



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1931098 B

(45) 授权公告日 2010.09.29

(21) 申请号 200610126367.3

(22) 申请日 2006.07.19

(30) 优先权数据

2005-208235 2005.07.19 JP

(73) 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 西出明彦 河内直幸

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 王小衡 陈景峻

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006.01)

G01T 7/00(2006.01)

G01T 1/20(2006.01)

(56) 对比文件

US 6243438 B1, 2001.06.05, 全文.

CN 1614506 A, 2005.05.11, 全文.

US 2001/0005409 A1, 2001.06.28, 全文.

US 6157696 A, 2000.12.05, 全文.

US 2002/0001362 A1, 说明书第5段、第9段, 附图2、3.

EP 0950372 A1, 1999.03.31, 全文.

说明书第5页最后一段、第6页第1段、第7页第1段-第8页第1段, 附图1-4.

WO 99/30616 A1, 1999.06.24, 说明书第3页第2段、第4页第3段、第5页最后一段、第6页第1段、第7页第1段-第8页第1段, 附图1-4.

审查员 胡亚婷

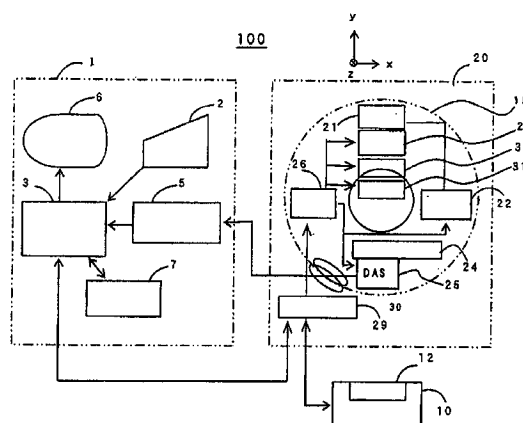
权利要求书 1 页 说明书 29 页 附图 29 页

(54) 发明名称

X-射线 CT 设备

(57) 摘要

数据采集装置(20),它具有包括在其中央部分通道细而在其外围部分通道粗或糙的多个通道宽度的X-射线探测器(24),和多个数据采集范围,它包括在通道方向上宽的数据采集范围和和通道方向上窄的数据采集范围,且能够对每个数据采集在数据采集范围内执行转换,使用X-射线数据采集装置(20)以便在通道方向上窄的数据采集范围的中央部分细的通道上执行数据采集,以此提供X-射线CT设备(100),其能够执行高分辨率成像并产生更满意的图像质量。



1. 一种 X-射线 CT 设备 (100), 它包括:

X-射线数据采集装置 (20), 其用于控制 X-射线发生器 (21) 和设置成与 X-射线发生器 (21) 呈相对关系并探测 X-射线的多行 X-射线探测器 (24), 据此采集穿过处于 X-射线发生器 (21) 和 X-射线探测器 (24) 之间的受试者的 X-射线的投影数据;

图像重建装置 (3), 其对从 X-射线数据采集装置 (20) 所采集的投影数据进行图像重建; 以及

显示装置 (6), 其显示经过图像重建的图像,

其中 X-射线数据采集装置 (20) 以这样的方式被配置, 使得从通道方向看去在 X-射线探测器 (24) 的每个外围部分处的探测器通道宽度 d_2 相对于从通道方向看去在 X-射线探测器的中央部分处的探测器通道宽度 d_1 变成 $d_1 < d_2$, 或者以通道方向看去从 X-射线探测器 (24) 的中央部分到 X-射线探测器的外围部分所设置的多个探测器宽度 d_1 、 d_2 、... d_i 、... d_{n-1} 、 d_n , 满足: $d_1 < d_2 < \dots < d_i < \dots < d_{n-1} < d_n$;

其中多行 X-射线探测器 (24) 和 X-射线数据采集装置 (20) 的数据采集系统 (25) 能够分别以两种数据采集模式工作:

1) 用于收集来自具有探测器通道宽度 d_2 的通道粗糙数据的模式 1;

2) 用于收集来自具有探测器通道宽度 d_1 的通道精细数据的模式 2;

使得 X-射线数据采集装置 (20) 通过调整多行 X-射线探测器 (24) 的中央部分通道和每个外围部分通道的行方向滤波器系数来控制片层的厚度。

2. 根据权利要求 1 所述的 X-射线 CT 设备 (100), 其中 X-射线数据采集装置 (20) 在从通道方向看去、具有探测器通道宽度 d_1 的 X-射线探测器 (24) 的中央部分处执行数据采集, 此时在从 X-射线探测器 (24) 的通道方向看去、窄的数据采集范围内执行数据采集。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的 X-射线 CT 设备 (100), 其中 X-射线数据采集装置 (20) 具有执行数据采集的多个通道。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的 X-射线 CT 设备 (100), 其中 X-射线数据采集装置 (20) 具有执行数据采集的多个行, 并且行的数量根据每个通道位置而变化。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的 X-射线 CT 设备 (100), 其中 X-射线数据采集装置 (20) 具有执行数据采集的多个数据采集采样周期。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的 X-射线 CT 设备 (100), 其中 X-射线数据采集装置 (20) 具有执行数据采集的多个数据采集采样周期, 并且数据采集采样周期根据通道位置而变化。

X-射线 CT 设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于医疗用途的 X-射线 CT(计算机断层摄影)设备或一种用于工业用途的 X-射线 CT 设备,具体涉及一种在诸如螺旋扫描和电影扫描或类似的所有扫描模式中在低放射曝照下能够成像或拍摄高分辨率 X-射线断层摄影图像的 X-射线 CT 设备。

背景技术

[0002] 用于 X-射线 CT 设备中的 X-射线探测器,像多行 X-射线探测器或以平板为代表的矩阵结构的二维 X-射线区域探测器,迄今为止已经被制造成如图 12(例如,参考专利文献 1)中所示的固定间隔(间距)并带有固定通道宽度。

[0003] 由于在通道方向上的分辨率,就是说,在传统 X-射线探测器中每一通道上的每个探测器宽度/间隔即使是在采取小成像区域时仍保持不变,因而没有按比例提高实际的分辨率。因此,即使在小的成像区域中将一个像素的尺寸做的很小,也没有获得具有比根据探测器间隔所确定的基于尼奎斯特频率的分辨率更高的断层摄影图像。

[0004] 【专利文献 1】日本未审查的专利公开号为 2000-193750

[0005] 因此,即使是将成像区域做的很小试图在高分辨率下观看它,断层摄影图像也仅是模糊的,因而没有获得高分辨率的断层摄影图像。虽然通过略微加强重建函数的高频或 RF 区域能够实现对比度的轻微改进和分辨率的改进,但是作为相反的效果已经产生了噪音的增加和伪影的增加。

发明内容

[0006] 因此,本发明的一个目的是提供一种能够成像或拍摄高分辨率 X-射线断层摄影图像的 X-射线 CT 设备。

[0007] 本发明的另一个目的是提供一种当采取小成像区域时能够获得高分辨率的 X-射线 CT 设备。

[0008] 本发明进一步的目的是提供一种减少所用的 X-射线量并有效地使用 X-射线从而能够减少受试者对 X-射线曝照的 X-射线 CT 设备。

[0009] 在第一个方面中,本发明提供一种 X-射线 CT 设备,其包括 X-射线数据采集装置,该采集装置含有 X-射线发生器,和与 X-射线发生器呈相对关系设置并探测 X-射线的多行 X-射线探测器或能围绕安置在 X-射线发生器和探测器之间的旋转中心旋转的矩阵结构的二维 X-射线区域探测器,从而获得穿过位于 X-射线发生器和探测器之间受试者的 X-射线的投影数据;图像重建装置,该图像重建装置对从 X-射线数据采集装置所获得的投影数据进行图像重建;和显示装置,该显示装置显示进行了图像重建的图像,其中 X-射线数据采集装置以这样的方式设定使得以通道方向看去在探测器每个外围部分的探测器通道宽度 d_2 相对于以通道方向看去在探测器中央部分的探测器通道宽度 d_1 变成 $d_1 < d_2$, 或者从以通道方向看去探测器的中央部分到其外围部分所设置的多个探测器宽度 ($d_1, d_2, \dots, d_i, \dots, d_{n-1}, d_n$) 满足 $d_1 \leq d_2 \leq \dots \leq d_i \leq \dots \leq d_{n-1} \leq d_n$ 。

[0010] 在根据第一方面的 X- 射线 CT 设备中,由于通道宽度更窄的 X- 射线探测器通道集中在中央部分,通过使用在中央部分通道宽度窄的 X- 射线探测器通道执行数据采集和图像重建可进行空间高分辨率 X- 射线 CT 成像。

[0011] 在第二方面,本发明提供一种 X- 射线 CT 设备,其包括 X- 射线数据采集装置,该采集装置含有 X- 射线发生器,和与 X- 射线发生器呈相对关系设置并探测 X- 射线的多行 X- 射线探测器或能围绕安置在 X- 射线发生器和探测器之间的旋转中心旋转的矩阵结构的二维 X- 射线区域探测器,从而获得穿过位于 X- 射线发生器和探测器之间受试者的 X- 射线的投影数据;图像重建装置,该图像重建装置对从 X- 射线数据采集装置所获得的投影数据进行图像重建;和显示装置,该显示装置显示进行了图像重建的图像,其中 X- 射线数据采集装置具有从在探测器通道方向上宽的数据采集范围 l_1 到在通道方向上窄的数据采集范围 l_n 的多个数据采集范围 $l_1 \geq l_2 \geq \dots \geq l_i \geq \dots l_{n-1} \geq l_n$, 并且以这样的方式设定 X- 射线数据采集装置使得数据采集范围对于每个数据采集是可转换的。

[0012] 在根据第二方面的 X- 射线 CT 设备中,由于在中央部分存在更窄的数据采集范围,在带有细的通道宽度和间隔的中央部分的更窄数据采集范围上实现数据的采集并执行图像的重建,从而能够进行空间高分辨率 X- 射线 CT 成像。

[0013] 在第三方面,本发明提供了一种 X- 射线 CT 设备,其中当在从探测器的通道方向看去窄的数据采集范围中执行数据采集时,X- 射线数据采集装置在以通道方向看去探测器中央部分的探测器通道宽度窄的部分上执行数据采集。

[0014] 在根据第三方面的 X- 射线 CT 设备中,由于通道宽度更窄的探测器通道集中在中央部分并且存在更窄的数据采集范围,在带有细通道宽度并以细通道间隔的中央部分的更窄的数据采集范围上实现数据的采集并执行图像的重建,从而能够进行空间高分辨率 X- 射线 CT 成像。

[0015] 在第四个方面,本发明提供了一种 X- 射线 CT 设备,其中 X- 射线数据采集装置具有多个执行数据采集的通道。

[0016] 在根据第四方面的 X- 射线 CT 设备中,由于执行数据采集的探测器通道的数量在多种模式下是可转换的,在一种用于少量通道并以 X- 射线数据采集装置 A/D 转换器采样率为最大值的模式下高速获得关于中央部分少量探测器通道的数据,并执行图像重建,从而能够根据时间高分辨率地进行 X- 射线 CT 成像。

[0017] 在第五个方面,本发明提供了一种 X- 射线 CT 设备,其中 X- 射线数据采集装置具有执行数据采集的多个通道以及多幅视图。

[0018] 在根据第五方面的 X- 射线 CT 设备中,由于执行数据采集的探测器通道数量在多种模式下是可转换的以及执行数据采集的视图数量在多种模式下是可转换的,在 X- 射线数据采集装置的 A/D 转换器采样率的最大值和少量视图模式下高速获得关于中央部分少量探测器通道的数据并执行图像重建,从而能够根据时间高分辨率地进行 X- 射线 CT 成像。

[0019] 在第六个方面,本发明提供了一种 X- 射线 CT 设备,其中 X- 射线数据采集装置具有执行数据采集的多行,并且根据每个通道的位置,行的数量不同。

[0020] 在根据第六方面的 X- 射线 CT 设备中,在 z 方向看去行数大的探测器通道集中于中央部分并且在这种情况下,在带有细通道宽度并在细通道间隔下的中央部分的窄的数据

采集范围上实现数据的采集并执行图像的重建,从而能够进行空间高分辨率 X-射线 CT 成像。

[0021] 在第七个方面,本发明提供了一种 X-射线 CT 设备,其中 X-射线数据采集装置具有执行数据采集的多个数据采集采样周期。

[0022] 在第八个方面,本发明提供了一种 X-射线 CT 设备,其中 X-射线数据采集装置具有执行数据采集的多个数据采集采样周期,并且根据通道位置该数据采集采样周期是不同的。

[0023] 在根据第七和八方面的 X-射线 CT 设备中,在数据采集采样周期短的模式下高速收集或采集关于中央部分少量探测器通道的数据并进行图像重建,从而根据时间高分辨率的 X-射线 CT 成像是能够进行的。

[0024] 在第九个方面,本发明提供了一种包括控制装置的 X-射线 CT 设备,该控制装置以这样一种方式控制 X-射线照射区域使得 X-射线仅照射在从通道方向或其内部范围看去探测器中央部分的探测器通道宽度窄的一些范围上,在探测器通道方向或其内部范围上窄的数据采集范围,或在探测器通道方向上窄的一些数据采集范围,即,从通道方向或其内部范围看去中央部分的探测器通道宽度窄的范围。

[0025] 在根据第九方面的 X-射线 CT 设备中,由于所照射的 X-射线可以最优化地更窄并且当在中央部分更窄的数据采集范围中进行数据采集时通过控制装置在通道方向上进行照射,可在低曝照放射下进行受试者的断层摄影成像。

[0026] 在第十个方面,本发明提供了一种具有装置 X-射线 CT 设备,该装置以这样一种方式限制 X-射线照射区域使得将 X-射线照射到探测器通道方向上的一些范围中,该范围在从探测器的通道方向或其内部范围看去在中央部分的通道上是细的,在探测器的通道方向或其内部范围上窄的数据采集范围,或在探测器的通道方向上窄的数据采集范围,即,从通道方向或其内部范围看去中央部分的细通道的范围。

[0027] 在根据第十方面的 X-射线 CT 设备中,由于所照射的 X-射线可以最优化地更窄并且当在中央部分更窄的数据采集范围中执行数据采集时通过限制装置在通道方向上进行照射,可在低曝照放射下执行受试者的断层摄影成像。

[0028] 本发明可提供一种能够成像或拍摄高分辨率 X-射线断层摄影图像的 X-射线 CT 设备。而且,本发明可提供一种当采取小成像区域时能够获得高分辨率的 X-射线 CT 设备。进一步,本发明可提供一种减少所用的 X-射线量并有效地使用 X-射线从而能够减少受试者对 X-射线曝照的 X-射线 CT 设备。

[0029] 从所附的附图所阐明的发明优选实施例的以下描述中本发明进一步的目的和优势将更加明显。

附图说明

[0030] 图 1 是显示了根据本发明一个实施例的 X-射线 CT 设备的结构图。

[0031] 图 2 是示出了 X-射线发生器(X-射线管)和多行 X-射线探测器的示范性视图。

[0032] 图 3 是描述了根据本发明一个实施例的 X-射线 CT 设备的示意性操作的流程图。

[0033] 图 4 是显示了预处理细节的流程图。

[0034] 图 5 是示出了三维图像重建处理细节的流程图。

- [0035] 图 6 是描述了在 X- 射线穿透方向上重建区域内射线投影状态的原理图。
- [0036] 图 7 是显示了 X- 射线探测器平面上所投影的射线的原理图。
- [0037] 图 8 是示出了在重建区域上投影数据 $Dr(\text{view}, x, y)$ 的投影状态的原理图。
- [0038] 图 9 是描述了在重建区域上各个像素的反投影像素数据 $D2$ 的原理图。
- [0039] 图 10 是显示了将反投影像素数据 $D2$ 加到对应的所有视图的像素上以获得反投影数据 $D3$ 的状态的说明图。
- [0040] 图 11 是显示了在 X- 射线穿透方向上投影圆形重建区域上的射线的状态原理图。
- [0041] 图 12 是示出了传统多行 X- 射线探测器的图。
- [0042] 图 13 是显示了中央通道形成高分辨率的多行 X- 射线探测器的图。
- [0043] 图 14 是示出了传统数据读取模式的图。
- [0044] 图 15 是描述了用于读取行数在内部中央部分大的模式 1 的图。
- [0045] 图 16 是显示了用于读取行数在内部中央部分大的模式 1 的图。
- [0046] 图 17 是示出了用于读取行数在内部中央部分大的模式 1 的图。
- [0047] 图 18 是显示了用于读取具有多种类型通道宽度和数据采集范围的多行 X- 射线探测器的内部中央部分上行宽总和大且细, 以及读取其外围部分的行宽总和小且糙的行模式的图。
- [0048] 图 19 是示出了受试者体积大而其感兴趣区域小的方式的图。
- [0049] 图 20 是显示了在常规模式下数据传送率的图。
- [0050] 图 21 是描述了从一通道方向看去仅在中央部分获得或收集数据的数据传送率的图。
- [0051] 图 22 是显示了从该通道方向看去仅在中央部分收集数据的数据传送率的图。
- [0052] 图 23 是示出了给每个数据采集范围提供多种类型的数据采集采样周期的多行 X- 射线探测器的图。
- [0053] 图 24 是显示了通过通道方向准直器将 X- 射线照射范围与数据采集范围匹配的图。
- [0054] 图 25 是示出了由形成 X- 射线滤波器的线束所限定的数据采集范围的图。
- [0055] 图 26(a) 是显示了从 RL 方向 (x 方向) 看去在探查图像上设置感兴趣区域的图, 而图 26(b) 是显示了从 AP 方向 (y 方向) 看去在探查图像上设置感兴趣区域的图。
- [0056] 图 27 是示出了在 X- 射线探测器通道宽度 d 和 X- 射线探测器通道宽度 $d/2$ 之间转换的图。
- [0057] 图 28 是显示了在宽的数据采集范围和窄的数据采集范围之间转换的图。
- [0058] 图 29 是实施例 2 的操作的流程图。
- [0059] 图 3(a) 是显示了通道方向准直器 (旋转轴偏心圆柱状系统) 的图, 图 30(b) 是显示了通道方向准直器 (屏蔽板系统) 的图, 和图 30(c) 是显示了形成 X- 射线滤波器的线束的例子图。
- [0060] 图 31(a) 和 31(b) 分别是显示了通道方向准直器控制的图。
- [0061] 图 32 是示出了增加在通道方向 X- 射线准直器所缺失的投影数据方式的图。
- [0062] 图 33 是显示了通道方向准直器前馈控制的图。
- [0063] 图 34 是在视角 $= 0^\circ$ 时感兴趣的成像区域和照射通道范围的说明图。

[0064] 图 35 是在视角 = 0° 时感兴趣的成像区域、照射最小通道和照射最大通道的说明图。

[0065] 图 36 是在视角 = β 时感兴趣的成像区域、照射最小通道和照射最大通道的说明图。

[0066] 图 37 是显示了通道方向准直器反馈控制的图。

[0067] 图 38(a) 是显示了形成 X- 射线滤波器 32 的线束的常规位置图, 图 38(b) 是显示了在形成 X- 射线滤波器 32 的线束上位置控制 (部分 1) 的图, 而图 38(c) 是显示了在形成 X- 射线滤波器 32 的线束上位置控制 (部分 2) 的图。

[0068] 图 39 是示出了对于每个 X- 射线探测器通道间隔图像重建函数不同的图。

[0069] 图 40 是显示了存在多种 X- 射线探测器通道宽度的重建函数卷积的流程图。

具体实施方式

[0070] 通过在附图中所示的实施例将在下文中更详细地描述本发明。顺便提及的是本发明并不因此而受限。

[0071] (实施例 1)

[0072] 图 1 是根据本发明一个实施例的 X- 射线 CT 设备的构型结构图。X- 射线 CT 设备 100 装备有操作控制台 1、拍摄或成像工作台 10 和扫描台架 20。

[0073] 操作控制台 1 装备有接受操作者输入的输入装置 2、执行图像重建处理或类似处理的中央处理单元 3、获得或收集通过扫描台架 20 所得的投影数据的数据采集缓冲器 5、显示从投影数据所重建的 CT 图像的监视器 6 和在其中储存程序、数据和 X- 射线 CT 图像的存储装置 7。

[0074] 拍摄工作台 10 装备有能将受试者放置其上并将受试者运入扫描台架 20 的空腔部分中并能从那里将受试者运出的托架 12。通过内置于拍摄工作台 10 内的电机将托架 12 向上和向下移动并沿拍摄工作台 10 线性移动。拍摄工作台 10 的托架 12 的移动方向定义为 z 方向。

[0075] 扫描台架 20 装备有 X- 射线管 21、X- 射线控制器 22、片层厚度方向准直器 23、多行 X- 射线探测器 24、DAS (数据采集系统) 25、控制 X- 射线管 21 或类似物围绕受试者的体轴旋转的旋转部件控制器 26 和与操作控制台 1 和拍摄工作台 10 交换控制信号等的掌控控制器 29。通过倾斜控制器 27 从 z 方向看去扫描台架 20 能够向前和向后倾斜 \pm 大约 30° 。除了上述之外, 扫描台架 20 具有通道方向准直器 31 和形成 X- 射线滤波器 32 的线束。

[0076] 图 2 是 X- 射线管 21 和多行 X- 射线探测器 24 几何布置的说明图。

[0077] X- 射线管 21 和多行 X- 射线探测器 24 围绕旋转中心 IC 旋转。当将垂直方向定为 y 方向、水平方向定为 x 方向和垂直于这两个方向的工作台行进方向定为 z 方向时, X- 射线管 21 和多行 X- 射线探测器 24 的每一个旋转平面表示为 xy 平面。托架 12 的移动方向对应于 z 方向。

[0078] X- 射线管 21 产生被称为“锥形线束 CB”的 X- 射线束。当锥形线束 CB 的中央轴平行于 y 方向时, 设定视角为 0° 。

[0079] 多行 X- 射线探测器 24 具有例如对应于 256 行的探测器行。每个具有固定通道宽度的 X- 射线探测器通道在此以前已经被布置到通道方向上, 并且所有通道的 X- 射线探测

器数据总是在数据采集时读取,如图 12 中所示。在本实施例中,对于数据采集范围和在例如图 13 中所示的数据获取 X-射线探测器的 X-射线探测器通道宽度 d 这种情况下的 θ 角,每个探测器行具有对应于 1024 个通道的探测器通道。以这样的方式在 24 行 X-射线探测器 24 的中央部分设置等于所有通道一半的 512 个通道使得即使在数据获取 X-射线探测器的 X-射线探测器通道宽度 $d/2$ 的情况下也可读取数据。在 X-射线探测器通道宽度 $d/2$ 的情况下,每个探测器行具有关于数据采集范围和 $\theta/2$ 角的对应于 1024 个通道的探测器通道。

[0080] 就是说,在 24 行 X-射线探测器 24 中,将探测穿过受试者传输的 X-射线以获得或收集 X-射线探测器数据的多个通道分别布置在沿它们被旋转部件 15 所旋转的方向延伸的通道方向和沿关于其它它们被旋转部件 15 所旋转的旋转轴延伸的行方向这两个方向上。如图 13 所示,24 行 X-射线探测器 24 具有第一区域,其中在通道方向上部署了对应于第一通道宽度 $d/2$ 的多个通道,和第二区域,其中在通道方向上部署了对应于比第一通道宽度 $d/2$ 大的第二通道宽度 d 的多个通道。在 24 行 X-射线探测器 24 中形成第一区域以便对应从通道方向看去的中央部分,以及在它的外围部分形成第二区域以便从通道方向看去使第一区域置于其间。

[0081] 24 行 X-射线探测器 24 和 DAS 25 在这种情况下具有两个数据采集模式显示如下。

[0082] (1) 用于收集或获得具有从通道方向看去宽的数据采集范围(数据采集范围和角 θ) 内粗糙或粗大的通道宽度 d 的 1024 个通道的模式 1。

[0083] (2) 用于获得具有从通道方向看去窄的数据采集范围(数据采集范围和角 $\theta/2$) 内细的通道宽度 $d/2$ 的 1024 个通道的模式 2。

[0084] 在这种情况下,数据采集系统 (DAS) 25 在基于模式 1 的数据采集时实现对具有通道宽度为 d 的如图 13(a) 所示的 1 到 1024 个通道上的所有 1024 个通道的所有行数据采集。在基于模式 2 的数据采集时,数据采集系统 25 执行具有通道宽度 $d/2$ 的在 257 到 768 个通道上的所有 1024 个通道的所有行数据采集。

[0085] 数据采集系统 (DAS) 25 和 24 行 X-射线探测器 24 以这样一种方式彼此电连接以便实施基于模式 1 的数据采集和基于模式 2 的数据采集。根据模式 1 和模式 2 可转换它们之间的连接。

[0086] 此时在 257 到 768 个通道中,如图 27 中所示,在模式 2 中分别读取对应于每个通道宽度 $d/2$ 的 X-射线探测器通道的数据。在模式 1 中,对应于每个通道宽度 $d/2$ 的 X-射线探测器通道的数据分别被加在一起,之后所累加的数据作为对应于通道宽度 d 的 X-射线探测器通道数据被读取。

[0087] 这样,通过转换可使用模式 1 的通道方向上宽的数据采集范围和基于从模式 2 的通道方向看去高分辨率的 X-射线探测器通道的窄的数据采集范围,例如,将模式 1 的通道方向上宽的数据采集范围用于肺部检查而将从模式 2 的通道方向看去高分辨率的窄的数据采集范围用于心脏检查,临床使用如图 28 中所示,从而使有效地使用各自的模式成为可能。

[0088] 就是说,在本实施例中,DAS 25 从 24 行 X-射线探测器 24 上收集 X-射线探测器数据并将 X-射线探测器数据经过数据采集缓冲器 5 输出到中央处理单元 3。如图 13 中所示,DAS 25 将转换变到获得或收集 X-射线探测器数据的区域以便从对应于 24 行 X-射线探测器 24 的第一区域(数据采集范围 2) 和第一和第二区域(数据采集范围 1) 之一的通道中收集

X-射线探测器数据。此处,基于从操作者输入到输入装置 2 中的命令,掌控控制器 29 传递控制信号。DAS 25 将转换变到收集 X-射线探测器数据的区域。当进行区域转换使得在多行 X-射线探测器 24 的第一区域收集 X-射线探测器数据时,DAS 25 从第一区域内所选的布置在通道和行方向上的各个通道中获得或收集 X-射线探测器数据并且从那里将同样的数据输出。另一方面,当在多行 X-射线探测器 24 的第一和第二区域获得 X-射线探测器数据时,DAS 25 从第一和第二区域内所选的布置在通道和行方向上的各个通道中获得 X-射线探测器数据并且从那里将同样的数据输出。关于来自第一区域的通道的各个 X-射线探测器数据,DAS 25 将来自第一区域内彼此邻近的多个通道的 X-射线探测器数据累加以便对应第二区域内通道的通道宽度 d 并将累加的结果从那里输出。就是说,DAS 25 将来自第一区域内彼此邻近的两个通道的 X-射线探测器数据累加以便与第二区域内通道的通道宽度 d 相同并将结果从那里输出。将来自第二区域内通道的各个 X-射线探测器数据输出而不进行累加。

[0089] 以下被认为是本发明的另一个 X-射线探测器。虽然如图 14 中所示数据在此之前已经在所有通道和行上读取,但是依据本发明一个实施例中如图 15、16、17 和 18 中所示的通道位置还可改变读取行的数量。在这种情况下,从通道方向看去在每个外围部分数量少的 X-射线探测器行中读取数据,并且从通道方向看去在内部中央部分数量多的 X-射线探测器行中读取数据。这样,在中央部分空间上并且高分辨率地执行数据采集。通过收集位于外围部分一些行方向数据或在行方向上的不连续数据或从行方向上看去行宽度宽和粗糙的数据,数据采集数量与传统的数据采集数量相同或相等,并且从通道方向看去可在中央部分高分辨率地实施数据采集。

[0090] 从多行 X-射线探测器 24 看去用 X-射线照射并收集的 X-射线探测器数据通过 DAS 25 进行 A/D 转换并且经过集电环 30 输入到数据采集缓冲器 5。输入到数据采集缓冲器 5 中的数据由中央处理单元 3 根据存储装置 7 的程序进行处理,其后数据作为断层照片或断层摄影图像进行图像重建,在监视器 6 中将其显示。

[0091] 图 3 是显示了根据本发明 X-射线 CT 设备 100 操作要点的流程图。

[0092] 在步骤 S1 中,X-射线管 21 和多行 X-射线探测器 24 首先围绕受试者旋转。当拍摄工作台 10 上的托架 12 线性移动时,执行螺旋扫描操作。这样,工作台线性移动 z 方向位置 $Z_{table}(view)$ 加到用视角 $view$,探测器行号 j 和通道号 i 表示的 X-射线探测器数据 $D0(view, j, i)$ 以收集 X-射线探测器数据。在传统扫描(轴向扫描)中,用放置在固定的拍摄工作台 10 上的托架 12 来收集成像数据。在本实施例中,以 (2) 的细通道间隔 p 进行数据采集。顺便提及的是,上述视角 $view$ 是关于受试者从预定位置由旋转部件 15 在实施扫描中旋转并移动 X-射线管 21 的角度。探测器行号 j 是多行 X-射线探测器 24 中行方向上布置的每个探测器的号。通道号 i 是多行 X-射线探测器 24 中通道方向上布置的每个探测器的号。X-射线探测器数据 $D0(view, j, i)$ 表示当移动到预定视角 $view$ 的 X-射线管 21 对受试者应用 X-射线时,通过允许以多行 X-射线探测器 24 中探测器行号 j 和通道号 i 放置探测器收集数据以探测穿过受试者的 X-射线。工作台线性移动 z 方向位置 $Z_{table}(view)$ 表示在扫描实施中拍摄工作台 10 的托架 12 沿受试者的体轴方向移动的位置。

[0093] 在确定了受试者的位置后,以这样的方式放置受试者使得能有效地使用位于探测器中央部分处的数据采集通道间隔 p 并且使受试者落在中央数据采集角 $\theta/2$ 内。

[0094] 在步骤 S2 中,在 X-射线探测器数据 $D0(\text{view}, j, i)$ 上实施预处理并将其转换到投影数据中。如图 4 中所示,预处理包括步骤 S21 的偏移校正,步骤 S22 的对数变换,步骤 S23 的 X-射线剂量校正和步骤 S24 的灵敏度校正。

[0095] 在步骤 S3 中,在预处理投影数据 $D1(\text{view}, j, i)$ 上施加线束硬化校正。假设在线束硬化校正 S3 中受到预处理 S2 的灵敏度校正 S24 的投影数据定义为 $D1(\text{view}, j, i)$ 并且经线束硬化校正 S3 后的数据定义为 $D11(\text{view}, j, i)$,则将线束硬化校正 S3 表示为,例如,类似下面公式 (1) 的多项式形式:

$$[0096] \quad D11(\text{view}, j, i) =$$

$$[0097] \quad D1(\text{view}, j, i) \cdot (B_0(j, i) + B_1(j, i) \cdot D1(\text{view}, j, i) + B_2(j, i) \cdot (D1(\text{view}, j, i))^2$$

$$[0098] \quad \dots (1)$$

[0099] 由于独立于探测器每个 j 行的线束硬化校正可在此时执行,如果在拍摄或成像状态下各个数据采集系统的管电压是不同的,则可校正探测器的 X-射线能量特征集合每行间的差别。

[0100] 在步骤 S4 中,对受到线束硬化校正的投影数据 $D11(\text{view}, j, i)$ 进行实施 z 方向(行方向)滤波的 z 滤波卷积处理。在步骤 S4 中,在对各个视角和各个数据采集系统进行预处理后,对受到在行方向上线束硬化校正的多行 X-射线探测器 $D11(\text{ch}, \text{row})$ (其中 $\text{ch} = 1-\text{CH}$, $\text{row} = 1-\text{ROW}$) 的投影数据实施行方向滤波器大小是 5 行的滤波,例如 ($w_1(\text{ch})$, $w_2(\text{ch})$, $w_3(\text{ch})$, $w_4(\text{ch})$, $w_5(\text{ch})$)。顺便提及的是,在此 ch 指代通道而 row 指代行。

[0101] 然而,上述关系被定义为由公式 (2) 所给出如下形式:

$$[0102] \quad \sum_{k=1}^5 w_k(\text{ch}) = 1 \quad \dots (2)$$

[0103] 校正后的探测器数据 $D12(\text{ch}, \text{row})$ 用如下所示的公式 (3) 表示:

$$[0104] \quad D12(\text{ch}, j) = \sum_{k=1}^5 (D11(\text{ch}, i - k - 3) \cdot w_k(\text{ch})) \quad \dots (3)$$

[0105] 顺便提及的是,当假设通道的最大值为 CH 并且假设行的最大值为 ROW 时,它们显示成下面的公式 (4) 和 (5):

$$[0106] \quad D11(\text{ch}, -1) = D11(\text{ch}, 0) = D11(\text{ch}, 1) \dots (4)$$

$$[0107] \quad D11(\text{ch}, \text{ROW}) = D11(\text{ch}, \text{ROW}+1) = D11(\text{ch}, \text{ROW}+2) \dots (5)$$

[0108] 当对于每个通道改变行方向滤波器系数时,根据距图像重建中心的距离可控制片层的厚度。由于通常与其重建中心相比,片层厚度在断层照片的外围部分变厚,行方向滤波器系数在中央部分和每个外围部分改变,每个行方向滤波器系数的宽度在中央部分通道的附近很大地改变,而每个行方向滤波系数的宽度在每个外围部分通道的附近较小地改变。结果,在外围部分和图像重建中央部分也还可将片层厚度变的大体平均。

[0109] 通过用这种方式控制多行 X-射线探测器 24 的中央部分通道和每个外围部分通道的行方向滤波器系数,在中央部分和外围部分处也可控制片层厚度。当依靠行方向滤波器将片层厚度变的稍微厚点时,伪影和噪声都极大地改进。这样,也可控制伪影改进的程度和噪声改进的程度。就是说,可控制三维图像重建断层照片,即在 xy 平面的图像质量。作为另一个实施例,通过将行方向 (z 方向) 滤波器系数进行反卷积滤波也可实现片层厚度薄的断层照片。

[0110] 在步骤 S5 中,执行重建函数卷积处理。就是说,将数据进行傅立叶变换并乘以重建函数,接着将其进行反傅立叶变换。假设在重建函数卷积处理 S5 中,将 z 滤波卷积处理之后的数据定义为 D12,将重建函数卷积处理之后的数据定义为 D13,并且用于卷积的重建函数是 $\text{Kernel}(j)$,则重建函数卷积处理用下面公式 (6) 表示:

$$[0111] \quad D13(\text{view}, j, i) = D12(\text{view}, j, i) * \text{Kernel}(j) \quad \dots (6)$$

[0112] 就是说,由于重建函数 $\text{Kernel}(j)$ 可对探测器的每个 j 行单独执行重建函数卷积处理,则可以校正每个行的噪声特征和分辨率特征上的差异。

[0113] 在步骤 S6 中,对受到重建函数卷积处理的投影数据 $D13(\text{view}, j, i)$ 可实施三维反投影处理以确定反投影数据 $D3(x, y)$ 。由于在本发明中用螺旋扫描进行,在三维上将重建的图像的图像重构到垂直于 z 轴的平面或 xy 平面上。假设以下重建区域 P 平行于 xy 平面。三维反投影处理将随后参考图 5 进行描述。

[0114] 在步骤 S7 中,对反投影数据 $D3(x, y, z)$ 实施诸如图像滤波卷积、CT-值转化或类似的后处理以获得断层摄影图像或断层照片 $D31(x, y)$ 。

[0115] 假设三维反投影断层照片是 $D31(X, y, z)$,图像滤波卷积后的数据是 $D32(x, y, z)$ 并且图像滤波器是 $\text{Filter}(z)$,则对应于后处理的图像滤波卷积处理可用如下的公式 (7) 表示:

$$[0116] \quad D32(x, y, z) = D31(x, y, z) * \text{Filter}(z) \quad \dots (7)$$

[0117] 就是说,由于对探测器的每个 j 行可单独进行图像滤波卷积处理,则能够校正每个行的噪声特征差异和分辨率特征差异。

[0118] 这样所获得的断层照片显示在监视器 6 中。

[0119] 图 5 是显示了三维反投影处理 (图 4 的步骤 S6) 细节的流程图。

[0120] 在本实施例中,将进行了图像重建的图像在三维上图像重建到垂直于 z 轴的平面或 xy 平面上。假设以下重建区域 P 平行于 xy 平面。

[0121] 在步骤 S61 中,注意断层照片的图像重建所必需的所有视角 (即,对应于 360° 的视角或对应于“ $180^\circ +$ 扇角 (fan angle)”的视角) 的一个,并且提取对应于重建区域 P 内每个像素的投影数据 D_r 。

[0122] 如图 6(a) 和 6(b) 中所示,平行于 xy 平面的 512×512 个像素的正方形区域定义为重建区域 P ,且在 $y = 0$ 处的像素行 L_0 ,其平行于 x 轴,在 $y = 63$ 处的像素行 L_{63} ,在 $y = 127$ 处的像素行 L_{127} ,在 $y = 191$ 处的像素行 L_{191} ,在 $y = 255$ 处的像素行 L_{255} ,在 $y = 319$ 处的像素行 L_{319} ,在 $y = 383$ 处的像素行 L_{383} ,在 $y = 447$ 处的像素行 L_{447} ,在 $y = 511$ 处的像素行 L_{511} 分别作为多行。这样,如果提取通过将把这些像素行 L_0 到 L_{511} 投影到从 X -射线穿透方向看去的多行 X -射线探测器 24 的平面上而获得的如图 7 中所示的在线 T_0 到 T_{511} 上的投影数据,则它们导出像素行 L_0 到 L_{511} 的投影数据 $D_r(\text{view}, x, y)$ 。然而, x 和 y 对应断层照片的每个像素 (x, y) 。

[0123] 依据 X -射线管 21 的 X -射线焦点、各个像素和多行 X -射线探测器 24 的几何位置确定 X -射线穿透方向。然而,由于 X -射线探测器数据 $D_0(\text{view}, j, i)$ 的 z 坐标 $z(\text{view})$ 被公知为伴随有 X -射线探测器数据的工作台线性移动 z 方向位置 $Z_{\text{table}}(\text{view})$,则甚至在处于加速 / 减速的 X -射线探测器数据 $D_0(\text{view}, j, i)$ 的情况下也在 X -射线焦点和多行 X -射线探测器的数据采集几何系统中精确地确定 X -射线穿透方向。

[0124] 顺便提及的是,当从多行 X-射线探测器探测器 24 的通道方向看去一些线衰落时,例如通过将像素行 L0 投影在从 X-射线穿透方向看去的多行 X-射线探测器的平面上所获得的线 T0,对应的投影数据 $Dr(\text{view}, x, y)$ 被假设为“0”。当它从 z 方向上看去衰落时,用外插地确定对应的投影数据 $Dr(\text{view}, x, y)$ 。

[0125] 如图 8 中所示,用这种方式可提取重建区域 P 内与各个像素有关的投影数据 $Dr(\text{view}, x, y)$ 。

[0126] 返回来参考图 5,在步骤 S62 中,用锥形线束重建权重系数乘以投影数据 $Dr(\text{view}, x, y)$ 以产生如图 9 中所示的投影数据 $D2(\text{view}, x, y)$ 。

[0127] 在此,锥形线束重建权重参数 $w(i, j)$ 显示如下。在扇型线束图像重建的情况下,当通过连接 X-射线管 21 的焦点和在 $\text{view} = \beta a$ 时的重建区域 P(xy 平面)上的每个像素 (x, y) 所获得的直线与 X-射线束的中央轴 Bc 间形成的角定义为 γ ,而它的相对线束通常定义为 $\text{view} = \beta b$, βb 导致 $\beta b = \beta a + 180^\circ - 2\gamma$ 。

[0128] 假设穿过重建区域 P 内像素 $g(x, y)$ 的 X-射线束和其相对的 X-射线束与重建平面 P 所形成的角是如下列公式 (8) 所指代的 αa 和 αb ,它们与取决于此的锥形线束重建权重系数 ωa 和 ωb 相乘并加在一起来确定反投影像素数据 $D2(0, x, y)$ 。

$$[0129] \quad D2(0, x, y) = \omega a \cdot D2(0, x, y)_a + \omega b \cdot D2(0, x, y)_b \quad \dots (8)$$

[0130] 然而,分别将 $D2(0, x, y)_a$ 定义为视角 βa 的投影数据,将 $D2(0, x, y)_b$ 定义为视角 βb 的投影数据。

[0131] 顺便提及的是,关于彼此相对的线束的锥形线束重建权重系数的总和导致 $\omega a + \omega b = 1$ 。

[0132] 将锥形线束重建权重系数 ωa 和 ωb 乘以投影数据并加在一起使得它能够减少锥角伪影。

[0133] 例如,从以下公式中确定的值能用作锥形线束重建权重系数 ωa 和 ωb 。

[0134] 当假设扇型线束角的 1/2 为 γ_{\max} 时,可使用从以下公式 (9) 由公式 (14) 所确定的值。顺便提及的是, g_a 指代在给定方向上 X-射线束的加法 / 乘法系数,而 g_b 指代对应于其相对线束的 X-射线束的加法 / 乘法系数。

$$[0135] \quad g_a = f(\gamma_{\max}, \alpha a, \beta a) \quad \dots (9)$$

$$[0136] \quad g_b = f(\gamma_{\max}, \alpha b, \beta b) \quad \dots (10)$$

$$[0137] \quad x_a = 2 \cdot g_a^q / (g_a^q + g_b^q) \quad \dots (11)$$

$$[0138] \quad x_b = 2 \cdot g_b^q / (g_a^q + g_b^q) \quad \dots (12)$$

$$[0139] \quad w_a = x_a^2 \cdot (3 - 2x_a) \quad \dots (13)$$

$$[0140] \quad w_b = x_b^2 \cdot (3 - 2x_b) \quad \dots (14)$$

[0141] 顺便提及的是,例如,在此 $q = 1$ 。

[0142] 假设 $\max[]$ 是取最大值的函数,例如,从以下公式 (15) 和 (16) 所确定的值可用作 g_a 和 g_b 的例子。

$$[0143] \quad g_a = \max[0, \{(\pi/2 + \gamma_{\max}) - |\beta a|\}] \cdot |\tan(\alpha a)| \quad \dots (15)$$

$$[0144] \quad g_b = \max[0, \{(\pi/2 + \gamma_{\max}) - |\beta b|\}] \cdot |\tan(\alpha b)| \quad \dots (16)$$

[0145] 在扇型线束图像重建的情况下,重建区域 P 上的每个像素进一步被乘以其对应距离系数。当从 X-射线管 21 的焦点到多行 X-射线探测器 24 的探测器行 j 和通道 i 的距离

在对应于投影数据 D_r 是 r_0 并且从 X-射线管 21 的焦点到重建区域 P 上每个像素的距离对应于投影数据 D_r 是 r_1 时,给出距离系数为 $(r_1/R_0)^2$ 。

[0146] 在平行线束图像重建的情况下,重建区域 P 上的每个像素可单独乘以它的对应的锥形线束重建权重系数 $w(i, j)$ 。

[0147] 在步骤 S63 中,如图 10 中所示,将投影数据 $D_2(\text{view}, x, y)$ 加到事先相关于每个像素进行清除的投影数据 $D_3(x, y)$ 上。

[0148] 在步骤 S64 中,对每个断层照片的图像重建所必须的所有视角(即,对应于 360° 的视角和对应于“ $180^\circ + \text{扇角}$ ”的视角)重复步骤 S61 到 S63,因而获得如图 10 中所示的反投影数据 $D_3(x, y)$ 。

[0149] 顺便提及的是,重建区域 P 可形成一个如图 11(a) 和 11(b) 中所示的圆形区域。

[0150] 通常用如图 12 中所示的通道宽度 d 在多行 X-射线探测器 24 的模式下对全成像视野进行成像。然而,当对观察的成像场内的小物体进行成像或拍摄时,在中央部分通道呈现如图 13 中所示的高分辨率的模式下执行数据采集,并且通过如上述的图像重建产生断层摄影图像。

[0151] 由于在此所获的断层摄影图像是以在细通道间隔是 $d/2$ 且数据采集角是 $\theta/2$ 时,在多行 X-射线探测器 24 的部分中所采集的投影数据为基础的,因此可获得对应小成像区域的高分辨率断层摄影图像。

[0152] 就是说,对应于正常模式下通道宽度的 N 通道 $\times M$ 行,和对应于高分辨率模式的通道宽度 $d/2$ 的 N 通道 $\times M$ 行可根据物体进行转换。在这种情况下,数据采集系统 (DAS) 25 对应 N 通道 $\times M$ 行并且如果通过转换使用对应于通道宽度 d 的 N 通道和对应于通道宽度 $d/2$ 的 N 通道,则该数据采集系统是高效的。如果物体和感兴趣区域都很小且落在对应于如图 13 中所示 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 的成像区域范围内,可基于 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 的高分辨率模式进行断层照片图像重建和断层照片图像显示。此时在图像重建中,在如图 3 所示的这种图像重建的流程内步骤 S5 的重建函数卷积处理中准备用于正常模式和高分辨率模式的图像重建函数。当以基于 N 通道 \times 探测器通道宽度 $d/2$ 的高分辨率模式进行数据采集时,在数据采集中增加用于采样的尼奎斯特频率。因此,当使用如图 39 中所示的用于高分辨率模式的图像重建函数进行图像重建时,可获得其质量适当的高分辨率图像。

[0153] 顺便提及的是,作为 X-射线探测器的结构,从通道方向看去的 X-射线探测器的中央部分由如图 13 所示的具有 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 的闪烁器和光电二极管组成。

[0154] 右侧和左侧外围部分分别由 $N/4$ 通道 \times 通道宽度 d 的闪烁器和光电二极管组成。当中央的 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 作为高分辨率模式是红色时,一个接一个独立读取对应于通道宽度 $d/2$ 的各个通道。

[0155] 然而,当用作为正常模式以 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 读取所有通道时,用两个通道统一为一个在正常模式下读取具有位于其中央部分的对应于通道宽度 $d/2$ 的各个通道的 X-射线探测器。这样,FET 开关被公知为用于通过转换读取 X-射线探测器的闪烁器和光电二极管的输出开关。

[0156] 然而,如图 19 中所示,感兴趣区域小且落在具有 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 的高分辨率模式的范围内。然而,例如,当物体的尺寸没有落在 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 的范围内时,在具有 N 通道 \times 通道宽度 $d/2$ 和从行方向看去 M 行 \times 行宽 r 的高分辨率模式下可对从通

道方向看去多行 X- 射线探测器 24 内进行数据采集,反之在具有 $N/4$ 通道 \times 两点 \times 通道宽度 d 和从行方向看去粗略地具有 $M/2$ 行 \times 行宽 $2r$ 的正常模式下可对从通道方向看去其外部进行数据采集,如图 18 中所示。这种情况下在高分辨率模式下数据采集的量,即,数据采集的数量用关于正常模式中 N 通道 $\times M$ 行的以下方式表示:

[0157] N 通道 $\times M$ 行 $+ N/4$ 通道 $\times 2 \times M/2$ 行 $= 1.25 \times N$ 通道 $\times M$ 行。

[0158] 通道的数量增至 1.25 倍。如果采取等于正常模式下的每个通道的数据采集时间,则总的数据采集时间增至 1.25 倍。如果希望数据采集时间符合正常模式下同样的数据采集时间,则要是每个通道的数据采集时间减少到正常模式下数据采集时间的 0.8 倍,就会使数据采集时间与正常模式下的数据采集时间相同。

[0159] 这样,即使在从通道方向看去在多行 X- 射线探测器 24 的外围部分上粗略地实施数据采集,并且用行方向上做的很粗的投影数据的分辨率进一步进行图像重建,也不会对在高分辨率模式下感兴趣的中央区域的成像施加影响。

[0160] 当在对应于如图 18 所示的一个视图的一行的数据中混合位于探测器通道方向外围部分的探测器通道宽度 d 和位于探测器通道方向中央部分的探测器通道宽度 $d/2$ 时,在步骤 S5 的重建卷积处理中对高分辨率模式的图像重建函数进行卷积。这样,如果对应于探测器通道宽度 $d/2$ 的用于高分辨率模式的图像重建函数叠加在外围部分的探测器通道宽度 d 的部分之上,从而产生不必要的图像噪声。对于精确来说这是不希望得到的。如下操作可将其避免。

[0161] 根据目前常用的方法,将投影数据和重建函数卷积傅立叶变换到频率空间。在频率空间中乘以投影数据和重建函数的结果进行反傅立叶变换,跟着将其恢复到实空间中。然而,目前的方法不能使用仅对于探测器外围部分的投影数据不同的正常模式中的图像重建函数。

[0162] 因此,在实空间中可改变在探测器外围部分和探测器中央部分所叠加或卷积的图像重建函数。以下流程处理可如图 40 中所示进行。

[0163] 在步骤 S51 中, $i, j, \text{view} = 1$ 。然而,假设 i 是 1 到 1024 的整数,假设 j 是 1 到 256 的整数,及假设 view 是 1 到 1000 的整数。

[0164] 在步骤 S52 中,基于投影数据 $D12(\text{view}, j, i)$ 确定探测器通道宽度是否是 $d/2$ 并且是否被放置在高分辨率模式中。如果发现应答是是 (YES),则流程处理进行到步骤 S53。如果发现应答是否 (NO),则流程处理进行到步骤 S54。

[0165] 在步骤 S53 中,对高分辨率模式的重建函数 $\text{Kernel HR}(j)$ 进行卷积以确定重建函数卷积后的投影数据 $D13(\text{view}, j, i)$ 。

[0166] 在步骤 S54 中,对正常模式的重建函数 $\text{Kernel LR}(j)$ 进行卷积以确定重建函数卷积后的投影数据 $D13(\text{view}, j, i)$ 。

[0167] 在步骤 S55 中,确定是否 $i = 1024$ 。如果发现应答是 YES,则流程处理进行到步骤 S56。

[0168] 在步骤 S56 中,确定是否 $j = 256$ 。如果发现应答是 YES,则流程处理进行到步骤 S57。

[0169] 在步骤 S57 中,确定是否 $\text{view} = 1000$ 。如果发现应答是 YES,则流程处理结束。

[0170] 在步骤 S58 中,执行 $i = i+1$ 并且流程处理返回到步骤 S51。

[0171] 在步骤 S59 中,实施 $j = j+1$ 并且流程处理返回到步骤 S51。

[0172] 在步骤 S60 中,实施 $view = view+1$ 并且流程处理返回到步骤 S51。

[0173] 当用行方向上捆束 (bundled) 的数据抑止所采集数据的数量时,对从通道方向看去的多行 X-射线探测器 24 的外围部分的外部进行数据采集。然而,如图 17 所示,可通过具有行宽度 r 的 $M/2$ 行如此稀薄地对从通道方向看去的多行 X-射线探测器 24 的外围部分的外部进行数据采集以至于 X-射线探测器通道本身被放置在通道宽度 d , M 行和行宽 r 下而数据采集被放置在 N 行跳过样式中 (例如,将数据采集安排在图 17 中 $N = 2$ 的两行跳过样式)。在这种情况下,即使当使用在它们邻近行的数据采集的投影数据对稀薄的且跳过行的外部外围部分的投影数据进行图像重建也不会有问题发生。为了精确,移动行方向上的投影数据。然而,如果在 z 方向上没有突然地改变投影数据轮廓的区域总和,则不会对高分辨率模式下断层摄影图像中央处的感兴趣区域的成像施加影响。

[0174] 类似的,如作为图 17 另一种选择的图 16 中所示,在行方向将稀薄部分集中起来并且将数据采集区放置在行方向的一侧上。可选择的,数据采集区可放置在如图 15 中所示的行方向中央。如果在 z 方向上没有突然改变投影数据轮廓区域的总和,则不会对高分辨率模式下断层摄影图像的中央感兴趣区域的成像施加影响。

[0175] 这样,心脏检查,作为希望细微观看感兴趣中央区域的一种临床应用被提出来了。在心脏检查中首先需要空间分辨率。图 28 显示了包含心脏的肺部区域成像的例子。当希望对包括肺部区域的心脏成像或拍摄时,使用 X 射线采集范围 1 在包括受试者整个肺部区域范围内执行数据采集、图像重建和图像显示。关于在此时的数据采集,在具有 N 通道 \times X-射线探测器通道宽度 d 的 X-射线数据采集范围 1 上执行对应于 M 行的数据采集。在特别是在专门用于心脏成像时,使用 X-射线数据采集范围 2 在以受试者心脏为中央的范围内执行数据采集、图像重建和图像显示。关于此时的数据采集,用 N 通道 \times X-射线探测器通道宽度 d 在 X-射线数据采集范围 2 上执行对应于 M 行的数据采集。其次,需要作为心脏检查特征的时间分辨率。为此,在空间上以高分辨率模式和满意时间分辨率下高速读取感兴趣的中央区域。进一步,以高速度旋转扫描台架 20 的旋转部分以加快用于数据采集的扫描时间,并且用同样数量的数据采集点执行数据采集。

[0176] 当行方向上数据采集范围根据如图 15 或 16 所示的通道位置进行区分时,用于控制 X-射线照射区域的 X-射线的方法考虑如下:

[0177] (1) 基于通道方向 X-射线滤波器的方法

[0178] (2) 基于形成 X-射线滤波器线束的方法

[0179] 如图 24 中所示,可控制在行方向上的 X-射线照射区域以便根据由通道方向准直器 31 在行方向上分成两个的通道位置进行区分。这样,X-射线照射区域可与数据采集范围匹配。顺便提及的是,图 24 是显示了作为图 2 中视线的从 X-射线管 21 延伸到多行 X-射线探测器 24 方向的图。

[0180] 形成 X-射线滤波器 32 的线束和形成 X-射线滤波器 32a 的增加的线束如图 25 所示进行交迭。可控制在行方向上的 X-射线照射区域以便根据通道位置进行区分。这样,X-射线照射区域能够与数据采集范围对准。在图 25 中,图 25(a) 是显示了作为图 2 中视线的从 X-射线管 21 延伸到多行 X-射线探测器 24 方向的图,图 25(b) 是显示了在图 25(a) 的 A-B 截面上形成 X-射线滤波器 32 的线束和形成 X-射线滤波器 32a 的增加的线束的剖

面图,图 25(c) 是显示了分别在线 A-B 上各个部分中的布局关系的侧视图。

[0181] 顺便提及的是,这种情况下存在需要将 X- 射线照射区域与感兴趣的诊断区域进行匹配。感兴趣的诊断区域可事先在扫描前如图 26(a) 和 26(b) 所示的探查图像中设定。

[0182] 图 20 显示了正常模式下读取的情形。让我们假设通道数量是 L, 行数量是 M, 扫描时间是 T, 以及每个扫描和旋转的视图数量是 L。作为一个真实扫描的例子, 认为 $N = 1024$ 通道, $M = 256$ 行, 扫描时间 $T = 0.5s$, 以及每个扫描和旋转的视图数量 $L = 1000$ 。

[0183] 在正常模式下数据传送率用所给的以下公式 (17) 表示:

[0184]

$$\frac{N \text{ 通道} \times M \text{ 行} \times L \text{ 视图}}{T \text{ 秒}} = \frac{1024 \text{ 通道} \times 256 \text{ 行} \times 1000 \text{ 视图}}{0.5 \text{ 秒}} = \text{约 } 500M (\text{通道 } /s)$$

[0185] ... (17)

[0186] 在正常模式中, 在该速度下读取数据。

[0187] 另一方面, 图 21 显示了特别专用于心脏的高速读取模式的想法。

[0188] 通过通道方向准直器 23 控制 X- 射线并将其放射到对应于多行 X- 射线探测器 24 的中央 N/K 通道的部分 (例如, 在 $N = 1024$ 和 $K = 2$ 的 512 通道)。

[0189] 当对应于中央 512 通道的部分是 n 倍时, 即, $n = 0.4$, 在 $nT = 0.5 \text{ 秒} \times 0.4 = 0.2$ 秒下进行扫描。当在这种情况下读取对应于中央 512 通道的部分时, 在由以下公式 (18) 给出的数据传送率下进行数据采集, 并执行图像重建和图像显示。

[0190]

$$\frac{\left(\frac{N}{K}\right) \text{ 通道} \times M \text{ 行} \times L \text{ 视图}}{n \cdot T \text{ 秒}} = \frac{\frac{1024}{2} \text{ 通道} \times 256 \text{ 行} \times 1000 \text{ 视图}}{0.2 \text{ 秒}} = \text{约 } 640M (\text{通道 } /s)$$

[0191] ... (18)

[0192] 顺便提及的是, 由于当将图 21 所示的方法用于心脏成像时使用通道方向准直器 23, 如果使用预测缺失投影数据并对其进行校正的图像重建算法执行图像重建能获得质量更好的断层摄影图像, 该算法在以后描述的实施例 2 中进行展示。

[0193] 从通道方向看去对应于中央 512 通道的部分在上面的例子中并没有设定为高分辨率模式。然而, 当对应于 X- 射线探测器通道宽度 d 的 512 通道部分在高分辨率模式下设定为具有双 1024 通道的 X- 射线探测器通道宽度 d/2 时, 对于心脏检查它更进一步的有效。

[0194] 当在此时读取位于中央部分的通道时, 可由以下公式 (19) 所给定的数据传送率下执行数据采集, 并进行图像重建和图像显示。

[0195]

$$\frac{1024 \text{ 通道} \times 256 \text{ 行} \times 1000 \text{ 视图}}{0.2 \text{ 秒}} = \text{约 } 1.25G (\text{通道 } /s) \quad \dots (19)$$

[0196] 这样, 众所周知的是具有多个数据传送模式的 X- 射线 CT 装置适于各种应用并且是高效的。

[0197] 图 22 显示了使用形成滤波器 32 的 X- 射线线束执行在对应于从通道方向看去中央部分的通道上的高速读取的例子。

[0198] 通过形成滤波器 32 的 X- 射线线束在外围部分衰减 X- 射线。原理上将 X- 射线放射到对应于多行 X- 射线探测器 24 的中央 N/K 通道的部分 (例如, 在 $N = 1024$ 和 $K = 2$ 的

512 通道)。

[0199] 当对应于中央 512 通道的部分是 n 倍时,例如, $n = 0.4$, 在 $nT = 0.5 \text{ 秒} \times 0.4 = 0.2 \text{ 秒}$ 下进行扫描。当在这种情况下读取对应于中央 512 通道的部分时,在由以下公式 (20) 给出的数据传送率下进行数据采集,并执行图像重建和图像显示。

[0200]

$$\frac{\left(\frac{N}{K}\right) \text{ 通道} \times M \text{ 行} \times L \text{ 视角}}{n \cdot T \text{ 秒}} = \frac{\frac{1024}{2} \text{ 通道} \times 256 \text{ 行} \times 1000 \text{ 视图}}{0.2 \text{ 秒}} = \text{约 } 640M(\text{通道 } /s)$$

[0201] ... (20)

[0202] 顺便提及的是,由于当将图 22 所示的方法用于心脏成像时使用形成 X-射线滤波器 32 的线束,如果使用预测缺失投影数据并对其进行校正的图像重建算法执行图像重建能获得质量更好的断层摄影图像,该算法在以后描述的实施例 2 中进行展示。

[0203] 从通道方向看去对应于中央 512 通道的部分在上面的例子中并没有设定为高分辨率模式。然而,当对应于 X-射线探测器通道宽度 d 的 512 通道部分在高分辨率模式下设定为具有双 1024 通道的 X-射线探测器通道宽度 $d/2$ 时,对于心脏检查更进一步的有效。

[0204] 当在此时读取位于中央部分的通道时,可由以下公式 (21) 所给定的数据传送率执行数据采集,并进行图像重建和图像显示。

[0205]

$$\frac{1024 \text{ 通道} \times 256 \text{ 行} \times 1000 \text{ 视图}}{0.2 \text{ 秒}} = \text{约 } 1.25G(\text{通道 } /s)$$

[0206] ... (21)

[0207] 这样,众所周知的是具有多个数据传送模式的 X-射线 CT 装置适于各种应用并且是高效的。

[0208] 图 23 显示了一种方法,其中由于形成 X-射线滤波器 32 的线束不同于通道方向准直器 23 并且 X-射线被少许放射到外围部分中,收集这种方法所获的数据并且将质量更好的断层摄影图像进行图像重建。

[0209] 原理上将 X-射线放射到对应于多行 X-射线探测器 24 的中央 N/K 通道的部分(例如,在 $N = 1024$ 和 $K = 2$ 的 512 通道)上。当对应于中央 512 通道的部分是 n 倍时,例如, $n = 0.4$, 在 $nT = 0.5 \text{ 秒} \times 0.4 = 0.2 \text{ 秒}$ 下进行读取数据。顺便提及的是,此时扫描台架 20 的每旋转率是 0.2 秒且扫描速度或速率是 0.2 秒。例如,在外围部分 512 通道的情况下 $k = 2$, 在 $kT = 0.5 \text{ 秒} \times 2 = 1.0 \text{ 秒}$ 下执行数据读取。

[0210] 当读取对应于中央 512 通道的部分时,在由以下公式 (22) 给出的数据传送率下进行数据采集,并执行图像重建和图像显示。

[0211]

$$\frac{\left(\frac{N}{K}\right) \text{ 通道} \times M \text{ 行} \times L \text{ 视角}}{n \cdot T \text{ 秒}} = \frac{\frac{1024}{2} \text{ 通道} \times 256 \text{ 行} \times 1000 \text{ 视图}}{0.2 \text{ 秒}} = \text{约 } 640M(\text{通道 } /s)$$

[0212] ... (22)

[0213] 在外对围部分对 512 通道进行数据读取时,在由以下公式 (23) 给出的数据传送率下进行数据采集,并执行图像重建和图像显示。

[0214]

$$\frac{\left(N - \frac{N}{K}\right) \text{通道} \times M \text{行} \times L \text{视角}}{k \cdot T \text{秒}} = \frac{1024 - \frac{1024}{2} \text{通道} \times 256 \text{行} \times 1000 \text{视图}}{1 \text{秒}}$$

[0215]

$$= \text{约} 128M (\text{通道} / \text{s})$$

[0216] ... (23)

[0217] 顺便提及的是,由于在将图 23 所示的方法用于心脏成像中使用通道方向准直器 23,如果使用预测缺失投影数据并对其进行校正的图像重建算法进行图像重建能获得质量更好的断层摄影图像,该算法在实施例 2 中进行展示。

[0218] 从通道方向看去对应于中央 512 通道的部分在上面的例子中并没有设定为高分辨率模式。然而,当对应于 X-射线探测器通道宽度 d 的 512 通道部分在高分辨率模式下设定为具有双 1024 通道的 X-射线探测器通道宽度 d/2 时,对于心脏检查它更进一步的有效。

[0219] 当在此时读取位于中央部分的通道时,可由以下公式 (24) 所给定的数据传送率下执行数据采集,并进行图像重建和图像显示。

[0220]

$$\frac{1024 \text{通道} \times 256 \text{行} \times 1000 \text{视图}}{0.2 \text{秒}} = \text{约} 1.25G (\text{通道} / \text{s})$$

[0221] ... (24)

[0222] 顺便提及的是,此时虽然有关对应于中央部分的 512 通道的数据在图像重建时在各个视图快速地更新,但是有关在外围部分 512 通道的数据却以低速度更新。然而,由于在外围部分的数据用于防止 CT 值变化以及伪影的发生,不会对感兴趣区域的高分辨率断层摄影图像的质量产生影响,即使它们不是稍微准确的适当的数据。

[0223] 这样,存在对每个数据采集范围不同的用于数据采集采样周期的数据读取模式能够适应各种应用并产生效果。

[0224] 如上所述,根据本实施例的 X-射线 CT 装置 100 具有向受试者照射 X-射线的 X-射线管 21、探测从 X-射线管 21 照射并穿过受试者的 X-射线的多行 X-射线探测器 24 和以这样的方式移动 X-射线管 21 和多行 X-射线探测器 24 使得它们围绕受试者旋转的旋转部件 15。基于通过实施这样的扫描使得通过旋转部件 15 将围绕受试者旋转的 X-射线管 21 向受试者照射 X-射线并用多行 X-射线探测器 24 探测穿过受试者的 X-射线所获得的投影数据,对受试者的断层摄影图像进行图像重建。此处,在多行 X-射线探测器 24 中,将探测穿过受试者以产生 X-射线探测器数据的多个通道分别设置在沿由旋转部件 15 对其进行旋转的方向延伸的通道方向上,和沿此时由旋转部件 15 对其进行旋转的旋转轴延伸的行方向上。多行 X-射线探测器 24 具有在通道方向上布置对应第一通道宽度 d/2 的多个通道的第一区域,和布置对应比第一通道宽度 d/2 大的第二通道宽度 d 的多个通道的第二区域。在多行 X-射线探测器 24 中,这样形成第一区域使得从通道方向看去对应中央部分,以及在外围部分这样形成第二区域以便使第一区域置入其间。因此,本实施例能够有效且容易地根据成像条件以所希望的数据采集率获得所希望的分辨率的图像。

[0225] (实施例 2)

[0226] 虽然实施例 1 显示了在高分辨率下对小成像区域进行拍摄或成像的实施例,但是实施例 2 显示了进一步实现低放射曝照的实施例。除了对 X-射线 CT 装置 100 的操作不同于根据实施例 1 的操作外,实施例 2 与实施例 1 相类似。因此将不再解释重复的部分。

[0227] 图 29 是显示了 X-射线 CT 装置 100 操作要点的流程图。本实施例将解释增加通道方向准直器并因而依据人们希望重建的 FOV 的尺寸进行控制的实施例。

[0228] 虽然屏蔽板系统(板状准直器系统)(图 30(a))和屏蔽圆柱系统(旋转轴偏心柱状准直器系统)(图 30(b))被认为是准直器,但是任何一个均可用于本实施例中。通过允许 DAS 25 读取 z 通道的数据已经控制 Z 方向(片层厚度方向)准直器控制,而在通道方向准直器 31 上,事先确定照射到多行 X-射线探测器 24 的 X-射线的位置,该位置依据 X-射线数据采集系统的角度 β (视角 β) 进行确定,以及事先确定将要拍摄的感兴趣区域的位置和尺寸。根据这些位置前馈控制通道方向准直器 31 的孔径位置和宽度。进一步,根据需要基于执行投影数据采集的 DAS 25(参考图 31(a) 和 31(b)) 的每个主探测器通道的数值执行在通道方向上的反馈控制。

[0229] 随着用于 DAS 控制的 CPU 和用于准直器控制的 CPU 的性能的进步,认为用于读取对应于多行 X-射线探测器 24 的数据的主要探测器通道和用于对通道方向准直器的孔径执行反馈控制的计算基本不会产生问题。当关于肥胖患者不能确信 X-射线数据的 SN 时,根据基于事先视野成像的位置/尺寸所预测的通道方向准直器位置可仅执行反馈控制。

[0230] 驱动系统或类似系统,例如在这种情况下控制准直器操作的脉冲马达,也被认为具有足够的响应速度。

[0231] 在图 29 所示的整个流程中,小的成像区域可以高分辨率进行拍摄并通过后继流程具有好的图像质量。

[0232] 在步骤 P1 中,首先执行探查图像的数据采集。

[0233] 在步骤 P2 中,在探查图像上设置将要成像或拍摄的区域。

[0234] 在步骤 P3 中,确定在各个 z 位置将要成像的轮廓区域。

[0235] 在步骤 P4 中,在与将要成像的感兴趣区域匹配的通道方向上控制通道方向准直器。

[0236] 在步骤 P5 中,执行扫描以进行数据采集。

[0237] 在步骤 P6 中,执行投影数据的预处理以获得在受到探查扫描的各个 z 位置的所有轮廓区域信息。通道方向准直器预测从通道方向看去在每个外围部分所缺失的投影数据部分并对其进行增加。

[0238] 在步骤 P7 中,使用增加有所缺失部分的投影数据执行图像重建处理和图像显示。

[0239] 当通过如图 32 所示的通道方向 X-射线准直器屏蔽除了在将被成像的部分的 X-射线时,需要预测对应于屏蔽部分的投影数据。此处如图 32(b) 中所示,根据通过允许在它们被旋转 360° 时各个方向的 S_{i1}, S_{ir}, S_{j1} 和 S_{jr} 的区域进行椭圆近似而获得的轮廓之间位置关系和成像区域预测投影数据。顺便提及的是,可将投影数据以如图 32(c) 所示以三角形近似或圆形近似的形式加到两个侧面上。

[0240] 用图 33 的流程图解释通道方向 X-射线准直器的前馈控制。

[0241] 在步骤 C1 中,通过根据包括 X-射线管 21、多行 X-射线探测器 24 和 DAS25 的 X-射线数据采集系统的角度 β (视角 β) 和感兴趣的成像区域的尺寸和位置(例如中心是 $(x_0,$

yo), 半径是 R 的感兴趣的圆形区域) 进行计算确定将要辐射 X- 射线的多行 X- 射线探测器 24 的角度范围 (从最小照射通道 γ_{\min} 到最大照射通道 γ_{\max}) 或通道范围。

[0242] 在步骤 C2 中, 将通道方向准直器 (其可是椭圆柱状准直器和屏蔽板类准直器) 做成从最小照射通道 γ_{\min} 到最大照射通道 γ_{\max} 打开。

[0243] 在步骤 C3 中, 确认是否完成通道方向准直器控制和对应于所有视图的数据采集。

[0244] 顺便提及的是, 在图 34 中显示了最小照射通道 γ_{\min} 和最大照射通道 γ_{\max} 、包括 X- 射线管 21、多行 X- 射线探测器 24 和 DAS 25 的数据采集系统以及通道方向准直器。从它的关系中可以理解, 以 $x = FCD \cdot \sin \theta$, $y = FCD \cdot \cos \theta$ (此处 θ : 视角, FCD (焦心点距离)) 表示 X- 射线球管的位置 (x, y)。

[0245] 在视角 = 0° 时的感兴趣成像区域和最小照射通道及最大照射通道之间的关系像图 35 中所述如下。

[0246] 例如, 当假设感兴趣的圆形成像区域的位置是 (xo, yo) 时, 假设它的半径是 R, 假设它的视角是 0° , 即, X- 射线焦点设置在 (0, FCD), 上述关系显示成用以下公式 (25)、(26) 和 (27) 表示 (此处 FCD: 焦心点距离)。以下公式 (28) 和 (29) 源自公式 (25)、(26) 和 (27)。如以下公式 (30) 和 (31) 所表示的, 此时 γ 的最大值变成 γ_{\max} 而 γ 的最小值变成 γ_{\min} 。

$$[0247] \begin{cases} y = \frac{1}{\tan \gamma} \cdot x + FCD & \dots (25) \\ x = x_0 + R \cdot \sin \theta & \dots (26) \\ y = y_0 + R \cdot \cos \theta & \dots (27) \end{cases}$$

$$[0248] \tan \gamma = \frac{-x}{FCD - y} \quad \dots (28)$$

$$[0249] \gamma = \tan^{-1} \left(\frac{-x}{FCD - y} \right)$$

$$[0250] = \tan^{-1} \left(\frac{-x_0 - R \cdot \sin \theta}{FCD - y_0 - R \cdot \cos \theta} \right) \quad \dots (29)$$

$$[0251] \gamma_{\max} = \tan^{-1} \left(\frac{x_0}{FCD - y_0} \right) + \sin^{-1} \left(\frac{R}{\sqrt{(FCD - y_0)^2 + x_0^2}} \right) \quad \dots (30)$$

$$[0252] \gamma_{\min} = \tan^{-1} \left(\frac{x_0}{FCD - y_0} \right) + \sin^{-1} \left(\frac{R}{\sqrt{(FCD - y_0)^2 + x_0^2}} \right) \quad \dots (31)$$

[0253] 在视角 = β 时的感兴趣成像区域和最小照射通道及最大照射通道之间的关系像图 36 中所述如下。

[0254] 例如, 当假设感兴趣的圆形成像区域的位置是 (xo, yo) 时, 假设它的半径是 R, 假设它的视角是 0° , 就是说, X- 射线焦点设置在 (FCD · sin β , FCD · cos β), 上述关系显示成用以下公式 (32)、(33) 和 (34) 表示 (此处 FCD: 焦心点距离)。以下公式 (35) 源自公式 (32)、(33) 和 (34)。从以下公式 (36) 和 (37) 中, 此时 γ 的最大值变成 γ_{\max} 而 γ 的最

小值变成 $\gamma \min$, 如在以下公式 (38) 和 (39) 中所示。

$$[0255] \quad \left\{ \begin{array}{l} y = \frac{1}{\tan(\beta + \gamma)} \cdot (x - FCD \cdot \sin \beta) + FCD \cdot \cos \beta \quad \dots (32) \\ x = x_0 + R \cdot \sin \theta \quad \dots (33) \\ y = y_0 + R \cdot \cos \theta \quad \dots (34) \end{array} \right.$$

$$[0256] \quad \tan(\beta + \gamma) = \frac{FCD \cdot \sin \beta - x}{FCD \cdot \cos \beta - y}$$

$$[0257] \quad \gamma = \tan^{-1} \left(\frac{FCD \cdot \sin \beta - x_0 - R \cdot \sin \theta}{FCD \cdot \cos \beta - y_0 - R \cdot \cos \theta} \right) - \beta \quad \dots (35)$$

$$[0258] \quad x_0' = x_0 \cdot \cos \beta - y_0 \cdot \sin \beta \quad \dots (36)$$

$$[0259] \quad y_0' = x_0 \cdot \sin \beta + y_0 \cdot \cos \beta \quad \dots (37)$$

$$[0260] \quad \gamma \max = \tan^{-1} \left(\frac{x_0'}{FCD - y_0'} \right) + \sin^{-1} \left(\frac{R}{\sqrt{(FCD - y_0')^2 + x_0'^2}} \right) \quad \dots (38)$$

$$[0261] \quad \gamma \min = \tan^{-1} \left(\frac{x_0'}{FCD - y_0'} \right) + \sin^{-1} \left(\frac{R}{\sqrt{(FCD - y_0')^2 + x_0'^2}} \right) \quad \dots (39)$$

[0262] 下面在图 37 中显示通道方向 X-射线准直器的反馈控制。

[0263] 在步骤 C1 中, 类似于图 33 的步骤 C1 方式, 通过根据包括 X-射线管 21、多行 X-射线探测器 24 和 DAS 25 的 X-射线数据采集系统的角度 β (视角 β) 和感兴趣的成像区域的尺寸和位置 (例如中心是 (x_0, y_0) , 半径是 R 的感兴趣的圆形区域) 进行计算确定将要辐射 X-射线的多行 X-射线探测器 24 的角度范围 (从最小照射通道 $\gamma \min$ 到最大照射通道 $\gamma \max$) 或通道范围。

[0264] 在步骤 C2 中, 用类似于图 34 的步骤 C2 的方式将通道方向准直器 (其可是椭圆柱状准直器和屏蔽板类准直器) 做成从最小照射通道 $\gamma \min$ 到最大照射通道 $\gamma \max$ 打开。

[0265] 在步骤 C3 中, 在观察 DAS 25 数据的同时确定 X-射线所照射数据的范围。假设从 Ch_{\min} 到 Ch_{\max} 的范围是 X+射线照射的数据输入范围, 则确认是否它对应步骤 C1 中所确定的最小照射通道 $\gamma \min$ 或最大照射通道 $\gamma \max$ 。

[0266] 如果数据输入范围落在 $\pm \epsilon$ 的小误差范围内, 则没有问题发生。然而, 当它超出这一误差范围时, 反馈控制进行到步骤 C4。

[0267] 在步骤 C4 中, 假设为 $\gamma \min - Ch_{\min} \cdot \text{Chang} = \Delta \gamma \min$, $\gamma \max - Ch_{\max} \cdot \text{Chang} = \Delta \gamma \max$, 将校正量或值 $\Delta \gamma \min$ 和 $\Delta \gamma \max$ 加到控制量或值中。其后, 反馈控制进行到步骤 C5。

[0268] 在步骤 C5 中, 确认是否对应于所有视图的数据采集完成。如果没有完成, 则反馈控制返回到步骤 C1, 此处连续地执行通道方向准直器控制和数据采集。

[0269] 在这种情况下, 从轮廓区域和其通道方向上的宽度做出椭圆近似。如图 32 中所示, 通过根据受到椭圆近似的轮廓和待成像的区域之间的位置关系的在第 i th 个片层的各个方向上的蒙片 (masked) X-射线数据认识和了解加到待成像部分或区域的左侧和右侧的

投影数据 S_{il} 和 S_{ir} 。通过将 S_{il} 和 S_{ir} 加到投影数据的右侧和左侧并对该投影数据进行图像重建,能获得质量更好的断层摄影图像。

[0270] 如上所述,提供了通道方向准直器 31 的本发明,所述通道方向准直器 31 能屏蔽照射受试者的 X-射线从而调整在通道方向看去的 X-射线照射范围。在扫描受试者时,掌控控制器 29 以这样的方式控制通道方向准直器 31 的孔径位置使得将来自 X-射线管 21 的 X-射线与由操作者输入到输入装置 2 中的受试者感兴趣区域相关地照射。基于由多行 X-射线探测器 24 所采集的关于感兴趣区域的 X-射线探测器数据,中央处理单元 3 允许通道方向准直器 3 近似关于彼此围绕感兴趣区域的区域的缺失数据并对其校正。其后,基于近似的 X-射线探测器数据对受试者的断层摄影图像进行图像重建。因此有可能实现放射的低曝照。

[0271] (实施例 3)

[0272] 实施例 3 显示了将形成 X-射线滤波器 32 的线束用于其中的例子。除了 X-射线 CT 设备 100 的操作不同于实施例 1 外本实施例与实施例 1 类似。因此,将不再解释重复的部分。

[0273] 虽然使用通道方向 X-射线准直器 31 已经对实施例 2 进行了描述,但是即使在如图 38 中所示的使用形成 X-射线滤波器 32 的线束也能产生相似效果。

[0274] 图 38(a) 显示了通道方向 X-射线准直器 31 正常位置的方式,即,在通道方向上其传播量是 0。

[0275] 图 38(b) 和 38(c) 分别显示了其中形成 X-射线滤波器 32 的线束的传播量被认做是 d_1 和 d_2 。在这种情况下,可控制连接感兴趣区域中心和 X-射线焦点的直线以便将其叠加到这样的直线上以便形成 X-射线滤波器 32 的线束的 X-射线穿透路径变的最短。

[0276] 为了允许它们彼此重叠,使用源于公式 (38) 和 (39) 的以下公式 (40)。

[0277]
$$y_{\text{mean}} = (y_{\text{max}} + y_{\text{min}}) / 2 \quad \dots (40)$$

[0278] 假设 X-射线焦点和形成 X-射线滤波器 32 的线束之间的距离是如图 38(a) 中所示的 D ,它在公式 (41) 中表示如下:

[0279]
$$d_i = D \cdot \tan(\gamma_{\text{mean}}) \quad \dots (41)$$

[0280] 此处 $d_i = d_1$ 或 d_2

[0281] 根据上面 X-射线 CT 设备 100,利用本发明的 X-射线 CT 设备可实现即使通过螺旋扫描和传统扫描(轴向扫描)就能获得高分辨率的这种 CT 设备。

[0282] 可实现 X-射线 CT 设备,其在仅对有限的感兴趣区域进行拍摄和图像重建时能获得高分辨率。

[0283] 可实现 X-射线 CT 设备,其当仅对有限的感兴趣区域用 X-射线照射并进行拍摄时能够在低放射曝照下获得高分辨率。

[0284] 具体的描述的是,提供根据本实施例的 X-射线 CT 设备 100,该设备 100 具有能在通道方向上调节 X-射线照射分布的形成 X-射线滤波器 32 的线束。掌控控制器 29 以这样的方式控制 X-射线滤波器 32 的位置使得在对受试者进行拍摄时将来自 X-射线管 21 的 X-射线与由操作者输入到输入装置 2 内的受试者感兴趣区域相关地照射,因此,可实现低放射曝照。

[0285] 顺便提及的是,虽然在本实施例中使用多行 X-射线探测器,但是即使在使用单行

X-射线探测器的 X-射线 CT 设备情况下也能产生相似的效果。

[0286] 虽然在本发明的图像重建中使用三维图像重建方法,但是也可对数据使用基于已知的 Feldkamp 方法的三维图像重建方法或其他三维图像重建方法或二维图像重建方法,并且在这种情况下能产生相似的效果。

[0287] 虽然本发明使用螺旋扫描或传统扫描(轴向扫描),但是即使在锥形扫描的情况下也能产生相似的效果。

[0288] 在不脱离本发明精神和范围内可构想处许多相差很大的不同实施例。应当理解的是除了如附属权利要求中进行的限定,本发明并非限于说明书中所描述的具体实施例。

[0289] 附图说明

[0290] 图 1

[0291] 100... X-射线 CT 设备

[0292] 1... 操作控制台

[0293] 2... 输入装置,3... 中央处理单元,5... 数据采集缓冲器,6... 监视器,7... 存储装置,20... 扫描台架

[0294] 15... 旋转部件,21... X-射线管,22... X-射线控制器,23... 片层厚度方向准直器,24... 多行 X-射线探测器,26... 旋转部件控制器,29... 掌控控制器,30... 集电环,31 通道方向准直器,32... 形成 X-射线滤波器的线束,

[0295] 10... 拍摄工作台,12... 托架

[0296] 图 2

[0297] X-射线焦点

[0298] 21... X-射线管,31... 通道方向准直器

[0299] CB... X-射线束

[0300] p... 重建区域

[0301] dp... 探测器平面

[0302] IC... 旋转通道方向的中心

[0303] 24... 多行 X-射线探测器

[0304] 图 3

[0305] 开始

[0306] S1... 数据采集

[0307] S2... 预处理

[0308] S3... 线束硬化校正

[0309] S4... Z 滤波卷积处理

[0310] S5... 重建函数卷积处理

[0311] S6... 三维反投影处理

[0312] S7... 后处理

[0313] 结束

[0314] 图 4

[0315] 步骤 S2

[0316] 开始

- [0317] S21... 偏移量校正
- [0318] S22... 对数转换
- [0319] S23... X- 射线剂量校正
- [0320] S24... 灵敏度校正
- [0321] 结束
- [0322] 图 5
- [0323] 步骤 S6
- [0324] 开始三维反投影处理
- [0325] S61... 提取对应于重建区域 P 的各个像素的投影数据 D_r
- [0326] S62... 用锥形线束重建权重系数乘以各个投影数据 D_r 以产生反投影数
- [0327] 据 D_2
- [0328] S63... 将与像素有关的反投影数据 D_3 与反投影数据 D_2 相加
- [0329] S64... 对图像重建所必须的所有视角的反投影数据 D_2 进行了相加?
- [0330] 结束
- [0331] 图 6
- [0332] (a) 21... X- 射线管
- [0333] 重建区域 (xy 平面)
- [0334] 原点
- [0335] (b) 21... X- 射线管
- [0336] 重建区域
- [0337] xz 平面
- [0338] 图 7
- [0339] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0340] 探测器行方向
- [0341] 通道方向
- [0342] 图 8
- [0343] 重建区域
- [0344] 图 9
- [0345] 重建区域
- [0346] 图 11
- [0347] (a) 21... X- 射线管
- [0348] 重建区域
- [0349] (b) 21... X- 射线管
- [0350] 重建区域
- [0351] xz 平面
- [0352] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0353] 图 12
- [0354] N 通道
- [0355] 行方向 M 行

- [0356] 通道方向
- [0357] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0358] 图 13
- [0359] (a) N 通道 X 通道宽度 d
- [0360] N 通道 X 通道宽度 d/2
- [0361] 通道宽度 d 通道宽度 d/2 通道宽度 d
- [0362] M 行
- [0363] 1 通道 257 通道 768 通道 1024 通道
- [0364] 数据采集范围 2(角 $\theta/2$)
- [0365] 数据采集范围 1(角 θ)
- [0366] 行方向
- [0367] 通道方向 24... 多行 X- 射线探测器
- [0368] (b) 21... X- 射线管
- [0369] 受试者
- [0370] 感兴趣区域
- [0371] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0372] 通道宽度 d, 通道宽度 d/2, 通道宽度 d
- [0373] 图 14
- [0374] N 通道, 通道宽度 d
- [0375] 通道宽度 d
- [0376] M 行 行宽度 r
- [0377] 行方向 数据采集范围 1
- [0378] 通道方向
- [0379] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0380] 图 15
- [0381] N/4 通道 N/4 通道
- [0382] 通道宽度 d 通道宽度 d
- [0383] M 行, 行宽度 r M 行, 行宽度 r
- [0384] N 通道, 通道宽度 d/2,
- [0385] M 行, 行宽度 r
- [0386] M 行 M/2 行
- [0387] 行宽度 r
- [0388] 行方向
- [0389] 通道方向
- [0390] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0391] 图 16
- [0392] N/4 通道, N/4 通道,
- [0393] 通道宽度 d 通道宽度 d,
- [0394] M 行, 行宽度 r M 行, 行宽度 r

- [0395] N 通道,通道宽度 $d/2$
- [0396] M 行,行宽度 r
- [0397] M 行 M/2 行
- [0398] 行宽度 r
- [0399] 行方向
- [0400] 通道方向
- [0401] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0402] 图 17
- [0403] N/4 通道, N/4 通道,
- [0404] 通道宽度 d 通道宽度 d ,
- [0405] M 行,行宽度 r M 行,行宽度 r
- [0406] N 通道,通道宽度 $d/2$
- [0407] M 行,行宽度 r
- [0408] M 行
- [0409] 行宽度 r
- [0410] 行方向
- [0411] 通道方向
- [0412] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0413] 图 18
- [0414] N/4 通道, N/4 通道,
- [0415] 通道宽度 d 通道宽度 d ,
- [0416] M/2 行,行宽度 $2r$ M/2 行,行宽度 $2r$
- [0417] N 通道,通道宽度 $d/2$
- [0418] M 行,行宽度 r
- [0419] M 行 行宽度 $2r$
- [0420] 行方向 行宽度 r
- [0421] 通道方向
- [0422] 在行方向上读取行宽度 $2r \times M/2$ 行
- [0423] 在行方向上读取行宽度 $r \times M$ 行
- [0424] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0425] 图 19
- [0426] 21... X- 射线管
- [0427] 受试者
- [0428] 感兴趣区域
- [0429] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0430] 通道宽度 d ,通道宽度 $d/2$,通道宽度 d
- [0431] 图 20
- [0432] 24... 多行 X- 射线探测器
- [0433] 通道方向 (N 通道)

- [0434] 行方向
[0435] (M 行)
[0436] 图 21
[0437] 21... X- 射线管, 23... 通道方向准直器,
[0438] 通道方向 (N 通道)
[0439] 24... 多行 X- 射线探测器
[0440] 行方向 (M 行), N/K 通道
[0441] 图 22
[0442] 21... X- 射线管, 32... 形成线滤波器的 X- 射线束, 通道方向 (N 通道)
[0443] 24... 多行 X- 射线探测器
[0444] 行方向 (M 行), N/K 通道
[0445] 图 23
[0446] 21... X- 射线管, 32... 形成滤波器的 X- 射线束, 通道方向 (N 通道)
[0447] 24... 多行 X- 射线探测器
[0448] 位于中央部分的通道: 在 nT 秒数据采集
[0449] 位于外围部分的通道: 在 kT 秒数据采集
[0450] 行方向 (M 行), N/K 通道
[0451] 数据采集周期 2T 秒
[0452] 数据采集周期 T/2 秒
[0453] 图 24
[0454] 31... 通道方向准直器
[0455] X- 射线照射范围
[0456] 31... 通道方向准直器
[0457] 23... 片层厚度方向准直器
[0458] 31... 通道方向准直器
[0459] 23... 片层厚度方向准直器
[0460] 31... 通道方向准直器
[0461] 图 25
[0462] X- 射线照射区域
[0463] 21... X- 射线管
[0464] 图 26
[0465] (a) 头, 肺部区域, 肝, 感兴趣区域, 感兴趣区域
[0466] (b) 头, 肺, 感兴趣区域, 感兴趣区域, 肝
[0467] 图 27
[0468] 闪烁器 + 光电二极管
[0469] 通道方向
[0470] 在高分辨率模式下读取
[0471] 在正常模式下读取
[0472] 图 28

- [0473] 21... X-射线管
- [0474] 心
- [0475] 肺
- [0476] 12... 托架
- [0477] 24... 多行 X-射线探测器
- [0478] X-射线数据采集范围 1 (N 通道, M 行)
- [0479] X-射线数据采集范围 2 (N 通道, M 行)
- [0480] 图 29
- [0481] P1... 采集探查图像
- [0482] P2... 设置待成像的区域
- [0483] P3... 在各个 z 位置确定待成像的轮廓区域
- [0484] P4... 控制通道方向上通道方向准直器与待成像的感兴趣区域匹配
- [0485] P5... 扫描以执行数据采集
- [0486] P6... 对投影数据执行预处理, 并从探查扫描的所有轮廓区域信息预测投影数据缺失部分并增加它
- [0487] P7... 图像重建处理和显示
- [0488] 探查图像
- [0489] 获得轮廓数据
- [0490] 待成像区
- [0491] 成像
- [0492] 从轮廓预测投影数据并增加缺失部分
- [0493] 图 30
- [0494] (a) 21... X-射线管, 32... 形成 X-射线滤波器的线束, 31... 通道方向准直器, 24... 多行 X-射线探测器
- [0495] (b) 21... X-射线管, 32... 形成 X-射线滤波器的线束, 31... 通道方向准直器, 24... 多行 X-射线探测器
- [0496] (c) 21... X-射线管, 32... 形成 X-射线滤波器的线束, X-射线束, 24... 多行 X-射线探测器
- [0497] 图 31
- [0498] (a) 21... X-射线管, 31... 通道方向准直器, 肺部区域, 感兴趣区域 (重建区域), 24... 多行 X-射线探测器粗的 X-射线探测器, X-射线输出, 细的 X-射线探测器,
- [0499] 通道方向
- [0500] (b) 21... X-射线管, 31... 通道方向准直器, 肺部区域, 感兴趣区域 (重建区域), 24... 多行 X-射线探测器粗的 X-射线探测器, 细的 X-射线探测器, X-射线输出, 粗的 X-射线探测器,
- [0501] 通道方向
- [0502] 图 32
- [0503] (a) 探查图像 0° 方向探查
- [0504] jTH 片层 特定成像区域

- [0505] jTH 片层 肺部区域
- [0506] 矩形
- [0507] jTH 片层
- [0508] jTH 片层 通道方向
- [0509] (b) 待成像区域
- [0510] 做出椭圆近似轮廓
- [0511] 预测是否等于 Sir
- [0512] 预测是否等于 Sir
- [0513] 图 33
- [0514] 开始通道方向准直器控制
- [0515] C1... 计算从 X- 射线数据采集系统和感兴趣的成像区域 (中心 (x_0, y_0) , 半径 R) 的角度 β (视角 β) 的每个视图的照射通道范围 (从最小照射通道 y_{\min} 到最大照射通道 y_{\max})。
- [0516] C2... 在每个视图从 y_{\min} 到 y_{\max} 打开通道方向准直器的通道方向孔径
- [0517] C3... 所有视图完成了吗?
- [0518] 结束
- [0519] 图 34
- [0520] 31... 通道方向准直器
- [0521] X- 射线管位置
- [0522] 断层照片重建区域
- [0523] 待成像区域事先设为感兴趣区域
- [0524] X- 射线束 X- 射线照射范围
- [0525] N 通道 1 通道
- [0526] 照射最小通道
- [0527] 照射最大通道
- [0528] 图 35
- [0529] X- 射线焦点
- [0530] X- 射线束
- [0531] 感兴趣区域
- [0532] 图 36
- [0533] X- 射线焦点
- [0534] 图 37
- [0535] 开始通道方向准直器控制
- [0536] C1... 计算从 X- 射线数据采集系统和感兴趣的成像区域 (中心 (x_0, y_0) , 半径 R) 的角度 β (视角 β) 的每个视图的照射通道范围 (从最小照射通道 y_{\min} 到最大照射通道 y_{\max})
- [0537] C2... 在每个视图从 y_{\min} 到 y_{\max} 打开通道方向准直器的通道方向孔径
- [0538] C3... 通过观看从 DAS 25 的数据输入范围 Ch_{\min} 到其 Ch_{\max} , X- 射线照射范围是否在从 $y_{\min} \pm \varepsilon$ 到 $y_{\max} \pm \varepsilon$ 的范围内?

- [0539] C4... 将校正值得 Δy_{\min} 和 Δy_{\max} 加入到控制值如 $y_{\min} - Ch_{\min} \cdot Chang = \Delta y_{\min}$ 和 $y_{\max} - Ch_{\max} \cdot Chang = \Delta y_{\max}$
- [0540] C5... 所有视图完成了吗?
- [0541] 结束
- [0542] 图 38
- [0543] (a) 21... X-射线管, 32... 形成 X-射线滤波器的线束, 24... 多行 X-射线探测器
- [0544] (b) 形成 X-射线滤波器 32 的线束的穿透路径的短部分
- [0545] 肺部区域
- [0546] 感兴趣区域的中央
- [0547] 感兴趣区域 (重建区域)
- [0548] 粗的 X-射线探测器, X-射线输出, 细的 X-射线探测器, 粗的 X-射线探测器通道方向
- [0549] (c) 肺部区域
- [0550] 感兴趣区域的中央
- [0551] 感兴趣区域 (重建区域)
- [0552] 形成 X-射线滤波器 32 的线束的穿透路径的短部分粗的 X-射线探测器, 细的 X-射线探测器, X-射线输出, 粗的 X-射线探测器
- [0553] 通道方向
- [0554] 图 39
- [0555] 图像重建函数
- [0556] 在探测器通道间距 d 处用于正常模式的图像重建函数
- [0557] 在探测器通道间距 $d/2$ 处用于高分辨率模式的图像重建函数
- [0558] 图 40
- [0559] 开始
- [0560] 步骤 S51... $i, j, view = 1$
- [0561] 其中 $i = 1$ 到 1024 的整数
- [0562] $j = 1$ 到 256 的整数
- [0563] $view = 1$ 到 1000 的整数
- [0564] 步骤 S52... 从投影数据 $D12(view, j, i)$ 判断是否是探测器通道宽度 $d/2$ 并且放置在高分辨率模式下?
- [0565] 步骤 S53... 卷积用于高分辨率模式的重建函数 $Kernel_{HR}(j)$ 并确定重建函数卷积后的投影数据 $D13(view, j, i)$ 。
- [0566] 步骤 S54... 卷积用于正常模式的重建函数 $Kernel_{LR}(j)$ 并确定重建函数卷积后的投影数据 $D13(view, j, i)$ 。
- [0567] 步骤 S55... $i = 1024$?
- [0568] 步骤 S56... $j = 256$?
- [0569] 步骤 S57... $view = 1000$?
- [0570] 步骤 S58... 执行 $i = i+1$
- [0571] 步骤 S59... 执行 $j = j+1$

[0572] 步骤 S60... 执行 `view = view+1`

[0573] 结束

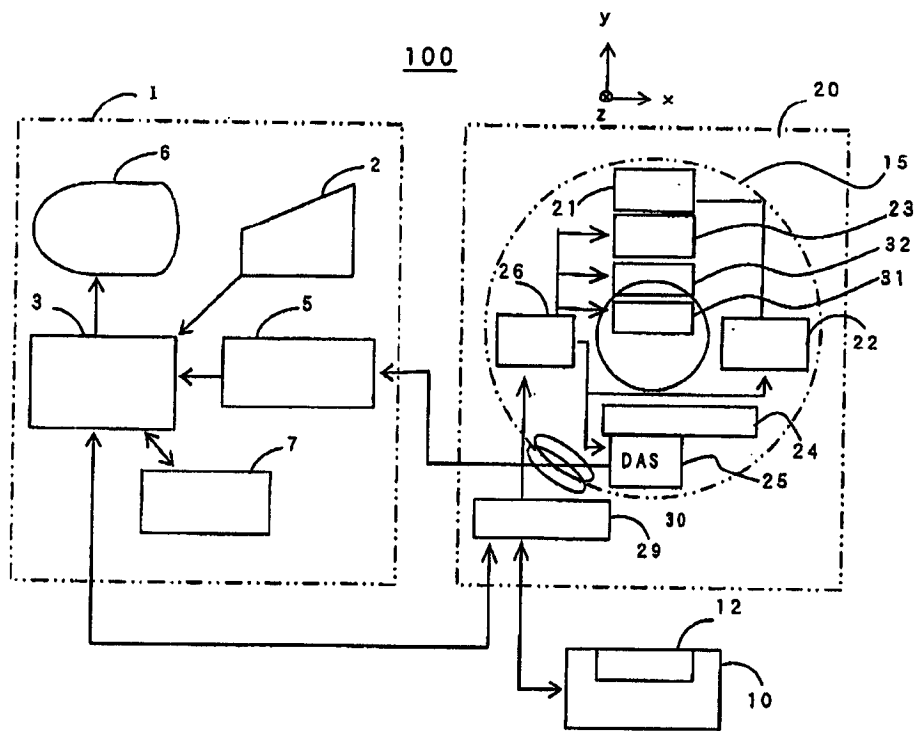


图 1

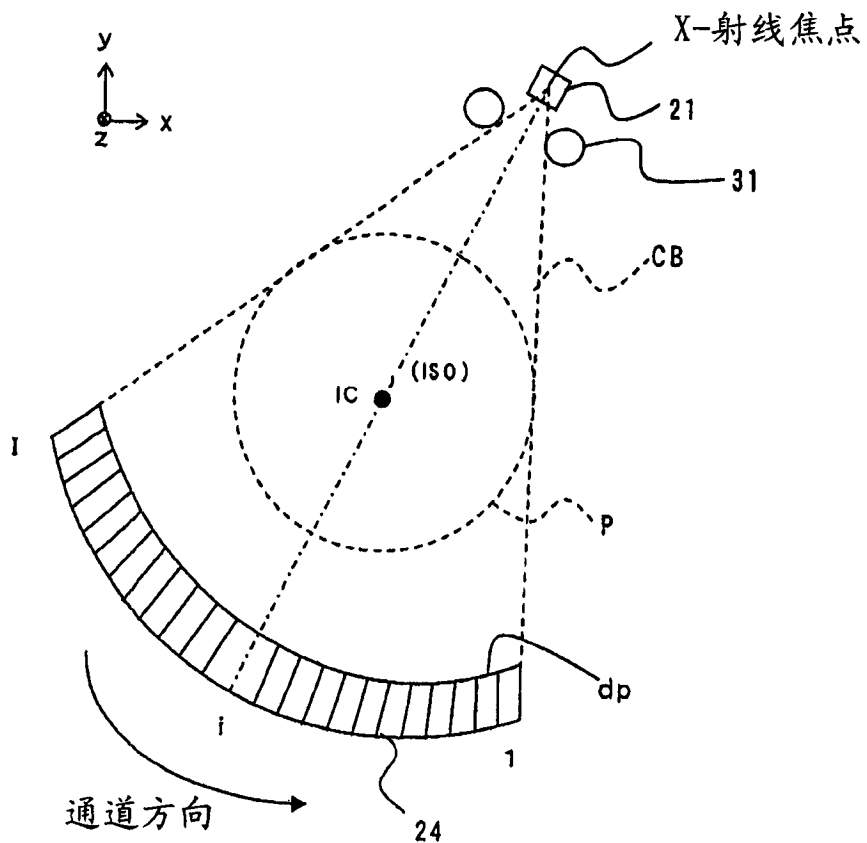


图 2

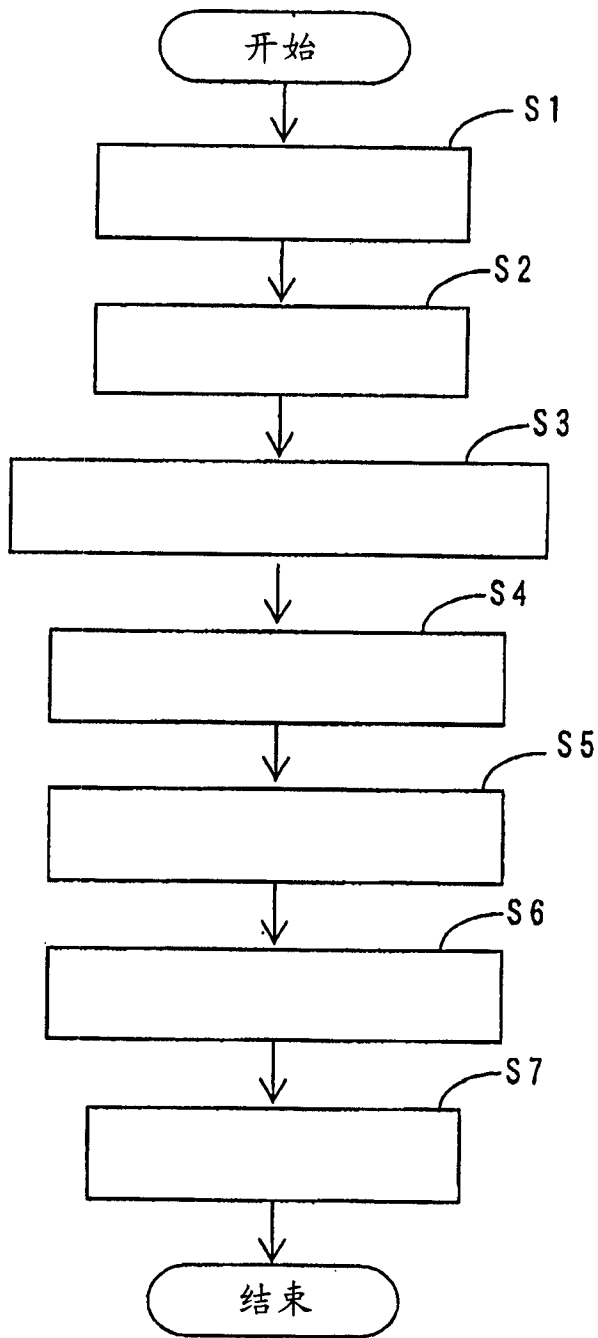


图 3

步骤S2

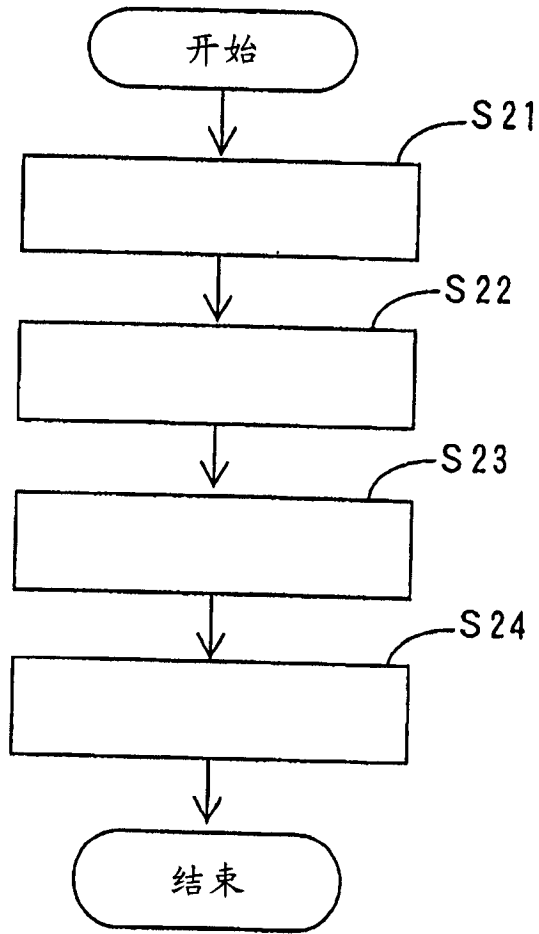


图 4

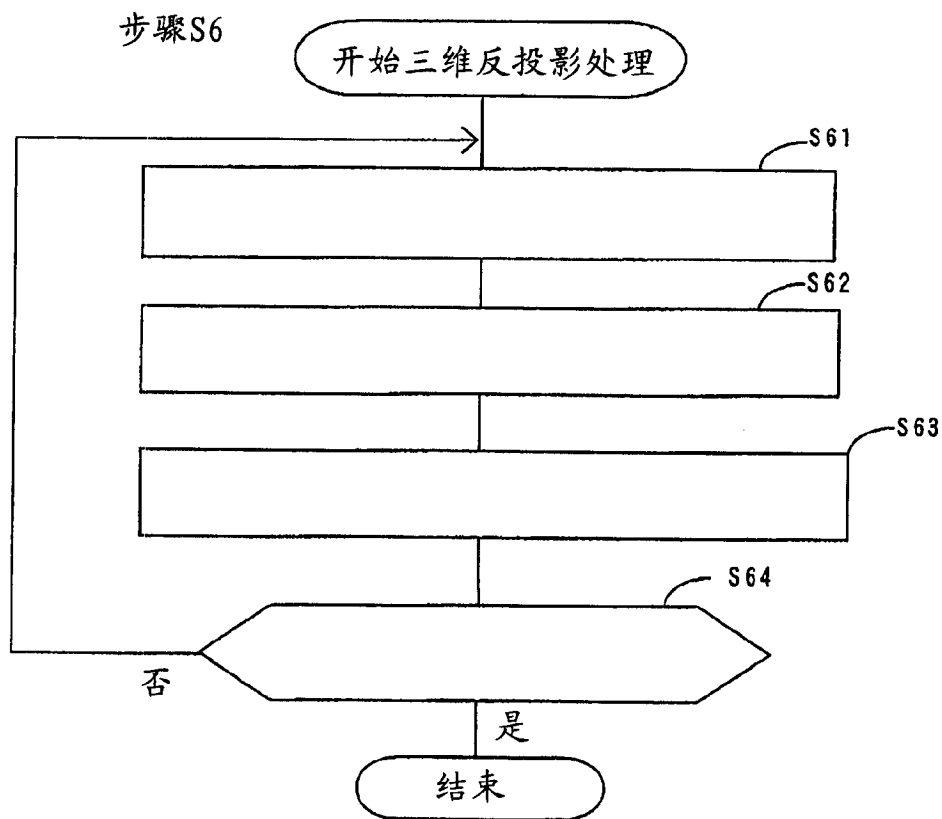


图 5

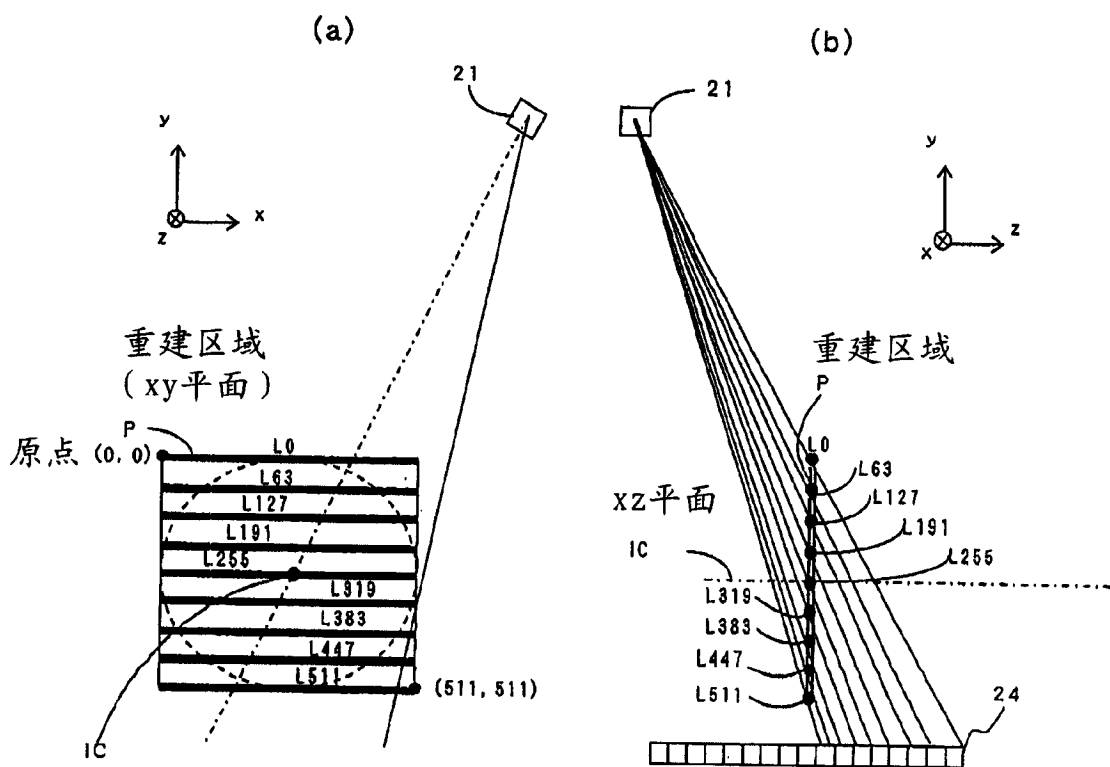


图 6

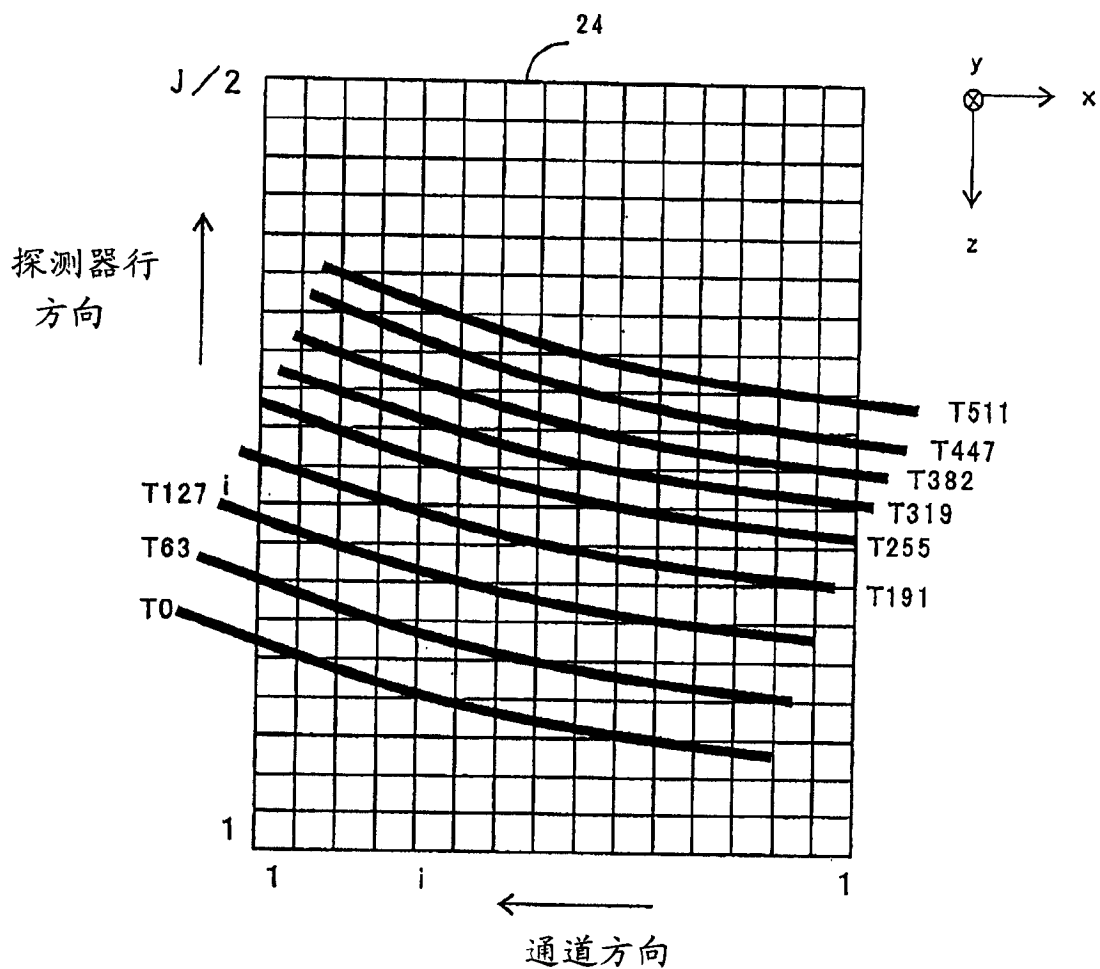


图 7

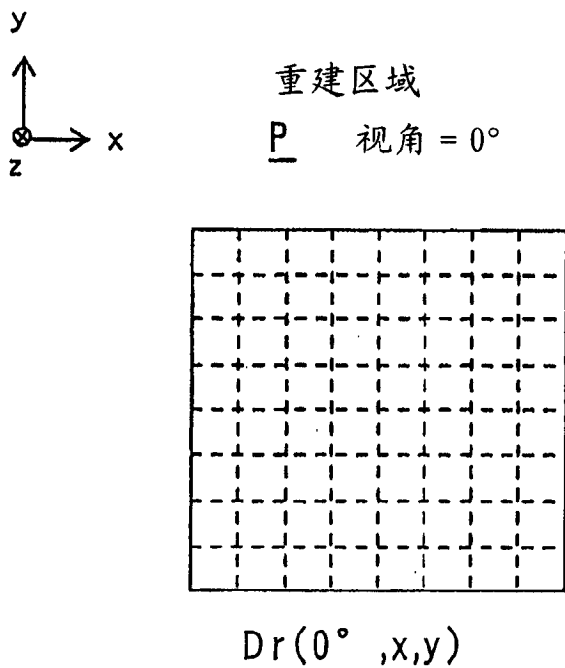


图 8

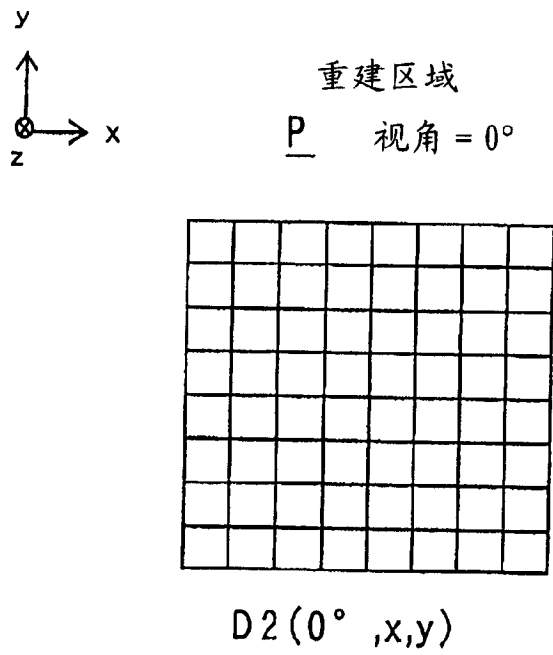


图 9

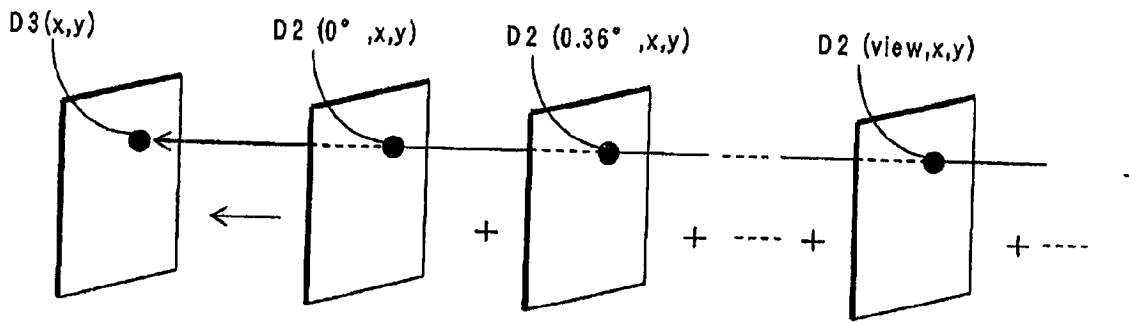


图 10

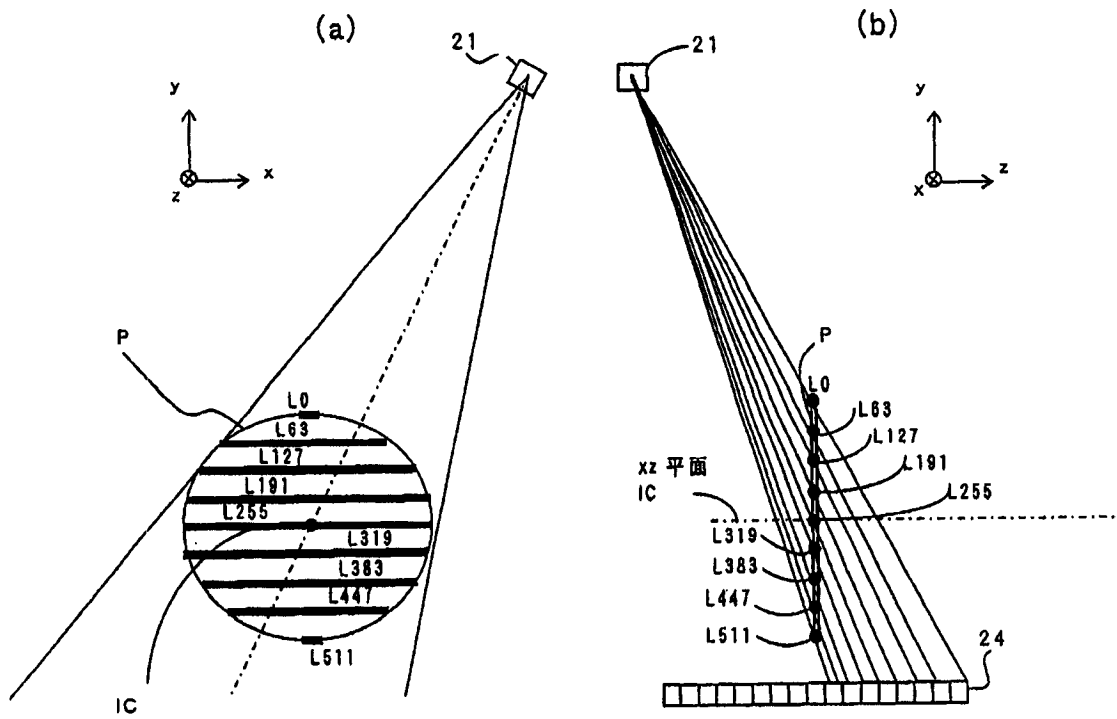
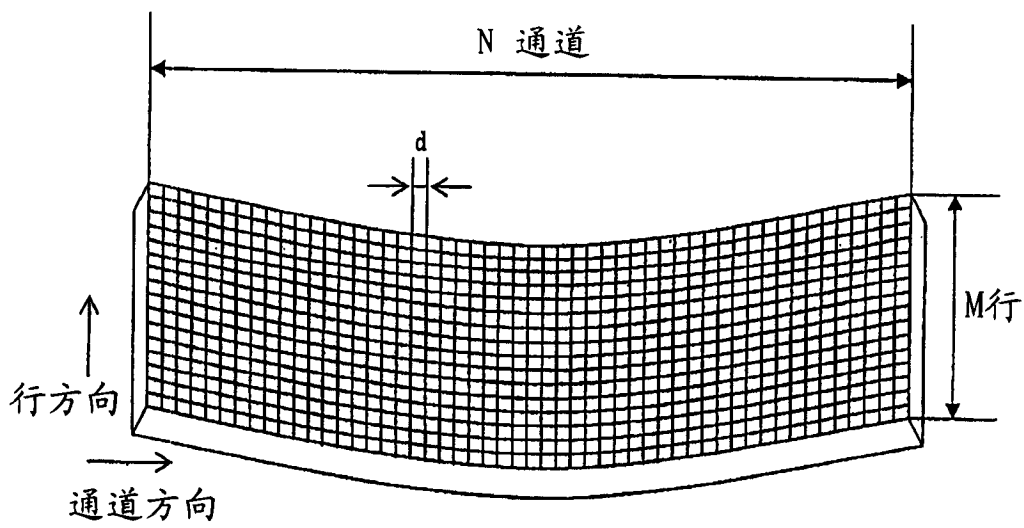
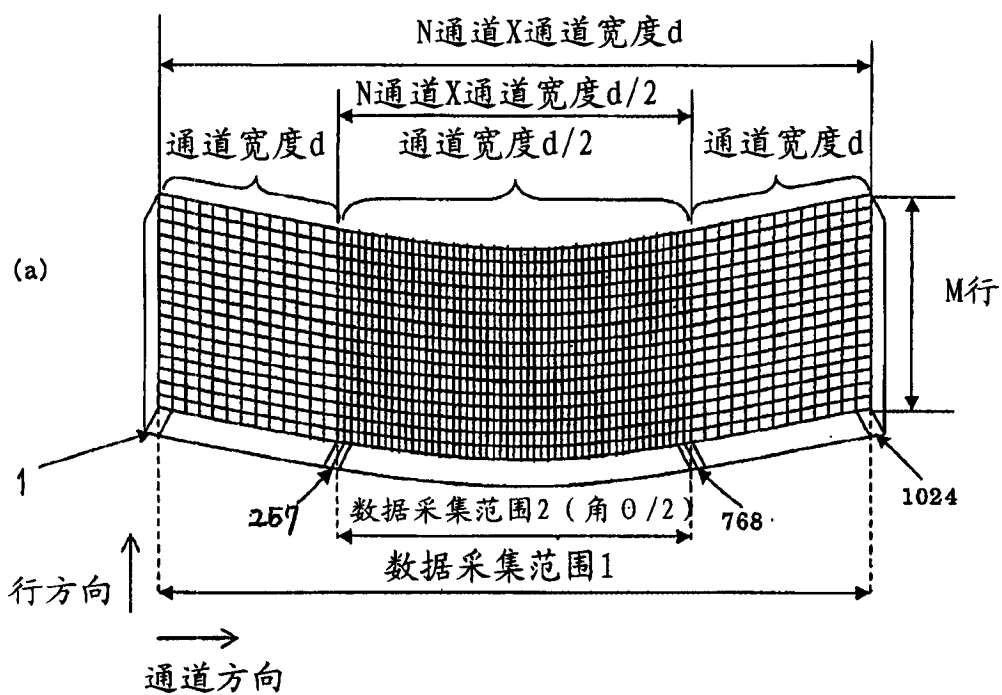


图 11



24

图 12



24

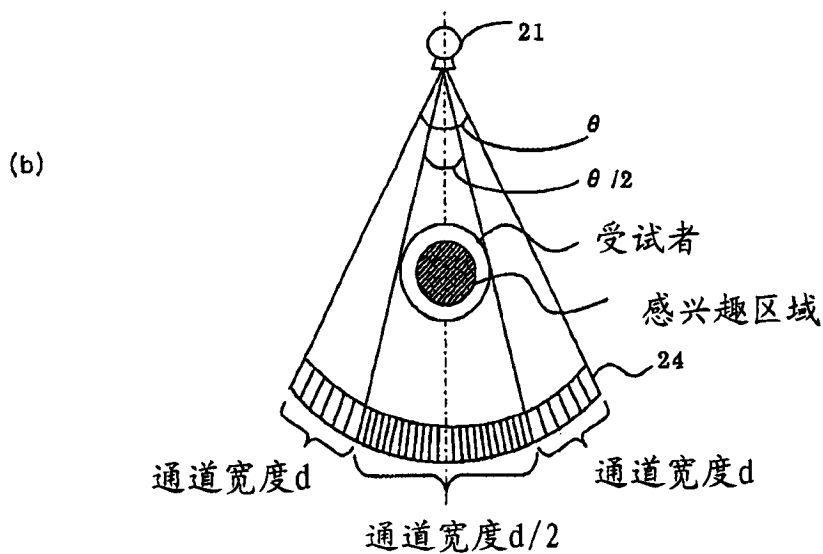


图 13

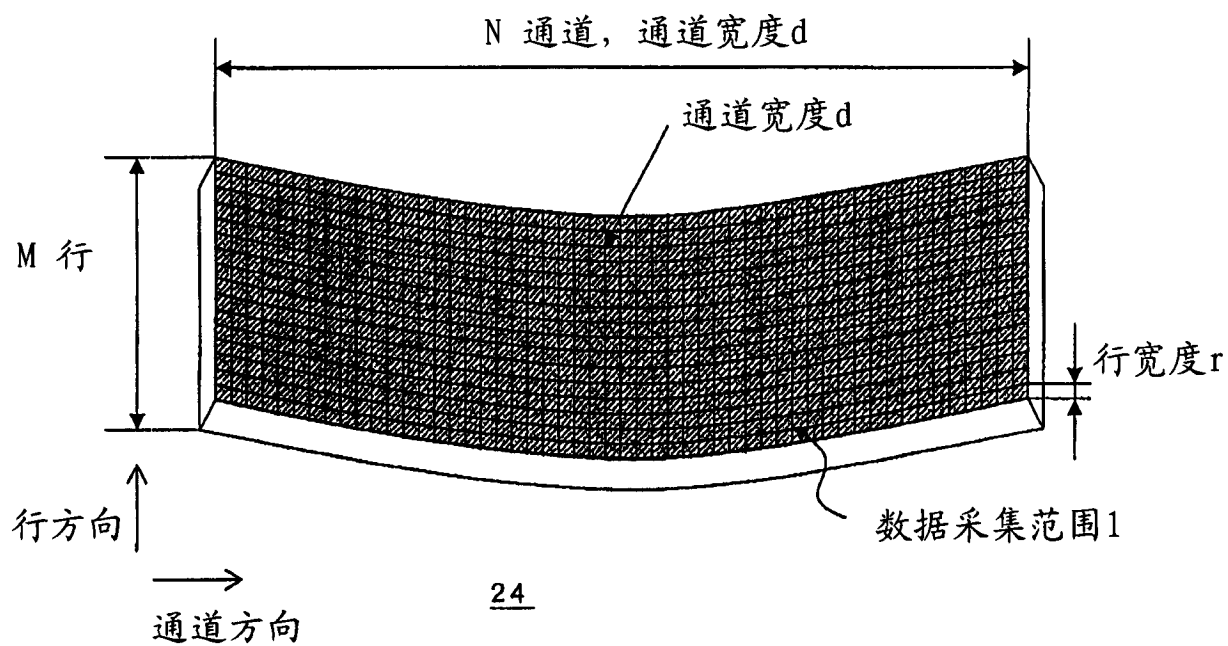


图 14

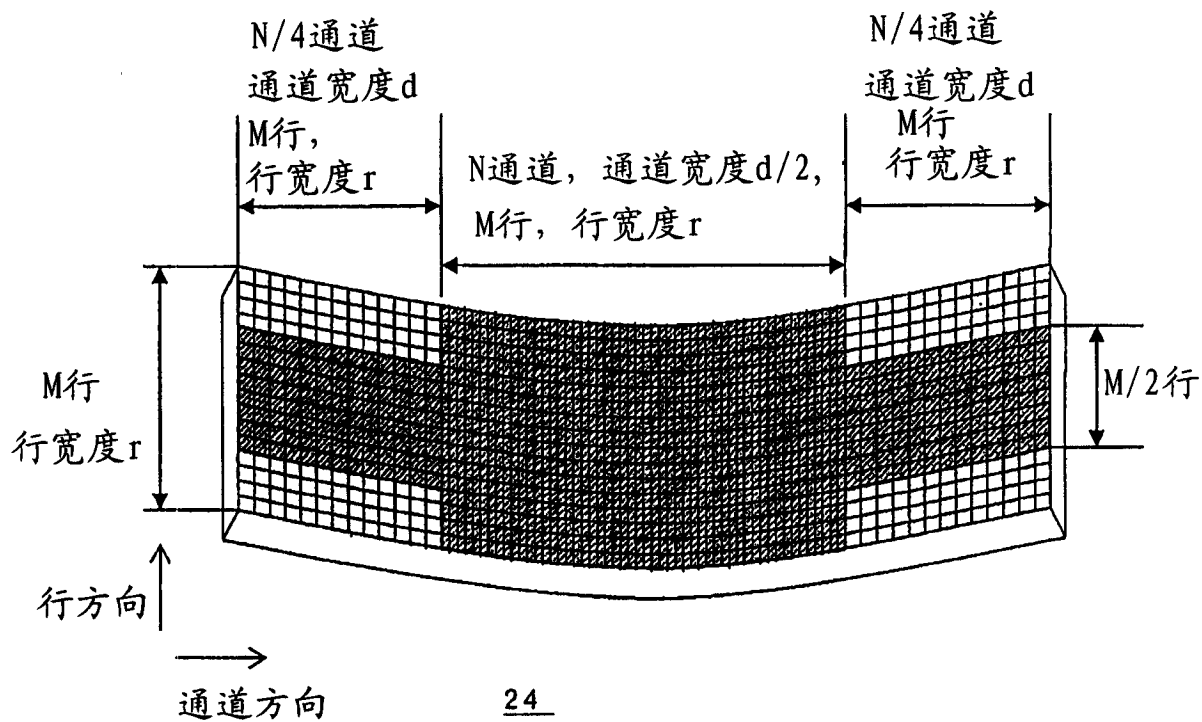
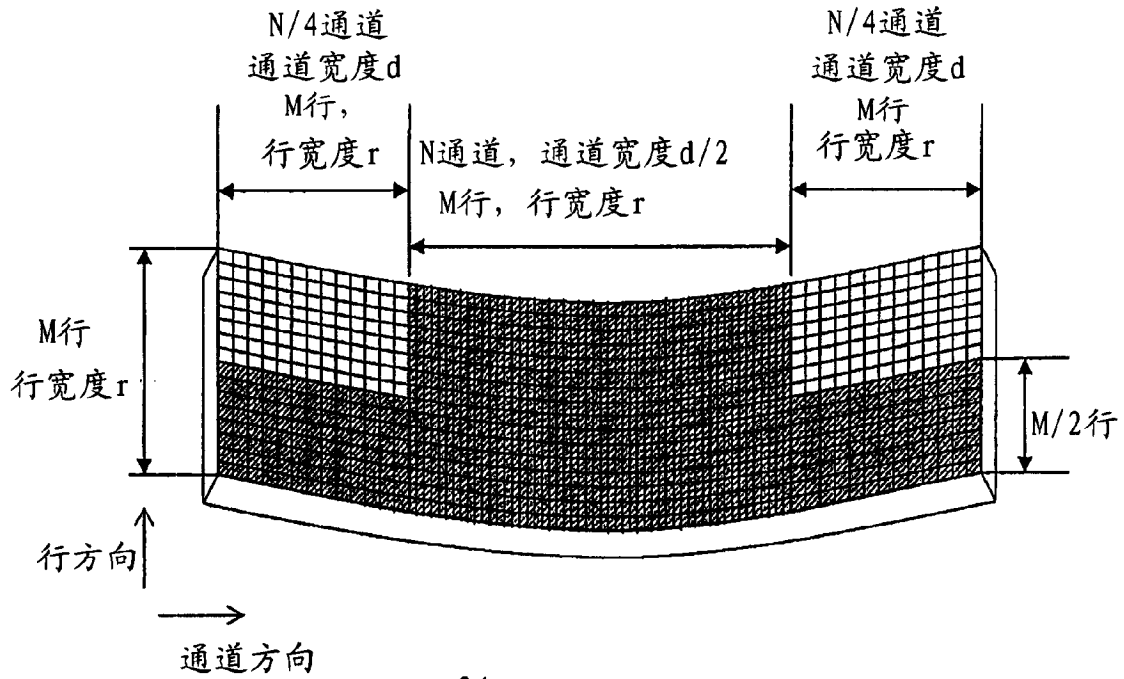
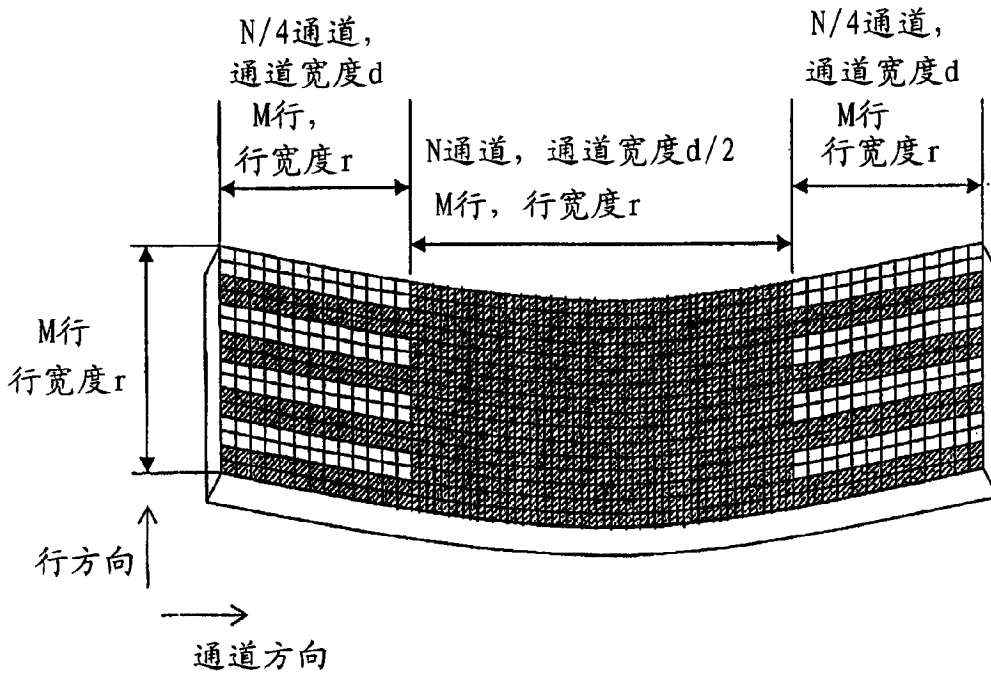


图 15



24

图 16



24

图 17

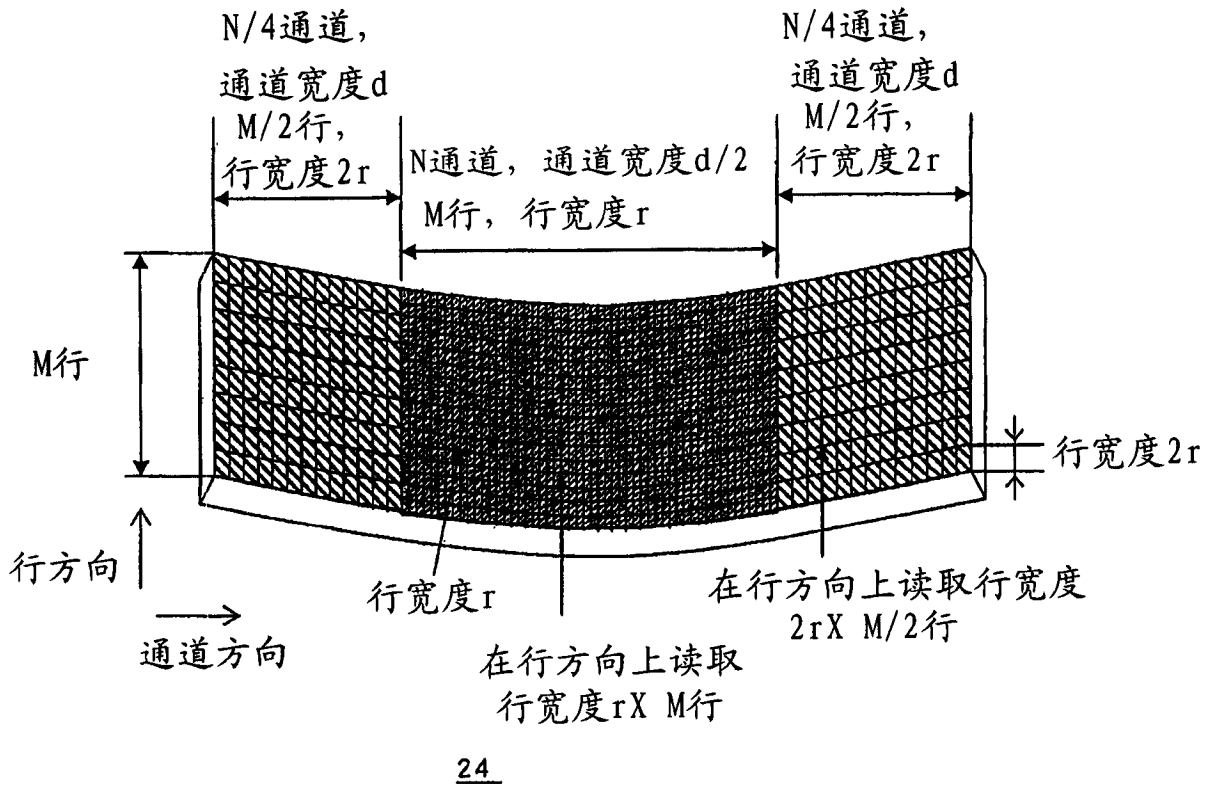


图 18

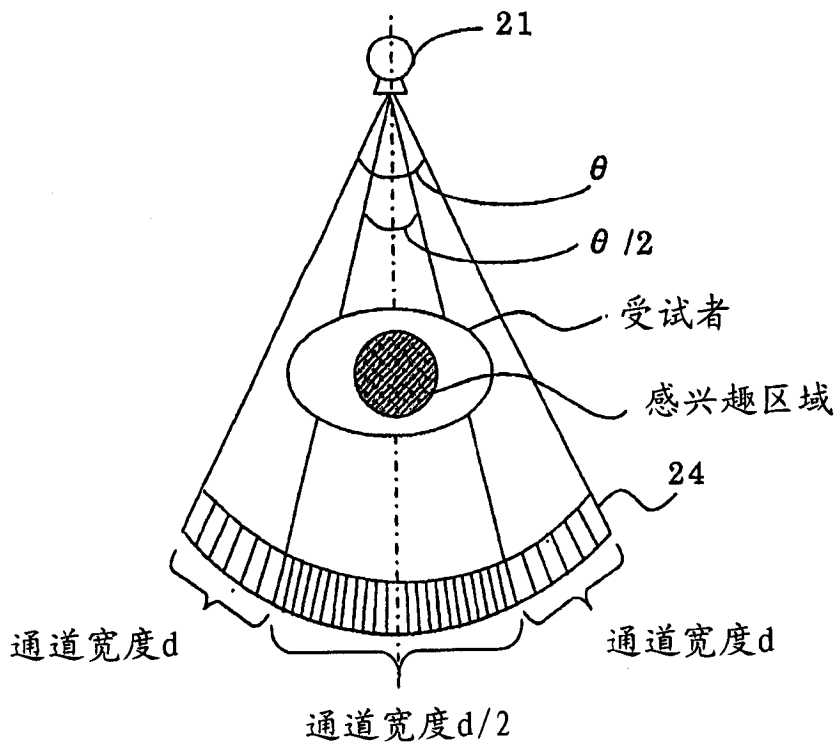


图 19

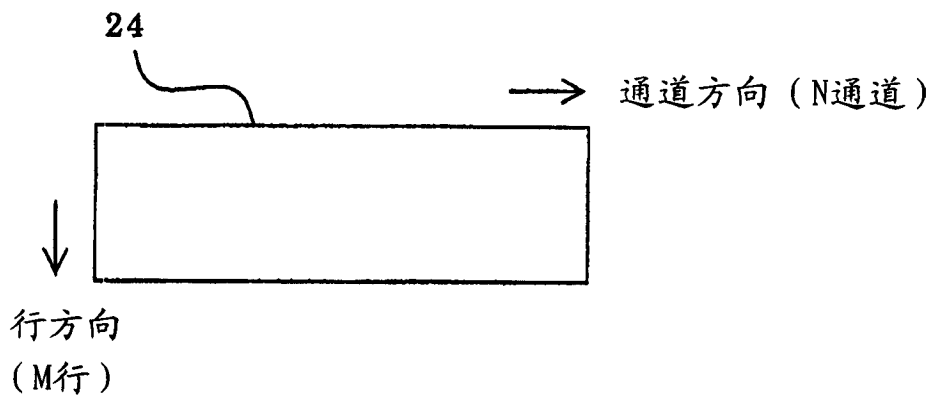


图 20

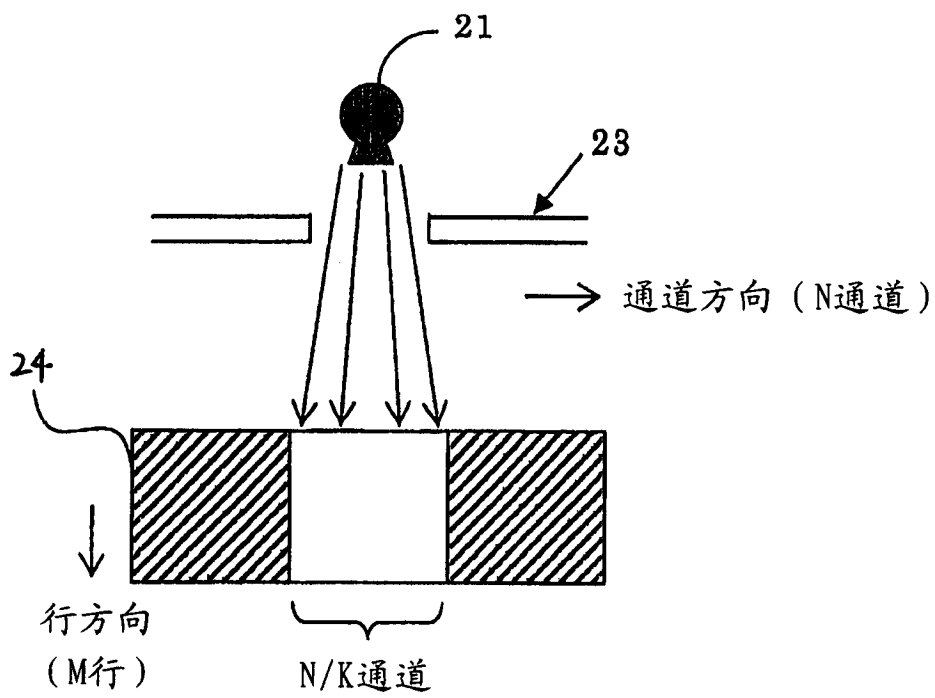


图 21

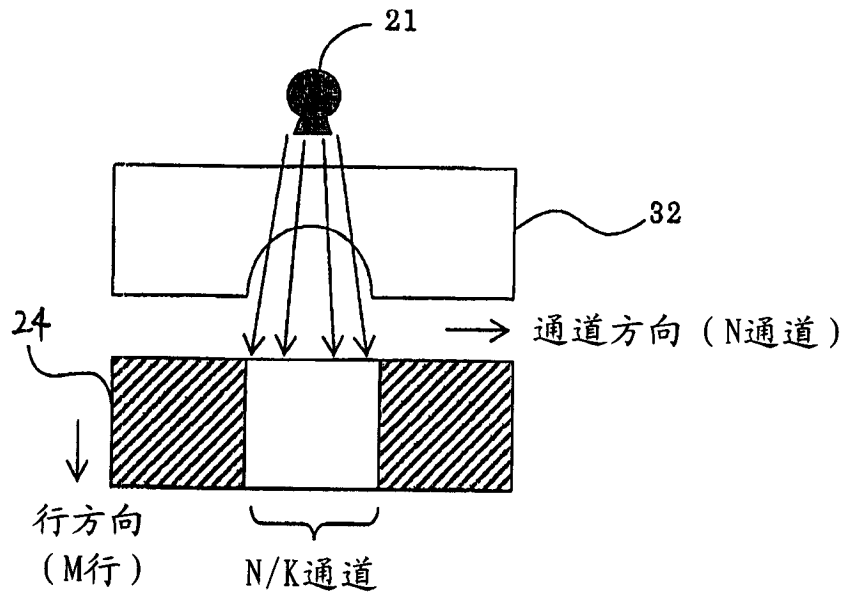


图 22

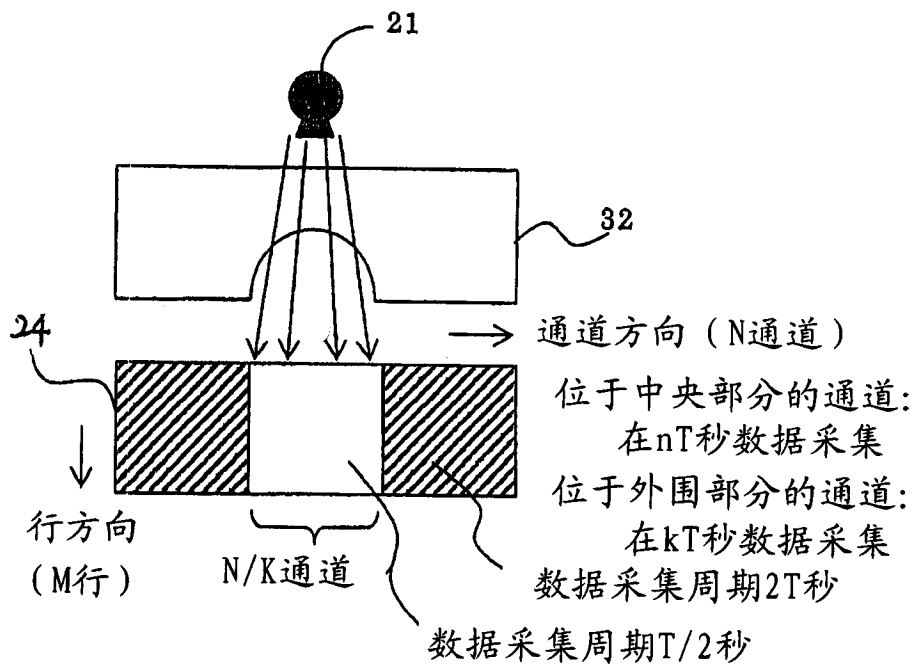


图 23

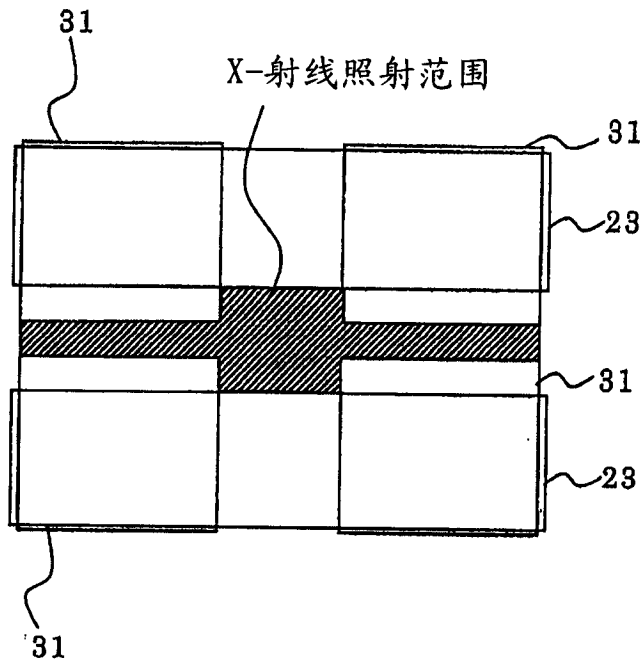


图 24

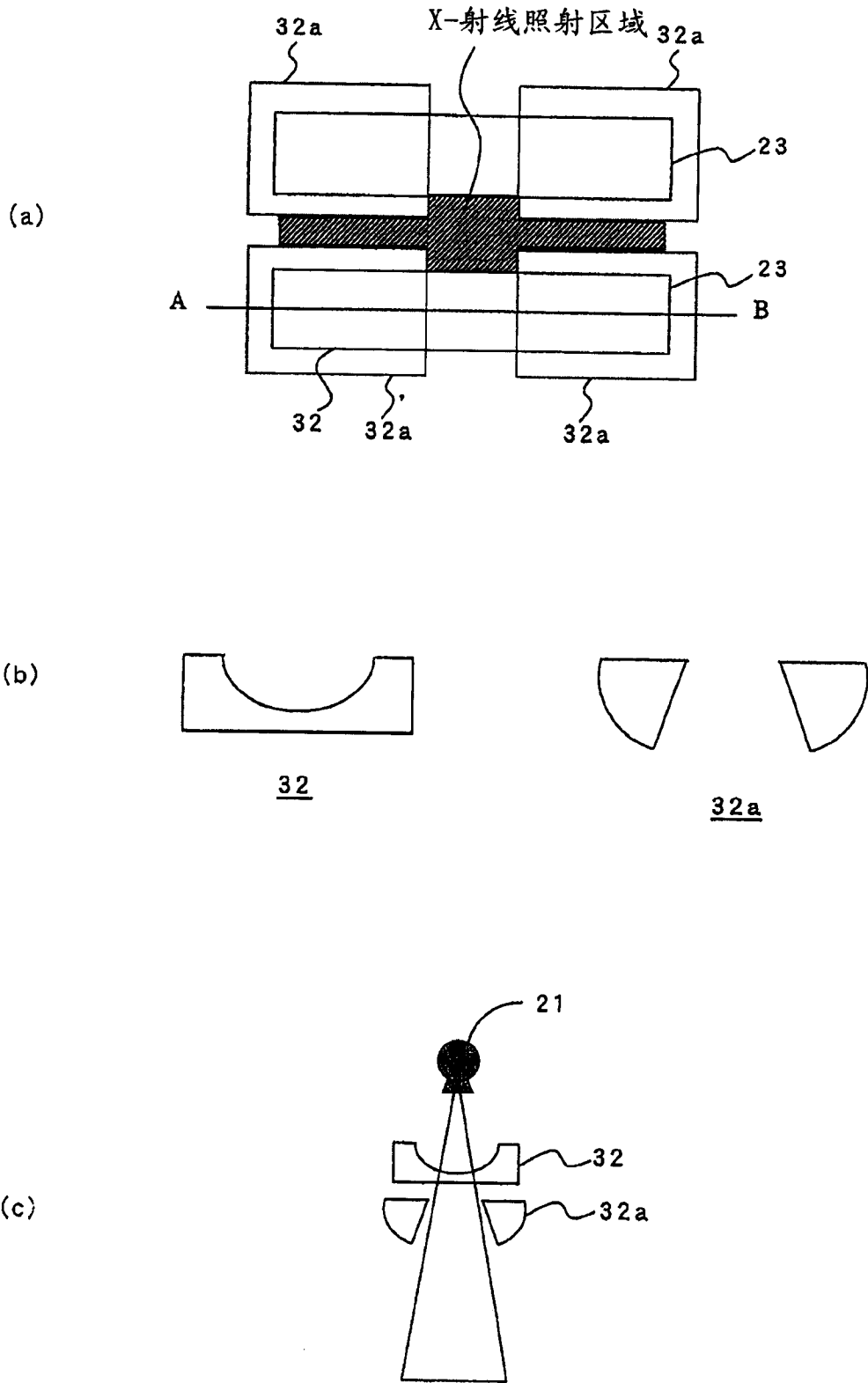


图 25

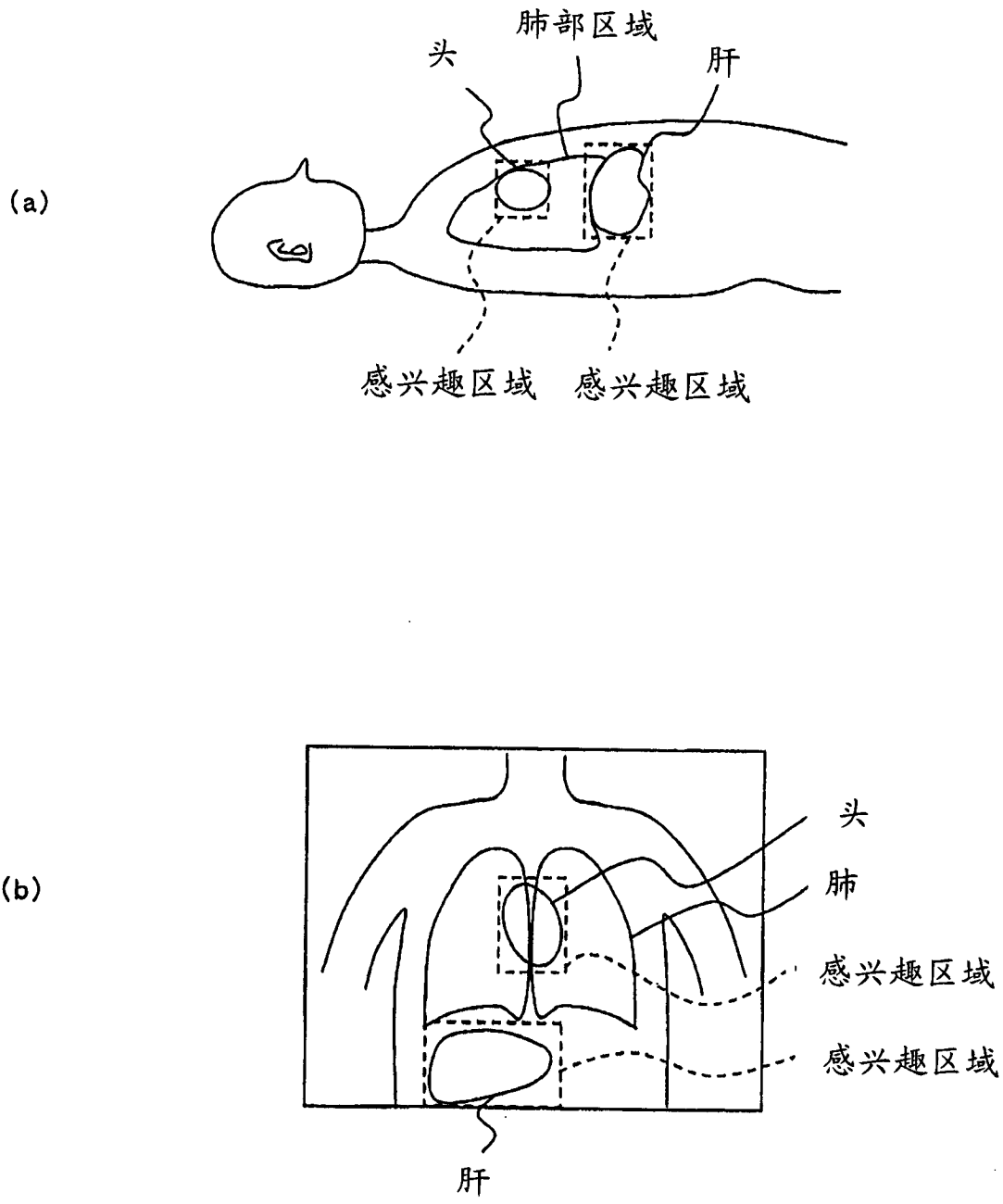


图 26

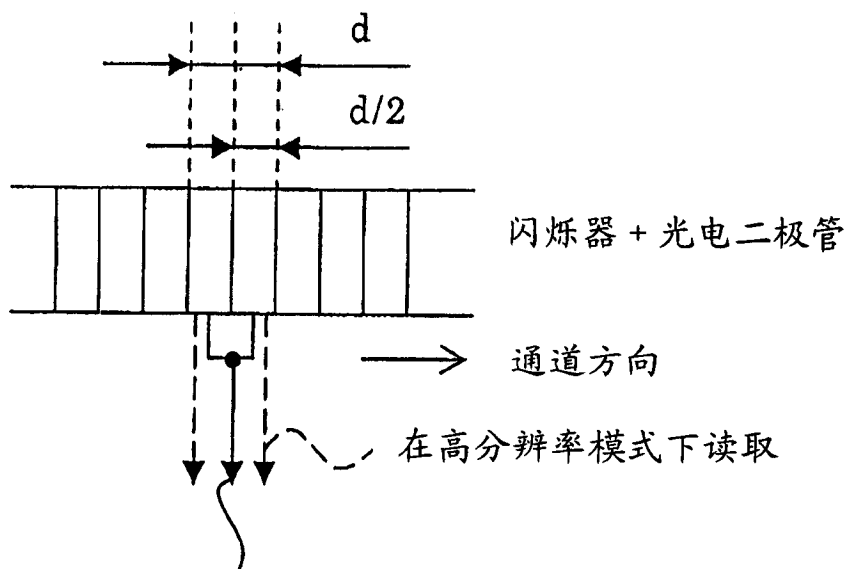


图 27 在正常模式下读取

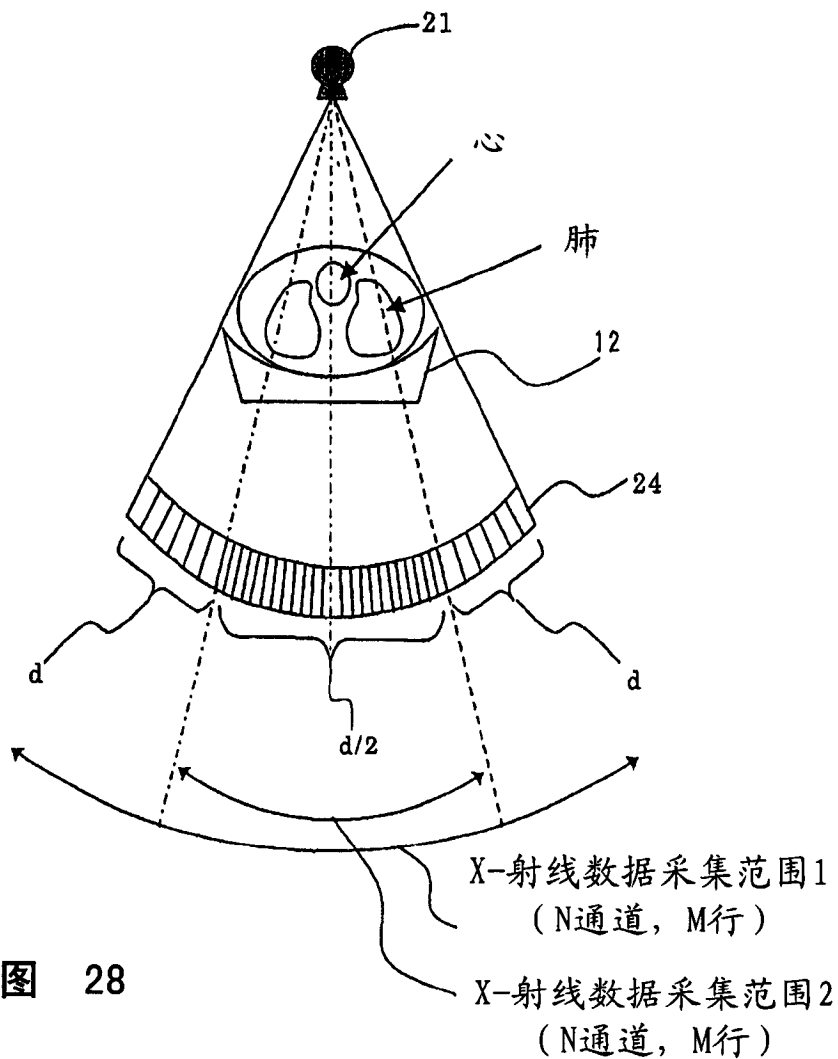


图 28

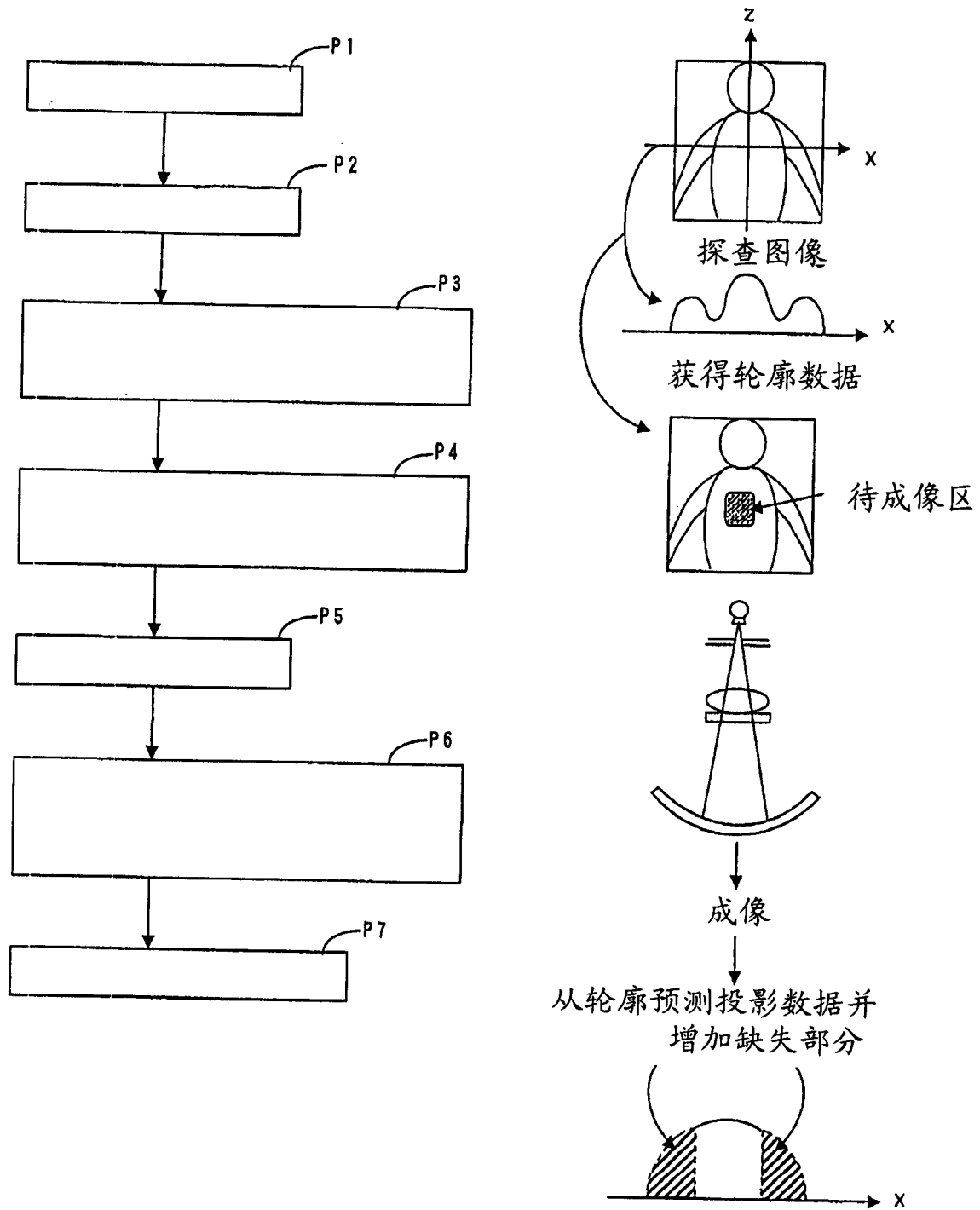


图 29

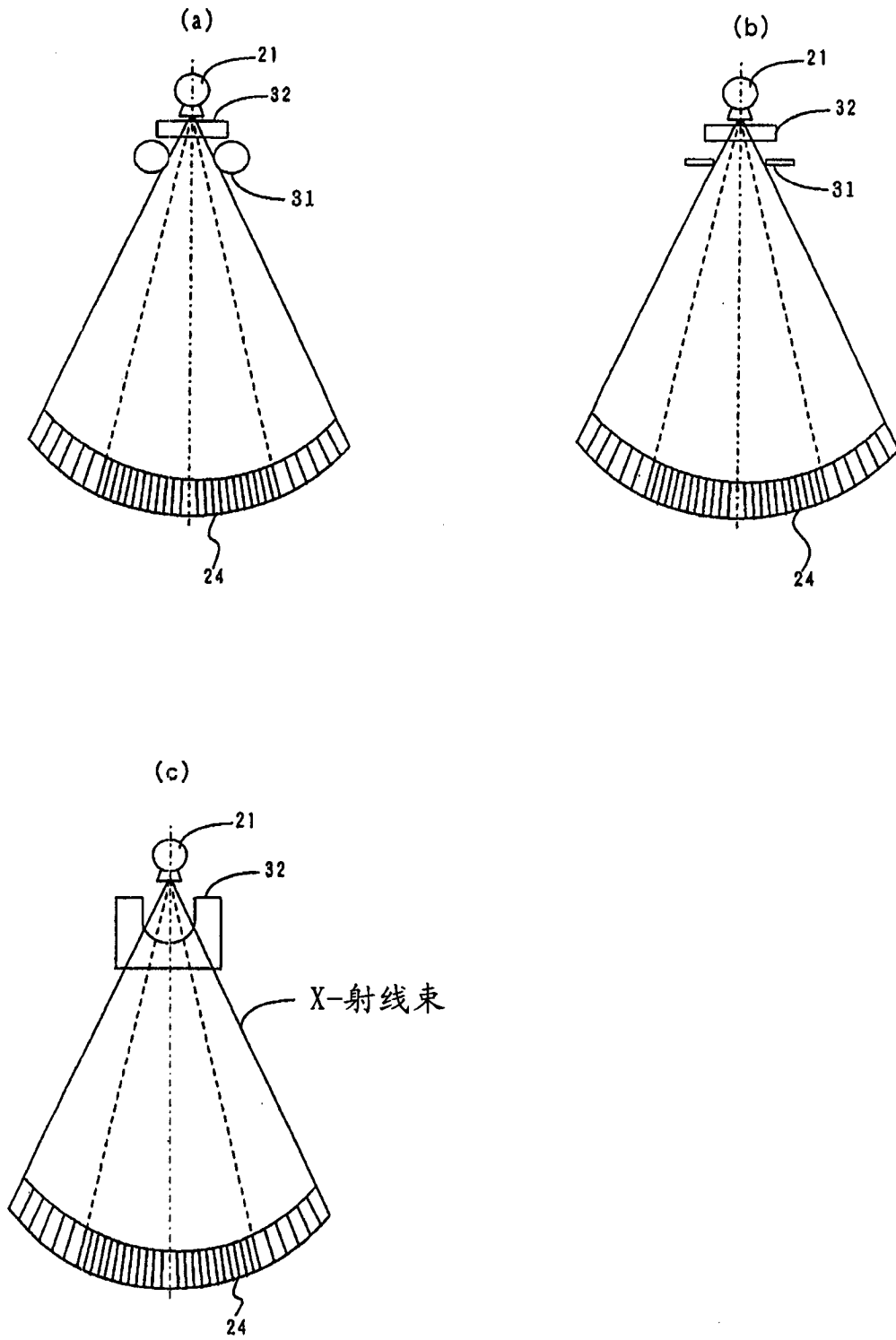


图 30

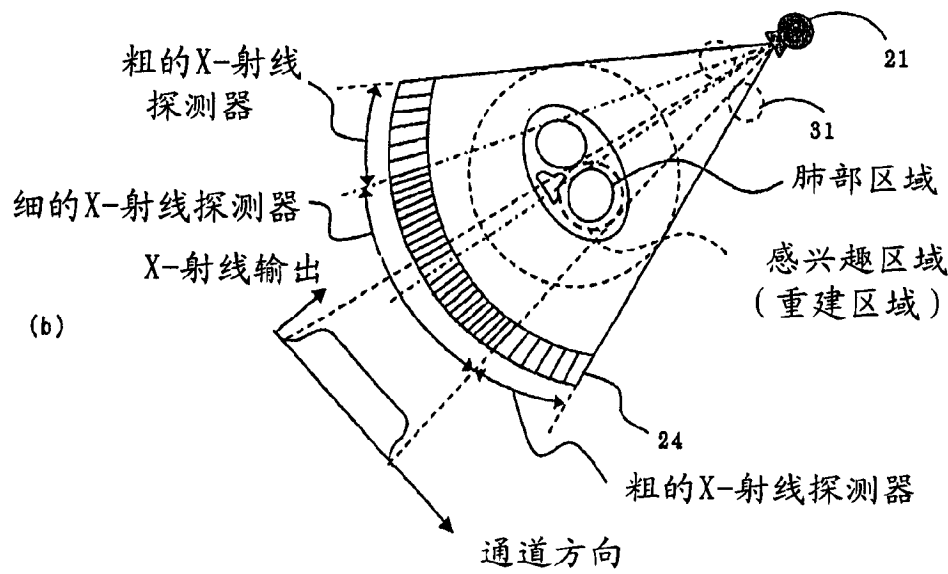
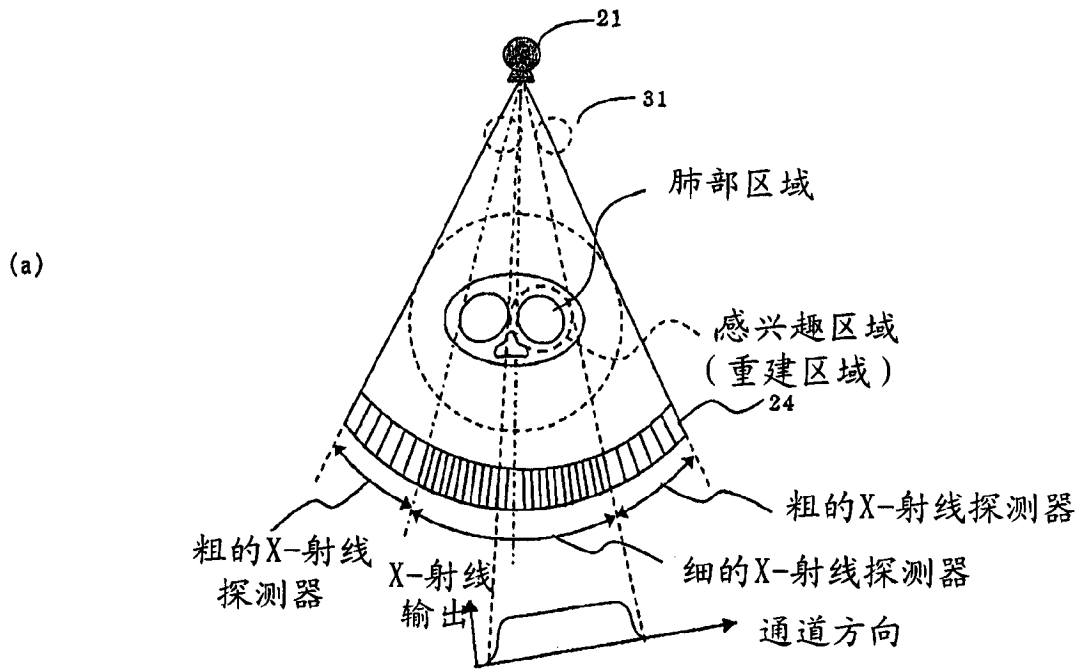


图 31

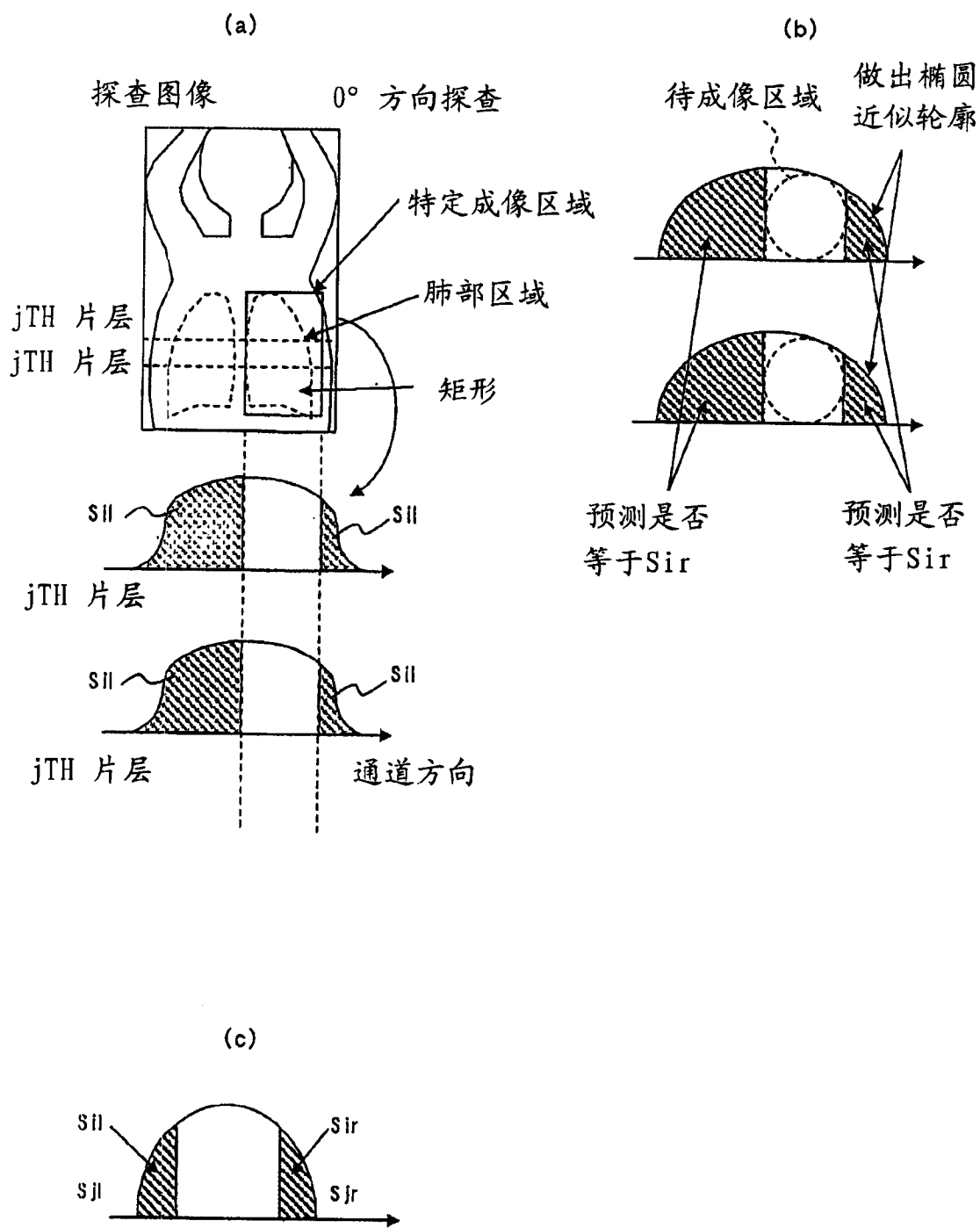


图 32

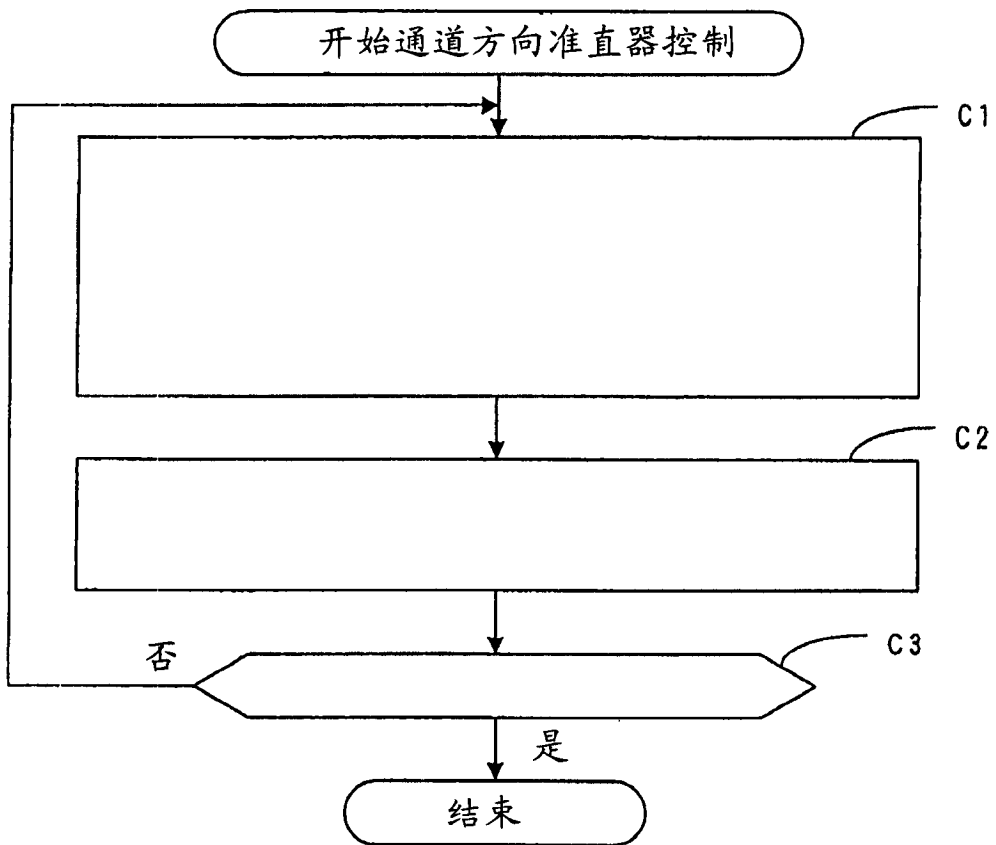


图 33

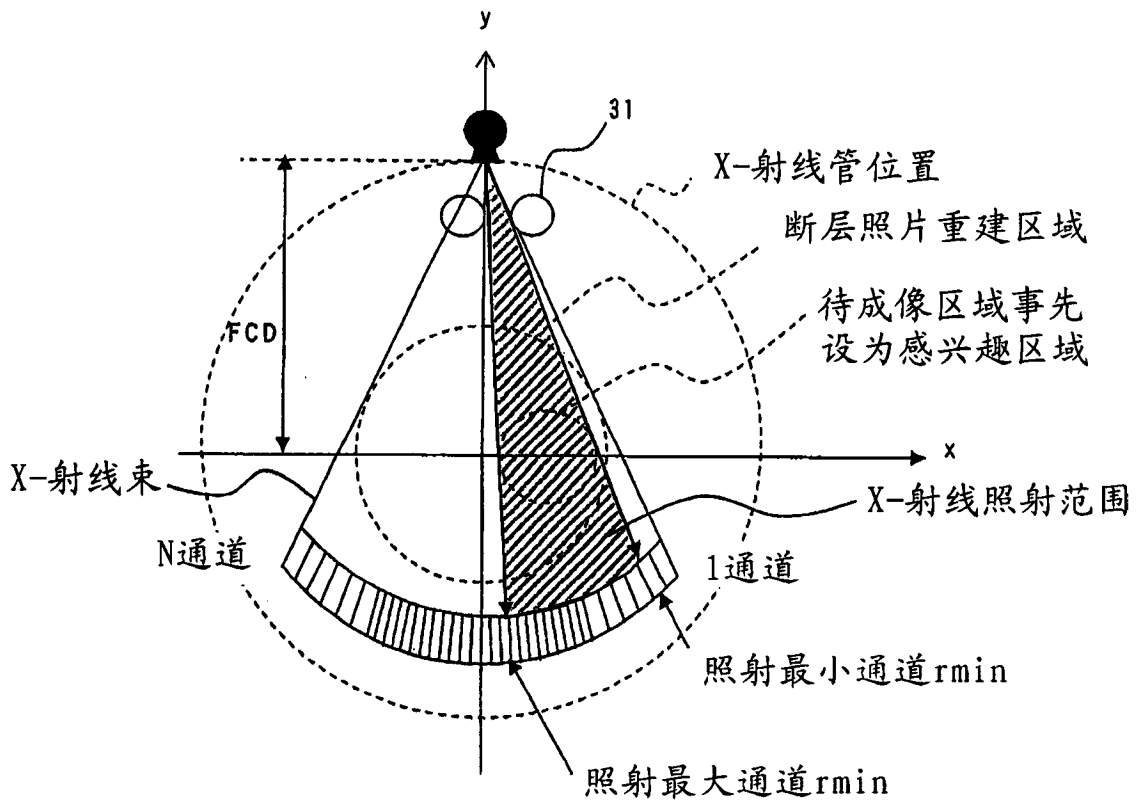


图 34

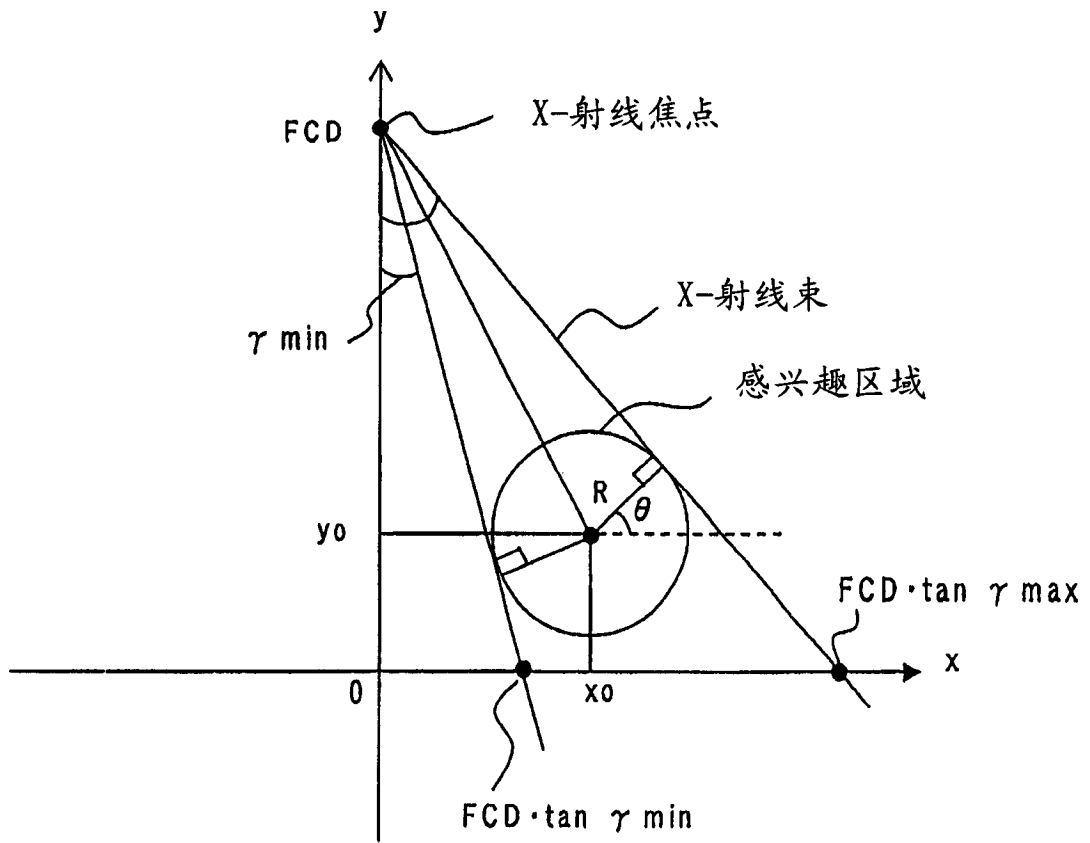


图 35

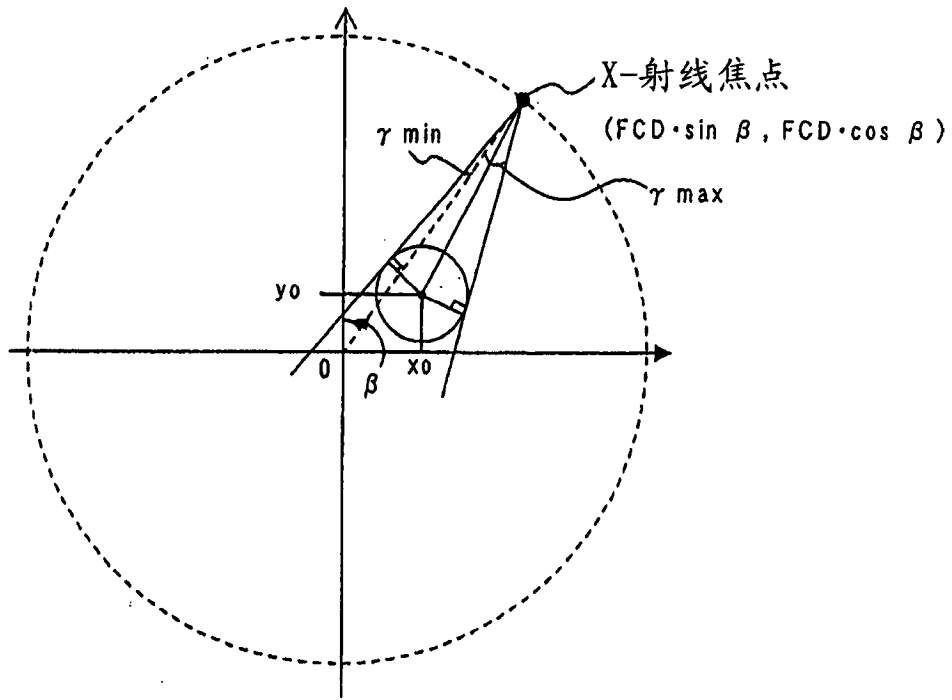


图 36

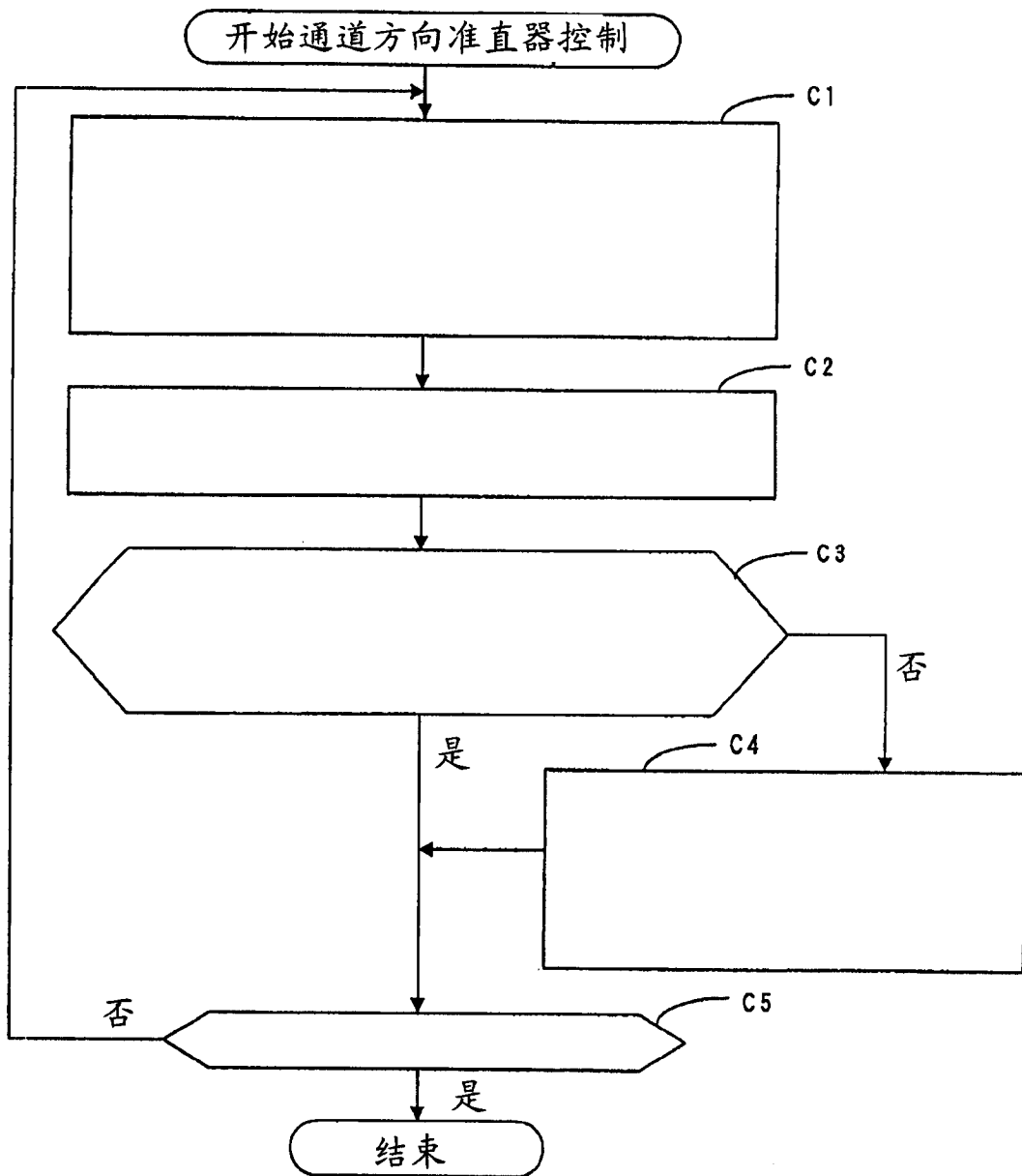


图 37

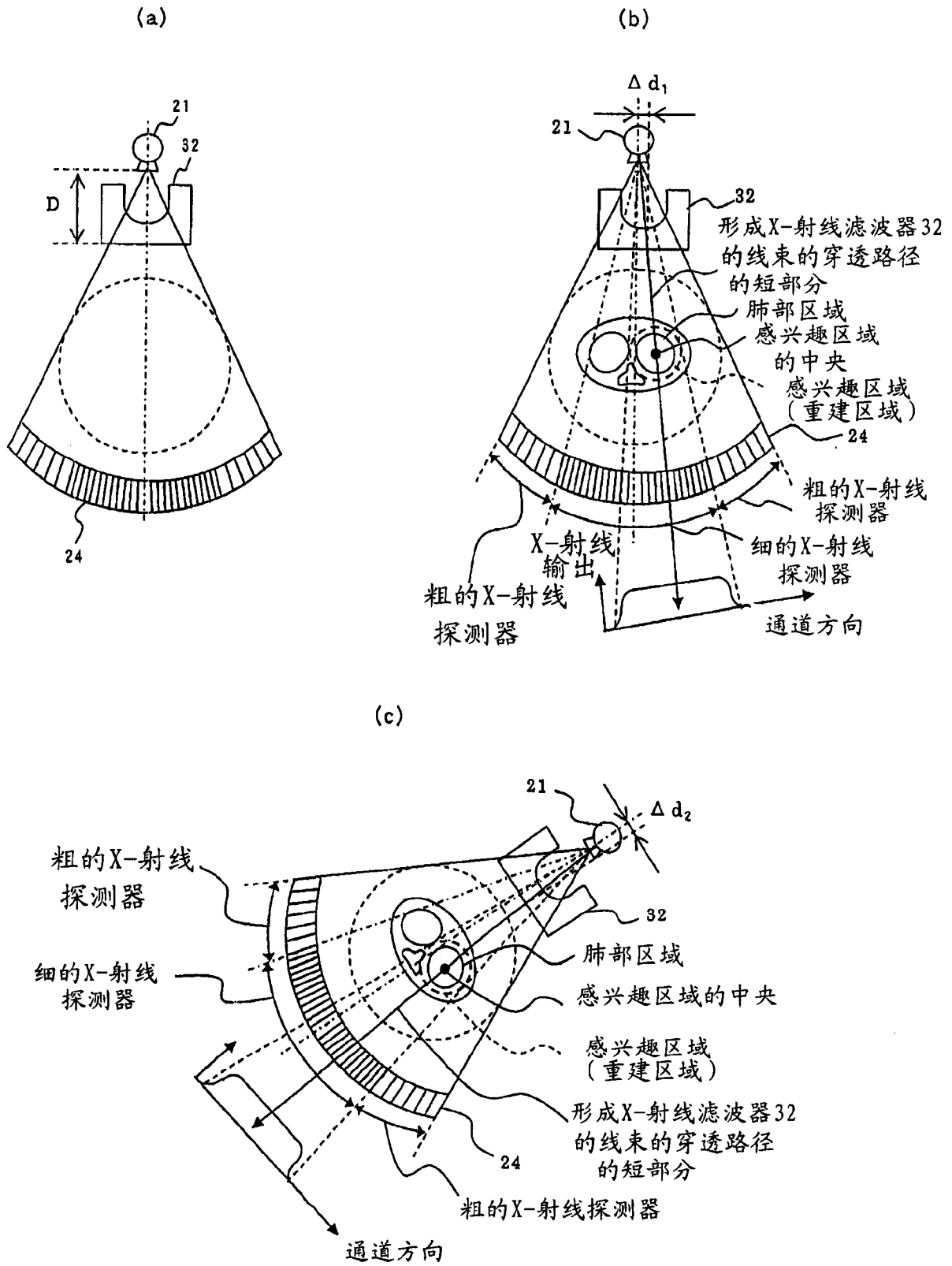
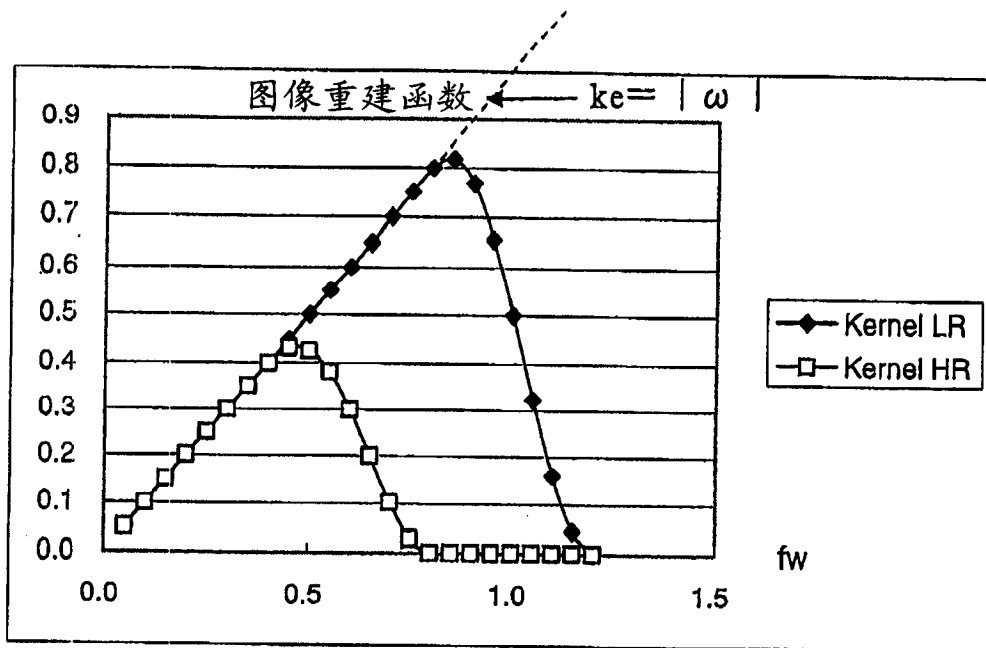


图 38



Kernel LR : 在探测器通道间距d处用于正常模式的图像重建函数

Kernel HR : 在探测器通道间距d/2处用于高分辨率模式的图像重建函数

图 39

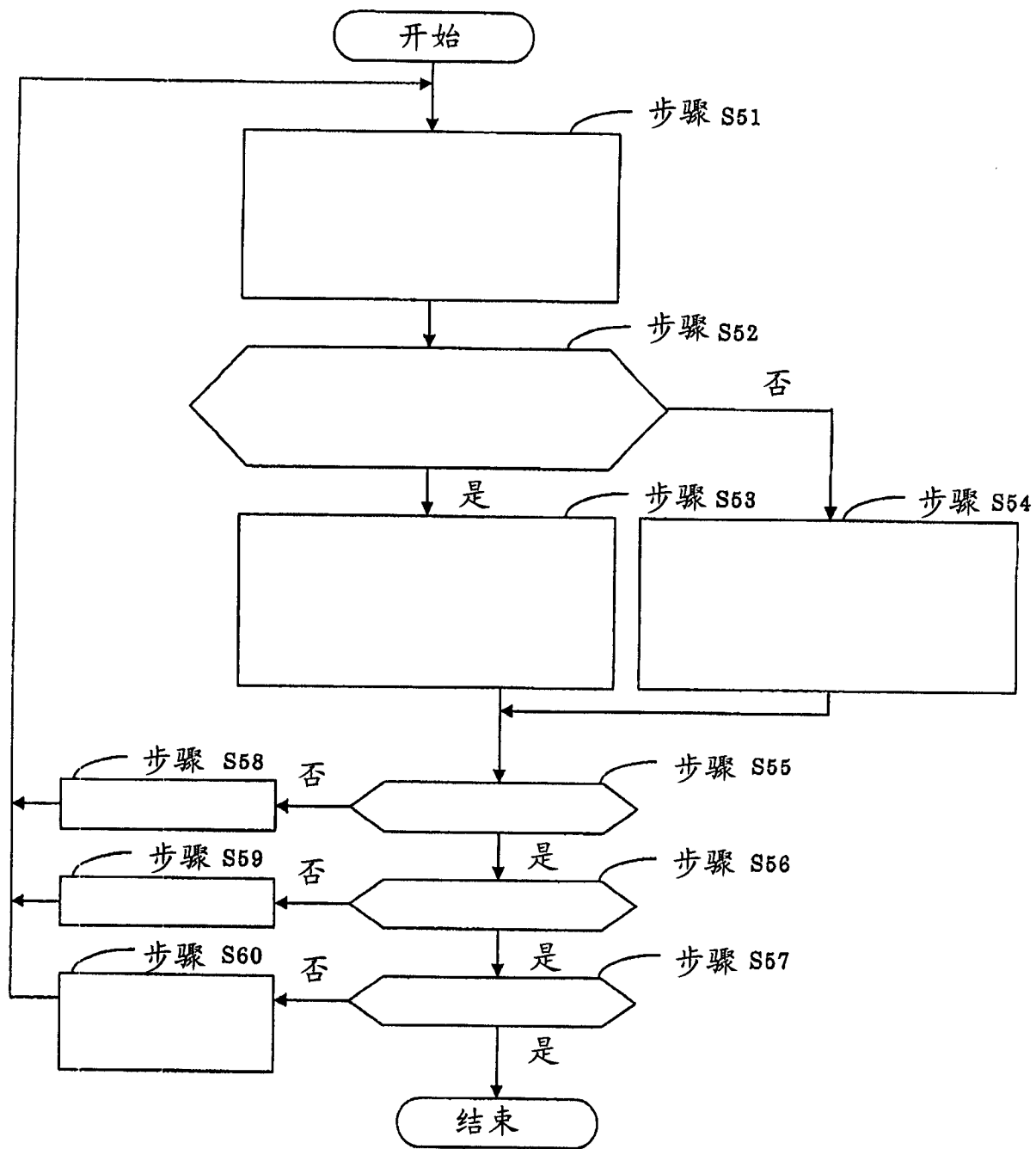


图 40