

[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 02151818.1

[45] 授权公告日 2006 年 12 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 1289034C

[22] 申请日 2002.10.25 [21] 申请号 02151818.1

[30] 优先权

[32] 2001.10.25 [33] JP [31] 327789/2001

[32] 2002.10.16 [33] JP [31] 301432/2002

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 田口克行

审查员 高 虹

[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 付建军

权利要求书 5 页 说明书 36 页 附图 28 页

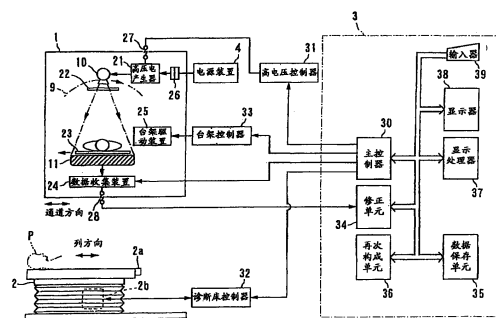
[54] 发明名称

X 射线 CT 装置、三维图象再次构成方法及权重设定方法

[57] 摘要

提供一种 X 射线 CT 装置、X 射线 CT 的三维图象再次构成方法及 X 射线 CT 的权重设定方法。即使对于将作为锥形射束 CT 技术的三维图象再次构成计算方法应用于医用 CT 装置中的场合，也可以降低由于被检测物体移动所产生的赝象，并且能够提高时间分解率。本发明的 X 射线 CT 装置，具有门型台架(1)、诊断床(2)和控制柜(3)，并且可以通过使 X 射线锥形射束沿着预定轨道对被检测物体 P 进行扫描的方式，对反映被检测物体 X 射线吸收函数的、呈三维分布形式的锥形射束数据进行收集。控制柜(3)可以依据锥形射束数据的收集时刻，设定其数据的可信赖度，并且可以依据该数据的可信赖度，由锥形射束数据求解出三维拉东数据的权重函数。而且，这种装置还可以具有能够利

用这种权重函数，通过该三维拉东数据进行三维图象再次构成的计算方法而进行图象再次构成的再次构成单元(36)。



1. 一种 X 射线 CT 装置, 其特征在于, 包括:

发射锥形射束形状的 X 射线的 X 射线源;

5 对由该 X 射线源发射的且透射过被检测物体的 X 射线进行检测, 并且输出与该 X 射线量相对应的投影数据用的二维 X 射线检测器;

通过至少使所述 X 射线源沿着一定轨道移动而进行所需扫描的方式, 在一定扫描范围内使用由该 X 射线源发射的 X 射线对被检测物体进行扫描, 并且通过所述 X 射线检测器对由于该扫描形成的所述投影数据进行收集的扫描单元;

10 依据由该扫描单元收集到的投影数据生成呈三维分布形式的三维拉东数据用的拉东数据生成单元;

对于通过这种拉东数据生成单元生成的三维拉东数据, 利用作为与所述投影数据收集时刻的可信赖度对应的权重函数的、在代表再次构成图象的时刻的数据收集时刻为最大权重, 在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重

15 重的权重函数, 进行权重处理用的权重处理单元;

利用由这种权重处理单元进行过权重处理的三维拉东数据, 通过所需要的三维图象再次构成计算方法获得再次构成图象用的图象再次构成单元。

2. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于: 所述权重处理单元按照分别与作为求解各所述三维拉东数据用的面积分的对象的平面相对应的方式, 进行所述权重处理用。

3. 如权利要求 2 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于: 所述权重处理单元采用所述权重函数, 对与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行权重处理。

4. 如权利要求 1 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于: 所述权重函数为

25 随着从所述数据收集时刻离开而使权重减小的权重函数。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于: 所述权重函数按照所述扫描方式的种类进行设定。

6. 如权利要求 5 所述的 X 射线 CT 装置, 其特征在于: 所述扫描方式是, 所述轨道为沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道全扫描方式;

30 所述轨道为沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动且在 360 度的扫描范围内

获得投影数据的改进型圆形轨道半扫描方式；所述轨道为沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道欠扫描方式；所述轨道为沿着呈两圈以上转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道扫描方式；所述轨道为沿着由直线轨道和圆形轨道组合构成的轨道移动的扫描方式；或者所述轨道为沿着螺旋轨道移动的螺旋扫描方式。

7. 如权利要求6所述的X射线CT装置，其特征在于：

所述扫描方式为沿着由直线轨道和圆形轨道按该顺序组合构成的所述轨道移动，并且对所述被检测物体进行一次扫描的扫描方式；

所述权重处理单元为，作为所述权重函数，采用在代表由所述图象再次构成单元进行再次构成图象的时刻的数据收集时刻以及与该数据收集时刻相接近的时刻为最大权重，在开始沿直线轨道移动时的数据收集时刻和结束沿所述圆形轨道移动时的数据收集时刻为最小权重的权重函数，对与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

8. 如权利要求6所述的X射线CT装置，其特征在于：

所述扫描方式为沿着由直线轨道和圆形轨道按该顺序组合构成的所述轨道移动，并且对所述被检测物体进行一次扫描的扫描方式；

所述权重处理单元为，作为所述权重函数，采用在代表由所述图象再次构成单元进行再次构成图象的时刻的数据收集时刻以及与该数据收集时刻相接近的时刻为最大权重，在开始沿圆形轨道移动时的数据收集时刻和结束沿所述圆形轨道移动时的数据收集时刻为最小权重的权重函数，对与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

9. 如权利要求7或8所述的X射线CT装置，其特征在于：所述权重函数为对所述整个直线轨道和所述数据收集时刻为所述最小权重的权重函数。

10. 如权利要求6所述的X射线CT装置，其特征在于：

所述扫描方式为沿着由圆形轨道和直线轨道按该顺序组合构成的所述轨道移动，并且对所述被检测物体进行一次扫描的扫描方式；

所述权重处理单元为，作为所述权重函数，采用在代表由所述图象再次构成单元进行再次构成图象的时刻的数据收集时刻以及与该数据收集时刻相接近的时刻为最大权重，对于在开始沿圆形轨道移动时的数据收集时刻和结束沿所述直线轨道移动时的数据收集时刻为最小权重的权重函数，对与在所述扫描范

围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

11. 如权利要求6所述的X射线CT装置,其特征在于:

所述扫描方式为沿着由直线轨道和圆形轨道组合构成的所述轨道移动,并且对所述被检测物体进行若干次扫描的扫描方式;

5 所述权重处理单元为,对于所述若干次扫描的数据收集时间带中的每个预定周期进行的若干次所述三维拉东数据的生成,在所述若干次扫描中的每个预定周期,作为所述权重函数,采用在代表由所述图象再次构成单元进行再次构成图象的时刻的数据收集时刻以及与该数据收集时刻相接近的时刻为最大权重,在该预定周期开始时和结束时的数据收集时刻为最小权重的权重函数,对
10 与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

12. 如权利要求6所述的X射线CT装置,其特征在于:

所述扫描方式为沿着转动两圈以上的圆形轨道移动,并且对所述被检测物体进行若干次扫描的扫描方式;

15 所述权重处理单元为,对于与所述若干次扫描相对应的每一次扫描,作为所述权重函数,采用在代表由所述图象再次构成单元进行再次构成图象的时刻的数据收集时刻为最大权重,在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重的权重函数,对与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

20 13. 如权利要求6所述的X射线CT装置,其特征在于:

所述扫描方式为所述螺旋扫描方式;

所述权重处理单元为对于通过所述螺旋扫描方式生成的三维拉东数据,在进行图象再次构成所需要的每个数据收集时间带,作为所述权重函数,采用在以代表该数据收集时间带中的三维拉东数据的数据收集时刻为中心的一定时间
25 里,使权重呈一定值且为最大,在该数据收集时间带开始时和结束时的数据收集时刻为最小权重的权重函数,对与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

14. 如权利要求2所述的X射线CT装置,其特征在于:还具有依据对各所述平面按照所述投影数据收集时刻预先确定的该投影数据的可信赖度,确定
30 所述权重函数,并且将由该权重函数给出的权重信息提供至各所述平面处的提

供单元。

15. 一种 X 射线 CT 的三维图象再次构成方法，其特征在于包括：

用由 X 射线源发射的呈锥形射束形状的 X 射线对被检测物体一边照射一边扫描；

5 通过伴随着所述扫描对从所述被检测物体透过的 X 射线进行检测和收集，对所述被检测物体的二维投影数据进行收集；

利用收集到的投影数据生成三维分布的三维拉东数据；

使用作为反映按照所述投影数据收集时刻预先确定的该投影数据的可信
10 赖度的权重函数的、在代表再次构成图象的时刻的数据收集时刻为最大权重，在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重的权重函数，对所述三维拉东数据进行修正；以及

对该修正后的三维拉东数据进行三维图象再次构成计算方法的处理，再次构成所述被检测物体的三维图象数据。

16. 如权利要求 15 所述的 X 射线 CT 的三维图象再次构成方法，其特征在于：
15 使用所述权重函数对所述三维拉东数据进行的修正，按照分别与作为求解所述三维拉东数据用的面积分的对象的平面相对应的方式进行的。

17. 如权利要求 16 所述的 X 射线 CT 的三维图象再次构成方法，其特征在于：

20 所述投影数据的可信赖度，是与拉东 X 射线锥形射束的焦点位置相对应的数据可信赖度函数；

所述权重函数是与所述数据的可信赖度相对应的冗余性修正函数。

18. 如权利要求 17 所述的 X 射线 CT 的三维图象再次构成方法，其特征在于：所述数据可信赖度函数，是按照与 X 射线扫描方式相对应的方式设定的。

19. 如权利要求 18 所述的 X 射线 CT 的三维图象再次构成方法，其特征
25 在于：所述锥形射束形状的 X 射线的扫描方式，是沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道全扫描方式；沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动且在 360 度的扫描范围内获得投影数据的改进型圆形轨道半扫描方式；沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道欠扫描方式；沿着呈两圈以上转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道扫描方式；沿着由直线轨道和圆形轨道组合构成的轨道移动的扫描方式；或者沿着螺旋轨道移动的螺旋扫描方式。
30

20. 一种 X 射线 CT 的权重设定方法, 其特征在于, 包括:

用由 X 射线源发射的呈锥形射束形状的 X 射线对被检测物体一边照射一边扫描;

通过伴随着所述扫描对从所述被检测物体透过的 X 射线进行检测和收集,

5 对所述被检测物体的二维投影数据进行收集;

依据所述二维投影数据的收集时刻求出该投影数据的可信赖度; 以及

为了对由所述投影数据生成的三维分布的三维拉东数据进行修正, 依据所述投影数据的可信赖度, 确定在代表再次构成图象的时刻的数据收集时刻为最大权重, 在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重的权重处理。

10 21. 如权利要求 20 所述的 X 射线 CT 的权重设定方法, 其特征在于:

确定所述数据可信赖度的步骤, 为对与所述数据收集时刻对应的数据可信赖度函数进行运算的步骤;

确定所述权重处理的步骤, 为对与所述数据可信赖度函数对应的冗余性修正函数的值进行运算的步骤。

X 射线 CT 装置、三维图象再次构成方法 及权重设定方法

5

技术领域

本发明涉及使用呈锥形射束形状的 X 射线进行扫描的 X 射线 CT 装置,特别涉及利用二维检测器对透射 X 射线的二维投影数据进行收集、进而对这种二
10 维投影数据进行三维图象再次构成以获得 CT 图象的、被称为锥形射束 CT 装置的 X 射线 CT 装置。

背景技术

X 射线 CT 扫描装置可以以夹持着架台(门型台架)内的被检测物体的方式,配置有 X 射线管(X 射线照射装置)和 X 射线检测器,而且在按照诸如 R
15 -R 方式进行驱动的实例中,X 射线管和 X 射线检测器可以同步绕被检测物体的周围转动,从而使由 X 射线管发射的 X 射线光束,可以透射过被检测物体入射至 X 射线检测器处。这种 X 射线检测器与 DAS(数据收集装置)相连接,通过该 DAS 可以对每一次扫描时的 X 射线透射强度数据进行收集,并且可以通过
20 对这种投影数据进行图象再次构成处理的方式,获得被检测物体内的图象数据(体层数据或体积数据)。

在这种 X 射线 CT 扫描装置的技术领域中,近年来正在开展对于能够高速生成具有高分解率的三维图象的一种技术,即利用锥形射束进行扫描的、所谓的锥形射束 CT 技术的研究工作。

25 例如,在日本特开平 9-19425 号公报(参考专利文献 1)中,公开了一种可以减小实测 X 射线路径和计算 X 射线路径间的偏置所产生的再次构成误差,从而可以提高图象质量的、作为一种锥形射束 CT 装置的 X 射线计算机体层成像装置。

而且,在日本特开 2000-102532 号公报中(参考专利文献 2)中,公开了
30 一种利用呈锥形射束形状连续 X 射线进行扫描,从而可以保持 DAS 的实际回

路大小，并且可以在扫描时间不特别长的条件下，减小投影数据收集时间上的偏置所产生的实际路径减少的、可以对高分解率的投影数据进行可靠收集的、作为一种锥形射束CT装置的X射线CT扫描装置。

[专利文献1]

5 日本特开平9-19425号公报

[专利文献2]

日本特开2000-102532号公报

发明内容

10 然而，如前所述的在先技术实例，在将锥形射束CT装置作为实际的医用CT装置使用时，作为被描绘物体的患者可能会产生运动，当忽略这种运动而采用常规的三维图象再次构成计算方法，由投影数据再次构成三维图象时，会形成赝象，即存在有时间分解率恶化的问题。

本发明正是为了解决上述在先技术中的问题而提出的，其目的就是提供一种即使对于将锥形射束CT技术用的三维图象再次构成计算方法应用于医用CT
15 技术中的场合，也可以降低由于被描绘物体移动所产生的赝象，并且能够提高时间分解率的X射线装置，以及锥形射束CT技术用的三维图象再次构成方法。

为了实现上述目的，本发明提供了一种X射线CT装置，其特征在于，包括：发射锥形射束形状的X射线的X射线源；对由该X射线源发射的且透射过
20 被检测物体的X射线进行检测，并且输出与该X射线量相对应的投影数据用的二维X射线检测器；通过至少使所述X射线源沿着一定轨道移动而进行所需扫描的方式，在一定扫描范围内使用由该X射线源发射的X射线对被检测物体进行扫描，并且通过所述X射线检测器对由于该扫描形成的所述投影数据进行收集的扫描单元；依据由该扫描单元收集到的投影数据生成呈三维分布形式的三维拉东数据用的拉东数据生成单元；对于通过这种拉东数据生成单元生成的三维拉东数据，利用作为与所述投影数据收集时刻的可信赖度对应的权重函数的、
25 在代表再次构成图象的时刻的数据收集时刻为最大权重，在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重的权重函数，进行权重处理用的权重处理单元；利用由这种权重处理单元进行过权重处理的三维拉东数据，通过所需要的三维
30 图象再次构成计算方法获得再次构成图象用的图象再次构成单元。

优选地,所述权重处理单元可以为按照分别与作为求解所述三维拉东数据用的面积分对象的平面相对应的方式,进行所述权重处理用的单元。

例如,所述权重处理单元还可以为,作为所述权重函数,采用在代表由所述图象再次构成单元进行再次构成图象的时刻的数据收集时刻以及与该数据收集时刻相接近的时刻为最大权重,在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重的权重函数,对与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

再例如,所述权重处理单元还可以为,作为所述权重函数,采用在代表由所述图象再次构成单元进行再次构成图象的时刻为最大权重,随着从该数据收集时刻离开而使所述权重减小的权重函数,对与在所述扫描范围收集到的投影数据相对应的三维拉东数据进行所述权重处理的单元。

优选地,所述权重函数还可以按照与所述扫描方式的种类进行设定。例如,本发明所采用的扫描方式可以包括所述轨道为沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道全扫描方式;所述轨道为沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动且在 360 度的扫描范围内获得投影数据的改进型圆形轨道半扫描方式 (MHS: Modified Half Scan);所述轨道为沿着呈一圈转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道欠扫描方式;所述轨道为沿着呈两圈以上转动形式构成的圆形轨道移动的圆形轨道扫描方式;所述轨道为沿着由直线轨道和圆形轨道组合构成的轨道移动的扫描方式;或者为所述轨道为沿着螺旋轨道移动的螺旋扫描方式等。

而且,为了能够实现上述目的,本发明还提供一种 X 射线 CT 的三维图象再次构成方法,其特征在于包括:用由 X 射线源发射的呈锥形射束形状的 X 射线对被检测物体一边照射一边扫描;通过伴随着所述扫描对从所述被检测物体透过的 X 射线进行检测和收集,对所述被检测物体的二维投影数据进行收集;利用收集到的投影数据生成三维分布的三维拉东数据;使用作为反映按照所述投影数据收集时刻预先确定的该投影数据的可信赖度的权重函数的、在代表再次构成图象的时刻的数据收集时刻为最大权重,在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重的权重函数,对所述三维拉东数据进行修正;以及对该修正后的三维拉东数据进行三维图象再次构成计算方法的处理,再次构成所述被检测物体的三维图象数据。例如,使用所述权重函数对所述三维拉东数据进行的修正作业,是按照分别与作为求解所述三维拉东数据用的面积分对象的平

面相对应的方式进行的。

- 而且,为了能够实现上述目的,本发明还提供一种X射线CT的权重设定方法,其特征在于,包括:用由X射线源发射的呈锥形射束形状的X射线对被检测物体一边照射一边扫描;通过伴随着所述扫描对从所述被检测物体透过的X射线进行检测和收集,对所述被检测物体的二维投影数据进行收集;依据所述二维投影数据的收集时刻求出该投影数据的可信赖度;以及为了对由所述投影数据生成的三维分布的三维拉东数据进行修正,依据所述投影数据的可信赖度,确定在代表再次构成图象的时刻的数据收集时刻为最大权重,在远离该数据收集时刻的数据收集时刻为比较小权重的权重处理。
- 参考下面结合附图对发明的实施方案的说明,可以更清楚的获知与本发明其它实施方案相关的具体构成形式和特征。

附图说明

- 图1为说明根据本发明实施方案的X射线CT扫描装置(X射线装置)的门型台架内的X射线管和二维检测器的位置关系的图。
- 图2为X射线CT扫描装置的示意性构成图。
- 图3为X射线CT扫描装置中的电气系统的示意性方框图。
- 图4为通过坐标系说明二维数据收集的图。
- 图5为说明在二维拉东空间中的二维数据收集的图。
- 图6为通过坐标系说明二维拉东数据的图。
- 图7为通过坐标系说明通过发自X射线焦点的扇形射束收集到的二维拉东数据的图。
- 图8为说明具有冗余性的二维拉东数据用的图。
- 图9为通过坐标系说明具有冗余性的二维拉东数据收集的状态的图。
- 图10为通过弦波图说明具有冗余性的二维拉东数据的图。
- 图11为表示FS(二维圆形轨道全扫描)时的体层图象的时间敏感度曲线分布图。
- 图12为说明HS(二维圆形轨道半扫描)的再次构成的图。
- 图13为通过弦波说明HS再次构成时二维拉东数据的图。
- 图14为表示HS再次构成时体层图象的时间敏感度曲线分布图。

图 15 为说明 US (二维圆形轨道欠扫描) 再次构成时的图。

图 16 为通过弦波图说明 US 再次构成时二维拉东数据的图。

图 17 为表示 US 再次构成时体层图象的时间敏感度曲线分布图。

图 18 为说明 OS (二维圆形轨道过扫描) 时的再次构成的图。

5 图 19 为通过弦波图说明 OS 再次构成时二维拉东数据的说明图。

图 20 为通过坐标系说明三维数据收集的图。

图 21 为说明在三维拉东空间中的三维数据收集的图。

图 22 为说明通过来自某焦点的扇形射束收集的三维拉东数据的图。

图 23 为说明再次构成被描绘物体所需要的三维拉东数据的图。

10 图 24 为说明通过三维圆形轨道扫描方式收集的三维拉东数据的图。

图 25 为图 23 和图 24 重叠后的图。

图 26 为说明通过用三维圆形轨道半扫描 ($\beta=[0 \sim \pi + 2\gamma m]$) 的方式收集的三维拉东数据的图。

图 27 为图 23 和图 26 重叠后的图。

15 图 28 为说明 shift-variant FBP (移位变形滤波逆投影) 方法的图。

图 29 为说明作为另一三维图象再次构成方法实例中的几何学关系的图。

图 30 为说明对直线和圆周进行一圈转动扫描时数据可信赖度函数实例用的图。

20 图 31 为说明呈若干圈连续转动形式的圆形轨道扫描时数据可信赖度函数实例用的图。

图 32 为说明螺旋扫描时数据可信赖度函数实例用的图。

图 33 为说明数据收集冗余性的图。

图 34 为说明数据收集冗余性的另一图。

图 35 为说明不具有冗余性的数据收集的图。

25 图 36 为说明实施本发明的三维图象再次构成计算方法的一例的示意性流程图。

图 37 为说明实施本发明的三维图象再次构成计算方法的另一例的示意性流程图。

附图中参考标号的含义为:

30 1 门型台架

- 2 诊断床
- 3 控制柜
- 4 电源装置
- 10 X射线管
- 5 11 二维检测器
- 24 DAS
- 30 主控制器
- 31~33 控制器
- 36 再次构成单元
- 10 38 显示器

具体实施方案

下面参考图 1~图 37, 对根据本发明的 X 射线 CT 装置进行说明。而且, 根据本发明的 X 射线 CT 装置的三维图象再次构成方法和 X 射线 CT 装置的修正
15 函数设定方法, 可以作为所述 X 射线 CT 装置的功能而与其整体实施, 所以下面通过对 X 射线 CT 装置的说明, 一并对这些方法进行说明。

如图 1~图 3 所示的 X 射线 CT 扫描装置 (X 射线 CT 装置) 可以具有门型台架 1、诊断床 2、控制柜 3、电源装置 4 和各种控制器, 并且可以通过诸如 R-R 方式进行驱动。各种控制器可以如图 3 所示, 包括高电压控制器 31、台架
20 控制器 33、诊断床控制器 32 等。

在此, 可以如图 1、图 2 所示, 将诊断床 2 的长度方向定义为列方向 (或者称为转动轴方向、体层方向) Z, 并且将与其相正交的两个方向分别定义为通道方向 X 和光束照射方向 Y。

在诊断床 2 的上面还配置有呈可以沿其长度方向 (列方向 Z) 滑动支撑的
25 顶板 2a, 而且被检测物体 P 可以搭载在该顶板 2a 的上面。可以通过诸如伺服电动机等的诊断床驱动装置 2b 的驱动, 使顶板 2a 可以通过进退方式插入在门型台架 1 上的诊断用开口部 (图中未示出) 处。由诊断床控制器 32 给出的驱动信号供给至诊断床驱动装置 2b 处。在诊断床 2 处还可以设置有对顶板 2a 沿诊断床长度方向的位置进行电气检测的、诸如编码器等的位置检测器 (图中未示出),
30 并且可以将检测信号作为诊断床控制用的信号传送至诊断床控制器 32 处。

如图1和图3所示, 门型台架1在其内部处还可以具有大体呈圆筒形状的转动框架9。如上所述的诊断用开口部位于转动框架9的内侧处。而且, 在转动框架9的内侧处还以夹持着插入在诊断用开口部中的被检测物体P的方式, 相对设置有X射线管10和作为X射线检测器的二维检测器11。在如图3所示的实例中, 还在转动框架9上的预定位置处, 设置有高电压产生器21、预准直器22、作为主准直器的杂散射线去除用准直器23、数据收集装置(DAS)24和架台驱动装置25等。

其中, 作为X射线源使用的X射线管10, 可以由诸如转动阳极型X射线管构成, 当由高电压产生器21给出的电流连续流经灯丝时, 会对灯丝进行加热, 进而向靶极发射出热电子。可以通过这种热电子与靶极面间的冲突形成有效焦点, 并且采用比靶极面上的有效焦点范围更大的X射线束进行持续的照射。

通过低压集流环26把电源装置4给出的低电压电源, 以及通过光学信号传送系统27把高电压控制器31给出的X射线照射控制信号, 一并供给至高电压产生器21。因此, 高电压产生器21可以在利用所供给的低电压生成高电压的同时, 生成与高电压给出的控制信号相对应的连续的管电压, 并且将其供给至X射线管10。

预准直器22配置在X射线管10和被检测物体P之间, 作为主准直器使用的杂散射线去除用准直器23配置在被检测物体P与二维检测器11之间。预准直器22还可以沿诸如列方向Z, 形成有具有一定宽度的、呈窄缝形状的开口部。采用这种构成形式, 还可以对由X射线管10照射出的全部X射线在列方向Z上的宽度进行限制, 从而可以形成与二维检测器11上的若干个检测元件列相对应的、位于所需要的整个体层宽度处的锥形射束。

X射线管10和二维检测器11可以在转动框架9的转动驱动作用下, 以诊断用开口部中的轴向方向为转动中心轴, 在门型台架1内按照彼此相对的方式进行转动。

二维检测器11的整体形状可以呈平面形, 也可以呈圆筒形, 在本实例中是以平面形为例进行说明的(本发明也可以采用呈圆筒形的检测器)。这种二维检测器11可以由具有若干个检测通道的检测元件, 沿体层方向配置成若干列的检测器构成(请参见图1)。例如, 各检测元件的检测部可以由当入射有X射线时, 可以将其变换为光信号, 进而将该光信号变换为电气信号的、诸如闪烁计

和光电二极管等的固体检测器构成。而且,在这种检测元件处还可以设置有电荷蓄积部(取样点)。因此,这种二维检测器 11 还可以利用 DAS 24 中的开关组,依次选择这些电荷蓄积部并进行电荷读取。由此,可以对表示透射 X 射线的强度的信号(投影数据)进行检测。而且,还可以采用能够将入射的 X 射线直接变换成电气信号的传感器(I. I. 等),作为这种检测元件。

DAS 24 可以是一种通过开关组切换,对由各检测元件给出的检测信号依次读取的、诸如 A/D(模拟/数字)变换装置(进行电压变换的取样装置),即所谓的过滤式 DAS 的结构。为了按这种方式运行,考虑把二维检测器作为检测器 11 时,DAS 24 具有诸如 N 通道型的列选择部,一个通道选择部,一个 A/D 变换器,以及控制回路等。

数据传送部 28 可以对位于门型台架 1 内侧的转动侧和固定侧处的信号通路进行连接,所以例如,在此可以采用通过非接触方式进行信号传送的光传送系统。而且,也可以采用呈集流环形式的部件作为这种数据传送部 28。通过这种数据传送部 28 取出的、数字量的投影数据,传送至控制柜 3 中如后所述的修正单元处。

而且,架台驱动装置 25 中位于门型台架 1 内转动侧的全部构成要素,可以具有转动框架 9 和绕该中心轴转动的电动机和齿轮单元等。由台架控制器 33 给出的驱动信号供给至这种架台驱动装置 25 处。

高电压控制器 31、诊断床控制器 32 和台架控制器 33 在信号方面,设置在门型台架 1 和诊断床 2 与控制柜 3 之间,并且可以响应由如后所述的主控制器给出的控制信号,分别驱动相应的负荷要素。

控制柜 3 可以由大体作为整个系统的主控制器 30 构成,并且可以具有通过总线与主控制器 30 相连接的修正单元 34、数据保存单元 35、再次构成单元 36、显示处理器 37、显示器 38 和输入器 39 等。

修正单元 34 可以响应由主控制器 30 给出的处理指令,对由 DAS 24 传送来的、数字量的投影数据,进行诸如偏置修正和校准修正等的各种修正处理。进行这种修正处理后的收集数据可以按照主控制器 30 给出的写入指令,暂时储存、保存在数据保存单元 35 处。这种保存数据还可以在所需要的时间,依据由主控制器 30 给出的读取指令由数据保存单元 35 处读取,并传送至再次构成单元 36 处。

再次构成单元 36 在主控制器 30 的管理下，在对再次构成用收集数据进行传送的阶段，依据适用根据本发明的锥形射束 CT 装置的三维图象再次构成方法（如后所述）的三维图象再次构成计算方法，进行图象的再次构成处理，生成三维区域的图象数据。这种图象数据可以依据主控制器 30 给出的控制指令，在需要时保存在数据保存单元 35 处，并且可以传送至显示处理器 37 处。

显示处理器 37 可以对图象数据进行诸如彩色处理、高性能计算机计算数据和扫描信息的重叠处理等所需要的处理，随后供给至显示器 38 处。

显示器 38 可以对该图象数据进行 D/A 变换，并且将其作为体层图象进行显示。

输入器 39 用于将诸如扫描条件（包含扫描部位和位置、体层厚度、X 射线管电压和电流、相对于被检测物体的扫描方向等）、图象显示条件等的指令，传送给主控制器 30。

下面参考图 4～图 27，对作为本实施方案主要内容的锥形射束 CT 的三维图象再次构成方法的原理进行说明。

在此，从本发明人的角度出发，首先对已知的二维图象再次构成方法进行回顾，对将其应用于三维图象再次构成方法时存在的问题和主要原因进行分析，进而利用运算式，对由此完成的、作为根据本发明构造的三维图象再次构成计算方法进行详细说明。n 维图象再次构成指的是进行 n 维逆拉东变换（inverse Radon transform），所以利用这种运算，可以通过对被描绘物体进行线积分的方式，获得与被描绘物体（与如上所述的被检测物体 P 相当，在下面的说明中亦然）内的 X 射线吸收函数相对应的投影数据相当的二维拉东数据（2D—Radon data），并且可以通过进行被描绘物体的面积分的方式，获得三维拉东数据（3D—Radon data）。

1、对二维图象再次构成方法的回顾

首先从本发明人的角度出发，对使用扇型射束的二维图象再次构成方法进行回顾。一般说来，二维数据收集的场合，通过呈二维分布的被描绘物体的或与该被描绘物体相接的全部直线的线积分数据，与二维拉东数据（X 射线投影数据）相当，而且如果对这种二维拉东数据进行收集，可以进行完全的图象再次构成。下面参考图 4～图 19，对此进行说明。在此为了使说明简单，采用的是使作为 X 射线检测器的检测元件等间距配置在圆弧上，并且能等角度取样的圆

弧型检测器，然而如上面所描述的那样，采用哪种检测器形状（呈圆弧形或直线形）对于本发明来说是不重要的。

首先如图 4 所示，当采用以位于门型台架 1 内的转动框架 9（请参考前面的说明）的转动轴（转动中心） z 为原点的 xy 坐标系时，对被描绘物体 f 进行的二维图象再次构成，可以是通过取以转动轴 z 为中心的、包含着被描绘物体 f 的、半径为 r 的圆作为支撑体（support），并且利用该支撑体内的范围对二维拉东空间进行离散性消除的方式，获得二维拉东数据的。

而且正如图 5 所示，与二维拉东数据相当的、通过诸如 CT 等方式收集到的被描绘物体 f 的 X 射线投影数据 p ，是沿着位于扇型射束内的射线，对被描绘物体 f 的 X 射线吸收函数进行线积分获得的值的集合。

例如，对于如图 5 和图 6 所示的、X 射线管 10 的 X 射线焦点在以转动轴 z 为中心、半径为 R 的圆形轨道上转动时，由该圆形轨道上的 X 射线焦点 β 的位置起，沿着射线对被描绘物体 f 的投影数据 $p(\beta, \gamma)$ 进行的收集，与利用二维拉东空间，对由转动轴 z 起向射线引垂线所获得的交点 A 处的二维拉东数据进行的收集相当（在此， β 表示投影角度，即 X 射线焦点位置， $\gamma(-\gamma_m \sim \gamma_m)$ 表示射线角度）。

因此如图 7 所示，如果需要沿着由 X 射线焦点 β 照射出的扇型射束中的全部射线，对被描绘物体 f 的投影数据 $p(\beta, \gamma)$ 进行收集时，可以对取 X 射线焦点 β 至转动轴 z 为直径构成的圆周（请参见图 7 中的实线和一点虚线）上的二维拉东数据进行收集。这种场合是一种使检测器元件呈离散形式配置在比较大限定范围（扇型角度）时的场合，并且是对如图 7 中实线所示范围内的二维拉东数据进行收集的。

而且，对于如图 8 和图 9 所示的、X 射线焦点 β 在 $z=0$ 的平面上沿着以转动轴 z 为中心、以 R 为半径的圆形轨道呈一圈转动形式进行扫描的场合，可以对同一点 A 处的二维拉东数据进行两次收集，所以这种场合下对扫描数据的收集，是一种具有冗余性的收集。

图 10 表示使用横轴为射线角度 $\gamma(-\gamma_m \sim \gamma_m)$ ，纵轴为作为 X 射线焦点位置的投影角度 $\beta(0 \sim 2\pi)$ 时的弦波图，说明所述数据的收集的图。例如，对于这种场合由图中实线所示的 $\beta = \beta$ 时获得的二维拉东数据，与由图中的一点虚线所示的 $\beta = \pi + 2\gamma$ 时获得的二维拉东数据，是彼此相同的值。

下面,对如上所述的利用通过二维圆形轨道上的扫描获得的二维拉东数据(投影数据),再次构成被描绘物体 f 的图象用的计算方法进行说明。

首先对进行二维圆形轨道全扫描(下面根据需要,也简称为“FS”, Full Scan)时的图象再次构成方法进行说明。对通过呈一圈转动形式进行扫描获得的二维拉东数据中相互冗余的数据,进行施加彼此相等权重的权重处理。如果用运算式表示,用下述的式(1)~式(5)表示。

【数学表达式1】

$$w(\beta, \gamma) = w(\beta + \pi + 2\gamma, -\gamma) = 1/2 \quad \text{式(1)}$$

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \frac{R}{L^2(\beta, x, y)} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} [w(\beta, \gamma) \cdot p(\beta, \gamma)] \cdot g(\gamma' - \gamma) \cdot \cos \gamma \, d\gamma \, d\beta \quad \text{式(2)}$$

10

$$g(\gamma) = \left(\frac{\gamma}{\sin \gamma} \right)^2 h(\gamma) \quad \text{式(3)}$$

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| e^{j2\pi \omega t} d\omega \quad \text{式(4)}$$

$$L^2(\beta, x, y) = (R \sin \beta + x)^2 + (R \cos \beta - y)^2 \quad \text{式(5)}$$

在此,式(1)是一个权重表达式, $w(\beta, \gamma)$ 表示的是作为权重使用的函数。式(2)~式(5)为进行等角度数据收集的扇型射束图象再次构成用的式, $f(x, y)$ 表示的是进行图象再次构成用的被描绘物体 f 的数据, $g(\gamma)$ 表示的是进行过滤处理用的函数, $h(t)$ 表示的是对函数 $g(\gamma)$ 进行运算用的函数, $L^2(\beta, x, y)$ 表示的是进行逆投影用的函数。

在上述式中,式(1)为权重处理的式。这种再次构成方法是一种二维逆拉东变换方法,一种可以对被描绘物体 f 的剖面图象进行正确再次构成用的方法。

下面对上述方法进行注意性说明。对通过圆形轨道上所需任意 X 射线焦点 β 收集到的投影数据 $p(\beta, \gamma)$, 利用 $\cos \gamma$ 和上述式中的函数 $w(\beta, \gamma)$ 进行权重处理(步骤1), 利用上述式中的函数 $g(\gamma)$ 对进行权重处理后的投影数据进行过滤处理(步骤2), 通过上述式中的 $L^2(\beta, x, y)$ 对进行过滤处理后的数据进行权重处理, 并进行锥形射束逆投影处理(步骤3)。通过对圆形轨道上的全部焦点 β 重复进行同样的步骤1~3的方式, 对被描绘物体 f 的图象进行再次构成(步骤4)。

这种再次构成方法假定可以忽略下述影响: 1) 被描绘物体 f 是静止不动

的, 或即使有运动也小到可以忽略的程度, 2) CT 扫描装置的机械性能非常稳定, 而且收集位置的几何学误差小到可以忽略的程度, 3) 被描绘物体 f 内杂散射线产生的影响小到可以忽略的程度, 4) X 射线焦点 β 和检测元件的尺寸很小 (可以由相互的位置进行替代)。

5 因此, 如果采用这种再次构成方法, 可以通过对如式 (1) 所示的冗余数据进行均匀权重处理的方式, 将噪音产生的误差减小到最小限度。在此, 对于通过彼此不同的焦点 β 进行收集的两个相对射线 (参见图 8 和图 9), 如果按照如上所述的假定, 应该使其除光子噪音 (photon noise) 之外具有相同的线积分值。

10 图 11 为说明由上述圆形轨道全扫描 FS 获得的被描绘物体 f 的体层图象的时间敏感度分布曲线的图, 其中横轴表示与时间相当的焦点 β , 纵轴表示权重函数 w 。在图 11 中, 时间分辨率 (与分布曲线中的半值宽度相对应), 与 X 射线焦点 β 进行一圈转动的时间 T 相同。

下面对二维圆形轨道半扫描 (下面根据需要, 也简称为 “HS”, Half Scan) 的图象再次构成方法进行说明。对于通过如上所述的一次转动扫描方式进行圆形轨道全扫描 FS 时的场合, 对二维拉东数据进行的是冗余性收集, 而圆形轨道半扫描 HS 是一种为了将数据收集的冗余度减小至最小限度, 在转动范围减小为一半的范围 ($\pi + 2\gamma_m$) 内进行的扫描作业。

20 这种进行圆形轨道半扫描 HS 时的图象再次构成方法, 可以将进行权重处理用的函数 $w(\beta, \gamma)$, 仅使用在作为其一部分的冗余数据上 (在观察方向 β 、射线方向 γ 上为连续的权重函数)。当采用运算式对此进行表示时, 可用下 (11) ~ 式 (14) 进行表示。

【数学表达式 2】

$$w(\beta, \gamma) = w(\beta + \pi + 2\gamma, -\gamma) = 1 \quad \text{式 (11)}$$

$$25 \quad w[x(\beta, \gamma)] = 3x^2(\beta, \gamma) - 2x^3(\beta, \gamma) \quad \text{式 (12)}$$

$$x(\beta, \gamma) = \begin{cases} \frac{\beta}{2\gamma_m + 2\gamma} & 0 \leq \beta \leq 2\gamma_m + 2\gamma \\ 1 & 2\gamma_m + 2\gamma < \beta < \pi + 2\gamma \\ \frac{\pi + 2\gamma_m - \beta}{2\gamma_m - 2\gamma} & \pi + 2\gamma \leq \beta \leq \pi + 2\gamma_m \end{cases} \quad \text{式 (13)}$$

$$f(x, y) = \int_0^{\pi+2\gamma_m} \frac{R}{L^2(\beta, x, y)} \int_{\gamma_m}^m [w(\beta, \gamma) \bullet p(\beta, \gamma)] \bullet g(\gamma' - \gamma) \bullet \cos \gamma d\gamma d\beta \quad \text{式(14)}$$

在此, 求解 $f(x, y)$ 用的式(14)中的焦点 β 的范围, 由上述式(2)所示的范围改变为 $[0, 2\pi]$ 至 $[0, \pi+2\gamma_m]$ 。对于这种场合, 在 $\beta \in [\pi+2\gamma_m, 2\pi]$ 的范围内, 有 $x^2(\beta, \gamma) = w[x^2(\beta, \gamma)] = 0$, 所以可以由式(2)取代式(13)。

图 13 为说明所述圆形轨道半扫描 HS 的图象再次构成方法用的图。图 14 为其弦波图, 图 15 表示由其获得的体层图象中央部处的时间敏感度分布曲线。

在图 13 中, 位于圆形轨道外侧处的圆形曲线, 表示的是各 X 射线焦点位置(投影角度)相对于中心射线($\gamma=0$)的权重。例如, 当 X 射线焦点 $\beta=0$ 时, 将通过全部彼此相对的射线对数据进行再次收集, 所以权重为零, 当 X 射线焦点由此开始移动时, 在大部分射线处将进行二次收集, 在其余射线处仅通过 X 射线焦点进行一次收集, 所以可以对仅进行一次收集的射线设定其权重为 1, 对进行二次收集的射线, 可以依据上述式(11)和“在观察方向 β 、射线方向 γ 上为连续的权重函数”的规则, 按照能够进行平滑变化的方式设定其权重。

在此给出的扫描方式及其再次构成方法, 其图象再次构成用的投影角度范围, 即数据收集时间仅为进行一圈转动扫描时的大约一半, 而且可以获得如图 14 所示的体层图象中央部的时间敏感度分布曲线, 即获得相当好的、为 $T/2$ 的时间分解率。而且在此, 图 12 中的权重曲线, 与图 13 中由弦波图表示的曲线相同。然而, 采用这种方式提高时间分解率的代价, 是使图象再次构成所需要的投影数(数据数, 即光子数), 减小至进行所述圆形轨道全扫描 FS 时的大约一半, 因此图象噪音将增加至 FS 时的大约 1.4 倍。

关于与如上所述的“在观察方向 β 、射线方向 γ 上为连续的权重函数”, 若补充说明其连续性的重要性, 通过上式(2)和式(14)表示的再次构成运算, 是沿射线方向对高频区域进行强调的卷集计算, 当对其进行权重处理用的数据沿射线方向不连续时, 会使这种不连续性强调至所需要的程度之上, 所以在最终图象(再次构成的图象)中会残留有膈象痕迹。因此, 为了能够避免被描绘物体 f 原有的、诸如 X 射线吸收函数等的不连续分布之外的不连续性产生影响, 必须使权重函数在射线方向上具有连续性。

而且, 对如上所述的二维圆形轨道半扫描 HS 方式进行扩张改进, 对于不采用 $2\gamma_m$ 而引入假定的扇型角度 $2\Gamma_m$, 使图象再次构成用的投影角度为 $\pi + 2\gamma_m \sim 2\pi$ 、即采用二维圆形轨道改进型半扫描(在下面根据需要也简称为“MHS”, Modified Half Scan)再次构成方法(请参见“M.D. Silver: “A method for including redundant data in computed tomography”, Med. Phys. 27, pp.773-774, 2000”)的场合, 时间分解率也能够达到 $T/2$ 。

下面对进行二维圆形轨道欠扫描(下面根据需要, 也简称“US”, Under Scan)时的图象再次构成方法进行说明。

前述 FS 中一圈转动扫描的收集开始时 ($\beta=0$ 、 $t=0$) 至收集结束时 ($\beta=2\pi$ 、 $t=T$) 的 X 射线焦点获得的数据, 在二维拉东空间中非常接近, 所以对于在一次转动扫描过程中被描绘物体有运动的场合, 不再满足能够采用前述再次构成方法的假定条件之一, 即不再满足“被描绘物体 f 是静止不动的, 或即使运动也小到可以忽略的程度”的条件, 由被描绘物体 f 运动产生的影响会使该值产生相当大的不同。当采用如前所述的、进行圆形轨道全扫描 FS 方式的再次构成方法时, 这一影响会使数据产生矛盾, 所以会产生由 $\beta=0$ 的焦点位置扩展成扇型的赝象。

二维圆形轨道欠扫描 US 的再次构成中, 为了能够对由如上所述的、被描绘物体运动所产生的赝象进行抑制, 可以一并采用进行所述 FS 的再次构成的式 (2), 并且可以采用下述的式 (21) 和式 (22) 作为权重处理式。

20 【数学表达式 3】

$$w(\beta, \gamma) + w(\beta + \pi + 2\gamma, -\gamma) = 1 \quad \text{式 (21)}$$

$$w(\beta, \gamma) = \begin{cases} \frac{3x^2 - 2x^3}{2} & \text{其中 } x = \frac{\beta}{\beta_u} \quad 0 \leq \beta \leq \beta_u \\ 1/2 & \beta_u < \beta \leq \pi - \beta_u + 2\gamma \\ 1 - \frac{3x^2 - 2x^3}{2} & \text{其中 } x = \frac{|\beta - \pi - 2\gamma|}{\beta_u} \quad \pi - \beta_u + 2\gamma < \beta \leq \pi + \beta_u + 2\gamma \\ 1/2 & \pi + \beta_u + 2\gamma < \beta \leq 2\pi - \beta_u \\ \frac{3x^2 - 2x^3}{2} & \text{其中 } x = \frac{2\pi - \beta}{\beta_u} \quad 2\pi - \beta_u < \beta \leq 2\pi \end{cases}$$

式 (22)

图 15 为说明所述圆形轨道欠扫描 US 的图象再次构成方法用的图。图 16 表示其弦波图, 图 17 表示由其获得的体层图象中央部的时间敏感度分布曲线。

在图 15 中, 位于圆形轨道外侧处的圆形曲线, 表示的是各 X 射线焦点位置 (投影角度) 相对于中心射线 ($\gamma=0$) 的权重。正如图 15~图 17 所示, 采用圆形轨道欠扫描 US 方式时, 为了能够消除进行上述圆形轨道全扫描 FS 时出现的数据矛盾, 需要减轻可信赖度比较低的数据 (位于 $\beta=0, 2\pi$ 附近) 的权重 (降低权重), 并且可以按照能够保持权重的连续性并且能够对所需要的二维拉东空间中的数据进行收集且进行均匀处理的方式, 对其权重进行设定。

下面对进行二维圆形轨道过扫描 (下面根据需要, 也简称为“OS”, Over Scan) 时的图象再次构成方法进行说明。在此出于与进行所述圆形轨道欠扫描 US 时相同的考虑, 进行超过一圈转动的扫描作业, 并且在对通过相同投影角度 (焦点位置) 收集到的、进行一圈转动前、后的两个投影数据分别进行权重处理之后, 再采用与实施所述圆形轨道全扫描 FS 时相类似的再次构成方法。这种场合的权重处理式可以由下式表示。

【数学表达式 4】

$$w(\beta, \gamma) = \begin{cases} \frac{3x^2 - 2x^3}{2} & \text{其中 } x = \frac{\beta}{\beta_0} & 0 \leq \beta \leq \beta_0 \\ 1/2 & & \beta_0 < \beta \leq 2\pi \\ \frac{1 - (3x^2 - 2x^3)}{2} & \text{其中 } x = \frac{2\pi + \beta_0 - \beta}{\beta_0} & 2\pi < \beta \leq 2\pi + \beta_0 \end{cases}$$

式 (23)

图 18 为说明所述圆形轨道过扫描 OS 的再次构成方法用的图。图 19 表示其弦波图。在图 18 中, 位于圆形轨道外侧处的圆形曲线, 表示的是各 X 射线焦点位置 (投影角度) 相对于中心射线 ($\gamma=0$) 的权重。正如图 18 和图 19 所示, 对于这种场合的时间分解率为 T。

2、对三维图象再次构成方法的回顾和存在的问题

下面从本发明人的角度出发, 以对所述二维图象再次构成方法进行的回顾结果为基础, 对目前已知的三维图象再次构成方法进行回顾, 并明确所存在的问题。在此, 可以采用诸如圆筒型检测器 (检测元件等间距配置在圆筒表面上, 在 xy 平面内进行沿射线方向等角度取样, 在 z 轴方向上进行等距离取样), 平面检测器 (检测元件等间距配置在检测器表面上, 进行等距离取样) 等的、能够与各种计算方法相对吻合的检测器, 作为二维检测器。

图 20 和图 21 为表示在三维坐标系中三维数据收集用的图。正如图 20 和

图 21 所示, 三维数据的收集可以利用由 X 射线焦点 β 给出的投影数据 $p(\beta, \gamma, \alpha)$ (图中未示出), 对沿着包含 X 射线焦点 β 的、作为面积分对象的平面 Q 的平面 (在图 20 所示的实例中, 为位于平面检测器上的直线 L) 进行积分获得的值进行处理, 而且与在三维拉东空间中的点 A (参见图 21) 处对三维拉东数据 (ζ, ϕ, s) 进行的收集相当。在此, β 为投影角度 (X 射线焦点位置), γ 为射线角度, α 为锥形角度 (xy 平面与射线间的角度)。

因此如图 22 所示, 可以通过由 X 射线焦点 β 照射出的锥形射束中的全部射线, 对以 X 射线焦点 β 至坐标系中的坐标中心 $O(x=0, y=0, z=0)$ 间距离为直径的球面上的三维拉东数据进行收集。在这时, 与对所述二维数据收集时的场合相类似, 这是一种使检测器元件呈离散形式配置在比较大限定范围 (扇型角度) 时的场合, 并且是对所述球面上的某限定范围中的数据进行的收集的

而且如图 23 所示, 对于被描绘物体的支持体是半径为 r 的球体的场合, 为了能够正确地实施三维图象再次构成, 需要对与该球体相交或相接的全部表面进行面积分。

以上对三维数据的收集给予了示意性说明, 下面对三维图象的再次构成方法进行说明。

首先对三维圆形轨道全扫描 FS 的再次构成方法进行说明。在此, 是将如上所述的、二维圆形轨道全扫描 FS 的再次构成方法的方法论, 简单地应用在三维场合, 所以原作为使用平面检测器 (检测元件在检测器表面上均匀等距分布, 进行等距离取样) 开发出的 Feldkamp 型再次构成方法 (请参见 “L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress: “Practical cone-beam algorithm”, J. Opt. Soc. Am., 1(6), pp. 612-619, 1984”), 也可以通过改进而使用圆筒检测器 (请参见 “H. Kudo and T. Ssito: “Three-dimensional helical-scan computed tomography using cone-beam projection”, IEICE (D-II) J74-D-II, 1108-1114 (1991)”)。下面在涉及这种场合中使用的方法时, 为了与二维的场合中的 “圆形轨道全扫描 FS” 相对应, 也可以根据需要将其简称为 “Feldkamp+FS”。

具体地讲, 这种三维圆形轨道全扫描 FS 的再次构成方法, 是对通过进行一圈转动扫描获得的三维拉东数据 (投影数据) 中彼此冗余的数据, 进行施加彼此相等权重的权重处理的。当采用运算式对此进行表示时, 可以利用下述的

式(31)~式(35)进行表示。

【数学表达式5】

$$w(\beta, \gamma, \alpha) = w(\beta + \pi + 2\gamma, -\gamma, \alpha) = 1/2 \text{ 式(31)}$$

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{R}{L^2(\beta, x, y)} \int_{\gamma_m}^{\gamma_m} [w(\beta, \gamma, \alpha) \cdot p(\beta, \gamma, \alpha)]$$

$$5 \quad \bullet g(\gamma' - \gamma) \bullet \cos \gamma \cos \alpha d\gamma d\beta \quad \text{式(32)}$$

$$g(\gamma) = \left(\frac{\gamma}{\sin \gamma} \right)^2 h(\gamma) \quad \text{式(33)}$$

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |\bar{\omega}| e^{j2\pi \omega t} d\bar{\omega} \quad \text{式(34)}$$

$$L^2(\beta, x, y) = (R \sin \beta + x)^2 + (R \cos \beta - y)^2 \quad \text{式(35)}$$

这些式(31)~式(35)与上述的二维FS时用的运算式(式(1)~式(5))
10 相比,除了式(32)中的投影角度积分式(逆投影部分)由三维逆投影取代二维逆投影,增加了 $\cos \alpha$ 项之外,均与前者相同。

下面对如上所述的方法进行示意性说明。对通过圆形轨道上所需任意X射线焦点 β 收集到的投影数据 $p(\beta, \gamma, \alpha)$,利用 $\cos \gamma \cos \alpha$ 和函数 $w(\beta, \gamma, \alpha)$ 进行权重处理(步骤1),利用上述式中的函数 $g(\gamma)$ 对进行权重处
15 理后的投影数据进行过滤处理(步骤2),通过上述式中的 $L^2(\beta, x, y)$ 对进行过滤处理后的数据进行权重处理,并进行三维锥形射束逆投影处理(步骤3)。通过对圆形轨道上的全部焦点 β 重复进行同样的步骤1~3的方式,对被描绘物体 f 的图象进行再次构成(步骤4)。

例如,当对位于 $z=0$ 平面上的、以转动轴 z 为中心的圆形轨道进行一圈转动的扫描时,可以如图24所示,对使用包含所述图22中的焦点和坐标中心(转动轴)的球体(半径为 r),覆盖着以其坐标中心为中心进行一圈转动时的全部轨迹的区域(下面为了说明方便,也称为“苹果状区域”)中的三维拉东数据,进行两次收集作业。即,在 $z=0$ 的平面上,与实施二维圆形轨道全扫描FS时的场合相类似,其数据收集具有冗余性。

25 通过三维方式进行图象再次构成的被描绘物体,位于如上所述的图23中的半径为 r 的球体(支撑体)内,所以需要对覆盖该球体的区域中的数据进行收集作业,仅就此点而言,采用所述三维Feldkamp+FS方式收集到的是存在有丢失的数据。通过观察如图25所示的、利用图23和图24重叠构成的示意图,可以对此一目了然。即,为了能够对被描绘物体的支撑体进行图象再次构成,

而采用 Feldkamp+FS 方式时, 需要使用如图 25 所示的、覆盖着包含被描绘物体的球体的、呈苹果状的区域中的数据, 然而如图 24 所示, 位于苹果状区域芯部一侧的数据明显被丢失, 因此采用这种方式, 不能对所需要的全部三维数据进行收集 (对于这种场合, 所丢失的数据被称为 “missing data”).

- 5 采用这种三维 Feldkamp+FS 方式获得的体层图象的时间敏感度分布曲线, 与前述图 11 中的相类似。

下面对实施三维圆形轨道半扫描时的再次构成方法进行说明。在此, 与如上所述的、采用三维 Feldkamp+FS 的场合相类似, 是将二维圆形轨道半扫描 HS 用的计算方法应用在三维场合。下面在涉及这种场合中使用的方法时, 为了与
10 二维场合中的 “圆形轨道半扫描 HS” 相对应, 也可以根据需要进行简称为 “Feldkamp+HS”。

采用这种三维 Feldkamp+HS 方式时, 可以对转动范围减少到一半的范围 ($\pi + 2\gamma_m$) 的圆形轨道进行扫描, 并且可以取在观察方向 β 、射线方向 γ 上为连续的权重函数进行权重处理。在这时的权重函数与锥形角度 α 的函数无关 (对于整个检测器列乘以相同的权重)。当采用运算式对此进行表示时, 可以利用下述的式 (41) ~ 式 (44) 进行表示。

【数学表达式 6】

$$w(\beta, \gamma, \alpha) = w(\beta + \pi + 2\gamma, -\gamma, \alpha) = 1 \quad \text{式 (41)}$$

$$w[x(\beta, \gamma), \alpha] = 3x^2(\beta, \gamma) - 2x^3(\beta, \gamma) \quad \text{式 (42)}$$

$$20 \quad x(\beta, \gamma) = \begin{cases} \frac{\beta}{2\gamma_m + 2\gamma} & 0 \leq \beta \leq 2\gamma_m + 2\gamma \\ 1 & 2\gamma_m + 2\gamma < \beta < \pi + 2\gamma \\ \frac{\pi + 2\gamma_m - \beta}{2\gamma_m - 2\gamma} & \pi + 2\gamma \leq \beta \leq \pi + 2\gamma_m \end{cases} \quad \text{式 (43)}$$

$$f(x, y, z) = \int_0^{\pi + 2\gamma_m} \frac{R}{L^2(\beta, x, y)} \int_{\gamma_m}^{\gamma} [w(\beta, \gamma, \alpha) \bullet p(\beta, \gamma, \alpha)] \bullet g(\gamma' - \gamma) \bullet \cos \gamma \cos \alpha d\gamma d\beta \quad \text{式 (44)}$$

图 26 为说明实施所述三维 Feldkamp+HS 时的数据收集作业用的图。正如图 26 所示, 这种场合中的三维拉东数据, 是通过对于位于 $z=0$ 平面上的、以转动
25 轴 z 为中心、半径为 R 的圆形轨道上 $\beta=[0, \pi + 2\gamma_m]$ 的范围内进行扫描的方式, 进行收集作业的。

图 27 表示的是对图 23 和图 26 进行重叠处理后获得的示意图。对图 27 和

图 26 进行比较可知, 采用三维 Feldkamp+HS 方法的场合, 与采用如上所述的三维 Feldkamp+FS 方法的场合相比, 三维拉东数据的丢失区域更大。在此是简单的将二维图象再次构成方法中使用的计算方法, 应用于三维图象再次构成方法的。因此, 当采用三维 Feldkamp+HS 时, 虽然可以使再次构成的图象的时间分解率比较高, 然而由于数据丢失区域过大, 所产生的赝象痕迹也比实施三维 Feldkamp+FS 时强, 所以存在有实用性不足的问题。

对于采用将 Feldkamp 型再次构成方法应用在如上所述的二维改进型圆形轨道半扫描(MHS)中, 构成的 Feldkamp 改进型圆形轨道半扫描(Feldkamp+MHS)的场合, 虽然所丢失的数据比采用 Feldkamp+HS 时少, 然而对冗余性数据收集进行修正用的权重函数不是三维拉东数据, 而且由于是依据二维拉东数据的收集位置进行的, 所以位于扫描面以外的不正确点也将比 Feldkamp+FS 时增多, 这与采用 Feldkamp+HS 时相类似。

下面对三维圆形轨道欠扫描 US 的再次构成方法进行说明。在此与采用所述三维 Feldkamp+FS 的场合相类似, 是简单的将二维圆形轨道欠扫描 US 中的计算方法应用于三维场合的。下面在涉及这种场合中使用的方法时, 为了与二维的场合中的“圆形轨道欠扫描 US”相对应, 也可以根据需要将其简称为“Feldkamp+US”。

当采用这种三维 Feldkamp+US 时, 可以使用位于一圈转动扫描范围内的全部数据, 而且对一部分数据的权重进行减轻处理, 所以与采用 Feldkamp+FS 的场合相比, 数据丢失将增多。而且存在有对于冗余性数据的收集作业, 进行修正处理用的权重函数不是三维拉东数据, 以及由于是依据二维拉东数据的收集位置进行的, 所以位于扫描面以外的不正确点也将比采用 Feldkamp+FS 时增大的问题。

而且, 对于采用将二维圆形轨道过扫描 OS 使用的计算方法简单的应用于三维场合, 而获得的三维圆形轨道过扫描 OS 的再次构成方法(下面根据需要, 也简称为“Feldkamp+OS”)的场合, 三维拉东数据的获取率, 与采用三维 Feldkamp+FS 方式时相类似, 所以存在有时间分解率与 FS 相类似, 达不到 T 的问题。

除了如上所述的三维图象再次构成方法之外, 目前已知的还包括被称为“Grnatgeat 方法”的计算方法。

这种 Grnatgeat 方法对于以被描绘物体的物体轴方向为界, 检测器保持在其内的场合 (被描绘物体是孤立物体, 检测器对被描绘物体的全部投影数据进行收集的场合), 如果用专门的术语描述就是, 对于不是 “Short-object problem 采用 detector truncation” 的场合, 如果焦点轨道满足 Tuy 数据必要条件, 即满足 “与被描绘物体的支撑体相交和相接的全部平面, 至少一次与焦点轨道相交和相接” 的条件时, 可以进行正确的三维图象再次构成。因此, 对于为圆形轨道的场合, 可以获得与如上所述的 Feldkamp+FS 相类似的近似解。在这种 Grnatgeat 方法中使用的三维图象再次构成方法计算方法, 可以通过下述的步骤 1 至步骤 9 表示。

10 首先, 对通过焦点 β 收集到的投影数据 $p(\beta, \gamma, \alpha)$ 以 $\cos \gamma \cos \alpha$ 进行权重处理, 获得 $G^{(1)}(\beta, \gamma, \alpha)$ (步骤 1)。

对于包含在所述焦点 β 位于其中的平面 $Q(\xi, \phi, s)$ 中的 $G^{(1)}(\beta, \gamma, \alpha)$ 进行积分 (通过平面检测器沿直线 L 进行线积分), 获得权重面积分数据 $G^{(2)}(\xi, \phi, s)$ (步骤 2)。

15 利用位于平面 Q 附近处的平面 Q' (直线 L') 上的数据对 $G^{(2)}(\xi, \phi, s)$ 进行微分, 获得三维拉东数据的一次微分数据 $P^{(2)}(\xi, \phi, s)$ (步骤 3)。

随后, 对由所述步骤 (3) 获得的三维拉东数据的一次微分数据进行三维拉东空间变换 (rebinning) (步骤 4)。

对全部焦点 β 应用如上所述的步骤 1 ~ 步骤 4 (步骤 5)。

20 对通过三维拉东空间形成的三维拉东数据的冗余度, 进行除以收集这些拉东数据的转数 $M(\xi, \phi, s)$ 的倒数的修正处理 (标准化处理) (M 表示的是该平面与焦点轨道相交叉的点数) (步骤 6)。

沿半径方向对一次微分数据进行微分, 获得二次微分数据 $P^{(2)}(\xi, \phi, s)$ (步骤 7)。

25 对该二次微分数据 $P^{(2)}(\xi, \phi, s)$ 进行朝向平面 $Q(\xi, \phi, s)$ 的三维逆投影处理 (步骤 8)。

最后, 对于全部所需要的三维拉东空间中的数据, 重复进行所述步骤 6 ~ 步骤 8 的运算, 再次构成被描绘物体 f 的图象 (步骤 9)。

而且, 除了如上所述的 Grnatgeat 方法之外, 目前公知的其他三维再次构成方法, 还包括除了所述 rebinning (步骤 4) 之外, 独立的对由各焦点收集到

的数据进行处理的、被称为“shift—variant FBP（移位变形滤波逆投影，FBP: filtered backprojection）方法”的计算方法。

这种 shift—variant FBP 方法如果满足如上所述的、采用 Grnatgeat 方法时的条件（包含 Tuy 数据必要充分条件），则对于为圆形轨道的场合，可以构成成为 Feldkamp+FS 方法（请参见“H. Kudo and T. Ssito: “Derivation and implementation of a cone-beam reconstruction algorithm for nonplanar orbits”, IEEE Trans. Med. Imag., MI-13, pp186-195, 1994”, 以及“M. Defrise and R. Clack: “A cone-beam reconstruction algorithm using shift-variant filtering and cone-beam backprojection”, IEEE Trans. Med. Imag., MI-13, pp186-195, 1994”）。

图 28（a）～图 28（c）为说明所述 shift—variant FBP 方法用的图。其中图 28（a）表示的是通过由焦点朝向平面检测器进行锥形射束投影产生的投影数据，获得再次投影数据阶段（步骤 1～步骤 2）用的示意图；图 28（b）表示的是利用再次投影数据，通过该锥形射束逆投影方式获得再次构成数据阶段用的示意图（步骤 3～步骤 9）；图 28（c）表示的是利用平面检测器，通过 Feldkamp 方法进行逆投影的数据范围实例用的示意图。

下面通过步骤 1～步骤 9，对这种 shift—variant FBP 方法用的计算方法进行说明。

首先如图 28（a）所示，对通过焦点 β 收集到的投影数据 $p(\beta, u, v)$ 进行为 $\cos \gamma \cos \alpha$ 的权重处理，获得 $G^{(2)}(\beta, u, v)$ （步骤 1）。

对于包含在所述焦点 β 位于其中的平面 $Q(\xi, \phi, s)$ 中的 $G^{(2)}(\beta, u, v)$ 进行积分（通过平面检测器沿直线 L 进行线积分），获得作为再次投影数据的权重面积分数据 $G^{(3)}(\xi, \phi, s)$ （步骤 2）。

随后如图 28（b）所示，利用位于平面 Q 附近处的平面 Q' （直线 L' ）上的数据，对所述 $G^{(2)}(\xi, \phi, s)$ 进行过滤处理（微分处理），获得三维拉东数据的一次微分数据 $P^{(4)}(\xi, \phi, s)$ （步骤 3）。

通过将权重函数 W 乘以该 $P^{(4)}(\xi, \phi, s)$ 的方式，获得对数据冗余度进行修正后的 $P^{(5)}(\xi, \phi, s)$ （步骤 4）。沿着直线 L 将所述三维拉东数据的一次微分数据 $P^{(5)}(\xi, \phi, s)$ ，（二维）平行逆投影至检测器平面上（步骤 5）。

对检测器平面上的全部角度应用如上所述的步骤 2～步骤 5，获得数据 $G^{(3)}$

(β, u, v) (步骤6)。沿焦点轨迹的连接线方向(焦点的移动方向), 对该数据 $G^{(3)}(\beta, u, v)$ 进行微分, 以获得数据 $G^{(4)}(\beta, u, v)$ (步骤7)。对数据 $G^{(4)}(\beta, u, v)$ 进行权重为 L^2 的权重处理, 以进行(三维)锥形射束逆投影(步骤8)。

- 5 对全部焦点 β 应用如上所述的步骤1~步骤8, 再次构成被描绘物体 f (步骤9) 的图象。

当采用运算式表示所述计算方法时, 可以利用下述的式(51)~式(57)进行表示。

【数学表达式7】

$$10 \quad G_{\beta}^{(2)}(u, v) = p_{\beta}(u, v) \bullet \cos \gamma * \cos \alpha \quad \text{式(51)}$$

$$P_{\beta}^{(3)}(r, \theta) = \int_{R_v}^{R_v} \int_{R_v}^{R_v} G_{\beta}^{(2)}(u, v) \bullet \delta(r - u \bullet \cos \theta - v \sin \theta) \, du dv$$

式(52)

$$P_{\beta}^{(4)}(r, \theta) = \int_{R_v}^{R_v} H(r - r') P_{\beta}^{(3)}(r', \theta) \, dr' \quad \text{式(53)}$$

$$P_{\beta}^{(5)}(r, \theta) = P_{\beta}^{(4)}(r, \theta) \bullet W_{\beta}(r, \theta) \quad \text{式(54)}$$

$$15 \quad G_{\beta}^{(3)}(u, v) = \int_{-\pi/2}^{\pi/2} P_{\beta}^{(5)}(u \bullet \cos \theta + v \bullet \sin \theta, \theta) \, d\theta \quad \text{式(55)}$$

$$G_{\beta}^{(4)}(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} H(u - u') G_{\beta}^{(3)}(u', v) \, du' \quad \text{式(56)}$$

$$f(x, y, z) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^{2\pi} \frac{R}{L^2(\beta, z, y)} G_{\beta}^{(4)}(u, v) d\beta \quad \text{式(57)}$$

- 在此, 函数 W 被称为冗余度修正函数, 它与和检测器平面上的直线相对应的平面和焦点轨道间的交叉点数目 M 的倒数相当。即, 这一函数 W 表示的是进行平滑处理用的交叉点数目 M 。上面是以使用平面检测器的场合为例进行说明的,
- 20 然而如前所述, 本发明也可以采用圆筒型检测器。

对于将所述 shift-variant FBP 方法 (FBP 计算方法), 应用在使用进行圆形轨道扫描时的三维图象再次构成方法中的场合, 平面与焦点轨道间的交叉点数目通常为 2。

25 【数学表达式8】

$$W_{\beta}(r, \theta) = 1/2 \quad \text{式(58)}$$

如果将上述式代入式(54), 可以对式(51)~式(57)进行化简, 从而可以复原成 Feldkamp 型再次构成用的式(32)。

而且, 对于将所述 shift-variant FBP 方法用于由圆形和直线组合构成

的扫描轨道的场合，可以在满足下述条件1~条件3时采用该计算方法。

1) 对于属于仅仅与圆形轨道相交叉平面的数据，由于平面与焦点轨道的交叉点数目通常为2，所以可以按照与上述相类似的方式，将式(58)代入至式(54)，从而使式(51)~式(57)复原成Feldkamp型再次构成用的式(32)(条件1)。

2) 对于具有圆形轨道和直线轨道两者间交叉点的平面，通过圆形轨道收集到的数据可以代入至式(58)；通过直线轨道收集到的数据可以代入至下式(条件2)。

【数学表达式9】

$$W_{\beta}(r, \theta) = 0 \quad \text{式(59)}$$

3) 对于属于具有不与圆形轨道相交叉、仅与直线轨道交叉点的平面的数据，可以采用与直线轨道上交叉点数目相对应的冗余度修正函数 $W_{\beta}(r, \theta)$ ，并利用式(51)~式(57)进行处理。

通过上面的说明可知，三维图象再次构成用的冗余度修正函数 $W_{\beta}(r, \theta)$ 和二维图象再次构成用的权重函数 $w(\beta, \gamma)$ ，均是为了实现对“n维拉东数据的冗余度进行修正”而设置的。

对于所述冗余度修正函数 $W_{\beta}(r, \theta)$ 的设计方法而言，目前已经公开了 shift-variant FBP 方法的进一步改进方法(请参见“H. Kudo and T. Ssito: “An extended completeness condition for exact one-beam reconstruction and its application”, Conf. (Norfolk, VA) (New York: IEEE) 1710-14”; H. Kudo and T. Ssito: “Fast and stable one-beam filtered backprojection method for non-planar orbits”, 1998 Phys. Med. Biol. 43, pp.747-760, 1998 等)。当采用这种方法时，可以按照与下述目的1、目的2相吻合的方式，设定冗余度修正函数 $W_{\beta}(r, \theta)$ 。

1) 采用专门术语描述长大型物体问题(Long-object problem)。即，对于对人体的一部分进行扫描的场合，为了能够使用沿体轴步进方向宽度比较窄小的检测器，对沿体轴方向比较长的被描绘物体的一部分进行扫描和再次构成，可以使与被描绘物体上突出的部分相对应的平面上的数据，施加重为零的处理(目的1)。

2) 使再次构成的计算误差最小化。对于存在有可以通过相同平面误差比

较小的、沿水平方向的倾斜滤波 (ramp filtering) 方法进行处理, 和需要通过误差比较大的 shift-variant FBP 方法进行处理, 可以使函数 M 不均等, 即使与倾斜滤波 (ramp filtering) 方法相对应的数据权重比较大, 与 shift-variant FBP 方法相对应的数据权重比较小 (目的 2)。

- 5 而且, 目前已知的、对于实施螺旋扫描时能够进行正确的三维图象再次构成的方法, 还包括所谓的“n-PI method”的方法 (请参见 R. Proksa et. al.: “The n-PI-method for helical cone-beam CT”, IEEE Trans. Med. Img., 19, 848-863 (2000))。其他的实施螺旋扫描的三维图象再次构成方法是对三维拉东数据进行冗余性收集, 而该方法是按照 1、3、5、7……的方式, 对
10 各三维拉东数据进行奇数收集的。因此, 可以对具有冗余性的收集数据, 依据冗余度修正函数 $W_p(r, \theta)$ (在所述 Proksa 的文献中为式 (24), 即为:

【数学表达式 10】

$$\sum_{i=1}^{\min(n, n_0)} \tilde{M}(l, \xi, \lambda_i) = 1$$

, 与这种场合的冗余度修正函数相当) 进行权重处理、修正。

- 15 因此, 通过对所述二维图象再次构成方法和三维图象再次构成方法分别进行的回顾可知, 这些正确的三维图象再次构成中使用的冗余度修正函数 W 的设定方法, 不是一个有关“收集时刻”的概念, 也不是以“被描绘物体可能会产生运动”为前提条件的。因此, 当将这些三维图象再次构成计算方法应用于医用 CT 时, 由于作为被描绘物体的患者可能会产生运动, 而在不考虑这种运动产
20 生的影响时, 就会生成赝象痕迹。而且, 还难以满足提高时间分解率的需求。

3、本发明的三维图象再次构成方法的原理

- 本发明提供了一种三维图象再次构成方法, 这种三维图象再次构成方法可以满足通过对所述二维图象再次构成方法和三维图象再次构成方法分别进行的回顾, 而明确提出的、需要“能够消除由于作为被描绘物体的患者移动所产生的赝象且能够提高时间分解率”的需求。
25

为了能够实现这一目的, 本发明提供的、如上所述的正确的三维图象再次构成方法, 是依据与数据收集时刻有关的可信赖度对冗余度修正函数 W 进行设计的, 并且可以利用这种设计出的冗余度修正函数 W 对三维拉东数据进行修正处理。

在此设计出的冗余度修正函数 W ，可以应用于数据收集具有冗余性的场合，即，如果采用对三维拉东数据进行若干次收集的扫描再次构成方法，就可以将本发明应用在这些方法中。而且如后所述，对于可以对可信赖度比较低的数据，进行积极减轻其对图象作用的场合，即使这些场合是数据收集不具有冗余性的再次构成场合，也可以利用如上所述的冗余度修正函数 W 进行修正处理。

利用这种冗余度修正函数 W 进行的修正处理，可以通过修正单元 34 分别对三维拉东数据，即对每一个作为对各拉东数据进行运算（面积分）的对象的平面 Q 进行。

10 在此所引入的冗余度修正函数 $W_{\beta}(r, \theta)$ 的设计原则，可以由如下所述的规则 1～规则 3 确定。

首先，对于在数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 比较大的数据收集时刻（或称数据收集范围）收集到的三维拉东数据，分别进行权重比较大的权重处理（规则 1）。如果采用数学式表示，可以表示为下式。

15 【数学表达式 11】

$W_{\beta}(r, \theta) \rightarrow \text{大} (large)$ ，当 $T(\beta) \rightarrow \text{大}$ 时， 式 (101)

对于在数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 比较小的数据收集时刻（或称数据收集范围）收集到的三维拉东数据，分别进行权重比较小的权重处理（规则 2）。如果采用数学式表示，可以表示为下式。

20 【数学表达式 12】

$W_{\beta}(r, \theta) \rightarrow \text{小} (small)$ ，当 $T(\beta) \rightarrow \text{小}$ 时， 式 (102)

下面先对规则 1 和规则 2 作更详细的说明。

例如，对于如上所述的 X 射线管 10 的焦点 β 沿着圆形轨道（全扫描）进行移动扫描的场合，可以假定存在有由该焦点 β 和二维 X 射线检测器 11 给出的、
25 包含检测器平面上直线 L 的平面 Q （即作为分别对三维拉东数据进行运算（面积分）的对象的平面）（参见图 20）。即，对于这种场合，平面 Q 相对于圆形轨道平面具有有限倾斜，圆形轨道相对于平面 Q 在数据收集时刻不同的两个位置处形成交叉。通过对该平面 Q 进行面积分的方式，可以对一个点 A 处的拉东数据进行运算（参见图 21）。因此，通过在两个位置处形成交叉的方式，可以对点
30 A 处的拉东数据进行两次收集。

这种平面与圆形轨道间的交叉状况,已经更清楚的示出在图 33~图 34 的示意图中。在图中,参考标号 t_1 、 t_2 表示的是在相交叉两点处的数据收集时刻。而且在图 33~图 34 中,其中图 (b) 表示的是沿横向方向 A 观察图 (a) 所示内容时的示意图。

5 例如,相对于如图 33 所示的数据收集时刻 t_1 、 t_2 ,需要对数据收集的冗余性进行修正处理时,可以取一个数据收集时刻 t_1 为获得图象的时刻,并且取该时刻作为基准进行三维拉东数据的再次构成处理,由于在时刻 $t_1 \sim t_2$ 间被描绘物体可能会产生运动,所以对于在另一数据收集时刻 t_2 收集到的投影数据,可以推定其与在时刻 t_1 收集到的投影数据相比时,可信度比较低。对于这种合,可以使由在时刻 t_1 收集到的投影数据运算出的拉东数据具有最大的可信度,同时对于由在时刻 t_2 收集到的投影数据运算出的拉东数据,给予比时刻 t_1 10 低的可信度,即施加比较低的权重。例如,这种场合中的时刻 $t_1 \sim$ 时刻 t_2 间的时间差越大,其权重的降低也越大。

对于为如图 34 所示的数据收集时刻 t_1 、 t_2 的场合,也可以对数据收集的冗余性进行修正处理,即也可以取位于两个时刻 t_1 、时刻 t_2 的中间时刻 t_0 为获得图象的时刻,并且取该时刻作为基准,进行三维拉东数据的再次构成处理。15 对于这种场合,可以按照与时刻 $t_0 \sim$ 时刻 t_1 和时刻 $t_0 \sim$ 时刻 t_2 间的时间差(例如该时间差比较大时)相对应的方式,选择比较低的可信度,即施加比较低的权重。

20 而且,对于 X 射线管 10 的焦点 β 沿着圆形轨道(半扫描)进行移动扫描的场合,从数据收集的角度看,除了在一部分数据收集范围中会在两个位置处形成交叉之外,焦点 β 的轨道可能仅与平面 Q 在一个位置处形成交叉。图 35 给出了这种交叉形成用的一个示意图。图 35 (b) 表示的是沿横向方向 A 观察图 35 (a) 所示内容时的示意图。对于在一个位置处形成交叉的场合,数据收集25 不具有冗余性。时刻 t_1 表示的是在交叉点处进行数据收集的时刻。在需要对数据收集的可信度进行修正时,可以取时刻 t_0 为获得图象的时刻,并且以该时刻作为基准,进行三维拉东数据的再次构成处理。对于这种场合,可以按照与时刻 $t_0 \sim$ 时刻 t_1 间的绝对时间差相对应的方式(例如该时间差比较大时),选择比较低的可信度,即施加比较低的权重。

30 在实际上,可以按照与如后所述的扫描方法(即,X 射线焦点 β 的移动轨

迹) 相对应的数据收集时刻 t , 确定其可信赖度函数 T , 并且可以按照利用由该可信赖度函数 T 获得的冗余度修正函数 W 进行权重处理的方式, 进行如后所述的运算或称设定。

- 而且, 最后一个规则是对于相同平面 Q 的权重积分, 按照大于 0 小于 1 的方式, 由数据可信赖度函数的积分进行设定 (规则 3)。如果采用数学式表示对其进行表示, 可以表示为下式。

【数学表达式 13】

$$W^{total}(\xi, \varphi, s) = \sum_{i=1}^{M_{\beta}(\beta, r, \theta)} W_{\beta_i}(r_i, \theta_i) = \text{Max}[0, \text{Min}[\sum_{i=1}^{M_{\beta}(\beta, r, \theta)} T(\beta_i), 1]]$$

式 (103)

- 因此, 当 X 射线焦点 β 沿着圆形轨道移动时, 适用于该圆形轨道的数据可信赖度函数 $T(\beta)$, 可以依据由下式 (104) 和式 (105) 表示的收集时刻进行设定。

【数学表达式 14】

$$T(\beta) = 3x^2(\beta) - 2x^3(\beta) \quad \text{式 (104)}$$

$$x(\beta) = \begin{cases} \frac{\beta}{\pi} & 0 \leq \beta \leq \pi \\ \frac{2\pi - \beta}{\pi} & \pi \leq \beta \leq 2\pi \end{cases} \quad \text{式 (105)}$$

当对上述规则 1 和规则 2 进行具体化处理时, 可以由下式 (106) 进行表示。

【数学表达式 15】

$$W_{\beta}(r, \theta) = \begin{cases} \frac{T(\beta)}{\sum_{i=1}^{M_{\beta}(\beta, r, \theta)} T(\beta_i)} & \sum_{i=1}^{M_{\beta}(\beta, r, \theta)} T(\beta_i) \geq 1 \\ T(\beta) & \text{其它} \end{cases}$$

式 (106)

(有关数据可信赖度函数的实例)

作为本实施方案的数据可信赖度函数, 可以依据其扫描形式 (例如为圆形扫描、直线扫描、螺旋扫描等) 进行适当设定, 下面参考图 30 ~ 图 32 对其一个实例进行说明。

- 图 30 为说明对于扫描形式为对由直线轨道和呈一圈转动形式的圆形轨道构成的轨道进行扫描的场合, 数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 或 $T(t)$ 的实例用的图。

对于这种场合中的扫描轨道,可以如图 30 中的上段曲线(纵轴:扫描轨道 Z ,横轴:时间 $t=\beta$)所示,由在沿直线方向(Z 轴方向、转动轴方向或称体层方向)上的预定区间($Z=Z_S \sim Z_E$, $t_S \sim t_E$)中实施直线扫描,随后在与直线方向相接的一定位置($Z=Z_C$)处进行沿圆周方向的一圈转动($\beta=0 \sim 2\pi$)的圆形扫描构成。

例如,对于这种扫描轨道的数据可信赖度函数 $T(t)$ 或 $T(\beta)$,可以如图 30 中的中段曲线(纵轴: $T(t)$ 或 $T(\beta)$,横轴: t 或 β)所示,将实施圆形扫描的中心部($\beta=\pi$)设定为具有最高可信赖度的位置。对于这种场合,函数 $T(t)$ 或 $T(\beta)$ 在进行扫描的始点和终点、即在进行直线扫描的始点 Z_C ($t=t_S$) 和进行圆形扫描的终点($\beta=2\pi$)为最低,在两者之间可以呈由直线扫描的始点 Z_C 经由其终点 Z_E ($t=t_E$),再经由圆形扫描的始点($t=0$)朝向中心部($\beta=\pi$)连续增大,在到达圆形扫描中心部($\beta=\pi$)时达到最大,进而由该峰值朝向圆形扫描的终点($\beta=2\pi$)连续减小的曲线形式。

除此之外,所述扫描轨道中的数据可信赖度函数 $T(t)$ 或 $T(\beta)$,还可以如图 30 中的下段曲线(纵轴: $T(t)$ 或 $T(\beta)$,横轴: t 或 β)所示,按与上述场合相类似的方式,将圆形扫描的中心部($\beta=\pi$)设定为具有最高的可信赖度,并且将位于直线扫描和圆形扫描的始点、终点($t=t_C$)处的可信赖度,降低至大体相同的程度。

如果采用如图 30 所示的实例,对于扫描形式为沿直线和沿圆形轨道进行一圈扫描的场合,可以通过适当的锥形射束 CT 方式,构造出三维图象再次构成用计算方法,而且采用这种构成方法,还可以最大限度的发挥上述效果,从而可以进一步降低由于被描绘物体运动而产生的赝象的效果。

而且,对于如所述图 30 所示的场合,是以扫描形式为按照直线轨道和圆形轨道的顺序进行一次扫描的场合为例进行说明的,然而也可以先进行一次圆形轨道的扫描,随后再进行一次沿直线轨道的扫描。对于这种场合的可信赖度函数,可以呈与如所述图 30 中的中段或下段所示的可信赖度函数相类似但时间顺序相反的形式。

而且,如上所述的、由直线轨道和圆形轨道组合构成的扫描作业,还可以重复进行若干次。

图 31 为说明对于扫描形式为由若干次连续转动的圆形轨道扫描构成的场

合, 数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 或 $T(t)$ 的一个设定实例用的图。

对于这种场合中的扫描轨道, 可以如图 31 中的最上段曲线 (纵轴: 扫描轨道 Z , 横轴: 时间 $t=\beta$) 所示, 由在沿直线方向上预定位置处沿圆周方向进行连续转动的圆形扫描轨道 ($\beta=0 \sim 2\pi \sim 4\pi \sim 6\pi$) 构成。对于这种扫描轨道的数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 或 $T(t)$, 可以分别如图 31 中的中间两段曲线~最下段曲线 (纵轴: $T(\beta)$ 或 $T(t)$, 横轴: t 或 β) 所示, 在每圈圆形扫描的预定区域中取其中央部 (在图 31 所示的实例中, 对于 $\beta=0 \sim 2\pi$ 的区域为 $\beta=\pi$; 对于 $\beta=\pi \sim 3\pi$ 的区域为 $\beta=2\pi$; 对于 $\beta=2\pi \sim 4\pi$ 的区域为 $\beta=3\pi$) 为具有最高的可信赖度。

如果采用如图 31 所示的实例, 对于扫描形式为进行若干圈的连续圆形轨道扫描的场合, 可以通过适当的锥形射束 CT 方式构造出三维图象再次构成用计算方法, 而且采用这种构成方法, 可以最大限度的发挥上述效果, 从而可以进一步降低由于被描绘物体运动而产生的赝象的效果。

图 32 为说明对于扫描形式为进行螺旋扫描的场合, 数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 或 $T(t)$ 的一个实例用的图。

对于这种场合中的扫描轨道, 可以如图 32 中的最上段曲线 (纵轴: 扫描轨道 Z , 横轴: 时间 $t=\beta$) 所示, 由一边改变其直线位置一边进行圆形扫描的螺旋扫描 ($Z=Z_1 \sim Z_2 \sim Z_3 \sim Z_4$, $t=t_1 \sim t_2 \sim t_3 \sim t_4$) 轨道构成。对于这种扫描轨道的数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 或 $T(t)$, 可以如图 32 中的中间两段曲线~最下段曲线 (纵轴: $T(\beta)$ 或 $T(t)$, 横轴: t 或 β) 所示, 对进行每圈螺旋扫描的预定区域中取其中央区域 (在图 32 所示的实例中, 对于上限小于 $t=t_3$ 的区域为 $t=t_1 \sim t_2$; 对于 $t=t_1 \sim t_4$ 的区域为 $t=t_2$; 对于上限大于 $t=t_4$ 的区域为 $t=t_3 \sim t_4$), 为具有最高的可信赖度的位置 (呈大体为梯形的曲线形式)。

如果采用如图 32 所示的实例, 对于扫描形式为进行螺旋扫描的场合, 可以通过适当的锥形射束 CT 方式, 构造出三维图象再次构成用计算方法, 而且采用这种构成方法, 可以最大限度的发挥上述效果, 从而可以进一步降低由于被描绘物体运动而产生的赝象的效果。

对于本实施方案, 如上所述的可信赖度函数 T 可以应用式 (106), 作为冗余度修正函数 W 进行计算。依据这种修正函数 W 确定的权重, 可以利用修正单元 34 和再次构成单元 36 进行求解, 所以在需要进行各种修正运算时, 可以根据式 (106) 等的式进行运算, 并且可以根据储存在修正单元 34 内的内装储

存器或数据保存单元 35 中的储存数据表格, 进行求解运算处理。

下面对这种设定权重的顺序进行概略说明。首先, 设定扫描轨道 (例如为圆形轨道, 直线轨道和圆形轨道构成的组合轨道等), 以及获得图象 (再次构成图象) 用的时刻。相对于每个平面 Q , 确定扫描轨道与平面 Q 相交叉的收集时刻 (观测时刻)。即, 设定相对于每个平面 Q 的收集观测时刻。从另一个角度来说就是, 对通过观测时刻进行收集的平面 Q 进行若干次设定。因此, 对于各个平面 Q , 可以区分开由同一平面收集到的、属于其他观测时刻的数据。随后, 由形成交叉的收集时刻和通过如上所述的方式获得图象的时刻间的时间关系, 设定数据的可信赖度。将按照这种方式设定的可信赖度应用于冗余度修正函数, 确定出与可信赖度相对应的权重。采用这种方式, 可以对在与获得图象的时刻相接近的时刻收集到的数据, 设定比较大的权重, 对在与获得图象的时刻相离比较远的时刻收集到的数据, 设定呈相对比较小的权重。

而且, 这种设定作业可以与三维图象再次构成处理同时进行, 也可以在适当的时间提前进行。

下面对于使用依据这种设定思路求解出的冗余度修正函数 W , 通过可实际使用的三维图象再次构成计算方法进行图象再次构成处理的方式进行说明。

(shift—variant FBP 方法之一)

下面对使用作为三维图象再次构成计算方法的 shift—variant FBP 方法的一个实例进行说明。对于这种场合进行的处理作业, 可以按照如图 36 所示的步骤 S101a ~ 步骤 S110 的顺序, 通过修正单元 34 和再次构成单元 36 的协调动作进行。

首先, 指定预定的收集时刻 (步骤 S101a), 指定检测器平面上的预定角度 (步骤 S101b), 对在该焦点 β 和检测器平面上的角度位置 (即与积分对象平面相当) 所收集到的投影数据 $p(\beta, u, v)$ 以权重为 $\cos\gamma\cos\alpha$ 进行权重处理, 以获得 $G^{(2)}(\beta, u, v)$ (步骤 S102)。

对于包含在焦点位于其中的平面 $Q(\xi, \varphi, s)$ 中的 $G^{(2)}(\beta, \gamma, \alpha)$ 进行积分 (通过平面检测器沿直线 L 进行线积分), 获得权重处理面积分数据 $G^{(3)}(\xi, \varphi, s)$ (步骤 S103)。

利用位于平面 Q 附近处的平面 Q' (直线 L') 上的数据, 对所述 $G^{(3)}(\xi, \varphi, s)$ 进行过滤处理 (微分处理), 获得三维拉东数据的一次微分数据 $P^{(4)}(\xi,$

$\varphi, s)$ (步骤 S104)。

乘以基于通过所述式 (101) ~ 式 (106) 求解出的可信赖度函数 $T(\beta)$ 得到的权重函数 $W_\beta(r, \theta)$, 获得对数据冗余度进行修正后的 $P^{(5)}(\xi, \varphi, s)$ (步骤 S105)。

- 5 沿着直线 L 将所述三维拉东数据的一次微分数据 $P^{(5)}(\xi, \varphi, s)$, (二维) 平行逆投影至检测器平面上 (步骤 S106)。

随后, 对检测器平面上的全部角度进行如上所述的步骤 S101b ~ 步骤 S106 所述的处理作业, 获得数据 $G^{(3)}(\beta, u, v)$ (步骤 S107)。

- 10 沿着焦点轨迹的连接线方向 (焦点的移动方向), 对该数据 $G^{(3)}(\beta, u, v)$ 进行微分处理, 以获得数据 $G^{(4)}(\beta, u, v)$ (步骤 S108)。

对数据 $G^{(4)}(\beta, u, v)$ 进行权重为 L^2 的权重处理, 以进行 (三维) 锥形射束逆投影 (步骤 S109)。

对全部焦点 β 进行如上所述的步骤 S101a ~ 步骤 S109 的处理作业, 再次构成被描绘物体 f (步骤 S110)。

- 15 当采用运算式表示所述的这种计算方法时, 可以利用下述的式 (111) ~ 式 (117) 进行表示。

【数学表达式 16】

$$G_\beta^{(2)}(u, v) = p_\beta(u, v) \cdot \cos \gamma \cdot \cos \alpha \quad \text{式 (111)}$$

$$P_\beta^{(3)}(r, \theta) = \int_{R_v}^{R_v} \int_{R_v}^{R_v} G_\beta^{(2)}(u, v) \cdot \delta(r - u \cdot \cos \theta - v \sin \theta) \, du dv \quad \text{式 (112)}$$

$$P_\beta^{(4)}(r, \theta) = \int_{R_v}^{R_v} H(r - r') P_\beta^{(3)}(r', \theta) \, dr' \quad \text{式 (113)}$$

$$P_\beta^{(5)}(r, \theta) = P_\beta^{(4)}(r, \theta) \cdot W_\beta(r, \theta) \quad \text{式 (114)}$$

$$G_\beta^{(3)}(u, v) = \int_{-\pi/2}^{\pi/2} P_\beta^{(5)}(u \cdot \cos \theta + v \cdot \sin \theta, \theta) \, d\theta \quad \text{式 (115)}$$

$$G_\beta^{(4)}(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} H(u - u') G_\beta^{(3)}(u', v) \, du' \quad \text{式 (116)}$$

$$f(x, y, z) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^{2\pi} \frac{R}{L^2(\beta, z, y)} G_\beta^{(4)}(u, v) d\beta \quad \text{式 (117)}$$

当采用本实例时, 可信赖度函数 $T(\beta)$ 和冗余性修正函数 $W_\beta(r, \theta)$ 可能为负值, 并可以进行所允许的外插处理, 所以当为零值的区域比较大且可信赖的区域比较窄小时, 能够进一步提高时间分解率 (以牺牲数据获取率为代价)。

(X 射线焦点沿由直线和圆周组合构成的轨道移动并进行扫描)

下面对在 X 射线焦点沿由直线和圆周组合构成的轨道移动并进行扫描时的再次构成方法中,应用如上所述的冗余性修正函数 W 的一个实例进行说明。

首先利用下式 (121) 和式 (122), 对焦点轨道 $\lambda(\beta)$ 进行定义。

【数学表达式 17】

$$5 \quad \lambda(\beta) = \begin{cases} (0, R, \beta + \alpha)^T & -2\alpha \leq \beta \leq 0 \\ (-R \sin \beta, R \cos \beta, 0)^T & 0 \leq \beta \leq n \cdot 2\pi \end{cases} \quad \begin{matrix} \text{公式 (121)} \\ \text{公式 (122)} \end{matrix}$$

其中, n =整数。

下面对使用位于由下式 (123) 所示范围内的数据, 对被描绘物体 f 进行图象再次构成的场合进行说明。

【数学表达式 18】

$$10 \quad \lambda(\beta) = \begin{cases} (0, R, \beta + \alpha)^T & -2\alpha \leq \beta \leq 0 \\ (-R \sin \beta, R \cos \beta, 0)^T & (2k-1) \cdot \pi - \frac{b}{2} \leq \beta \leq (2k-1) \cdot \pi + \frac{b}{2} \end{cases}$$

式 (123)

对于这种场合, 数据的可信度函数 $T(\beta)$ 和冗余性修正函数 $W_\beta(r, \theta)$, 可以分别由下式 (124) 和式 (125) 进行定义。

【数学表达式 19】

$$15 \quad T(\beta) = \frac{1}{2} \times \begin{cases} \frac{2\alpha + \beta}{2\alpha} \cdot e^{-\beta k} & -2\alpha \leq \beta \leq 0 \\ \frac{\beta - (2k-1) \cdot \pi - \frac{b}{2}}{b} & (2k-1) \cdot \pi - \frac{b}{2} \leq \beta \leq (2k-1) \cdot \pi + \frac{b}{2} \\ 1 & (2k-1) \cdot \pi + \frac{b}{2} \leq \beta \leq (2k+1) \cdot \pi - \frac{b}{2} \\ \frac{(2k+1) \cdot \pi + \frac{b}{2} - \beta}{b} & (2k+1) \cdot \pi - \frac{b}{2} \leq \beta \leq (2k+1) \cdot \pi + \frac{b}{2} \end{cases}$$

式 (124)

$W_\beta(r, \theta) = T^2(\beta)$

$$W_\beta(r, \theta) = \begin{cases} \frac{T(\beta)}{\sum_{i=1}^{M_\beta(\beta, r, \theta)} T(\beta_i)} & \sum_{i=1}^{M_\beta(\beta, r, \theta)} T(\beta_i) \geq 1 \\ T(\beta) & \text{其它} \end{cases} \quad \text{式 (125)}$$

如上所述, 作为本实例的三维图象再次构成方法, 还可以适用于如上所述的、诸如 Grnatgeat 方法和 n-PI method 方法等的各种三维图象再次构成用计算方法。即使对于数据收集不具有冗余性的再次构成方法, 只要是诸如“能够减

其次, 可以通过下式 (133) 和式 (134), 按照 1) 冗余性修正函数 $w(s, \mu, \beta)$ 与数据可信赖度函数 $T(\beta)$ 同时增大, 2) 相同三维拉东平面中的冗余性修正函数 $w(s, \mu, \beta)$ 总和等于 1, 3) 冗余性修正函数 $w(s, \mu, \beta)$ 在 s, u 坐标系中具有连续性的选择规则, 对冗余性修正函数 $w(s, \mu, \beta)$ 进行定义。

【数学表达式 22】

$$W_e(s, \mu, \beta) = T(\beta) / \sum_{i=1}^{M(\beta, r, \theta)} T(\beta_i); \quad \beta \in [\beta_0 - \pi, \beta_0 + \pi]$$

式 (133)

$$W(s, \mu, \beta) = W_e(s, \mu, \beta) * \text{smooth}(s, u) \quad \text{式 (134)}$$

下面依据如图 37 所示的步骤 S121 ~ 步骤 S126, 将通过上述方式求解出的冗余性修正函数 $w(s, \mu, \beta)$ 应用在 shift-variant FBP 方法中, 对被描绘物体 f 进行图象再次构成处理。而且, 如图 37 所示的一连串处理, 可以通过修正单元 34 和再次构成单元 36 的协同动作进行。

首先, 对预定的收集时刻和检测器平面上的位置进行指定 (步骤 S121, 步骤 S122)。通过下式 (135) 进行权重处理 (步骤 S123)。

【数学表达式 23】

$$\tilde{g}(u, v, \beta) = \cos \zeta(u, v) \cdot g(u, v, \beta) \quad \text{式 (135)}$$

随后, 进行移位变形滤波 (shift-variant filtering) 处理 (步骤 S124)。该步骤 S124 由子步骤 S124a ~ 步骤 S124d 构成。

利用下式 (136) 对三维拉东数据进行面积分运算 (子步骤 S124a)。

【数学表达式 24】

$$S(s, \mu, \beta) = \int_{-\infty}^{\infty} dt \frac{\partial}{\partial s} \tilde{g}^{\mu}(u, v, \beta) \quad \text{式 (136)}$$

利用下式 (137) 进行冗余性修正处理 (子步骤 S124b)。相对于设定在检测平面上的全部射线 (即作为面积分对象的整个平面), 依次进行这些处理作业 (子步骤 S124c)。

【数学表达式 25】

$$S_w(s, \mu, \beta) = W(s, \mu, \beta) \cdot S(s, \mu, \beta)$$

式 (137)

利用下式 (138), 进行二维逆投影处理和沿 μ 轴的微分处理 (子步骤 S124d)。

【数学表达式 26】

$$g^F(u, v, \beta) = \frac{\partial}{\partial u} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} d\mu \frac{-1}{4\pi^2} S_w(u, v, \beta) \quad \text{式 (138)}$$

进行锥形射束逆投影处理,对被描绘物体f进行图象再次构成(步骤S125)。对与全部X射线焦点 β 相关的所需要数据收集范围之内的全部位置,重复进行
5 以上处理作业(步骤S126)。

对于具有如上所述构成形式的X射线CT扫描装置,可以通过R-R方式驱动X射线管10和二维检测器11转动,并且通过诸如多路扫描或螺旋扫描等扫描方法进行X射线投影。在该转动驱动的过程中,由X射线管10给出的X射线将连续地朝向被检测物体P进行曝光照射。这种连续的X射线可以通过预准直
10 器22整形为圆锥形状,并且作为锥形射束照射在被检测物体P上。利用二维检测器11对透射过被检测物体P的X射线进行检测、读取。通过这种方式读取出的投影数据,通过数据传送部28传送至修正单元34处,在进行各种修正处理之后,按照与各观察点相关的形式保存在数据保存单元35中。

再次构成单元36依据如上所述的各种三维图象再次构成方法中的计算方法(例如由所述步骤S101a~步骤S110所示的计算方法),对这种保存数据进行
15 图象处理,制作出被检测物体P的再次构成图象,而且可以依据主控制器30给出的控制指令,在需要时将其保存在数据保存单元35处,且将其传送至显示处理器37处,由显示处理器37进行诸如彩色处理、高性能计算机计算数据和扫描信息的重叠处理等所需要的处理,由显示器38进行数字/模拟(D/A)变换,
20 以作为体层图象或体积(三维图象)进行显示。

如上所述,如果采用所述扇型射束的改进型圆形轨道半扫描(MHS)(二维圆形轨道用的改进型(modified)半扫描)方法,可以在假定扇型角度 $2\Gamma_m$ 等于 π 时,对三维拉东数据进行同样的权重处理,从而可以获得与焦点转动平面($z=0$ 的平面)的二维扇型射束再次构成方法中的改进型圆形轨道半扫描(MHS)
25 ($2\Gamma_m=\pi$)相同的技术效果。即,这种方法可以具有:1)可以依据可信赖度将三维拉东数据的数据获取率取为合理的值,2)可以将时间分解率提高至 $T/2$,3)可以通过锥形角度比较小的区域确保其正确性,4)能够确保权重函数的连续性,所以不会产生赝象等的优点。

因此,如果采用本实施方案,可以在将锥形射束CT的三维图象再次构成
30 方法应用于医用CT时,降低由于被描绘物体移动所产生的赝象痕迹,并且可以

提高时间分解率。

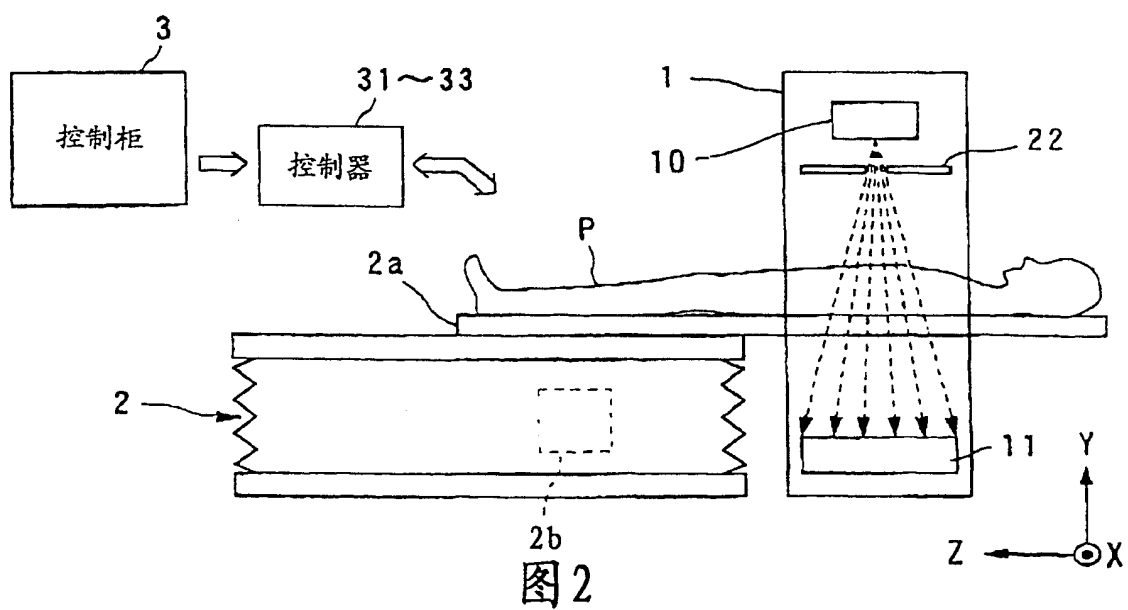
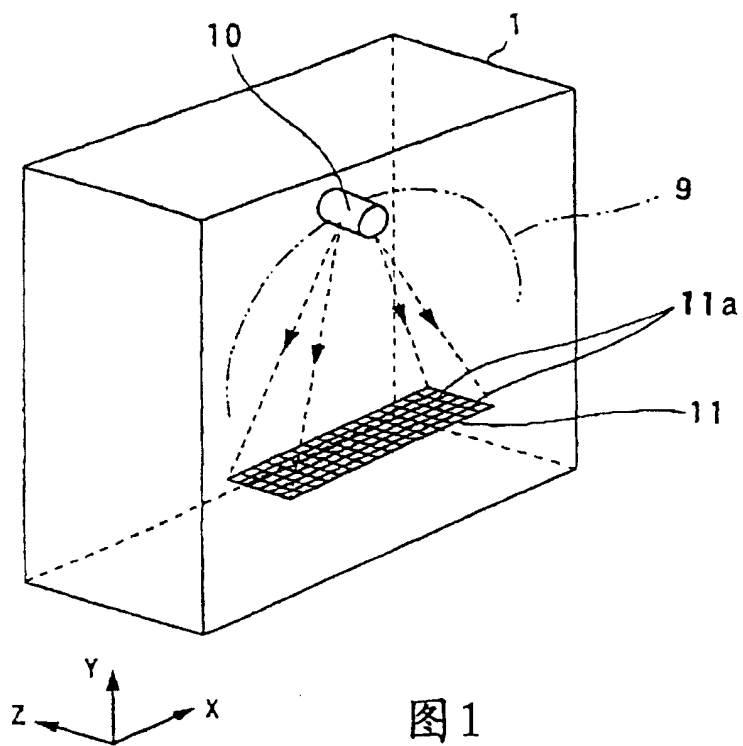
而且，在本实施方案和应用实例中，是以X射线CT扫描装置为第三代CT装置的场合为例进行说明，然而本发明还可以使用在诸如第四代CT装置、可以进行高速扫描的多管球CT装置（在第三代CT中设置在若干个X射线管和检测器对的CT装置）、第五代CT装置（不再配置有X射线管，通过对形成为环状的靶体进行电子束冲击位置进行改变的方式，转动X射线焦点的CT装置）等的各种X射线CT扫描装置中。而且，所使用的X射线检测器的形状，也并不仅限于平面型，还可以采用呈诸如圆筒型等的其他形状检测器。

本发明并不限于以举例形式描述的上述实施方案和应用实例，本领域的普通技术人员可以依据权利要求所请求保护的技术内容，在不脱离本发明主题

10 的范围内，进行种种变形和变更，这些均属于本发明请求保护的技术范围之内。

通过上述说明可知，如果采用本发明，在将锥形射束CT的三维图象再次构成计算方法应用于医用CT装置时，可以降低由于被描绘物体移动所产生的

15 象痕迹，并且可以提高时间分解率。



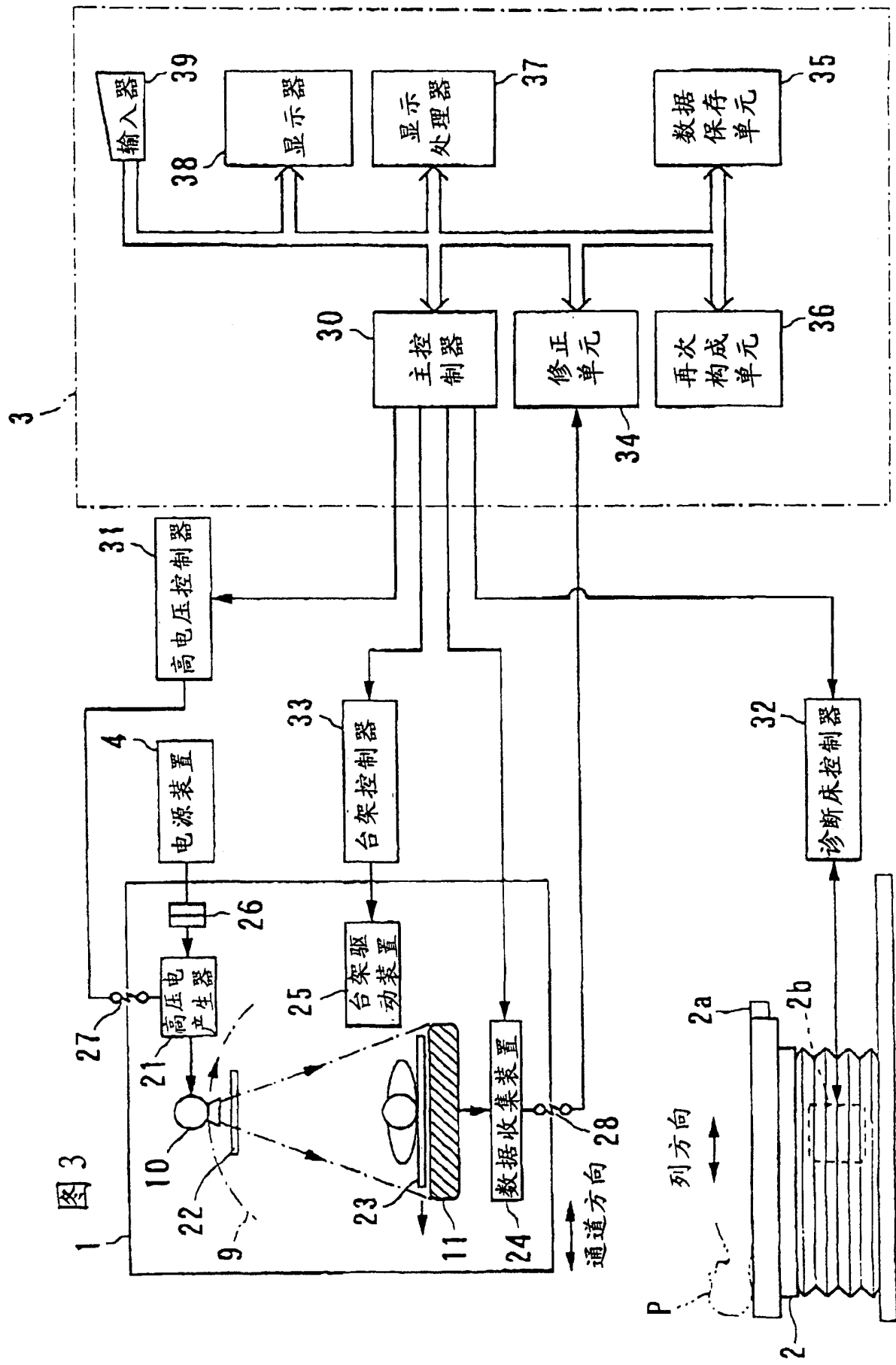
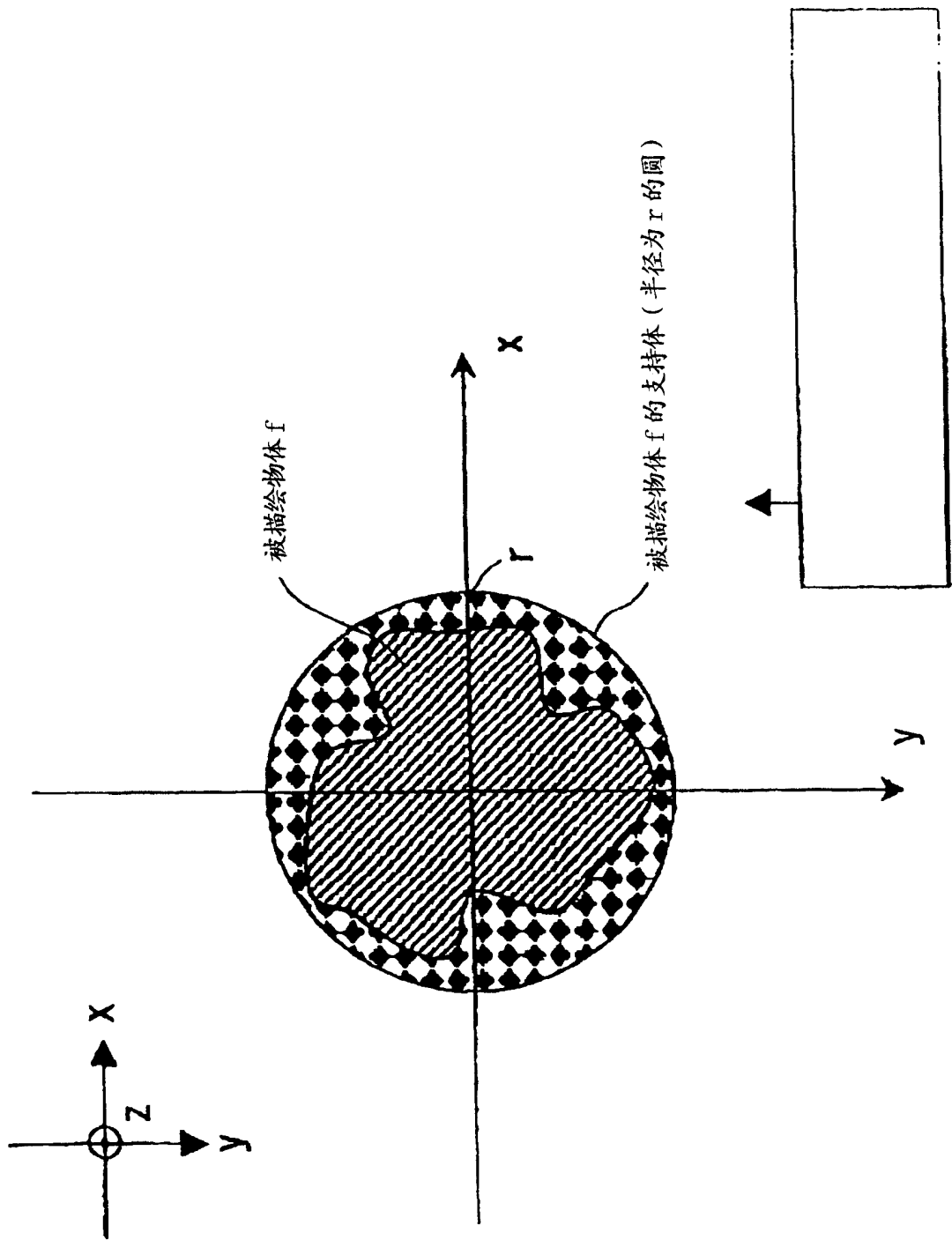


图4



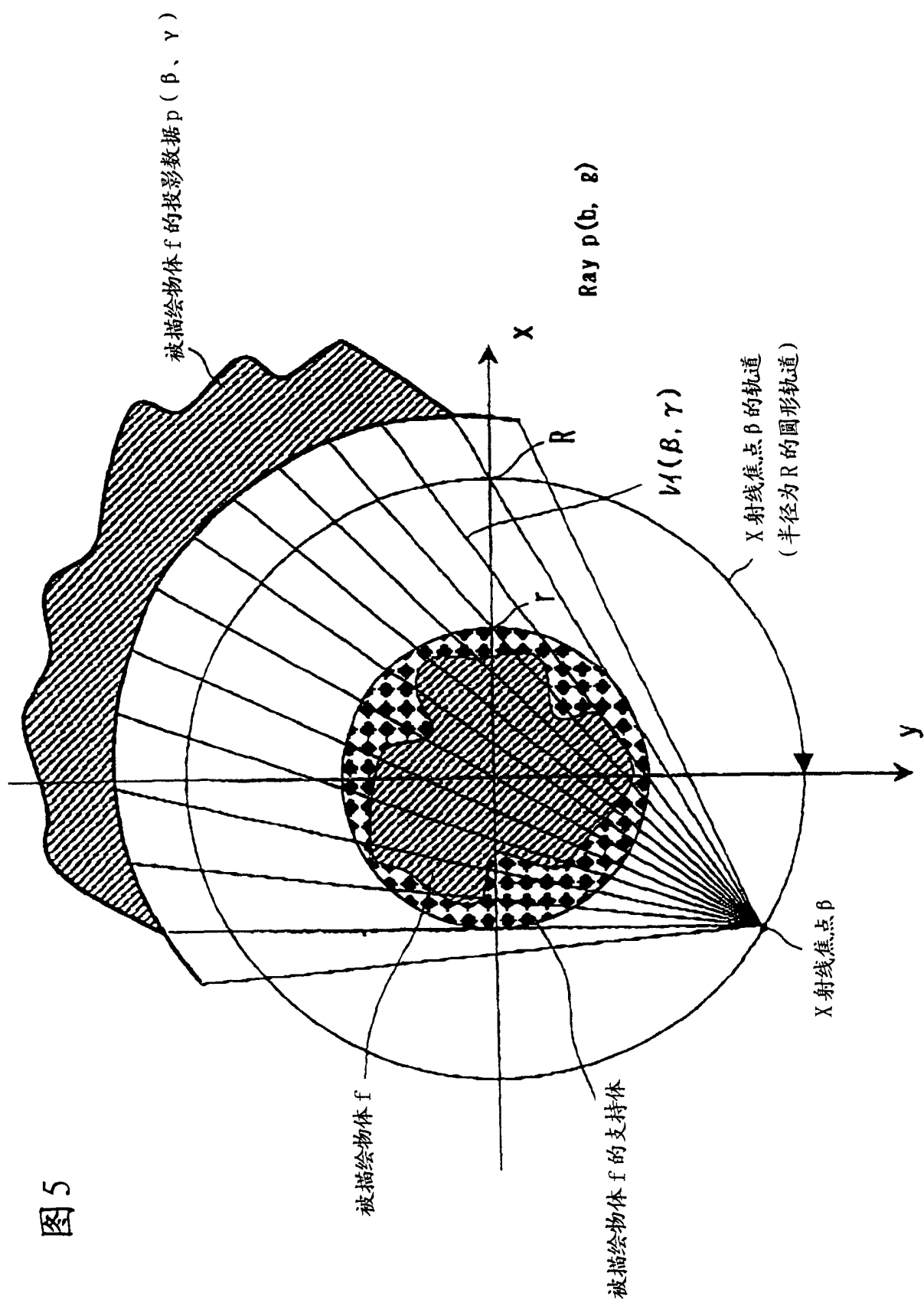


图 5

图6

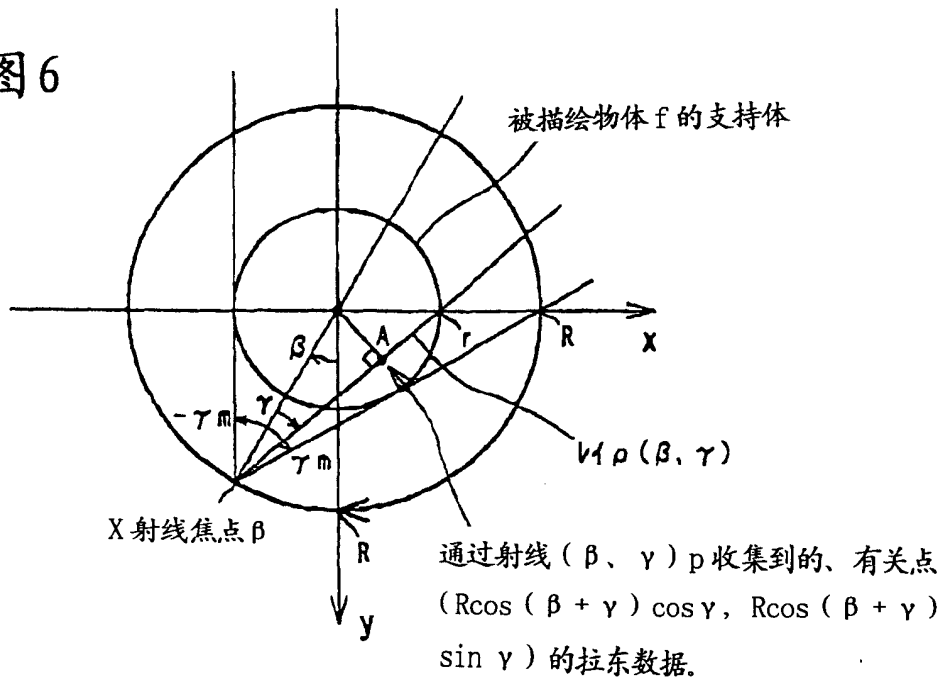
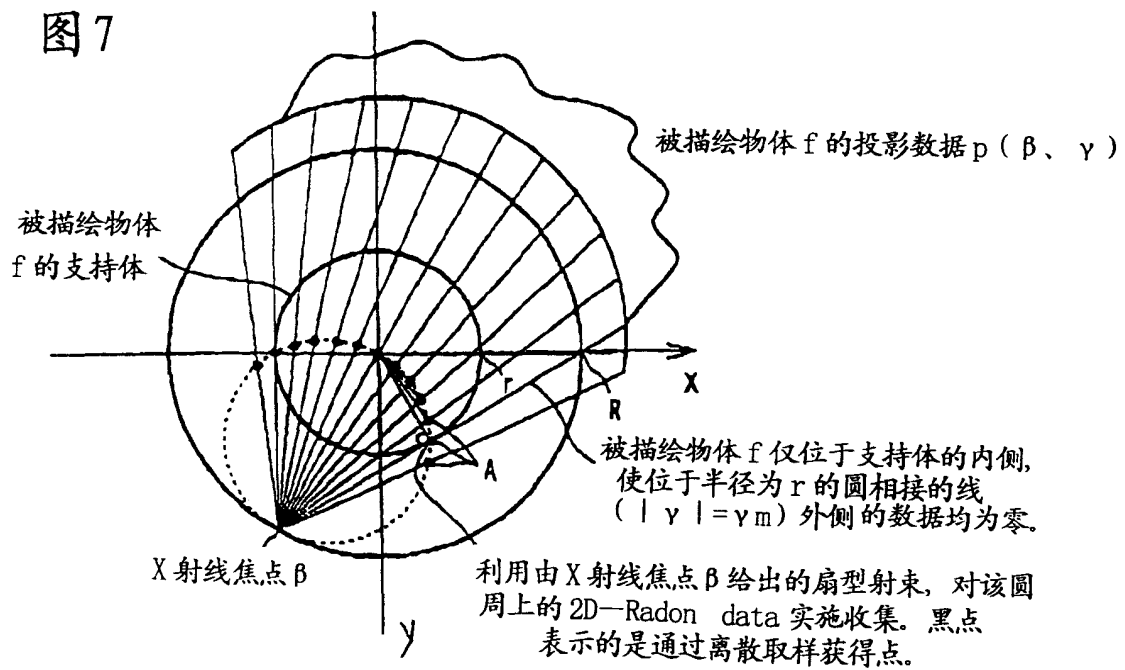


图7



(图中未示出的焦点位置 $(R\cos\beta, R\cos\beta)$ 与各点 $(R\cos(\beta + \gamma)\cos\gamma, R\cos(\beta + \gamma)\sin\gamma)$ 的转动轴 z 间的夹角为直角。

图 8

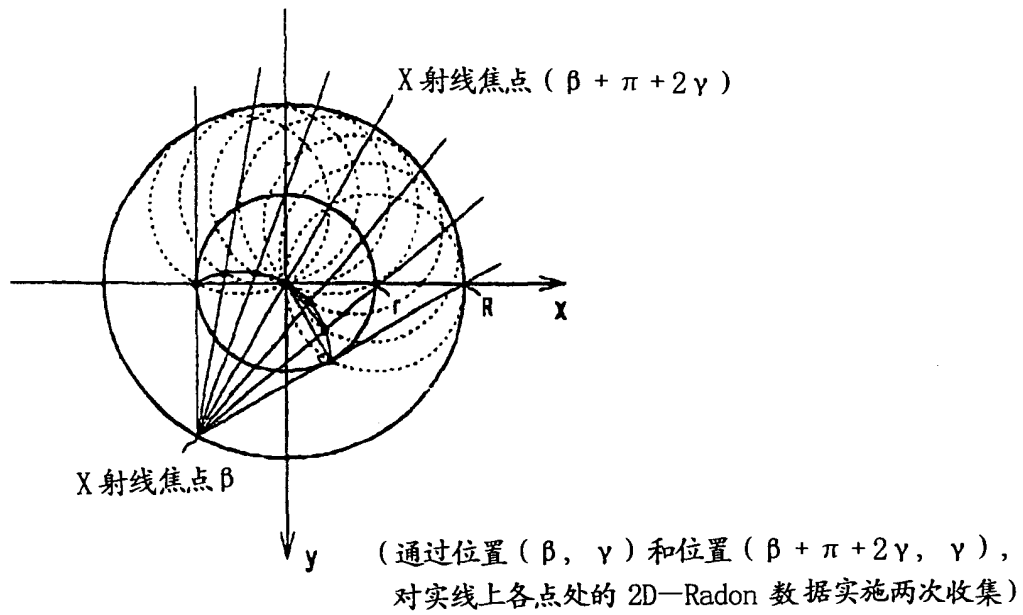
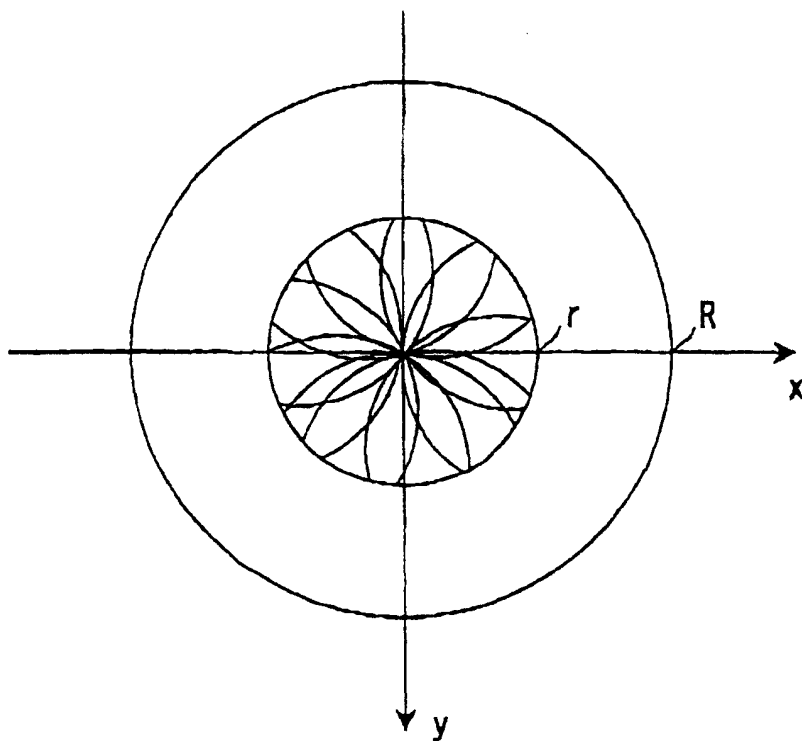


图 9



(对半径为 r 的圆内的 2D-Radon 数据分别实施两次收集)

图 10

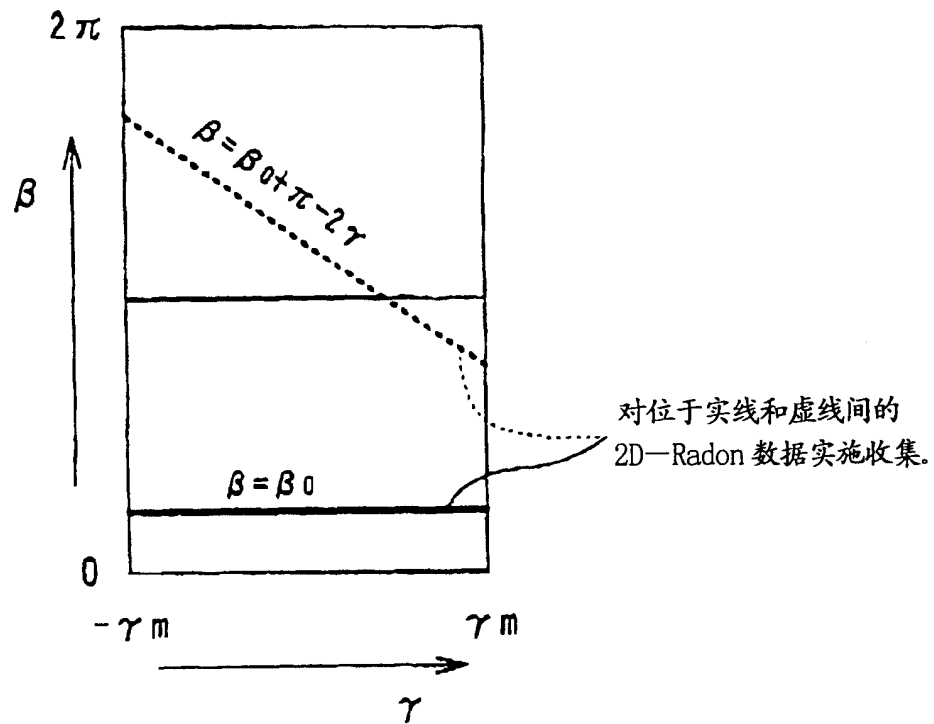


图 11

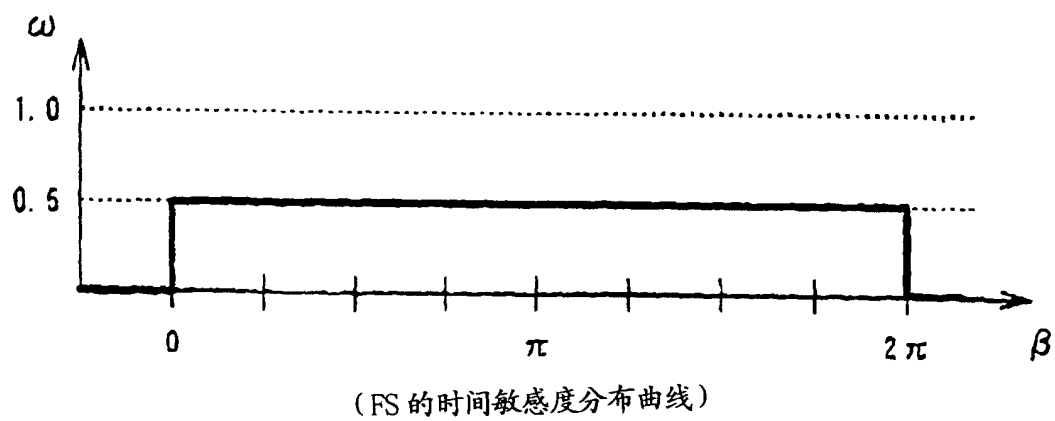
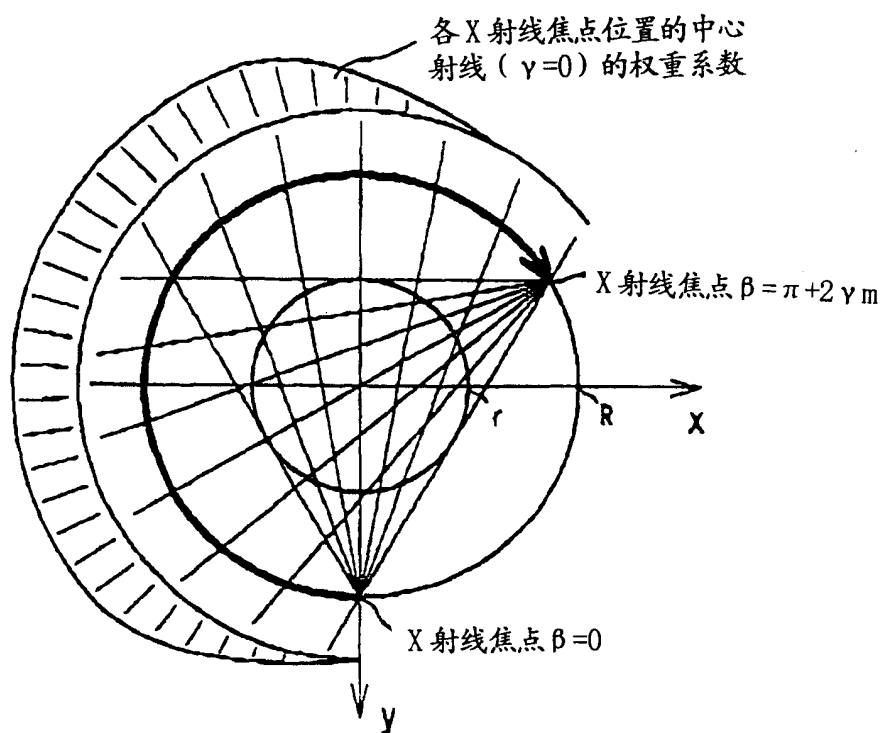


图12



(在 $\beta = [0, \pi + 2\gamma m]$ 处对位于圆内的
2D-Radon 数据实施至少一次收集)

图13

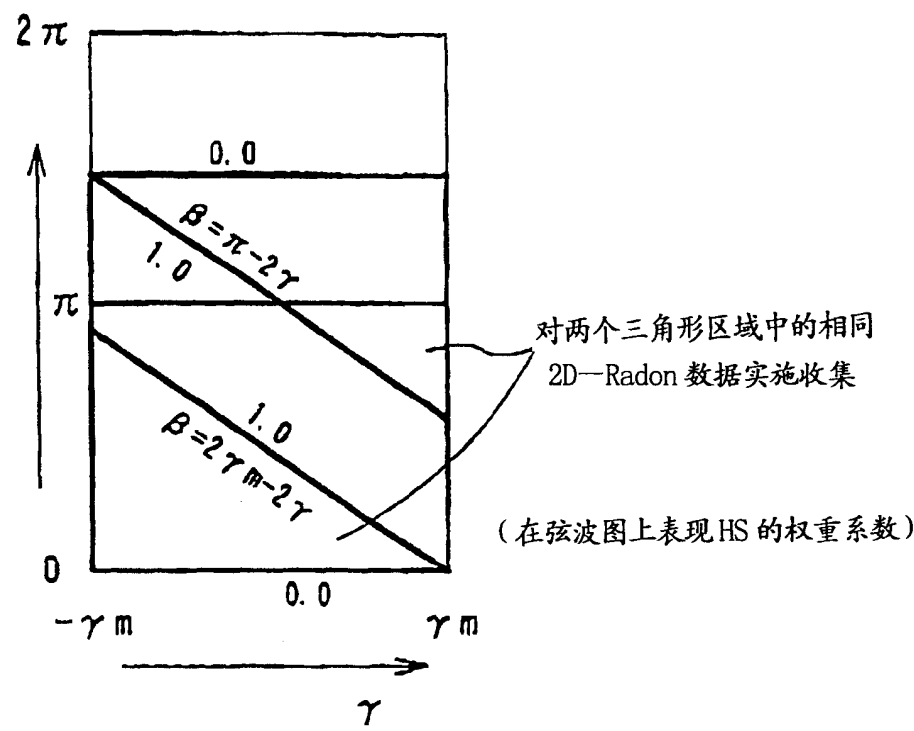


图14

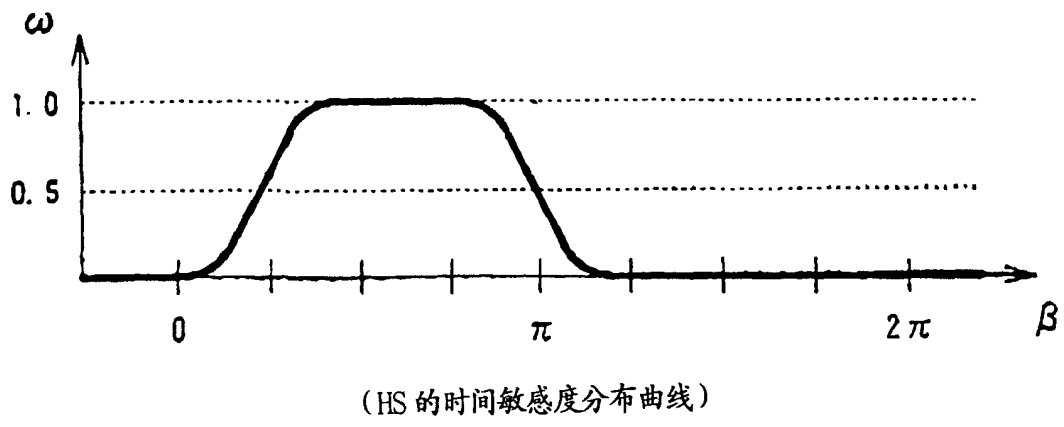
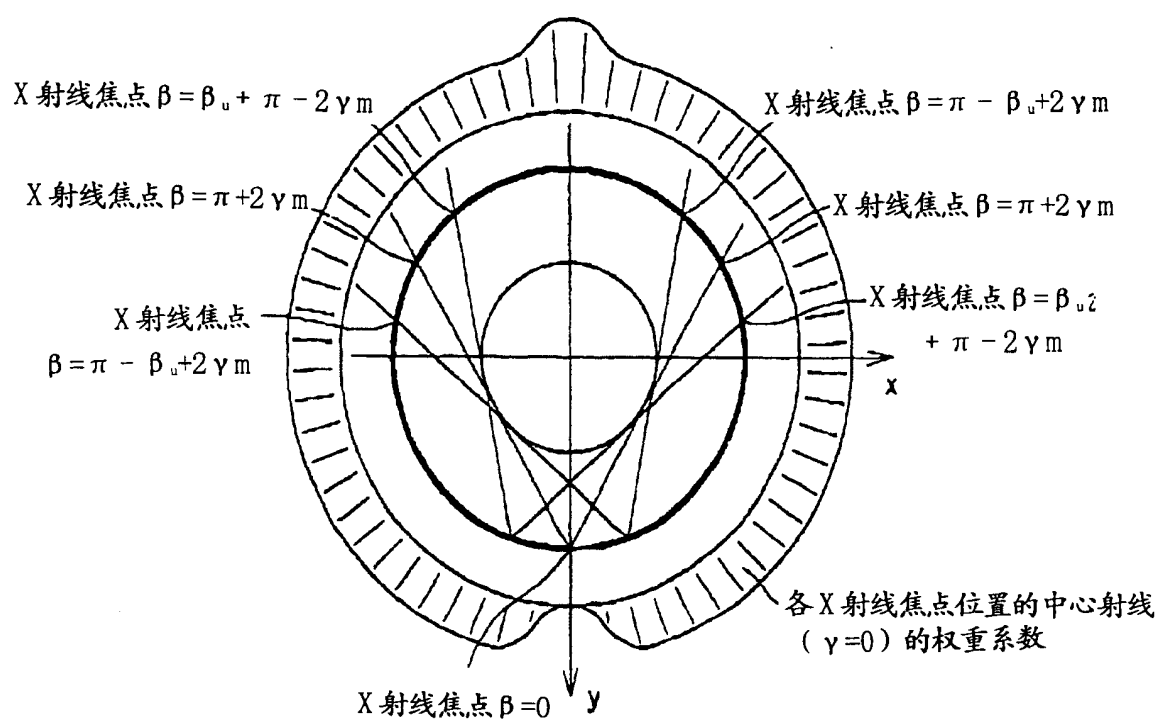


图15



($\beta = [0, 2\pi]$ 处于圆 r 内的 2D-Radon 数据实施两次收集)

图16

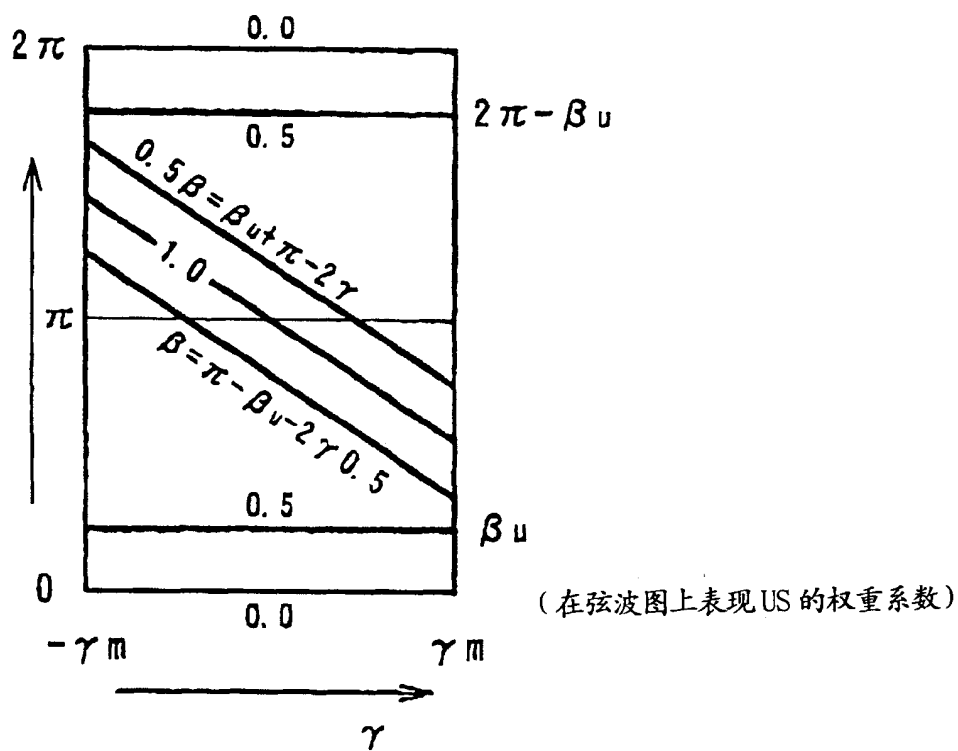
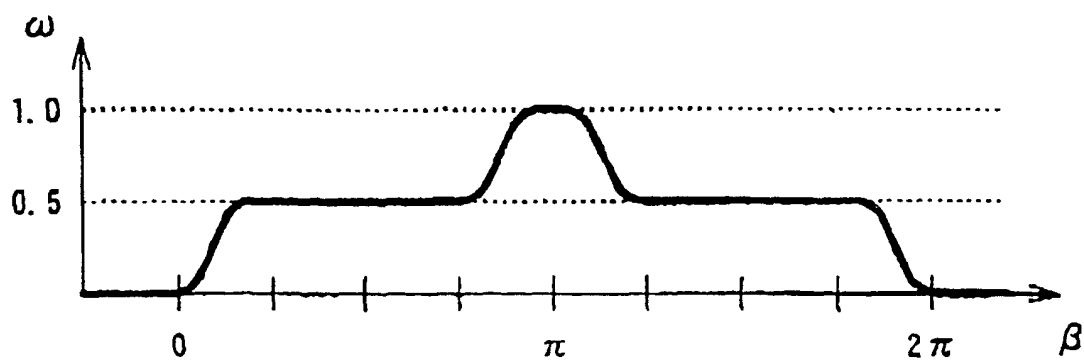
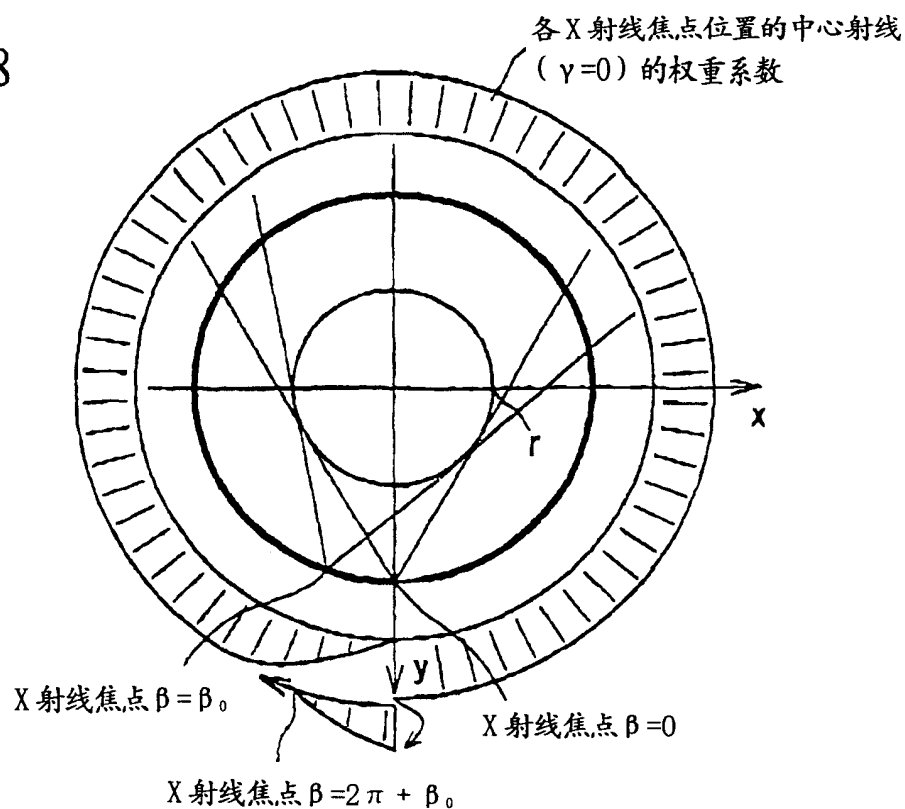


图17



(US 的时间敏感度分布曲线)

图18



($\beta=[0, \beta_0]$ 和 $[2\pi, 2\pi + \beta_0]$ 处, 对由全部投影角度 β 给出的
2D—Radon 数据实施两次收集, 即对该 2D—Radon 数据实施三次收集)

图19

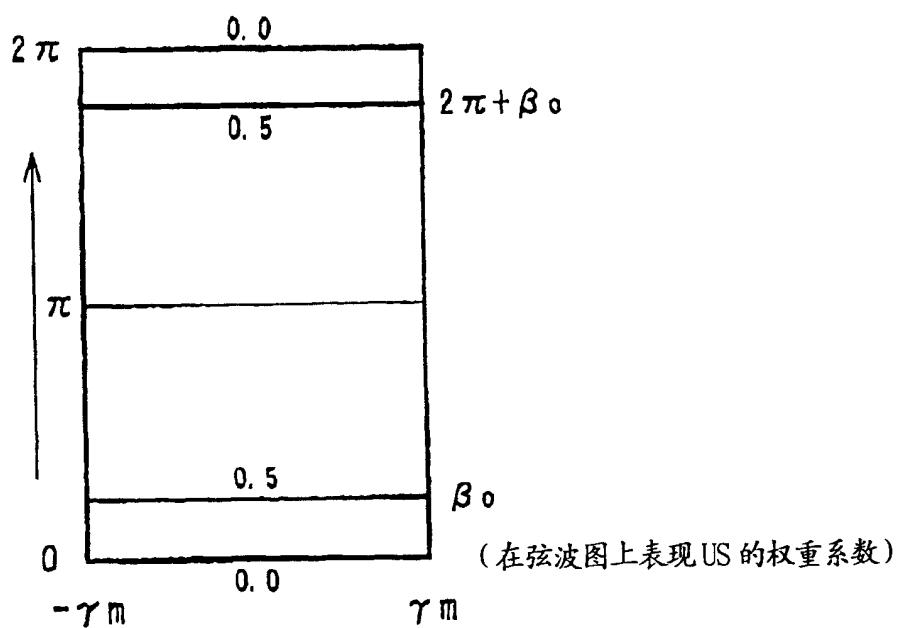


图 20

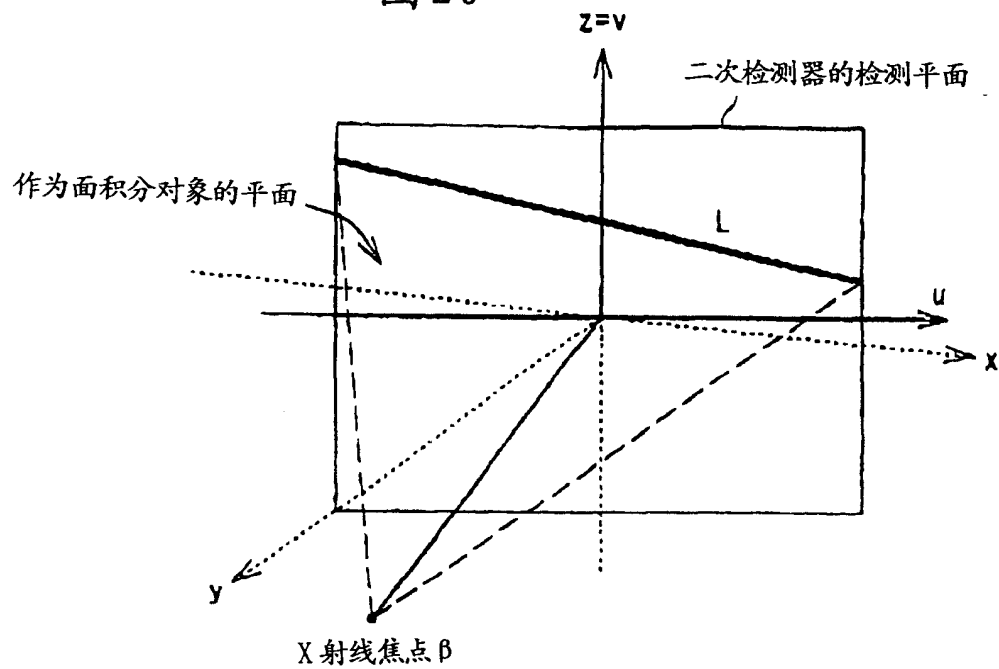
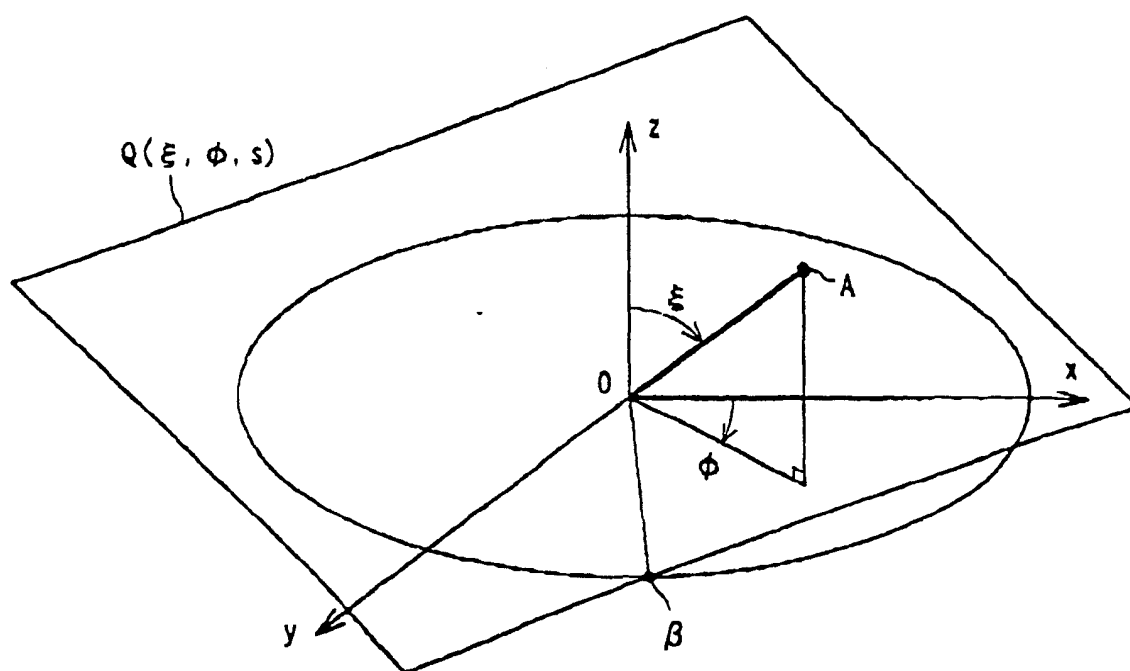
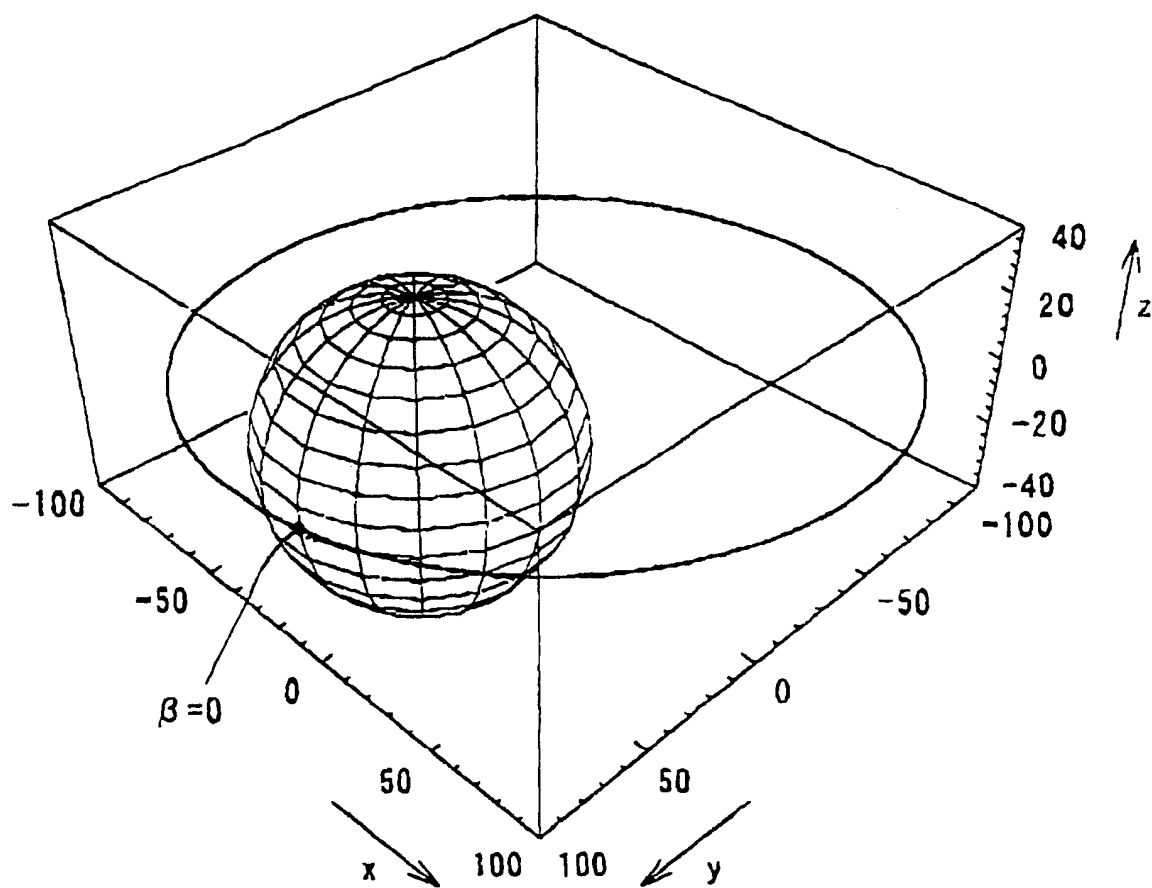


图 21



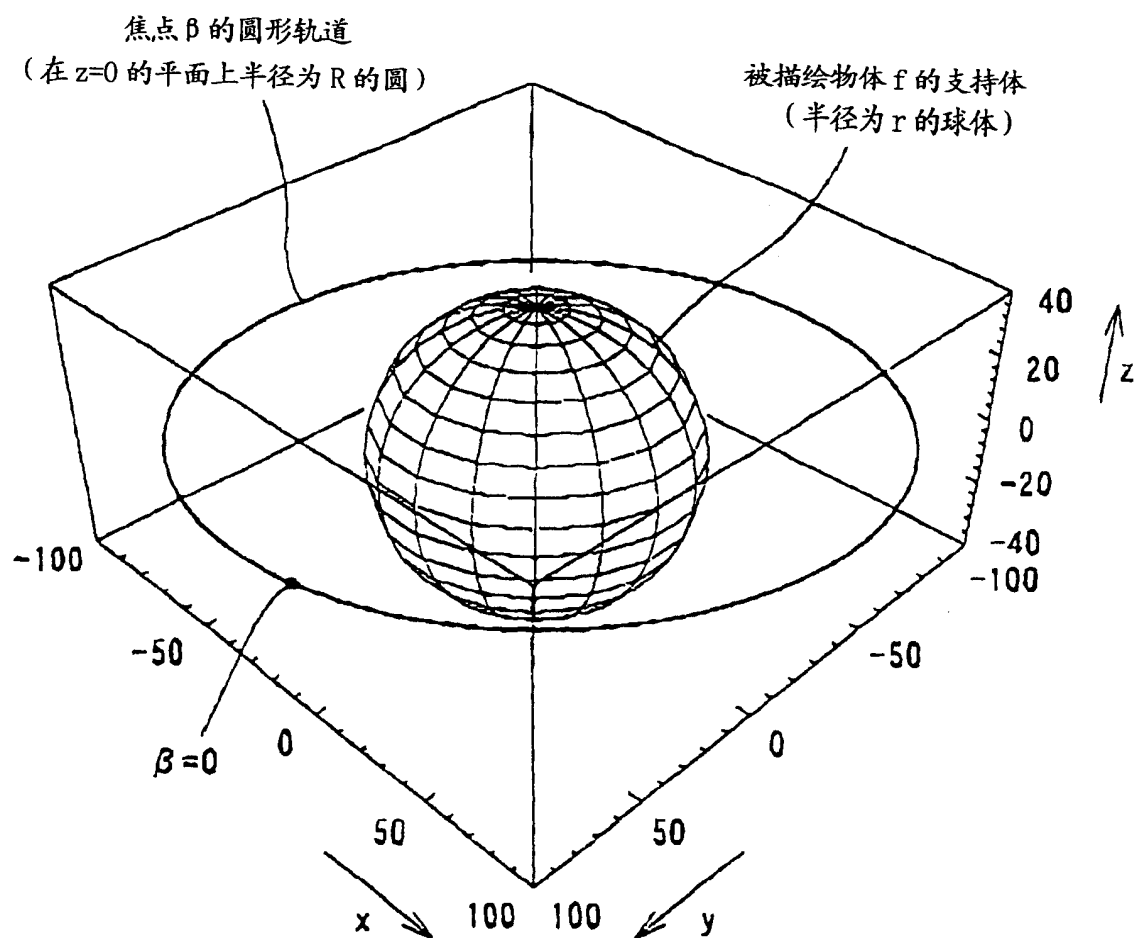
(焦点 β 处的直线 L , 对 3D-Radon 数据 (ζ, ϕ, s) 实施收集)

图 22



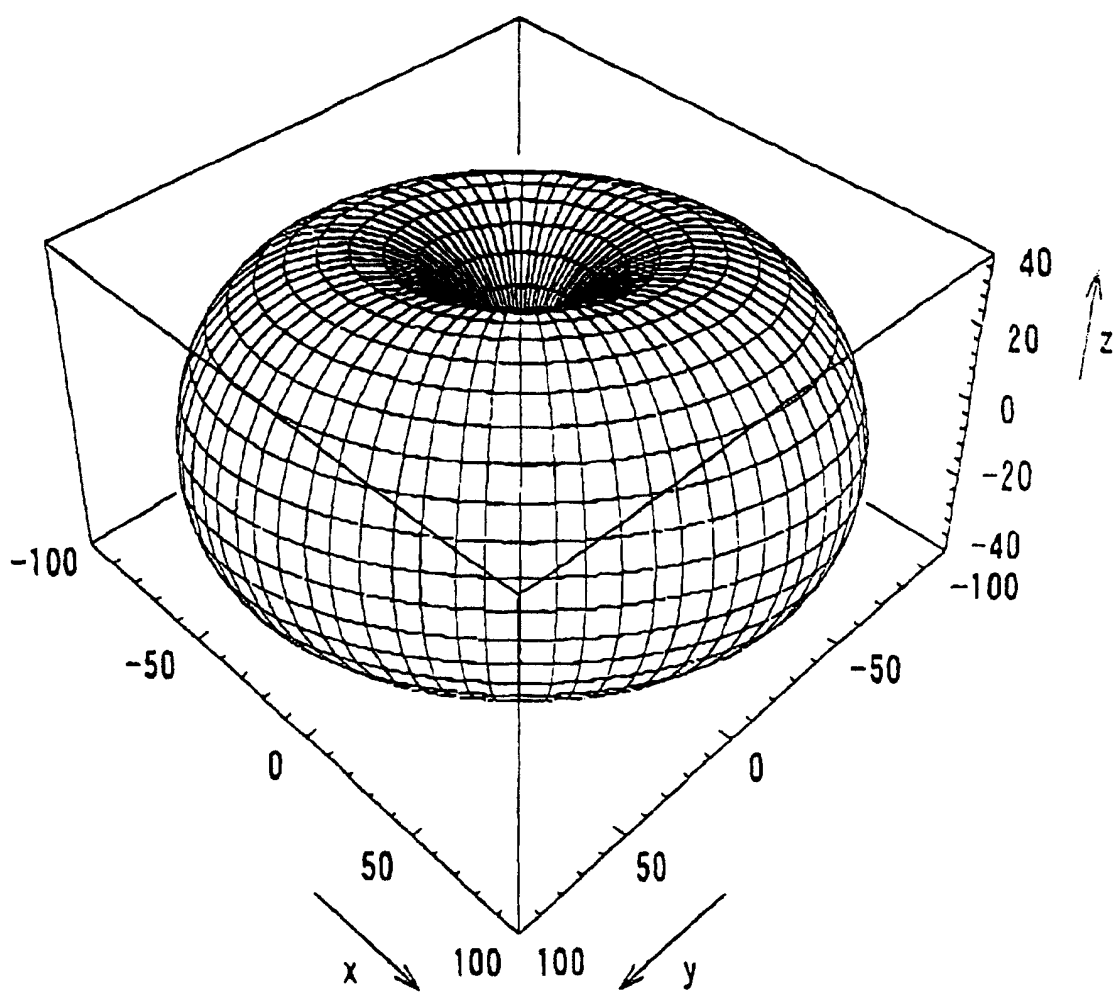
(焦点 $\beta=0$ 处收集到的 3D-Radon 数据)

图 23



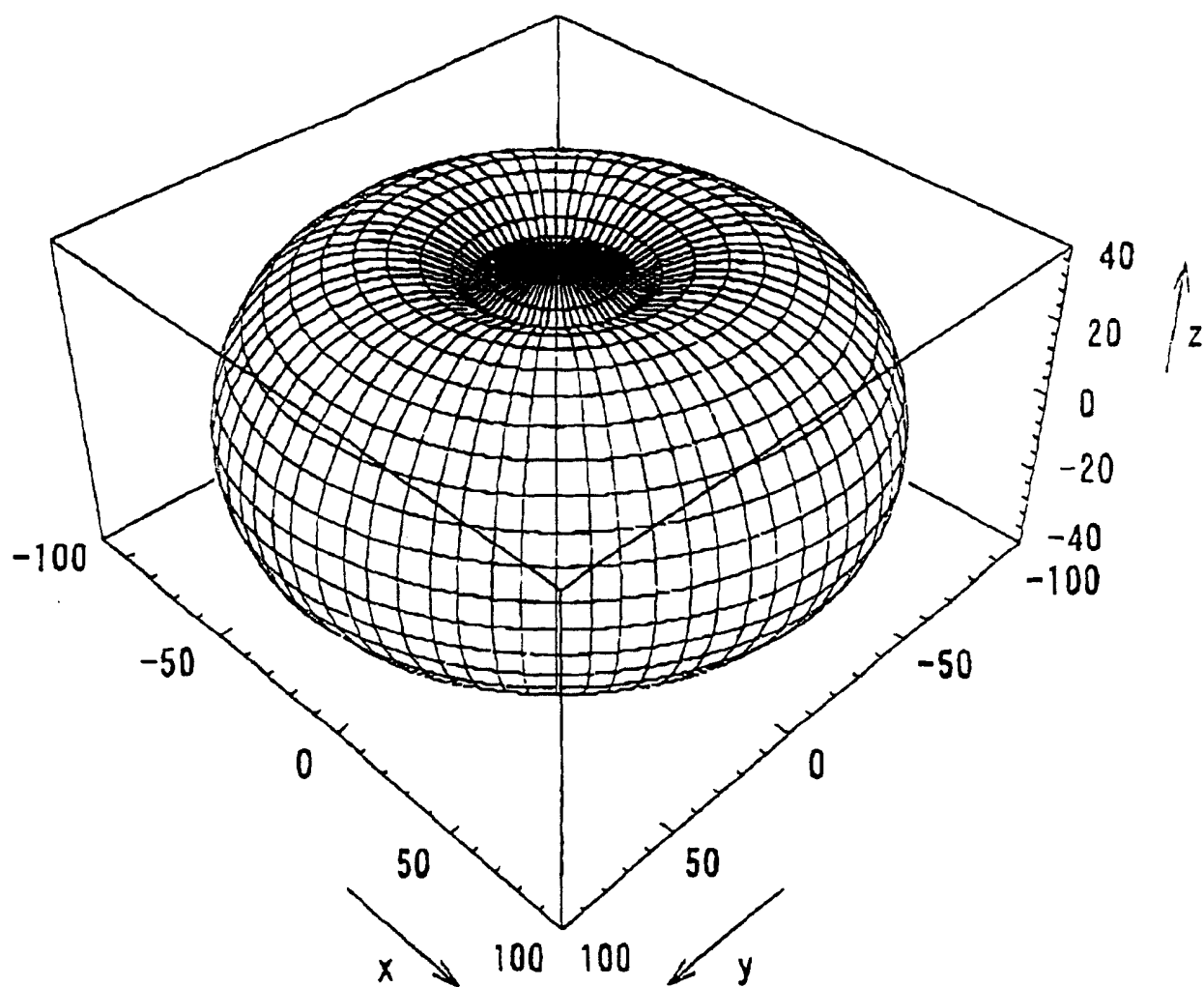
(对由半径为 r 的球体支持的被描绘物体 f 实施图象再次构成时,
半径 r 内的 3D-Radon 数据是必需的)

图 24



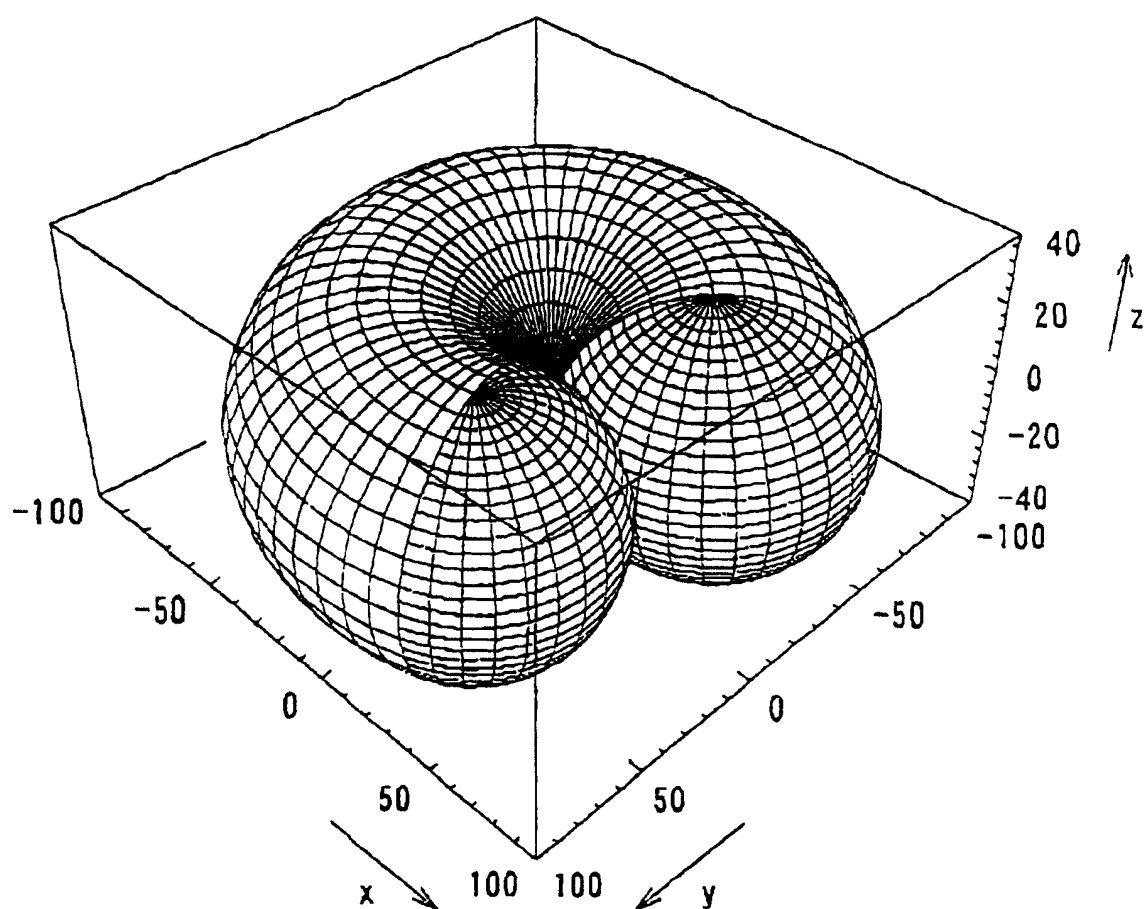
(对 $z=0$ 平面上的以 z 轴为中心、半径为 R 的圆形轨道
实施扫描收集到的 3D-Radon 数据)。

图 25



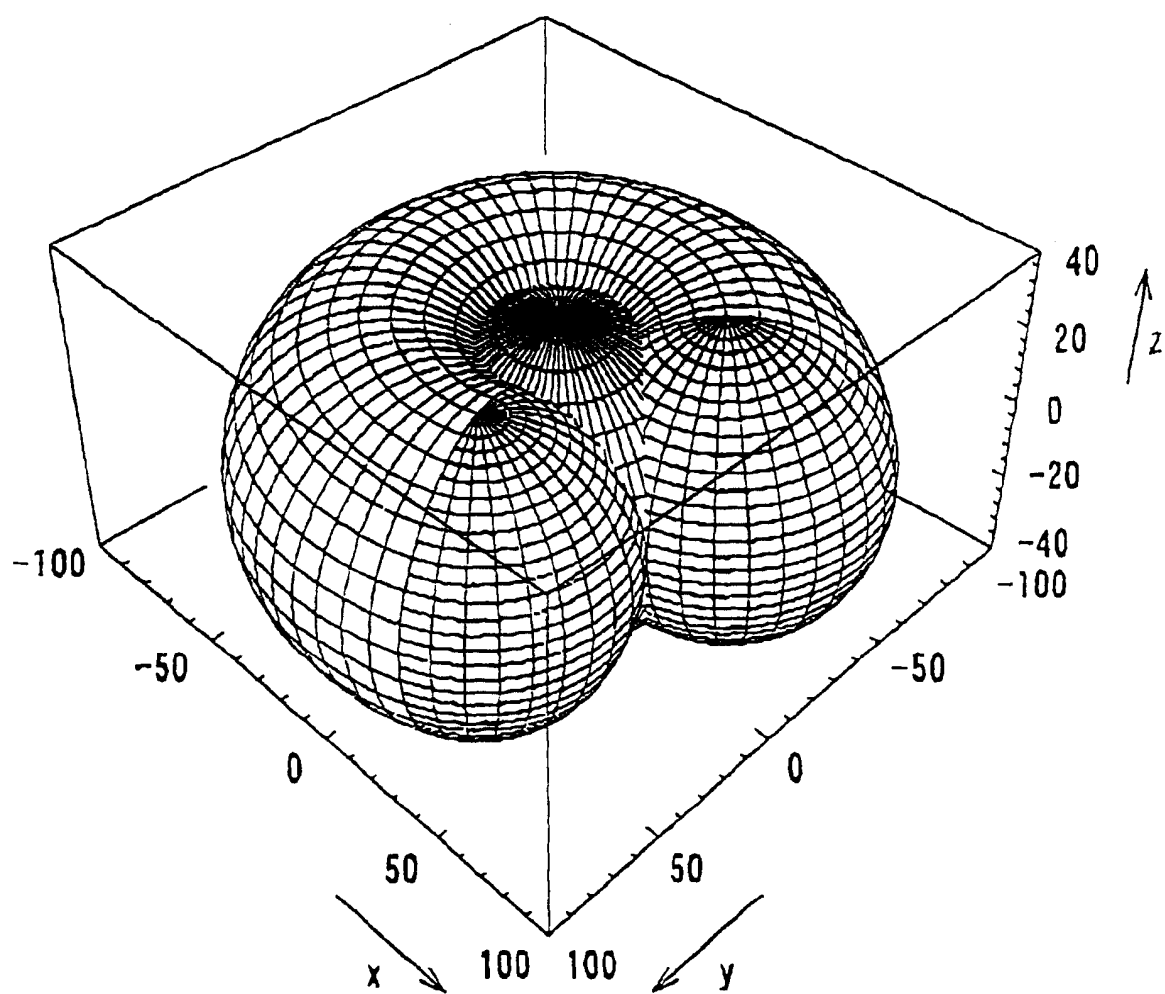
(图 23 和图 24 重叠后的图)

图 26



(对 $z=0$ 平面上的以 z 轴为中心、半径为 R 的圆形轨道中的位置 $\beta=[0, \pi+2\gamma_m]$ 实施扫描收集到的 3D-Radon 数据。将位于位置 $\beta=0$ 和 $\pi+2\gamma_m$ 附近处的权重系数取为零。)

图 27



(图 23 和图 26 重叠后的图)

图 28

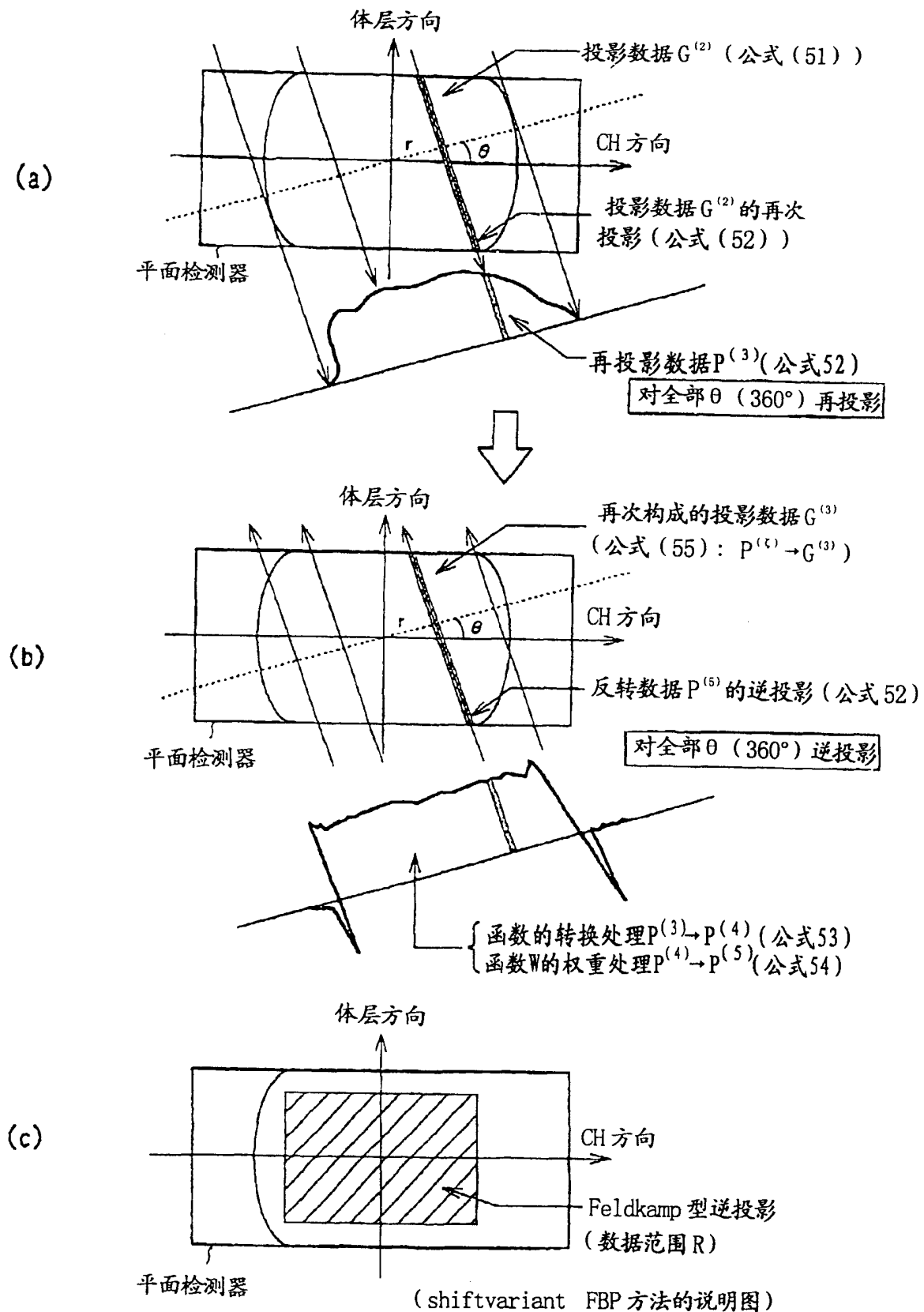
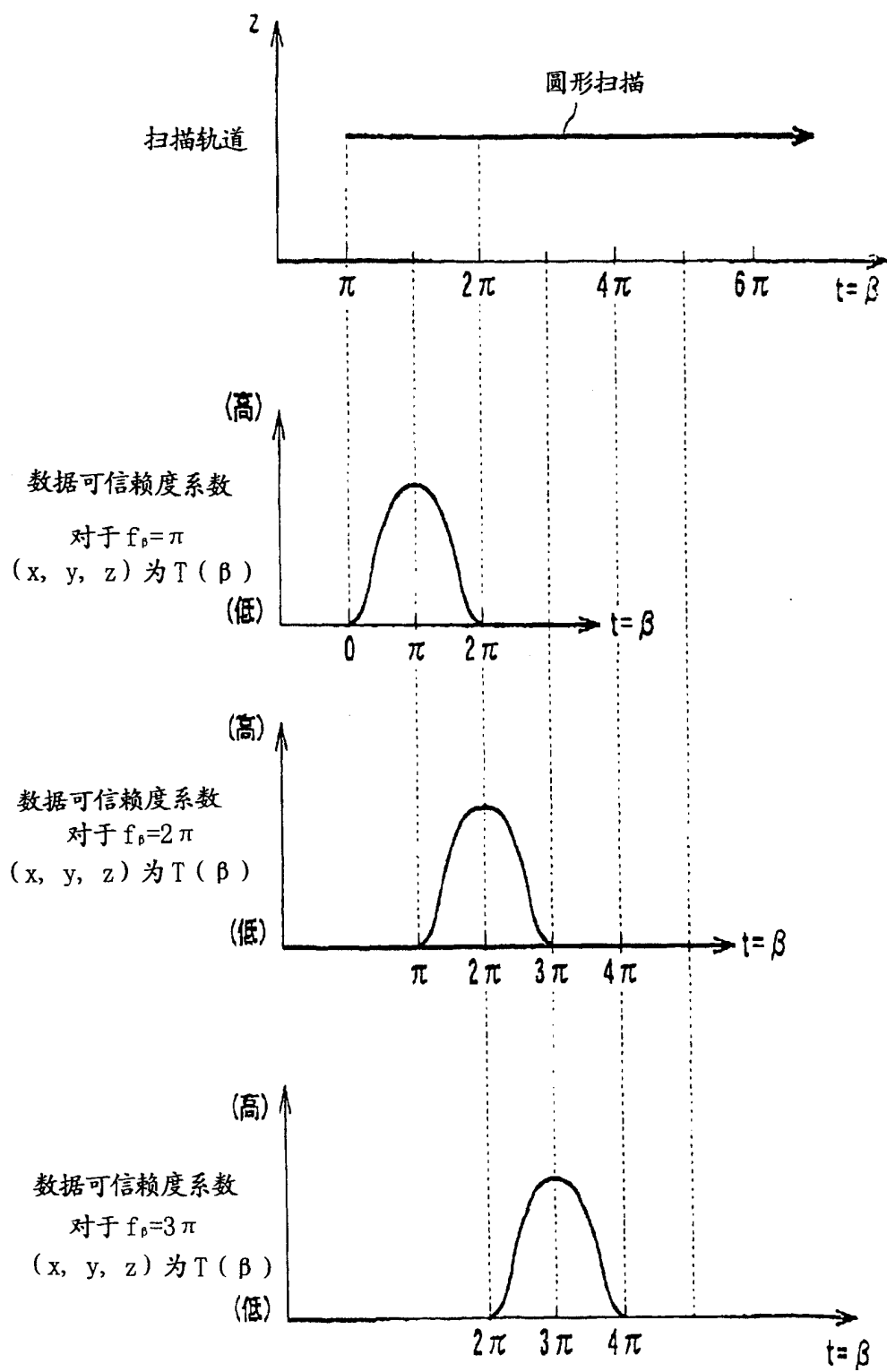
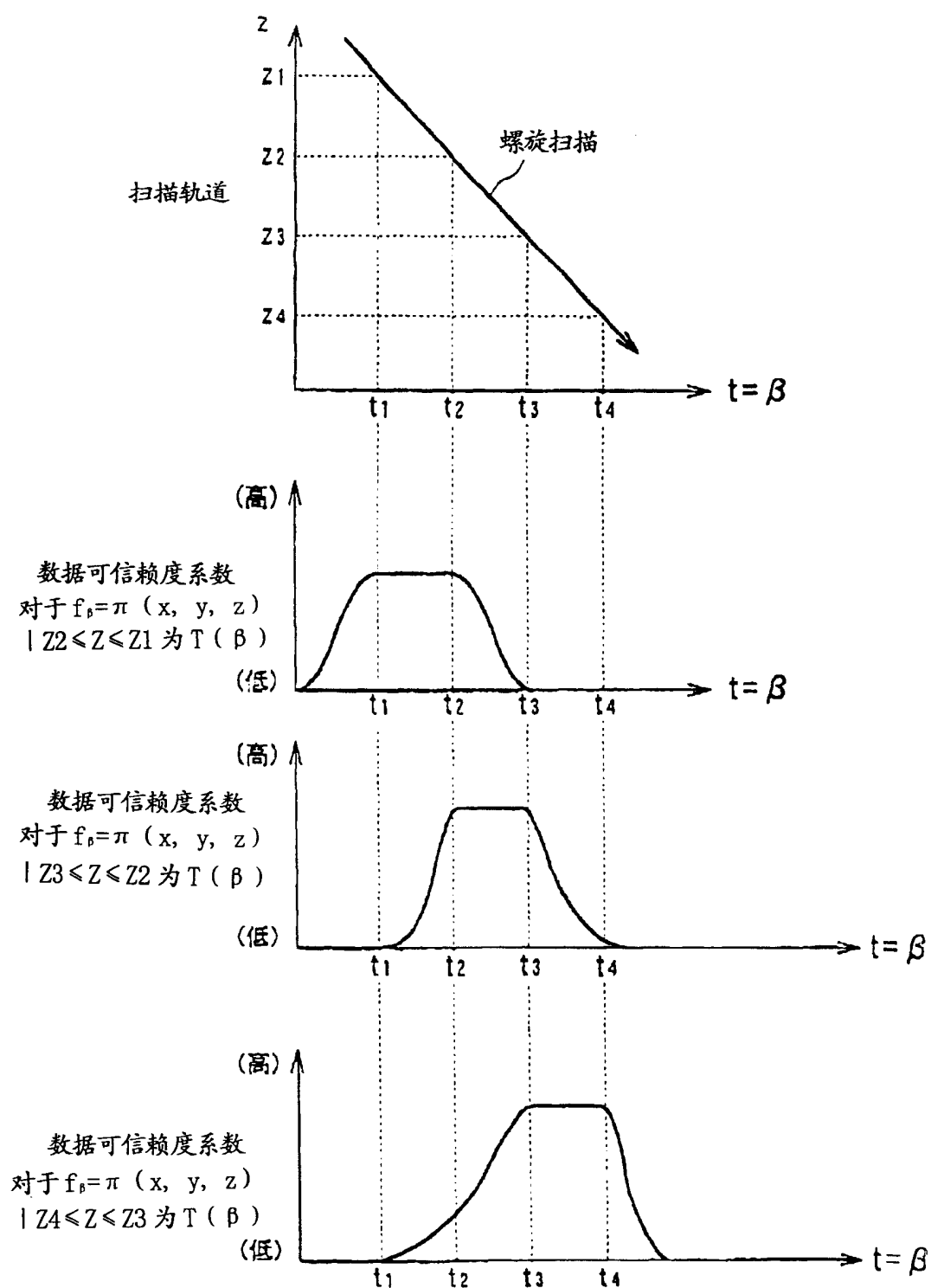


图 31



(实施若干次连续的圆形轨道扫描时的数据可信赖度系数的实例)

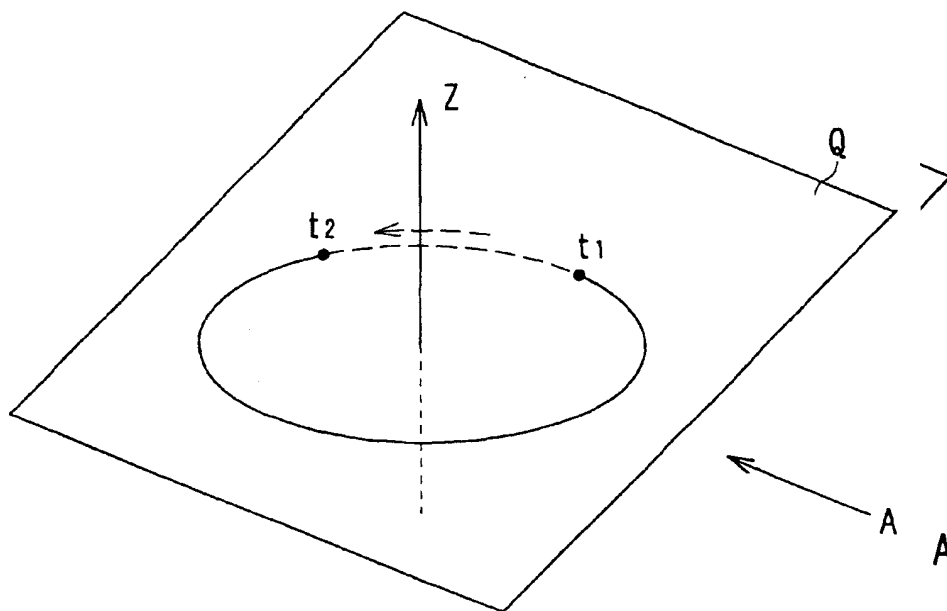
图 32



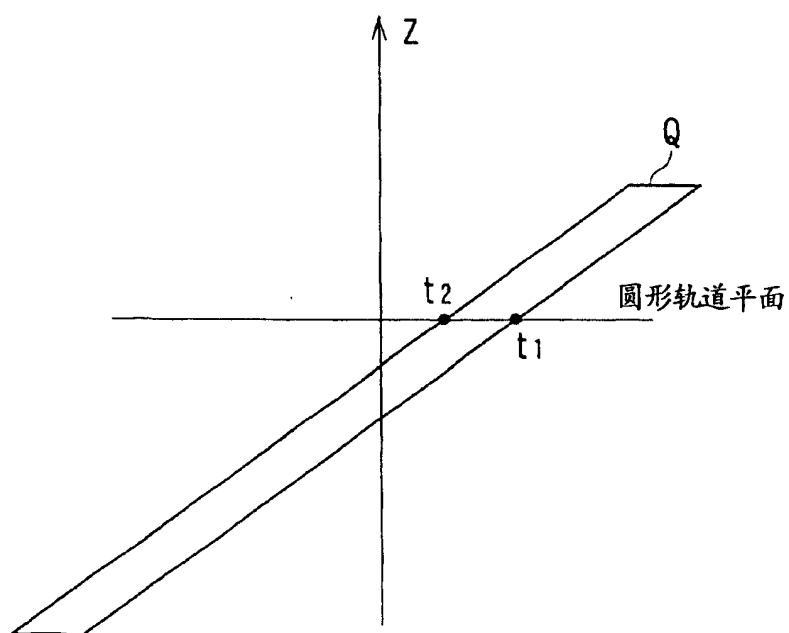
(螺旋扫描中的数据可信赖度系数的实例)

图 33

(a)



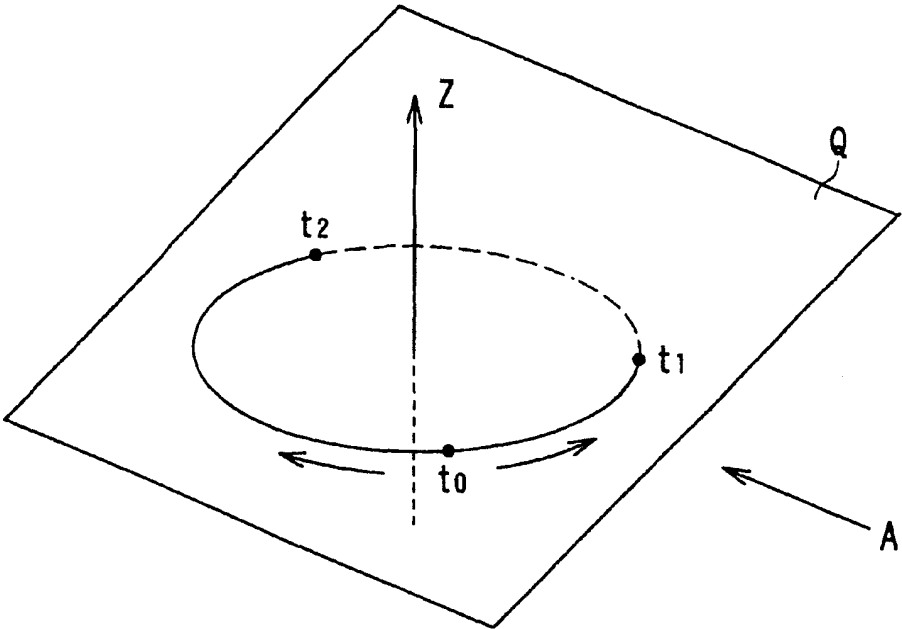
(b)



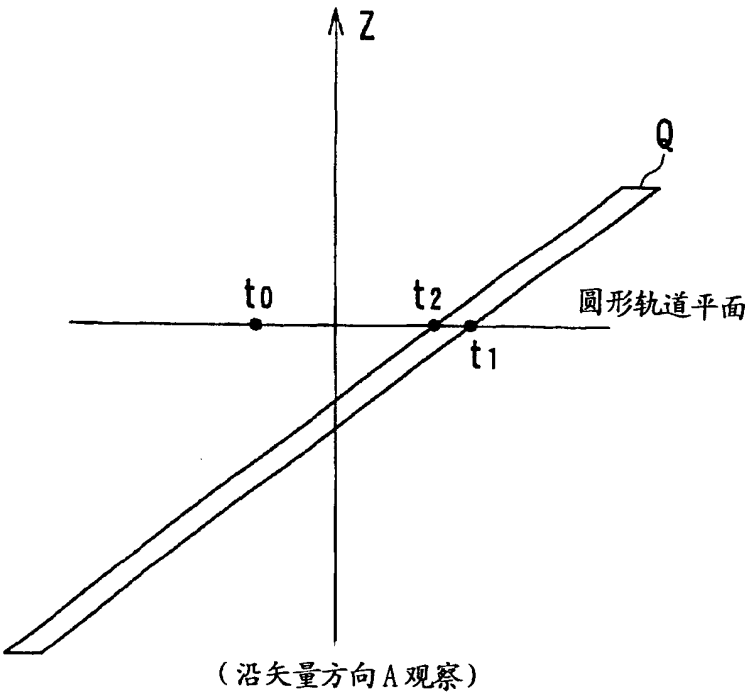
(沿矢量方向A观察)

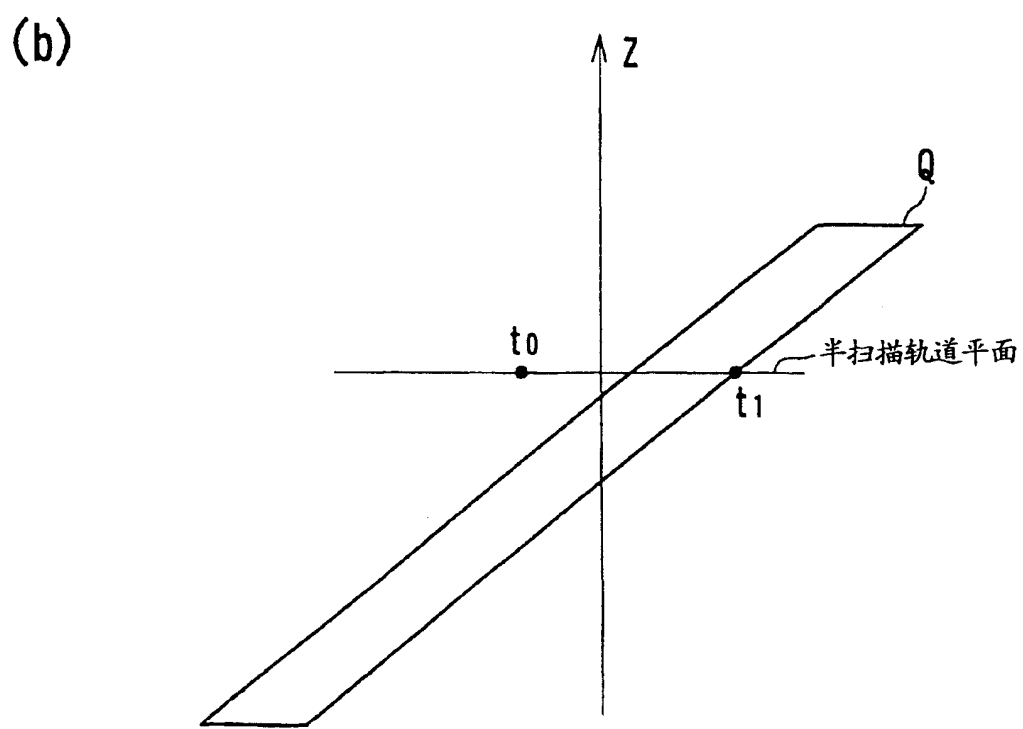
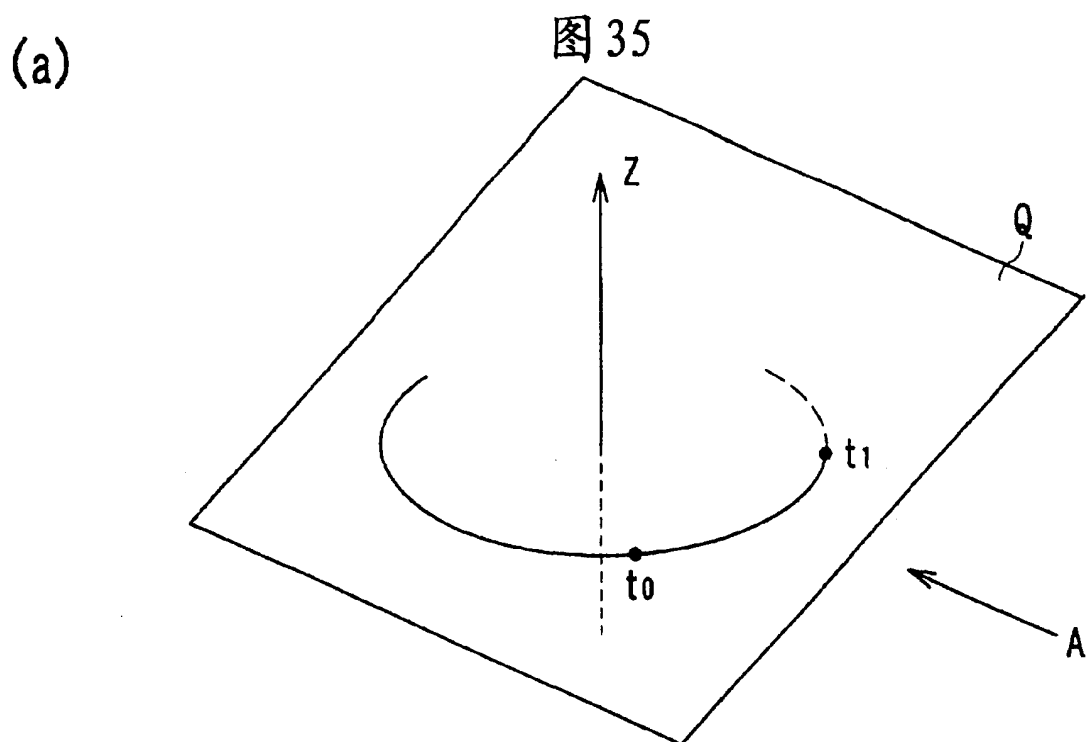
图 34

(a)



(b)





(沿矢量方向A观察)

图 36

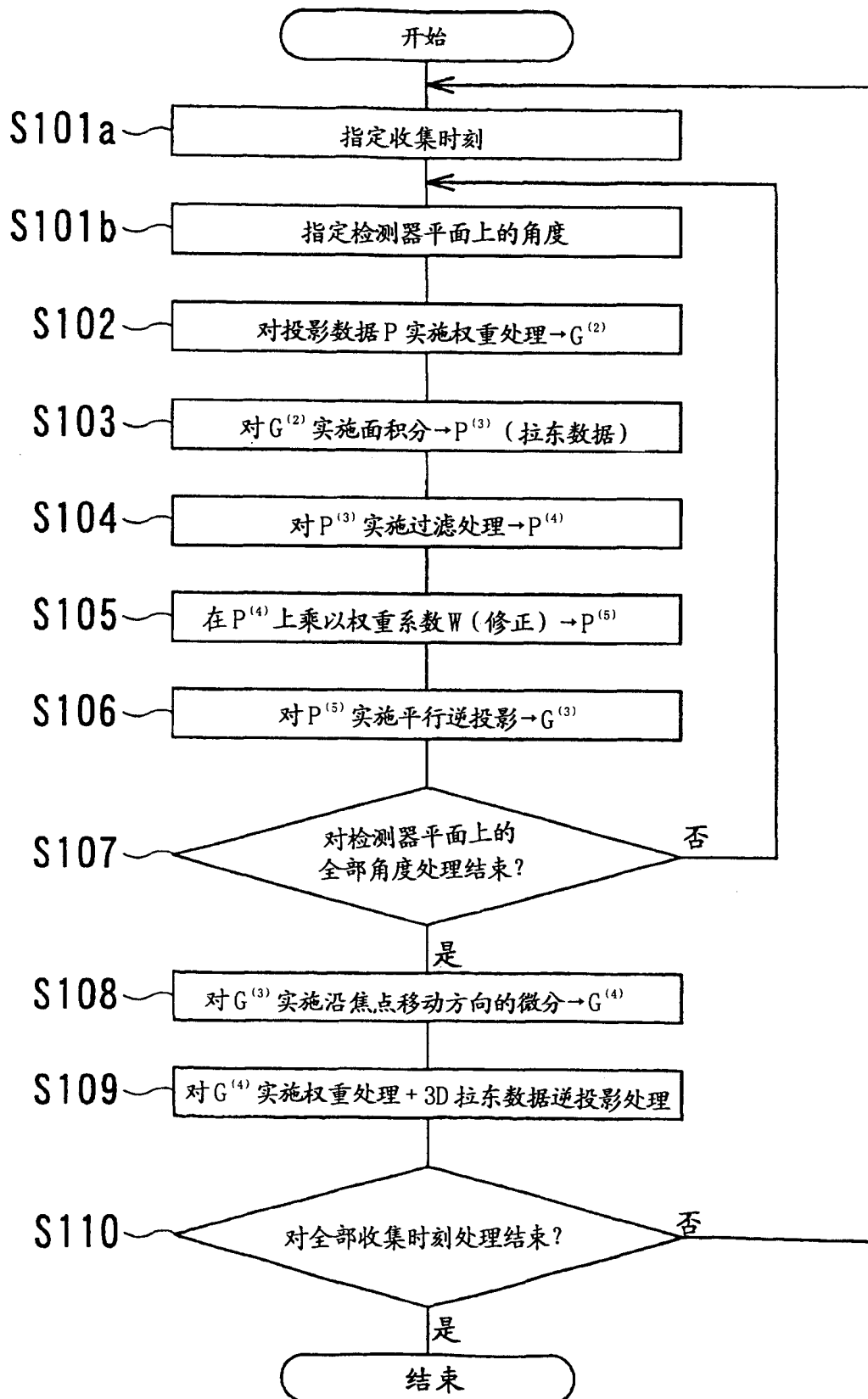


图 37

