包括：
5 电磁波发射机构，用来向所述物体以圆锥形式发射电磁波；
平面探测机构，它隔着所述物体与所述电磁波发射机构相对，用来探测从所述电磁波发射机构发射的电磁波并分散为二维；
10 驱动机构，用来使所述电磁波发射机构和所述平面探测机构围绕所述物体转动，使所述电磁波发射机构和所述平面探测机构相对于所述物体运动，使电磁波对所述物体进行螺旋扫描，从而使所述物体的兴趣区域中的每一点的覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据被从所述平面探测机构收集；
15 多扫描控制机构，用来控制所述驱动机构，这样由所述电磁波发射机构对所述物体做的多次螺旋扫描有螺旋路线，路线间的相位差为路线间的相位差为 360 度被等分后得到的度数；
图像重建机构，用来根据所述的多次螺旋扫描所收集的 CT 图像组成数据进行图像重建过程。
- 20 2. 根据权利要求 1 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构通过为每次扫描倒转扫描方向和旋转方向，从而控制所述驱动机构进行往复的所述螺旋扫描。
- 25 3. 根据权利要求 1 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构总是以同样的旋转方向进行往复的所述螺旋扫描。
4. 根据权利要求 1 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构，在每次螺旋扫描的每个对面端进行范围为 π 到 2π 的非螺旋、简单的旋转扫描。
- 30 5. 根据权利要求 1 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构进行所述的螺旋扫描，扫描间的相位差

为 360 度被偶数等分后得到的度数。

6. 根据权利要求 1 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构进行所述的螺旋扫描，扫描间的相位差为 360 度被奇数等分后得到的度数。

5 7. 根据权利要求 1 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构在 π 乘以 2 的倍数得到的范围内进行所述螺旋扫描。

10 8. 根据权利要求 1 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构在开始前，进行预扫描；在完成后，进行后扫描。每次螺旋扫描都对收集 CT 图像组成数据有效，所述的预扫描和后扫描对收集 CT 图像组成数据无效。

9. 一种 CT 仪，用来围绕放在支撑台上的被检查物体进行多次螺旋扫描，通过每次扫描，为感兴趣区域内的每一点收集覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据，所述 CT 装置包括：

15 电磁波发射机构，用来向所述物体以圆锥形式发射电磁波；

平面探测机构，它隔着所述物体与所述电磁波发射机构相对，用来探测从所述电磁波发射机构发射的电磁波并分散为二维；

20 驱动机构，用来使支撑台旋转，从而使所述电磁波发射机构和所述平面探测机构相对于所述物体运动，使电磁波对所述物体进行螺旋扫描，从而使所述物体的兴趣区域中的每一点的覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据从所述平面探测机构被收集；

多扫描控制机构，用来控制所述驱动机构，这样由所述电磁波发射机构对所述物体做的多次螺旋扫描有螺旋路线，路线间的相位差为路线间的相位差为 360 度被等分后得到的度数；

25 图像重建机构，用来根据所述的多次螺旋扫描所收集的 CT 图像组成数据进行图像重建过程。

10. 根据权利要求 9 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构通过为每次扫描倒转扫描方向和旋转方向，从而控制所述驱动机构进行往复的所述螺旋扫描。

30 11. 根据权利要求 9 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控

制机构被用来控制所述驱动机构总是以同样的旋转方向进行往复的所述螺旋扫描。

12. 根据权利要求 9 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构，在每次螺旋扫描的每个对面端进行范围为 π 到 2π 的非螺旋、简单的旋转扫描。
5
13. 根据权利要求 9 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构进行所述的螺旋扫描，扫描间的相位差为 360 度被偶数等分后得到的度数。
10
14. 根据权利要求 9 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构进行所述的螺旋扫描，扫描间的相位差为 360 度被奇数等分后得到的度数。
15
15. 根据权利要求 9 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构在 π 乘以 2 的倍数得到的范围内进行所述螺旋扫描。
16. 根据权利要求 9 所述的一种 CT 仪，其特征在于所述的多扫描控制机构被用来控制所述驱动机构在开始前，进行预扫描；在完成后，进行后扫描，每次螺旋扫描都对收集 CT 图像组成数据都有效，所述的预扫描和后扫描对收集 CT 图像组成数据无效。
15

 说 明 书

CT 装置

5

技术领域

本发明涉及到一种 CT 装置，它有一个以圆锥形式发射电磁波的电磁发射器和一个平面探测器，发射器和探测器可围绕一个被检查的物体做螺旋转动以扫描该物体。更特殊的是，本发明涉及到一种抑制出现在 CT 图像（计算机扫描断层图像）中的人工品的技术。

背景技术

一台 X 射线 CT 装置可以被引用为以圆锥形式发射电磁波并以一个平面探测器探测转送来的电磁波的 CT 装置的例子。下面将参考图 1 和 15 2 描述这样一种 X 射线 CT 装置。

如图 1 所示，一台常规 X 射线 CT 装置包括：一个用于以圆锥形式发射 X 射线束 CB 的 X 射线管 51 和一个有用来探测转送来的 X 射线的二维探测表面的平面型 X 射线探测器 52，射线管隔着一个被检测的物体，处于与探测器相对的位置。如图 2 所示，X 射线管 51 和平面型 X 射线探测器 52 能相对于物体 M 旋转。即通过沿着一条螺旋状的路线 SP 并沿着身体的轴线 Z 前进，完成螺旋扫描。当 X 射线管 51 在 X 射线管 51 和平面型 X 射线探测器 52 实施螺旋扫描期间，以圆锥形式发射 X 射线束 CB 时，X 射线探测器 52 收集 CT 图像构成数据。在本装置器中，平面型 X 射线探测器 52 有许多 X 射线探测元素以矩阵形式分布，沿着物体的身体轴线的一个接一个的许多探测线探测到转送来的 X 射线束。结果，一次可从一个感兴趣区域 Ma 得到多个切片图像，因此减少了摄影所消耗的时间。

另外，已经推荐了一台这种类型的 X 射线装置，它从 X 射线探测器 52 收集了感兴趣区域 Ma 中的每一点的覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据（M.Defrise 等人的“一种解决螺旋锥形断层 X 光摄影中

的长物体的问题的方法” Phys.Med.Biol.45(2000)623-643)。具有以上结构的装置也被称为 PI-线探测区域型。如图 3 所示，当一个包含 X 射线管 51 的螺旋路线 SP 的圆柱表面 SQ 被视为一个探测区，如果从 X 射线管 51 看，一个投影数据收集区就位于螺旋曲线间（弧 uu' 和 dd'）小于螺旋路线 SP 的一个斜角。在这种场合下，在反面投影时的地点依赖分量函数被简化，加速了图像重建过程。

作为对上面的补充，当使用圆锥形式的 X 射线束 CB 时，装置变为三维 CT 类型，不象通常的两维 CT 类型，它使感兴趣区域内的每一点和 X 射线探测元素间的关系变复杂了，它使反面投影时的地点依赖分量函数变复杂了。然而，如图 3 所示，当从扫描位置 xo 到扫描位置 xe，从平面型 X 射线探测器 52 收集感兴趣区域 Ma 中的每一点 P 的覆盖 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据，有一个优点，即感兴趣区域 Ma 中的每一点和 X 光探测元素间的关系相对简单，简化了反面投影时的地点依赖分量函数。

为了便于描述，在图 3 中，点 P 被显示为位于身体轴线 Z 上。

然而，上述的 PI-线探测区型的常规 X 射线 CT 仪有一个缺点，就是人工品会出现在最后得到的 CT 图像中。

如图 4 所示的 PI-线探测区型，人工品会出现在伸展在扫描位置 xs 和 xe 间的段的方向上，在物体 M 的感兴趣区域 Ma 中的每一点的 180 度的扫描范围的对面端。大体上，应通过从反方向上向感兴趣区域中的点 P 发射圆锥形式的 X 射线束 CB，以取得同样的数据。然而，由于 X 射线束 CB 的光束元素的非平行性和 X 射线的多向色性，所以这些数据实际上并不相同。结果，在重建 CT 图像时，产生了人工品。

25 发明内容

考虑到如上所述的现在的技术状态，产生了本发明，它的首要目的是提供一种 PI-线探测区型的 X 射线 CT 仪，该装置能抑制最终得到的 CT 图像中所出现的人工品。

本发明通过以下的 CT 仪满足了上述目的，用它围绕放在支撑台上的被 30 检查的物体做多次螺旋扫描，通过每个扫描，收集感兴趣区域中的每一

点的覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据。

该 CT 仪包括：

一个电磁波发射装置，用来以圆锥形式向物体发射电磁波；

一个隔着物体与电磁波发射装置相对的平面型 X 射线探测器，用来探测

5 从电磁波发射装置发射的电磁波并分散为二维；

一个驱动装置，用来使电磁波发射装置和平面探测装置绕物体旋转，从而使电磁波发射装置和平面探测装置相对于物体运动，使电磁波围绕物体做螺旋扫描，物体的兴趣区域中的每一点的覆盖了 180 度扫描范围的 CT 图像组成数据被平面探测器收集；

10 一个多扫描控制装置，用来控制驱动装置，这样由电磁波发射装置对物体做的多次螺旋扫描有螺旋路线，路线间的相位差为 360 度被等分后得到的度数；

一个图像重建设备，用来根据多次螺旋扫描所收集的数据进行图像重建过程。

15 在上述的 CT 仪所进行的断层 X 光摄影过程中，多扫描控制装置对被检查的物体进行连续多次螺旋扫描。这时，每一次螺旋扫描中当电磁波（例如 X 射线）以圆锥形式发射时，兴趣区域中的每一点的覆盖了 180 度扫描范围的 CT 图像组成数据被收集。该 CT 仪是 PI-线探测区型，对于这种类型，兴趣区域中的每一点和平面探测装置中的 X 光探测元

20 素间的关系相对简单，简化了反面投影时的地点依赖分量函数。

另外，因为螺旋扫描是沿着彼此间有相同段的相位差的螺旋路线进行的，所以通过多次螺旋扫描，对兴趣区域中的每一点都从多个方向收集了 CT 图像组成数据。最后得到了覆盖了 360 度的扫描范围的 CT 图像组成数据。取得的 CT 图像组成数据被传输到图像重建设备，在那里根据从所有螺旋扫描收集到的且覆盖了 360 度的扫描范围的 CT 图像组成数据进行图像重建过程。通过对兴趣区域中的每一点使用从多个方向收集的 CT 图像组成数据，由于光束元素的非平行性和光束的多向色性所产生的相差被消除了，这样图像被正确地重建。这就抑制了最终得到的 X 射线 CT 图像中出现的人工品。

30 在本发明的 CT 仪中，多扫描控制设备通过为每次扫描倒转扫描方

向和旋转方向，控制驱动设备去往复执行螺旋扫描。用这种结构，多扫描控制设备通过为每次扫描倒转扫描方向和旋转方向，控制驱动设备去往复执行螺旋扫描。即、从感兴趣区域的开始端到结束端进行了一次螺旋扫描后，开始从结束端到开始端进行下一次螺旋扫描，旋转方向也改变了。由于在两次扫描间没必要进行回程扫描，所以能在短时间内获得图像。

在本发明的 CT 仪中，多扫描控制设备被用来控制驱动设备去往复执行螺旋扫描并总保持同一旋转方向。用这样的结构，多扫描控制设备控制一个连续的照相过程，其中的每次螺旋扫描的旋转方向是相同的；或控制一个照相过程，其中的螺旋扫描的旋转方向是相同的且在两次扫描间包含一个回程扫描。因此，没有必要为每一次螺旋扫描切换旋转方向。

在本发明的 CT 仪中，多扫描控制设备被用来控制驱动设备在每一次螺旋扫描的每一个对面端，在 π 至 2π 范围内执行非螺旋的、简单的旋转扫描。用这样的结构，非螺旋的、简单的旋转扫描在每一次螺旋扫描的每一个对面端，在 π 至 2π 范围内发生。因此，甚至在对面端处也能收集到足够的 CT 图像组成数据，而一般在对面端处的数据是不够的。

在本发明的 CT 仪中，多扫描控制设备被用来控制驱动设备进行螺旋扫描，每次扫描间有相位差，相位差为 360 度被一个偶数或一个奇数除。用这样的结构，根据取得 CT 图像组成数据，图像重建过程被正确进行。这就抑制了最终得到的 X 射线 CT 图像中出现的人工品。

在本发明的 CT 仪中，多扫描控制设备被用来控制驱动设备在 π 乘以 2 的倍数的范围内执行螺旋扫描。用这样的结构，能从一个增加的兴趣区域获得图像数据。

在本发明的 CT 仪中，多扫描控制设备被用来控制驱动设备在开始前进行预扫描，并在完成后进行后扫描，每次螺旋扫描都对收集 CT 图像组成数据有效，预扫描和后扫描对收集 CT 图像组成数据无效。用这样的结构，当开始每次收集 CT 图像组成数据的扫描时，X 射线发射装置和平面探测装置可以有一个平稳的扫描速度。每次扫描后进行的后扫描可有效地使 X 射线发射装置和平面探测装置逐渐减速，因此能减少加

在装置上的负载。

在本发明的另一方面，一台 CT 仪被用来围绕放在支撑台上的被检查的物体做多次螺旋扫描，通过每个扫描，收集感兴趣区域中的每一点的覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据。

5 CT 仪包括：

一个电磁波发射装置，用来以圆锥形式向物体发射电磁波；

一个隔着物体与电磁波发射装置相对的平面型 X 射线探测器，用来探测从电磁波发射装置发射的电磁波并分散为二维；

10 一个驱动装置，在旋转支撑台时，用来使电磁波发射装置和平面探测装置相对于物体运动，从而使电磁波围绕物体做螺旋扫描，这样，物体的兴趣区域中的每一点的覆盖了 180 度扫描范围的 CT 图像组成数据被平面探测器收集；

15 一个多扫描控制装置，用来控制驱动装置，这样由电磁波发射装置对物体做的多次螺旋扫描有螺旋路线，路线间的相位差为 360 度被等分后得到的度数；

一个图像重建设备，用来根据多次螺旋扫描所收集的数据进行图像重建过程。

20 在上述的 CT 仪所进行的断层 X 光摄影过程中，多扫描控制装置沿着螺旋路径进行连续多次螺旋扫描，每次扫描间有一个等段的相差。因此，对兴趣区域中的每一点，它的 CT 图像组成数据都是从多个方向收集的。就取得了覆盖了 360 度的扫描范围的 CT 图像组成数据。图像重建装置根据从所有螺旋扫描收集到的且覆盖了 360 度的扫描范围的 CT 图像组成数据正确地进行图像重建过程。这就抑制了最终得到的 X 射线 CT 图像中出现的人工品。

25

附图说明

为了描述本发明，在附图中显示了一些现在首选的形式，但是我们应该知道发明并不局限于这些精确的安排和手段。

30 图 1 是一个示意图，表示了一个常规的 X 射线 CT 仪中的图像取得系统的主要部分。

图 2 是一个正视图，表示常规的 X 射线 CT 仪进行螺旋扫描时的螺旋路线。

图 3 是常规的 X 射线 CT 仪进行的 X 射线探测的解释图。

图 4 是常规的 X 射线 CT 仪所产生的人工品的解释图。

5 图 5 是实施例 1 中一台完整的 X 射线 CT 仪的块图表。

图 6 是一个透视图，表示了实施例 1 中的 X 射线 CT 仪的图像获得系统的轮廓。

图 7 是一个正视图，表示了实施例 1 中的装置所进行的一次螺旋扫描时的螺旋路线。

10 图 8A 是实施例 1 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了第一次螺旋扫描的路线。

图 8B 是实施例 1 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了第二次螺旋扫描的路线。

15 图 9 是关于实施例 1 中的 X 射线 CT 仪所进行的第一次螺旋扫描和第二次螺旋扫描中的 CT 图像组成数据收集的示意图。

图 10 是实施例 1 中的装置从两个相反的方向进行的照相的解释图。

图 11 是一个示意图，表示了在二维模式下进行的 X 光探测。

图 12 是实施例 1 中的 X 射线 CT 仪进行断层 X 光摄影的步骤的流程图。

20 图 13A 是实施例 2 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了第一次螺旋扫描的路线。

图 13B 是实施例 2 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了回程扫描的路线。

25 图 13C 是实施例 2 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了第二次螺旋扫描的路线。

图 14A 是实施例 3 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了第一次螺旋扫描的路线。

图 14B 是实施例 3 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了第二次螺旋扫描的路线和回程扫描的路线。

30 图 14C 是实施例 3 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了

第三次螺旋扫描的路线和回程扫描的路线。

图 14D 是实施例 3 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了第四次螺旋扫描的路线和回程扫描的路线。

图 15A 图是实施例 4 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示 5 第一次螺旋扫描的路线。

图 15B 是实施例 2 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了回程扫描的路线。

图 15C 是实施例 2 中的 X 射线 CT 仪的扫描模式的解释图，它表示了 10 第二次扫描的路线。

图 16 是一个示意透视图，表示了一台改造过的装置的主要部分。

具体实施方式

下面将参考附图详细说明本发明的首选实施例。

实施例 1

15 将参考附图说明本发明的一个实施例。

图 5 是一个块图表，表示了实施例 1 中的一台完整的圆锥束发射型的 X 射线 CT 仪（以下将简称为“X 射线 CT 仪”）。

图 5 中的实施例 1 的 X 射线 CT 仪，也如图 6 所示，包括：一个 X 射线管 1，用来以圆锥形式向顶板（支撑台）上的患者（被检查的物体） 20 发射 X 射线束 CB；平面型 X 射线探测器 2（以下将简称为“X 射线探测器”），它与 X 射线管 1 相对，它有一个用于探测转送来的 X 射线的二维探测平面 2a。如图 7 所示，X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 可围绕患者 M 旋转，通过沿着一条螺旋路线并沿着身体的轴线前进，进行螺旋扫描。

当 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 隔着患者 M 一起运动，X 射线管 1 向患者 M 发射圆锥形 X 射线束，从 X 射线探测器 2 收集 CT 图像组成数据。 25

本实施例中的 X 射线管 1 对应于本发明的电磁波发射装置。平面型 X 射线探测器 2 对应于平面探测装置。

下面将描述实施例 1 中的装置的各种组件。

实施例 1 中的 X 射线 CT 仪包括：一个图像获得系统旋转机构 4，用 30 来使 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 隔着患者 M 一起旋转；一个顶板驱动

器 5，用来使躺着患者的顶板 3 沿着患者 M 的身体轴线往复运动。通过操作旋转机构 4 使 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 围绕着患者 M 的身体轴线旋转，操作顶板驱动器 5 使顶板 3 沿着患者 M 的身体轴线运动，从而进行螺旋扫描。

5 图像获得系统旋转机构 4 有一个旋转环 9，它可被通过滑轮 7 和皮带 8 传送来的电机 6 的扭矩转动。X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 被固定安装在旋转环 9 上。即、当旋转环 9 随着电机 6 的正转或反转而旋转时，X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 相对着按箭头 RA 或 RB 所指示的方向围绕着患者 M 一起旋转。

10 可以不必象上述那样既移动顶板 3 又旋转 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2，也能进行螺旋扫描。可以在旋转 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 的同时，使 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 沿着患者 M 的身体的轴线 Z 移动，而顶板 3 固定不动以使患者保持静止。

15 实施例 1 中的 X 射线 CT 仪进一步包括一个带高压发电机的发射控制器 10。在该控制器 10 的控制下，X 射线管 1 根据设置的放射条件，例如管电压和管电流，发射圆锥形 X 射线束 CB。

20 X 射线探测器 2 有多个 X 射线探测元素 2A，它们排列为矩阵形式，用沿着患者 M 的身体轴线 Z 的一个接一个的许多探测线探测转送来的 X 射线束。结果，一次可从一个感兴趣区域 Ma 得到多个切片图像。在本实施例中，如图 6 所示，X 射线探测器 2 被造形为一个对应于圆柱表面的一部分的曲面。X 射线探测器可被造形为完全的平面。

25 实施例 1 中的 X 射线 CT 仪是 PI-线探测区型，其中，在一次螺旋扫描中当圆锥形式的 X 射线束被发射时，一个数据获得系统（DAS）11 从 X 射线探测器 2 收集的感兴趣区域 Ma 中的每一点的覆盖了 180 度的扫描范围的 CT 图像组成数据。

30 实施例 1 中的 PI-线探测区型的装置中，如图 3 所示，当一个包含 X 射线管的螺旋路线 SP 的圆柱表面 SQ 被视为一个探测区时，如果从 X 射线管看，一个投影数据收集区就位于螺旋曲线间（弧 uu' 和 dd'）小于螺旋路线 SP 的一个斜角。即、感兴趣区域 Ma 中的每一点与 X 射线探测元素的关系相对简单，简化了反面投影时的地点依赖分量函数，因此

实现了高速的图像重建过程。

在适当的时间，图像获得控制器 13 输出命令信号来控制获得系统旋转机构 4、顶板驱动区 5、发射控制器 10 和数据获得系统（DAS）11，命令信号的输出是根据从控制台 12 根据照相条件而输入的设置条件。

5 把高压源 X 送到射线管 1 和从 X 射线探测器 2 取数据都是通过安装在未显示的一个架台上的电缆实现的。从 X 射线探测器 2 取数据并不定要使用电缆，可通过一个集电环或一个光学绝缘体。

实施例 1 中的 X 射线 CT 仪的特征在于，包括：一个多扫描控制器 14，用于连续执行多次螺旋扫描，使 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 沿着螺旋 10 路线运动，每次螺旋扫描路线间的相位差是等段的；一个图像重建单元 15，用于根据多次螺旋扫描所收集的 CT 图像组成数据进行图像重建过程。本实施例中的多扫描控制器 14 对应于本发明的多扫描控制装置。图像重建单元 15 对应于图像重建装置。

下面将着重描述上面的特有结构的运转。

15 多扫描控制器 14 所执行的多次扫描包括：图 8A 所示的第一次螺旋扫描，其中 X 射线管 1 沿着螺旋路线 SP1 移动；和图 8B 所示的第二次螺旋扫描，其中 X 射线管 1 沿着螺旋路线 SP2 移动，两次扫描是连续进行的。这时，螺旋路线 SP1 和螺旋路线 SP2 有 180 度的相位差（对分相位差）。即、螺旋路线 SP1 和螺旋路线 SP2 在形状上是一样的，在感兴趣区域的开始端，在 SP1a 和 SP2a 之间有 180 度的变化；在感兴趣区域的结束端，在 SP1b 和 SP2b 之间也有 180 度的变化。第一次螺旋扫描和第二次螺旋扫描覆盖了相当于 2π 的扫描范围。自然，多扫描控制器 14 控制图像获得系统旋转机构 4 和顶板驱动器 5 进行第一次螺旋扫描和第二次螺旋扫描。

25 为了便于描述，在上面的图 8A 和 8B，以及下面的图 14A 至 14D、15A 至 15C、16A 至 16C 中只都表示了 X 射线管 1 的螺旋路线。X 射线探测器 2 应是与 X 射线管 1 相对，能与之沿着同样的扫描、旋转方向一起移动。另外，图中所示的患者的身体轴线是向上的。

如图 8A 和图 8B 所示，多扫描控制器 14，在每一次螺旋扫描的开始 30 端和结束端，执行非螺旋、简单的 2π （360 度）的旋转扫描 SC1 和 SC2。

在简单的旋转扫描 SC1 和 SC2 前，分别执行用来保证扫描稳定性的不照相的预扫描，并在照相后，执行后扫描以减少由于扫描的突然停止而施加到装置上的负载。特别是，如图 8A 和图 8B 所示，预扫描是以角度 β ，从点 A 到第一次螺旋扫描的起点 SP1a 进行的，接着，进行简单旋转扫描 SC1 和第一次螺旋扫描。

当到达第一次螺旋扫描结束端时，X 射线管 1 移向第二次螺旋扫描的起点 SP2b。这时，X 射线管 1 移到点 B，点 B 与第二次螺旋扫描的起点 SP2b 相差的角度为 β ，这一角度使开始简单扫描 SC2 前，能进行所需的预扫描。即角度 β 也对应于后扫描。是根据照相和其它条件决定角度 β 的。

接着，在开始第二次螺旋扫描时，如图 8B 所示，以与在开始端执行的简单旋转扫描 SC1 相反的扫描方向进行预扫描和简单旋转扫描 SC2。之后，立刻执行第二次螺旋扫描。已回到开始端的 X 射线管 1 执行与在结束端同样的操作。

即在本实施例中，在完成第一次螺旋扫描后，不进行回程扫描，而是通过反转扫描方向和旋转方向而进行第二次螺旋扫描。

因此，如图 9 所示实施例 1 中的装置，在第一次螺旋扫描中，为感兴趣区域 Ma 中的每一点 P（为了便于表示，在图 8A 和 8B 中，它位于身体的轴线 Z 上）收集覆盖了 180 度的扫描范围 Sa 的 CT 图像组成数据；在接着的第二次螺旋扫描中，收集覆盖了剩下的 180 度的扫描范围 Sb 的 CT 图像组成数据；结果，如图 10 所示，从相反的方向为感兴趣区域中的每一点收集了 CT 图像组数据，最终得到的 CT 图像组数据覆盖了 360 度的扫描范围。另外，通过在每次螺旋扫描的对面端进行的简单旋转扫描 SC1 和 SC2，甚至在每次螺旋扫描的对面端处也能收集到足够的 CT 图像组成数据，而一般如果不进行简单旋转扫描，在对面端处的数据是不够的。

另外，图像重建单元 15 根据第一次螺旋扫描、第二次螺旋扫描中所收集的 360 度 CT 图像组成数据和在简单旋转扫描 SC1 和 SC2 所收集的 CT 图像组成数据，进行图像重建过程。在该图像重建过程中，通过对感兴趣区域中的每一点使用从两个相反的方向收集的 CT 图像组成数

据，由于光束元素的非平行性和光束的多向色性所产生的相差被消除了，这样图像被正确地重建。这就抑制了最终得到的 X 射线 CT 图像中出现的人工品。

本实施例中的多扫描控制器可被改造后，在每次螺旋扫描的每个对面端，代替简单旋转扫描（360 度）SC1 或 SC2 而执行非螺旋、简单的旋转扫描 π （180 度），收集每次螺旋扫描的对面端处的额外的 CT 图像组成数据，在对面端处的数据是一般不够的。在该简单 π （180 度）的扫描中，如图 11 所示，一条 X 射线束被发射，它的中心点总是穿过点 P。因此，CT 图像组成数据从对应于 180 度+ α 的角度的区域内收集的，该角度为圆锥形 X 射线 CB 的开放角加上 π 。

下面参考附图说明具有上述结构的实施例 1 中的 X 射线 CT 仪的 X 射线的断层 X 光摄影过程。图 12 是一个流程图，它表示实施例 1 中的装置进行断层 X 光摄影时的处理步骤。

下面从准备已就绪的阶段开始描述，准备就绪是指把移动躺着患者 M 的顶板 3，把患者 M 放到照相的起始位置。

步骤 S1：操作员从控制台输入照相条件，开始断层 X 光摄影过程。

步骤 S2：首先，在螺旋扫描的开始端进行不照相的预扫描。接着，进行一次非螺旋、简单的 2π 旋转扫描 SC1，即从 X 射线管 1 向患者 M 发射圆锥形 X 射线束 CB，并从 X 射线探测器 2 收集 CT 图像组成数据。

步骤 S3：X 射线管 1 和 X 射线探测器被驱动，在第一次螺旋扫描中，沿着螺旋路线 SP1 前进，发射 X 射线束 CB 和收集 CT 图像组成数据。在完成了第一次螺旋扫描时，X 射线管 1 和 X 射线探测器进行一次后扫描，并移动到下一次即第二次螺旋扫描的开始位置。

步骤 S4：在螺旋扫描的结束端，以与开始端所执行的扫描相反的方向，执行一次预扫描和一次非螺旋的 2π 简单旋转扫描 SC2，收集同样的 CT 图像组成数据。

步骤 5：X 射线管 1 和 X 射线探测器被驱动，在第二次螺旋扫描中，沿着螺旋路线 SP2 前进，收集 CT 图像组成数据。接着，执行一次后扫描。第二次螺旋扫描中，扫描方向和旋转方向与上一次即第一次螺旋扫描相反。

步骤 6：图像重建单元 15 根据第一次螺旋扫描、第二次螺旋扫描中所收集的 360 度 CT 图像组成数据和在简单旋转扫描 SC1 和 SC2 所收集的 CT 图像组成数据，进行图像重建过程。

步骤 7：根据图像重建过程的结果，由操作员所指定的部分的 X 射线 CT 图像就形成了并被显示在显示器 16 的屏幕上。
5

由于上述的实施例中的 X 射线 CT 仪是 PI-线探测区型的，所以从 X 射线探测器 2 收集的数据中，感兴趣区域中的相应点和 X 光探测元素间的关系相对简单，且反面投影时的地点依赖分量函数也被简化了。另外，通过执行从两个方向上，彼此间的相位差是等段（对分）的螺旋扫描，
10 分别覆盖 180 度的扫描范围，就收集了 360 度范围的 CT 图像组成数据。即，通过基于从相等的方向上收集的数据进行图像重建过程，就以这样一种方法实现了修正，即光束元素的非平行性和 X 射线的多向色性所导致的人工品相互抵消。因此，显示器 16 上显示的是抑制了人工品的清楚的部分图像。
15

实施例 2

下面参考附图说明实施例 2 中的一台 X 射线 CT 仪。

这里只描述实施例 2 中的装置不同于上一个即实施例 1 中的装置的方面。将不再描述与实施例 1 中相同方面的。
20

在实施例 2 中的装置中，X 射线管 1 和 X 射线探测器 2，总是按固定方向旋转，从感兴趣区域的开始端到结束端进行螺旋扫描，接着从结束端到开始端。即在执行了图 13A 所示的第一次螺旋扫描后，执行一次不照相的回程扫描 SB1，如图 13B 所示，它的旋转方向与前次即第一次螺旋扫描一样，它使 X 射线管 1 返回到在感兴趣区域 Ma 的开始端的端点 SP2a，以便进行第二次螺旋扫描。接着，如图 13 所示，以与第一次螺旋扫描相同的扫描方向和旋转方向进行第二次螺旋扫描。
25

在实施例 2 中的装置中，在第一次螺旋扫描和第二次螺旋扫描间不必切换扫描方向或旋转方向。结果，在多切片 CT 的场合，X 射线管 1 和高压发电机间的连接可通过集电技术取得。

实施例 3

下面参考附图说明实施例 3 中的一台 X 射线 CT 仪。
30

这里只描述实施例 3 中的装置不同于上一个即实施例 2 中的装置的方面。将不再描述与实施例 2 中相同方面的方面。

如图 14A 至 14D 所示，实施例 3 中的装置连续进行 4 次即第一次到第四次螺旋扫描。第一次到第四次螺旋扫描分别沿着螺旋路线 SPA 至 5 SPD，彼此间的相位差为 90 度（四分相位差）。如图 14A 至 14D 中虚线所示的第一次到第四次螺旋扫描中间被插入不照相的回程扫描 SBA 至 SBC。回程扫描 SBA 至 SBC 与第一次到第四次螺旋扫描有相同的旋转方向，它使 X 射线管 1 返回到感兴趣区域的开始端的端点，以便进行下 10 一次螺旋扫描。回到端点的 X 射线管 1 以与前一次螺旋扫描相同的扫描方向和旋转方向进行螺旋扫描。

在实施例 3 中的 X 射线 CT 仪中，由于第一次到第四次螺旋扫描具有相同的扫描方向和旋转方向，所以不需要换。另外，通过进行四次螺旋扫描，能在 360 度的范围内，取得比前两个实施例中的任何一个都多 15 一倍的 CT 图像组成数据。结果，最终得到的 X 射线图像有提高的图像质量。在多切片 CT 的场合，X 射线管 1 和高压发电机间的连接可通过集电技术取得。

实施例 4

下面参考附图说明实施例 4 中的一台 X 射线 CT 仪。

这里只描述实施例 4 中的装置不同于前述的即实施例 2 中的装置的方面。将不再描述与实施例 2 中相同方面的方面。

在实施例 4 中的装置中，如图 15A 所示，X 射线管 1 通过沿着螺旋路线 Spa 围绕患者 M 转两圈，进行第一次覆盖了 4π 扫描范围的螺旋扫描，接着进行回程扫描 Sba 返回到感兴趣区域的开始端的端点，以便进行如图 15B 所示的第二次螺旋扫描。接着，如图 15C，以与前一次螺旋扫描相同的扫描方向和旋转方向，沿着螺旋路线 SPb 围绕患者 M 转两 25 圈，进行第二次螺旋扫描。

自然，第一次螺旋扫描螺旋路线 Spa 和第二次螺旋扫描的螺旋路线 SPb 能有 180 度的相位差（对分相位差）。

在实施例 4 中的装置中，在第一次螺旋扫描和第二次螺旋扫描间也不必切换扫描方向或旋转方向。另外，每一次扫描的范围是 4π ，是实 30

施例 2 中的二倍，它能拍摄一个大的感兴趣区域。

本发明本不局限于前述的实施例，可修改为如下：

- (1) 可通过旋转被检查的物体 M 并使 M 沿着身体轴线 Z 移动，而 X 射线管 1 和 X 射线探测器 2 完全不动，进行基于本发明的装置的螺旋扫描。如图 16 所示，例如，物体 M 可被放在可旋转板 PA 上，可旋转板 PA 被放在一个提升台 PB 上，提升台 PB 能使物体 M 和可旋转板 PA 垂直移动（沿着物体 M 的身体轴线）。多扫描控制器控制着可旋转板 PA 的旋转速度和提升台 PB 的垂直移动速度。
- (2) 在前述的实施例中，X 射线探测器是平面型 X 射线探测器。基于本发明的装置中的 X 射线探测器并不局限于平面型 X 射线探测器，例如它可以是一个图像增强器。
- (3) 在前述的实施例中，在执行的多次螺旋扫描间，设置了一个等段的相位差。基于本发明的装置中，可通过设置一个等段相位差，以便执行奇数次的螺旋扫描。例如，可通过设置一个 120 度的相位差，以便执行 3 次螺旋扫描。
- (4) 前述的实施例使用的是以圆锥形式发射 X 射线束的 X 射线管。能用放射性同位素，线性加速器，或一个能发射可见光到 γ 射线的电磁波源代替 X 射线管。可用圆锥形可见光束或圆锥形 γ 射线束取代圆锥形 X 射线束。
- (5) 在前述的实施例中，在每次螺旋扫描的对面端， π 到 2π 的简单旋转扫描被执行。可只进行螺旋扫描，而不进行简单的旋转扫描。
- (6) 在前述的实施例中，为了稳定性和保护装置，在每次有效扫描前，进行一次预扫描；在每次有效扫描后，进行一次后扫描。可省略这样的预扫描和后扫描。
- (7) 本发明可应用于工业用途上的非破坏性测试装置和医用诊断装置。

也许会在不从本发明的精神和本质属性偏离的前提下，本发明体现为其它特别形式。因此，在指出发明的范围时，应参考附加的权利要求书，而不是上述的说明。

01-09-19

说 明 书 附 图

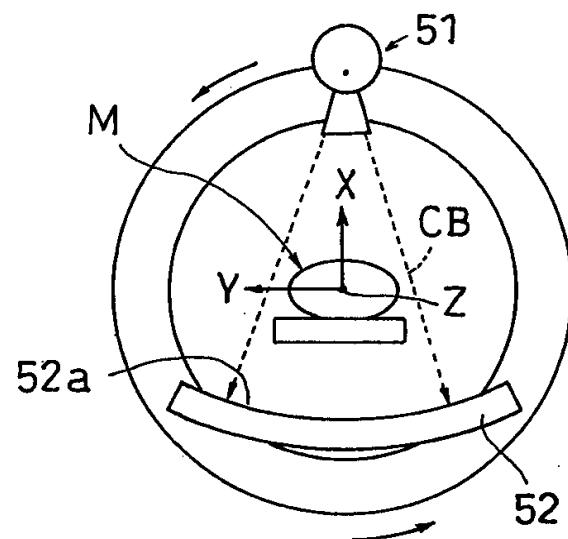


图 1

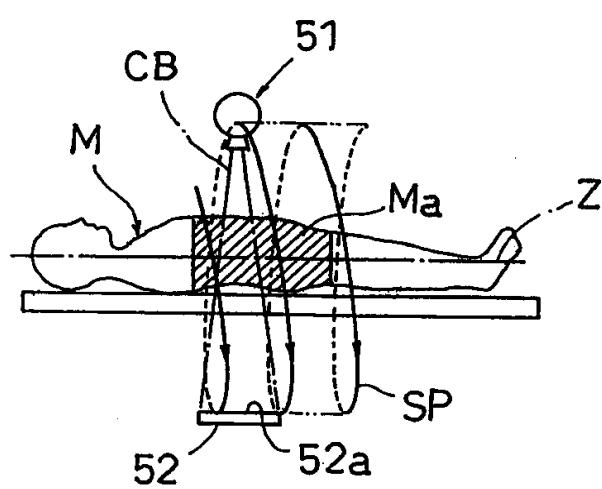


图 2

01-09-19

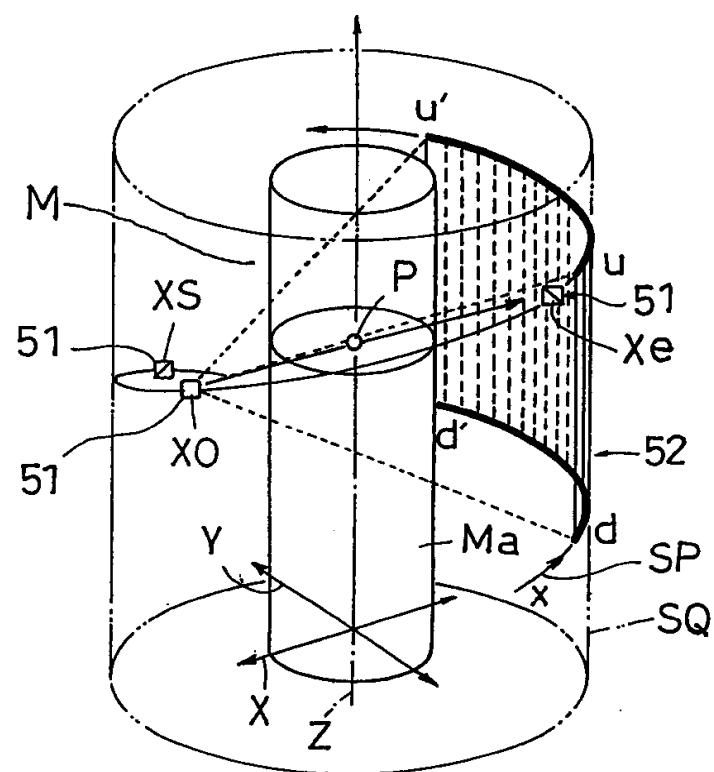


图 3

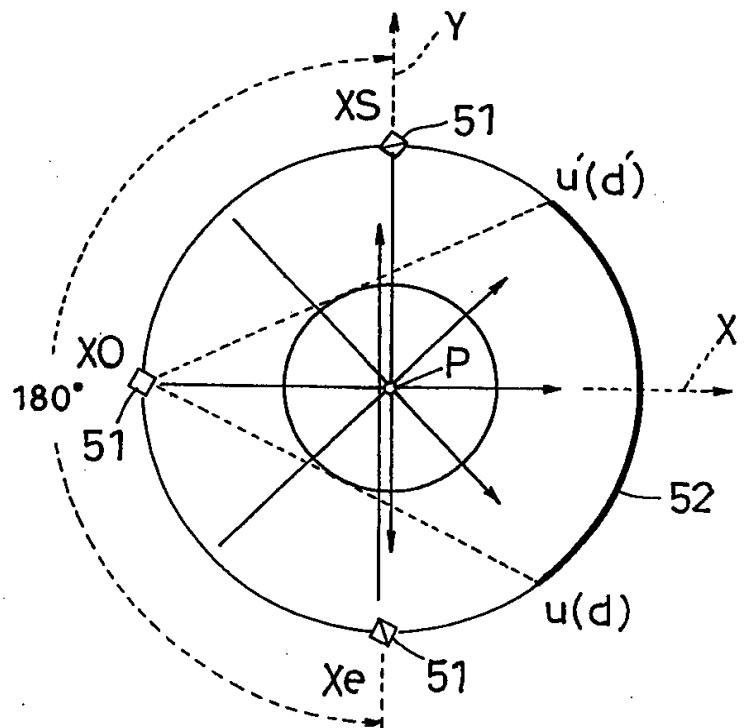


图 4

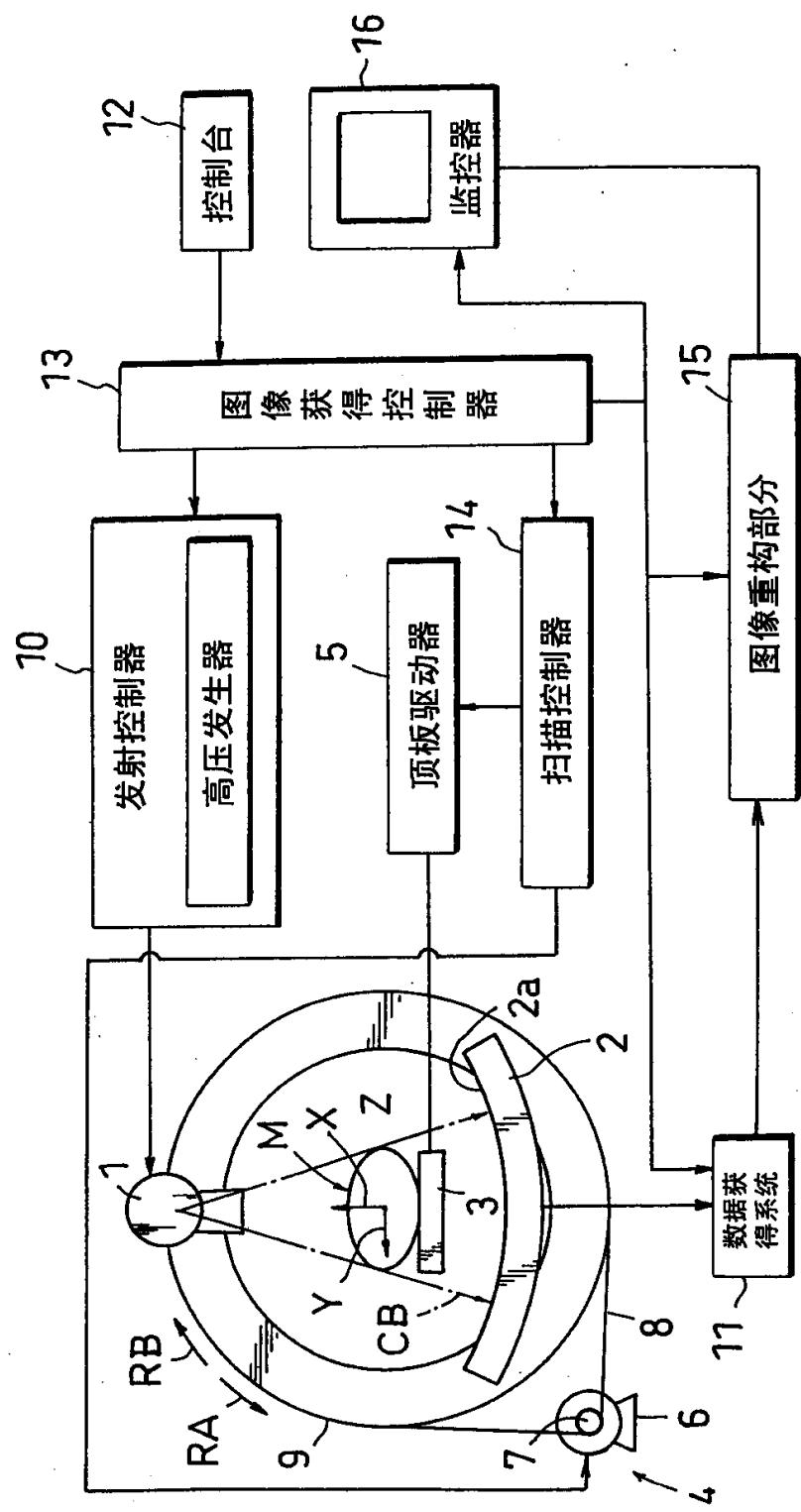


图 5

01-09-19

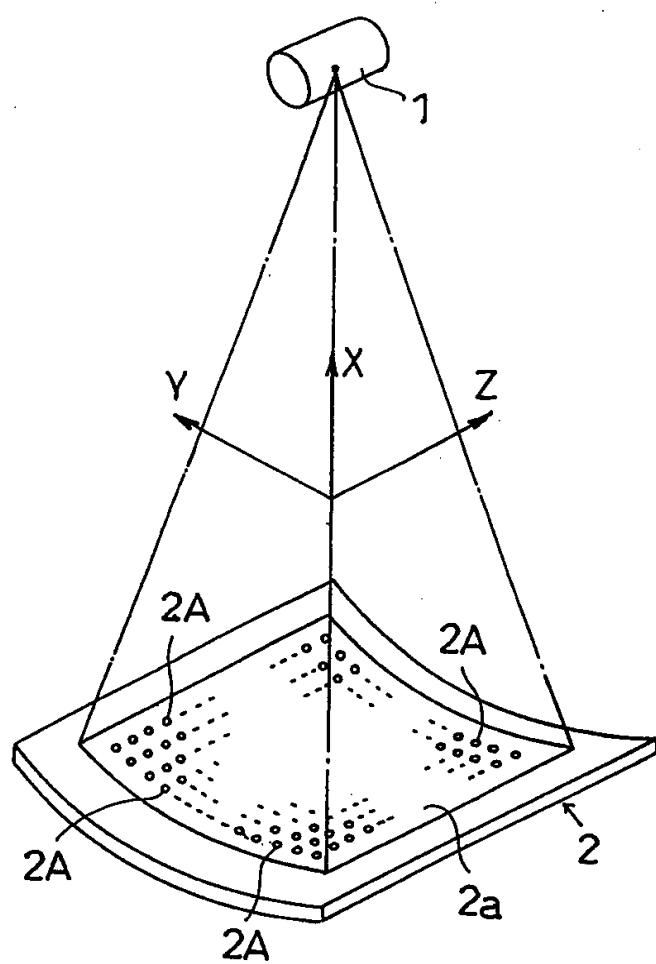


图 6

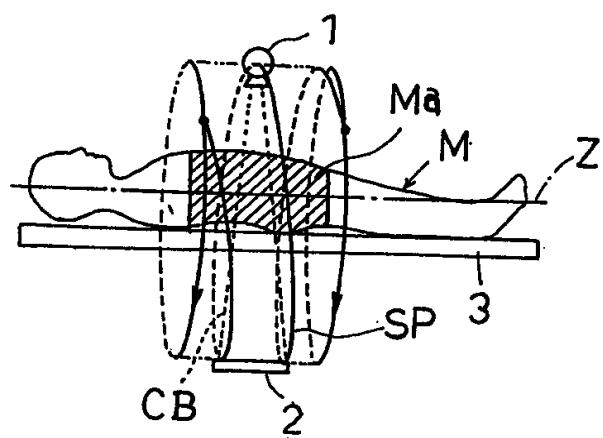


图 7

01-09-19

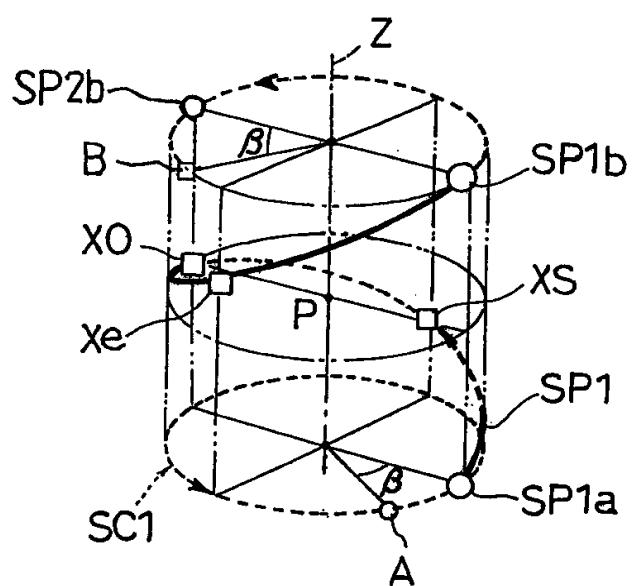


图 8A

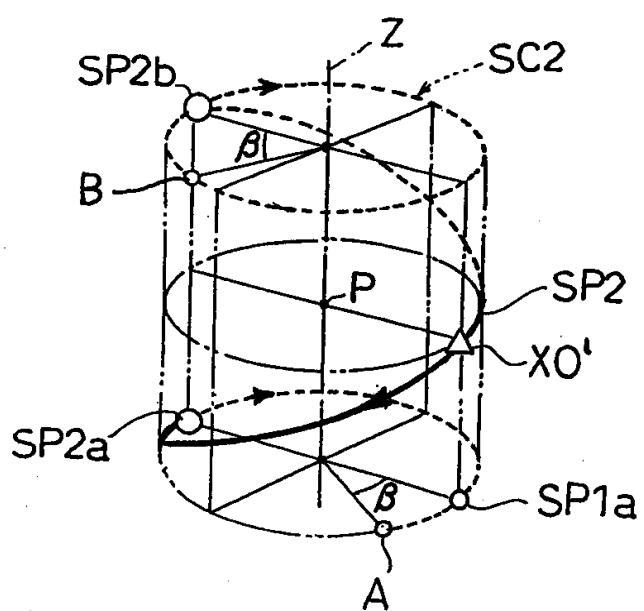


图 8B

01-09-19

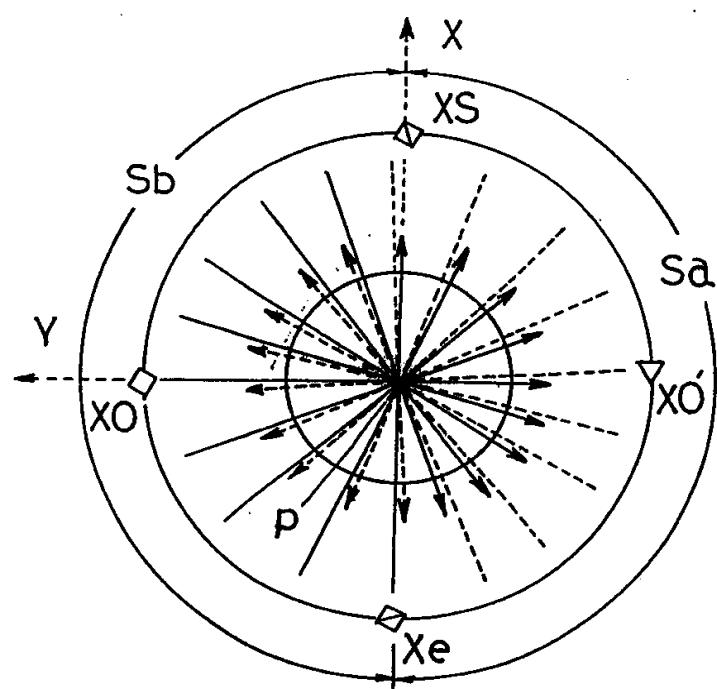


图 9

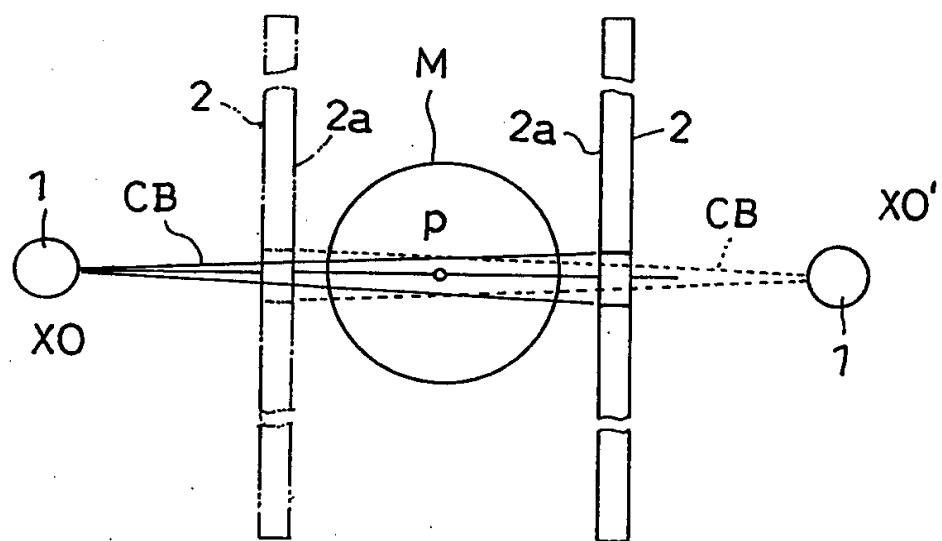


图 10

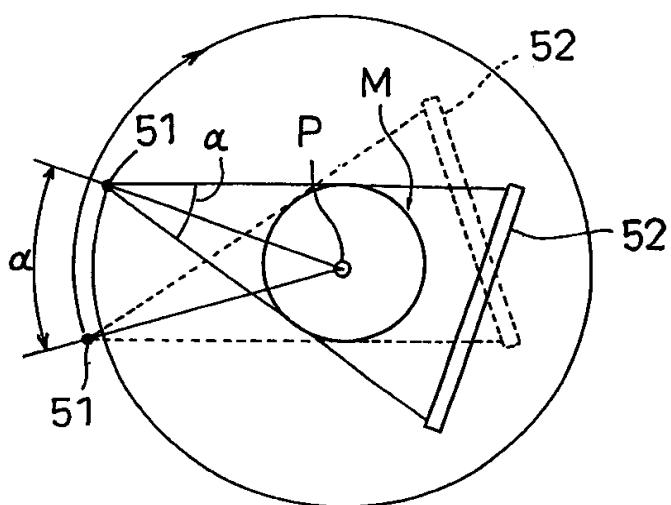


图 11

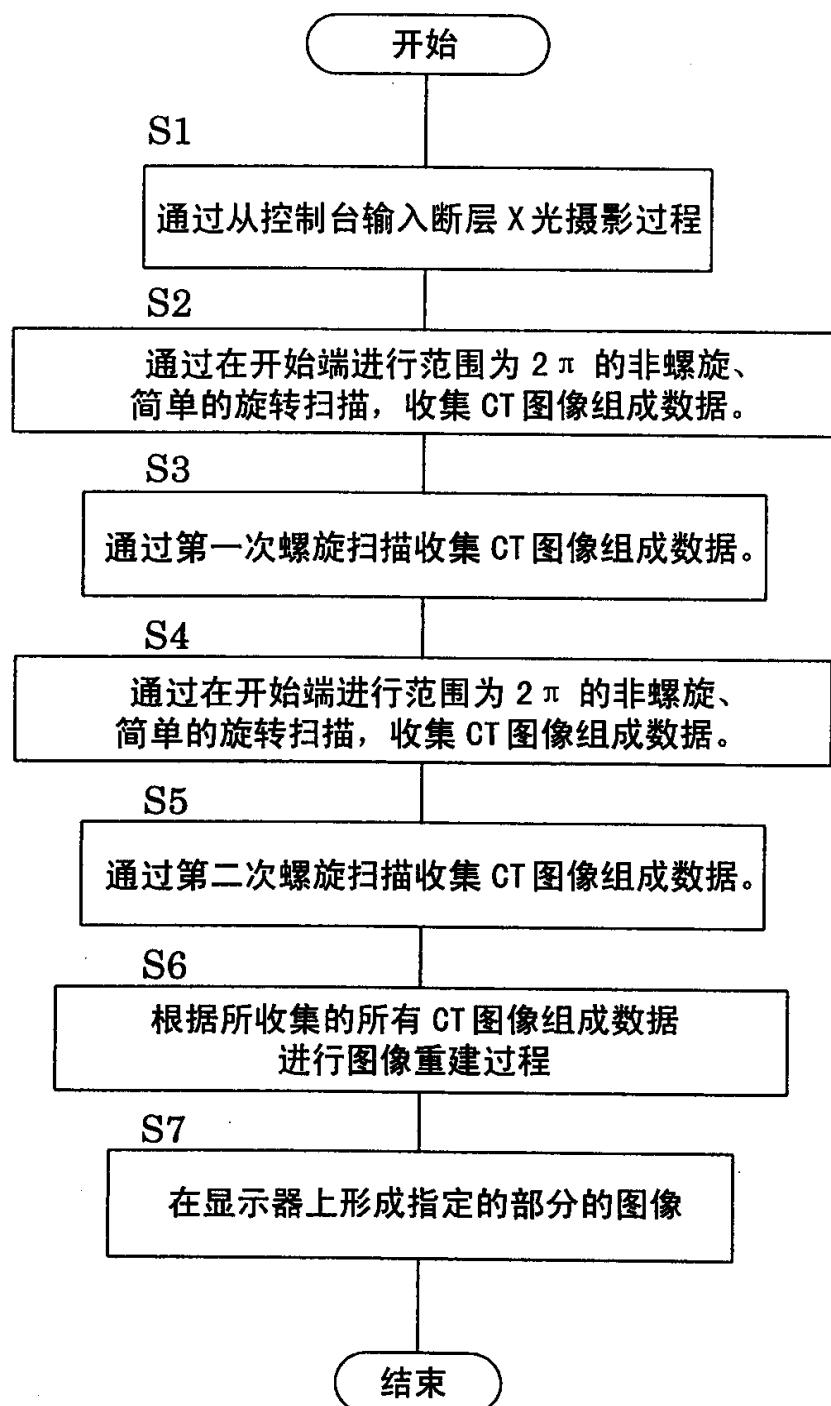


图 12

图 13A

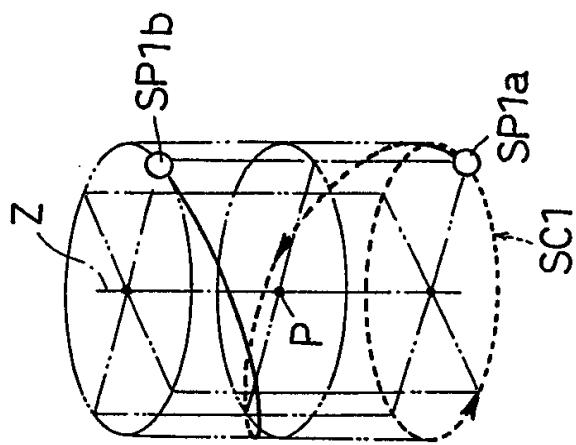


图 13B

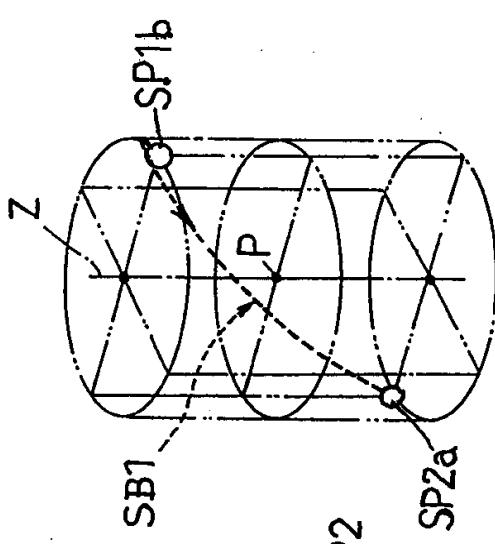


图 13C

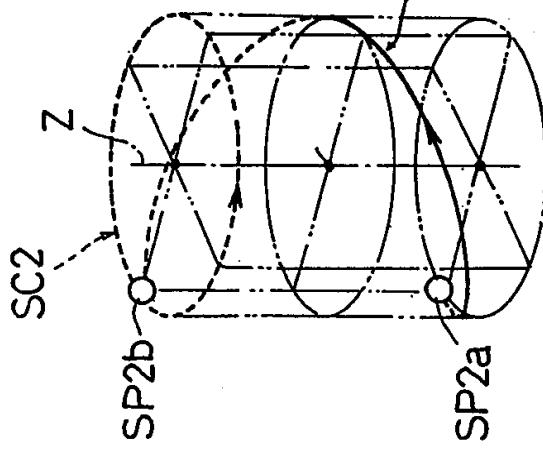


图 14A

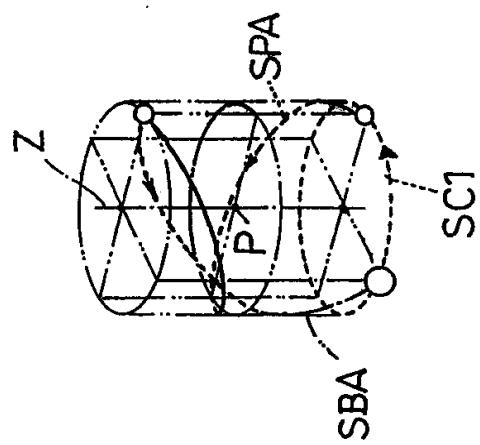


图 14B

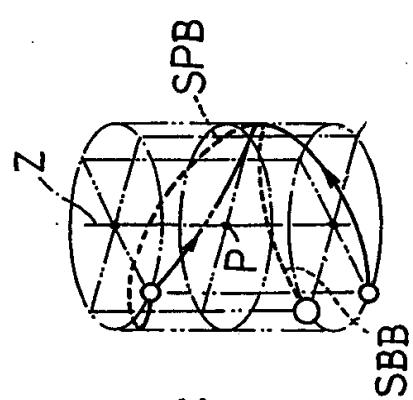


图 14C

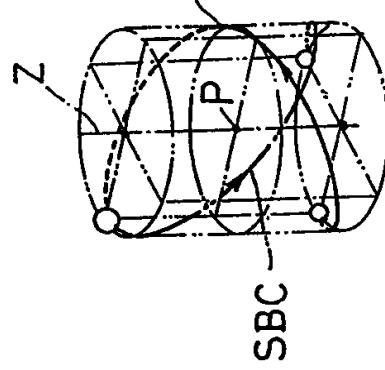


图 14D

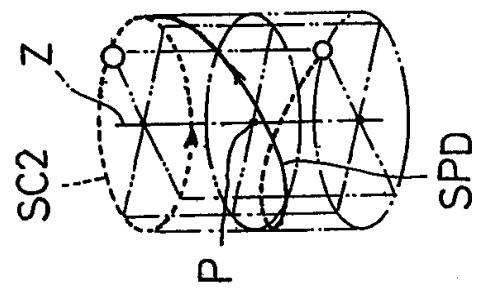


图 15A

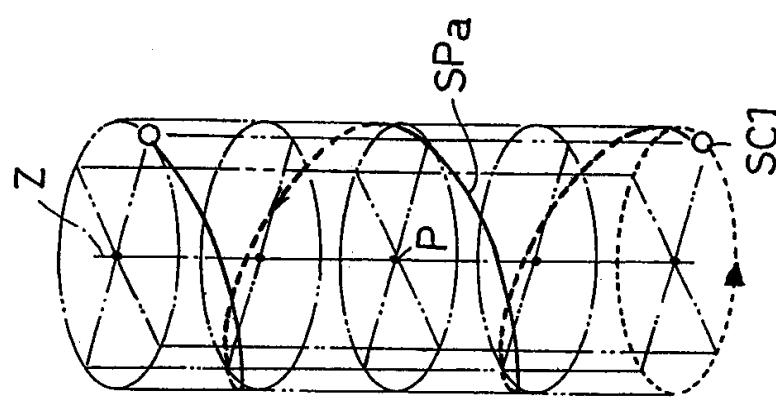


图 15B

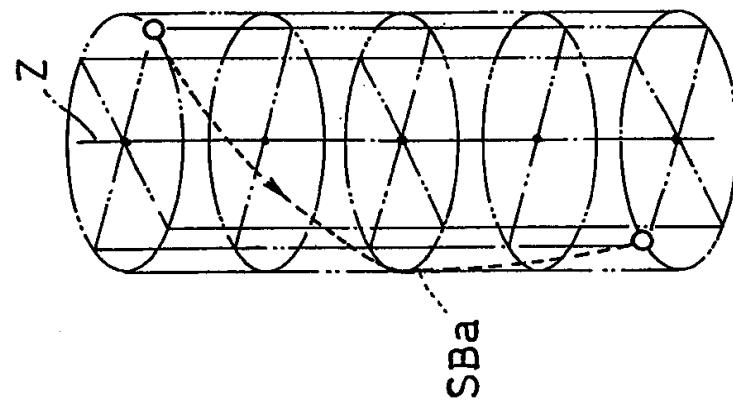
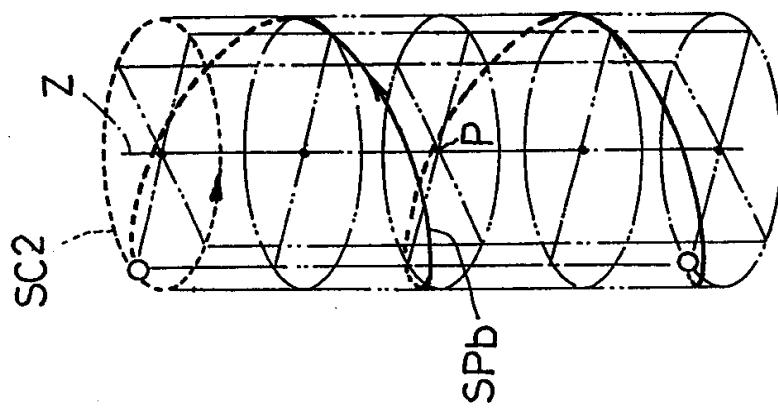


图 15C



01-09-19

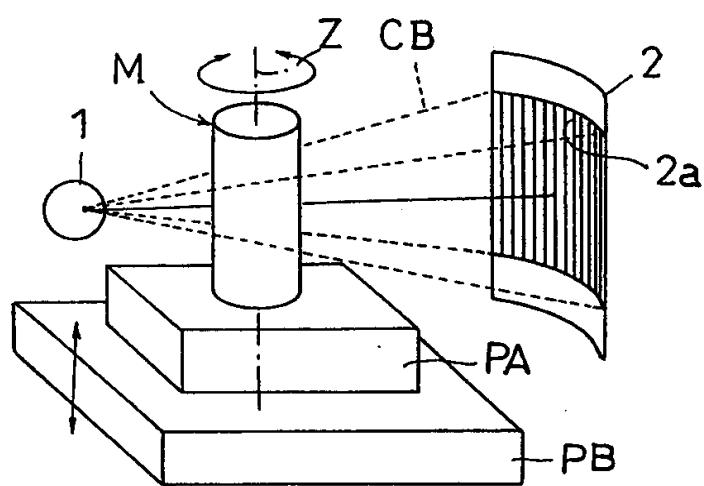


图 16