

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01)

G01N 23/04 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610064442.8

[43] 公开日 2007 年 8 月 1 日

[11] 公开号 CN 101006926A

[22] 申请日 2006.11.22

[21] 申请号 200610064442.8

[30] 优先权

[32] 2005.11.22 [33] JP [31] 2005 - 336852

[71] 申请人 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 藤重高志 泷浦泰郎 西出明彦

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王 岳 陈景峻

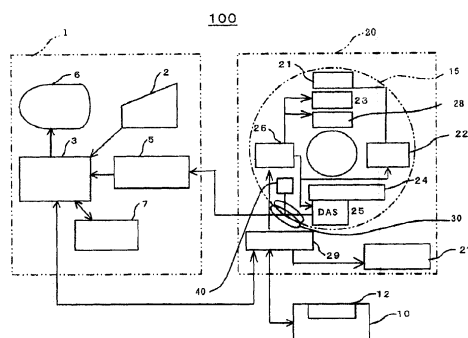
权利要求书 2 页 说明书 36 页 附图 19 页

[54] 发明名称

X 射线 CT 设备

[57] 摘要

本发明的目的在于通过具有有限个通道的数据获取系统(25)来优化 X 射线 CT 设备(100)的常规扫描(轴向扫描)或电影扫描或螺旋扫描的图像质量。由图像质量确定或定义的最佳视图数是由采样定理确定的,其中图像质量根据图像重建处的各个通道的位置而确定。这样,取决于各个通道位置的最佳视图数得以分配。数据获取系统(25)根据视图执行数据获取,从而可能获得具有最佳图像质量的断层图像。这样,也可改善数据获取系统的 A/D 转换器的数量及其性能。



1、一种X射线CT设备(100)，包括：

X射线数据获取装置(25)，用于获取发送穿过受检者的X射线投影数据，所述受检者躺在X射线发生器(21)和与X射线发生器(21)相对的检测X射线的X射线检测器(24)之间，同时X射线发生器(21)和X射线检测器(24)围绕其间的旋转中心旋转；

图像重建装置(3)，用于图像重建从X射线数据获取装置获取的投影数据；

图像显示装置(6)，用于显示图像重建的断层图像；并且

其中所述X射线数据获取装置(25)包括基于每转中多种类型的X射线数据获取视图数来执行X射线数据获取的装置。

2、按照权利要求1的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括根据通道位置以多种类型的不同X射线数据获取视图数来执行X射线数据获取的装置。

3、按照权利要求1的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括获取X射线数据的装置，所获取的X射线数据在位于旋转中心附近的通道中的视图数较小，并且在位置远离穿过旋转中心的X射线检测器通道位置的通道中的视图数较大。

4、按照权利要求1任何一个的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括根据从穿过旋转中心的X射线检测器(24)通道位置到各个通道位置的距离，以多种类型的不同X射线数据获取视图数来执行X射线数据获取的装置。

5、按照权利要求1任何一个的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括基于从穿过旋转中心的X射线检测器通道位置到各个通道位置的距离成比例的X射线数据获取视图数，或者大概的所述X射线数据获取视图数，以多种类型视图数来执行X射线数据获取。

6、按照权利要求1任何一个的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括根据重建函数，以对于每个通道不同的视图数来执行X射线数据获取的装置。

7、按照权利要求1任何一个的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括根据每个成像视图区的大小，以对于每个通道不同的视图数来执行X射线数据获取的装置。

8、按照权利要求1任何一个的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括根据z方向坐标位置，以对于每个通道不同的视图数来执行X射线数据获取的装置。

9、按照权利要求1任何一个的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括通过多行X射线检测器(24)获取X射线数据的装置。

10、按照权利要求1任何一个的X射线CT设备(100)，其中所述X射线数据获取装置(25)包括通过二维X射线区域检测器获取X射线数据的装置。

11、按照权利要求9的X射线CT设备，其中所述X射线数据获取装置(25)包括对于每一行独立地以对于每个通道不同的X射线数据获取视图数来执行数据获取的装置。

## X 射线 CT 设备

### 技术领域

本发明涉及一种适于在医疗 X 射线 CT 设备或工业 X 射线 CT 设备中使用的 X 射线 CT（计算机断层）成像方法，以及一种 X 射线 CT 设备，还涉及一种通过常规扫描（轴向扫描）或电影扫描或螺旋扫描获取数据的方法。

### 背景技术

如图 7（参见日本未审查专利公开 No.2004—313657）所示，X 射线 CT 设备迄今为止已经以预定时间间隔在每个视图的所有通道中执行了 X 射线检测器的数据获取，和甚至对于每转的 X 射线数据获取的任一通道相同的视图数（view number）的数据获取。

图 7 示出了对应于一行的 X 射线检测器数据或 X 射线检测器的投影数据。X 射线检测器数据或投影数据是从受检者周缘的 360 度方向上获取的 X 射线数据。它的数据获取角度称为视图方向。图 7 的水平轴表示 X 射线检测器的通道方向，其垂直轴表示视图方向，即 X 射线检测器的 360 度方向的数据获取。

一般来说，在进行图 7 所示的常规数据获取时，每转 360 度的视图方向上的数据获取数（以下称为视图数）对于任何通道相同。

但是随着 X 射线 CT 设备的多通道和多行配置，在多行 X 射线检测器型的 X 射线 CT 设备或基于以平板为代表的二维 X 射线区域检测器的 X 射线 CT 设备中，包括通道数和行方向的 X 射线检测器的所有通道的数量增加，并且数据获取系统（DAS）的 A/D 转换器的数量也增加。还存在提高其性能和产量的需求。基于包装和成本设定均趋于困难的观点，性能和产量的提高依赖于所有通道的数量和数据获取系统的视图数的乘积，这产生了问题。

因此，本发明的目的在于提供一种 X 射线 CT 设备，其降低 X 射线 CT 设备的数据获取系统（DAS）的 X 射线数据获取视图数，X 射线 CT 设备具有对应于一行的 X 射线检测器，或者 X 射线 CT 设备具有多行 X 射线检测器或以平板 X 射线检测器为代表的矩阵结构的二维区域 X 射线检测器，并实现数据

获取系统（DAS）的所需性能和产量的优化。

## 发明内容

本发明提供了一种 X 射线 CT 设备或 X 射线 CT 成像方法，其实现数据获取系统（DAS），数据获取系统（DAS）通过依赖于 X 射线检测器的通道位置和数据获取系统（DAS）的视图数的优化来执行数据获取。

在图像重建平面（CT 或断层图像平面）上，断层图像是通过将重建函数在预处理投影数据上进行卷积并在其上实行对应于  $360^\circ$ （或  $180^\circ + X$  射线检测器扇角）的反投影处理而被图像重建的。

在反投影处理时，在  $360$  度（或 X 射线检测器扇角）方向上利用均对应于旋转中心的重建中心和断层图像中心来进行数据反投影，旋转中心例如是图 8 所示的中心。因此，位于远离断层图像中心（即从断层图像中心看去有半径那么长）的外围部分的区域中的每个像素在周向上的分辨率取决于视图数。也就是说，如果存在充足的视图数，则可确保外围部分的每个像素的分辨率。否则，其分辨率会降低。

即使断层图像中心附近区域在圆周上很短，且没有提供上述视图数，则可确保断层图像空间上的分辨率。一般来说，假定一个像素的大小表示为  $P \times P$ ，断层图像中心附近区域的半径为  $r_1$ ，且断层图像外围部分的半径为  $r_2$ ，例如下面所示，

由于半径  $r_1$  的周长  $2\pi r_1$ ，所需的视图数  $V_1 = 2\pi r_1 / P$ ，

由于半径  $r_2$  的周长  $2\pi r_2$ ，所需的视图数  $V_2 = 2\pi r_2 / P$ ，

$r_1 = 50\text{mm}$ ，

$r_2 = 250\text{mm}$ ，且

$p = 500\text{mm}/500 \text{ 像素} = 1\text{mm}/1 \text{ 像素}$ ，

$V_1$  和  $V_2$  导致  $V_1 = 2\pi \cdot 50/1 = 314$  个视图， $V_2 = 2\pi \cdot 250/1 = 1570$  个视图。

对于此时的 X 射线检测器数据或投影数据，与重建中心位置（断层图像中心）相距  $r_1$  或  $r_2$  的位置上的 X 射线检测器数据或投影数据  $D(\text{view}, i)$  起作用，以便图像重建在与断层图像中心相距半径  $r_1$  或  $r_2$  的圆周上的像素，如图 8 所示。这里，假定  $\text{view}$  为视图数， $i$  为通道数。

因此，如果视图数随着外围部分的逼近而与从对应于断层图像中心的通道

位置到每个像素的距离成比例地增加,则依赖于视图数的断层图像的分辨率可保持一致。

在第一方面,本发明提供了一种X射线CT设备,包括X射线数据获取装置,用于获取发送到躺在X射线发生器和与X射线发生器相对的检测X射线的X射线检测器之间的受检者的X射线投影数据,同时X射线发生器和X射线检测器围绕其间的旋转中心旋转,用于图像重建从X射线数据获取装置获取的投影数据的图像重建装置,用于显示图像重建的断层图像的图像显示装置,以及用于设定断层图像摄影的各种成像条件的成像条件设定装置,其中所提供的X射线数据获取装置基于每转中多种类型的X射线数据获取视图数来执行X射线数据获取。

在按照第一方面的X射线CT设备中,X射线数据获取的视图数适用于其对应的通道,从而有可能优化各个通道的视图数,而无须降低CT或断层图像的图像质量。

在第二方面,本发明提供了一种X射线CT设备,其中在按照第一方面的X射线CT设备中,所提供的X射线数据获取装置根据通道位置以多种类型的不同X射线数据获取视图数来执行X射线数据获取。

在按照第二方面的X射线CT设备中,X射线数据获取视图数涉及断层图像的像素分辨率,该断层图像对于每个通道位置沿着位于断层图像中心的圆周而存在。因此,可通过允许位于其圆周上的每个像素取决于对应的图像重建通道位置来优化视图数。

在第三方面,本发明提供了一种X射线CT设备,其中在按照第一和第二方面的X射线CT设备中,所提供的X射线数据获取装置获取X射线数据,所获取的X射线数据在位于旋转中心附近的通道中的视图数较小,并且在位置远离穿过旋转中心的X射线检测器通道位置的通道中的视图数较大。

在按照第三方面的X射线CT设备中,由于在位于旋转中心附近的通道中,与旋转中心的距离减小,因此视图数减小,而由于在远离旋转中心的通道中,与旋转中心的距离增加,因此视图数变大。

在第四方面,本发明提供了一种X射线CT设备,其中在按照第一或第三方面的X射线CT设备中,所提供的X射线数据获取装置根据从穿过旋转中心的X射线检测器通道位置到各个通道位置的距离,以多种类型的不同X射线

数据获取视图数来执行 X 射线数据获取。

在按照第四方面的 X 射线 CT 设备中, X 射线数据获取的视图数取决于断层图像的像素分辨率, 该断层图像对于每个通道位置沿着位于断层图像中心的圆周而存在。该圆周对应于这样的圆周, 其中从通道断层图像中心的 X 射线检测器通道位置到每个通道位置的距离被定义为其半径。各个 X 射线检测器通道图像重建在圆周上的像素。因此, 可通过根据从穿过旋转中心的 X 射线检测器通道位置到各个通道位置的距离确定 X 射线数据获取视图数来优化视图数。

在第五方面, 本发明提供了一种 X 射线 CT 设备, 其中在按照第一至第四的每个方面的 X 射线 CT 设备中, 所提供的 X 射线数据获取装置基于从穿过旋转中心的 X 射线检测器通道位置到各个通道位置的距离成比例的 X 射线数据获取视图数, 或者大概的所述 X 射线数据获取视图数, 以多种类型的视图数来执行 X 射线数据获取。

在按照第五方面的 X 射线 CT 设备中, X 射线数据获取的视图数图像重建位于圆周上的断层图像, 其中断层图像的中心作为每个通道位置的中心。

通过将圆周除以视图数而获得的每个长度取决于断层图像的每个位置的像素分辨率。因此, 可通过确定与从穿过旋转中心的 X 射线检测器通道位置到各个通道位置的距离成比例的 X 射线数据获取视图数来优化视图数。

在第六方面, 本发明提供了一种 X 射线 CT 设备, 其中在按照第一至第五的每个方面的 X 射线 CT 设备中, 所提供的 X 射线数据获取装置根据每个重建函数以对于每个通道不同的视图数来执行 X 射线数据获取。

在按照第六方面的 X 射线 CT 设备中, 对应于断层图像平面的 XY 平面的分辨率根据每个重建函数而变化。因此, 通过改变 XY 平面的分辨率可优化为每个通道位置设定的视图数, XY 平面的分辨率对于每个重建函数而变化。

在第七方面, 本发明提供了一种 X 射线 CT 设备, 其中在按照第一至第六每个方面的 X 射线 CT 设备中, 所提供的 X 射线数据获取装置根据每个成像视图区的大小, 以对于每个通道不同的视图数来执行 X 射线数据获取。

在按照第七方面的 X 射线 CT 设备中, 所需的通道数根据每个成像视图区的大小而变化。因此, 通过根据成像视图区的大小而变化, 可优化为每个通道位置设定的视图数。

在第八方面, 本发明提供了一种 X 射线 CT 设备, 其中在按照第一至第七

的每个方面的 X 射线 CT 设备中,所提供的 X 射线数据获取装置根据 z 方向坐标位置,以对于每个通道不同的视图数来执行 X 射线数据获取。

在按照第八方面的 X 射线 CT 设备中,对应于受检者各个区域的最佳成像视图区根据 z 方向上的各个坐标位置而变化。因此,通过改变与每个 z 方向位置的成像视图区的大小的匹配,可优化为每个通道位置设定的视图数,所述成像视图区的大小对应于受检者截面的大小。

在第九方面,本发明提供了一种 X 射线 CT 设备,其中在按照第一至第八的每个方面的 X 射线 CT 设备中,所提供的 X 射线数据获取装置通过多行 X 射线检测器获取 X 射线数据。

在按照第九方面的 X 射线 CT 设备中,多行 X 射线检测器也可对于每个通道位置优化 X 射线数据获取视图数。

在第十方面,本发明提供了一种 X 射线 CT 设备,其中在按照第一至第八的每个方面的 X 射线 CT 设备中,所提供的 X 射线数据获取装置通过以平板 X 射线检测器为代表的矩阵结构的二维 X 射线区域检测器来获取 X 射线数据。

在按照第十方面的 X 射线 CT 设备中,以平板 X 射线检测器为代表的矩阵结构的二维 X 射线区域检测器也可对于每个通道位置优化 X 射线数据获取视图数。

在第十一方面,本发明提供了一种 X 射线 CT 设备,其中在按照第九和第十方面的 X 射线 CT 设备中,所提供的 X 射线数据获取装置对于每一行独立地以对于每个通道不同的 X 射线数据获取视图数来执行数据获取。

在按照第十一方面的 X 射线 CT 设备中,当对应于受检者各个区域的最佳成像视图区根据各个 z 方向上的坐标位置而变化时,以对于每个通道位置不同的视图数来执行 X 射线数据获取,同时在常规扫描(轴向扫描)或电影扫描时对于每个 z 方向坐标位置执行一个旋转或多个旋转。在螺旋扫描或可变螺距的螺旋扫描时,根据各个 X 射线检测器行对应于哪个 z 方向坐标位置,通过以对于每个通道位置不同的视图数变化,可优化 X 射线数据获取视图数,所述通道位置对应于 z 方向位置的每个成像视图区的大小。

按照 X 射线 CT 设备或 X 射线 CT 图像重建方法,本发明的效果是,提供了一种 X 射线 CT 设备,其减小了 X 射线 CT 设备的 X 射线数据获取系统(DAS)中的 X 射线数据获取视图数,该 X 射线 CT 设备具有单行型的 X 射线检测器



或具有矩阵结构的二维区域 X 射线检测器，二维区域 X 射线检测器以多行 X 射线检测器或平板 X 射线检测器为代表，并且该 X 射线 CT 设备对数据获取系统（DAS）的所需性能和整个生产能力进行优化。

#### 附图说明

图 1 是表示按照本发明第一实施例的 X 射线 CT 设备的方框图。

图 2 是描述 X 射线发生器（X 射线管）和多行 X 射线检测器的图。

图 3 是表示按照本发明第一实施例校正 X 射线 CT 设备的视图数的图像重建操作的流程图。

图 4 是表示按照本发明第一实施例执行反投影的图像重建操作的流程图，其中每个投影数据在 X 射线 CT 设备的视图数上是不同的。

图 5 是表示预处理细节的流程图。

图 6 是表示三维图像重建过程的细节的流程图。

图 7 是描述常规 X 射线数据获取方法的图。

图 8 是表示各个半径的圆周上的分辨率的图。

图 9 是表示视图数对于每个通道位置改变的情况的图。

图 10 是表示在对于每个通道位置不同的视图数上再采样投影数据的图。

图 11 是表示从分割的投影数据进行图像重建的图。

图 12 是描述不同视图数的数据获取和与之对应的 X 射线剂量校正通道的数据获取的图。

图 13 是表示 X 射线检测器中不同视图数的 X 射线剂量校正通道的实例的图。

图 14 是表示从视图数  $V_{LCM}$  的 X 射线剂量校正通道数据分割的视图数 V3, V2, V1 的 X 射线剂量校正数据的图。

图 15 是表示 X 射线检测器中的 X 射线剂量校正通道的实例的图。

图 16 是表示 X 射线 CT 设备中最大成像视图区和设定的成像视图区的图。

图 17 是表示 X 射线检测器范围的图，所述范围对于 X 射线 CT 设备中的最大成像视图区和设定的成像视图区是必要的。

图 18 是表示这样一种情况的图，其中设定的成像视图区之外不存在受检者。

图 19 是表示这样一种情况的图，其中视图数根据所设定的成像视图区域而设定。

图 20 是表示设定为心脏附近区域的每个成像视图区域的图。

图 21 是表示根据第六实施例的 X 射线 CT 设备的方框图。

图 22 是表示在第六实施例中使用的 X 射线发生器（X 射线管）和多行 X 射线检测器的旋转的示意图。

图 23 是表示这样一种情况的图，其中成像视图区域依据 z-方向位置而变化。

图 24 是表示多行 X 射线检测器中各个行的成像数据的不同通道的视图数的优化的图。

图 25 是表示对于多行 X 射线检测器中各个行的成像数据的各个通道优化视图数的流程图，及其成像的流程图。

图 26 是表示对于常规扫描（轴向扫描）或电影扫描和螺旋扫描处的各个通道优化视图数的图。

图 27 是表示执行螺旋扫描的情况的图。

图 28 是描述 CT 值转换的数据转换的图。

图 29 是表示在 z 方向上观察到的受检者的存在区域的图。

### 优选实施方式

下面通过附图所示的实施例进一步详细说明本发明。顺便指出，本发明不限于这些实施例。

图 1 是表示按照本发明第一实施例的 X 射线 CT 设备的方框图。X 射线 CT 设备 100 装备有操作控制台 1，成像或摄影工作台 10 以及扫描台架 20。

操作控制台 1 包括从操作者接收输入的输入装置 2，执行预处理、图像重建处理、后处理等等的中央处理单元 3，获取或收集通过扫描台架 20 获取的 X 射线检测器数据的数据获取缓冲器 5，显示从通过预处理 X 射线检测器数据获得的投影数据而图像重建的断层图像的监视器 6，以及存储程序、X 射线检测器数据、投影数据以及 X 射线断层图像的存储装置 7。

成像或摄影条件的输入是从输入装置 2 输入的，并存储在存储装置 7 中。

摄影工作台 10 包括托架 12，托架 12 将位于扫描台架 20 上的受检者从扫

描台架 20 的内腔或开口插入并拉出。托架 12 被在摄影工作台 10 中内置的发动机举起并在摄影工作台 10 上直线移动。

扫描台架 20 包括 X 射线管 21、X 射线控制器 22、准直器 23、X 射线射束形成滤波 28、多行 X 射线检测器 24、DAS（数据获取系统）25、控制 X 射线管 21 或绕受检者的身体轴线旋转的类似部件的旋转部分控制器 26、以及与操作控制台 1 和摄影工作台 10 交换控制信号或类似信号的控制控制器 29。X 射线射束形成滤波 28 是这样的 X 射线滤波器，其被配置为在指向对应于成像中心的旋转轴的 X 射线的方向上观察到的厚度最薄，以厚度朝向其外围部分增加，并能够进一步吸收 X 射线。因此，受检者身体表面的截面形状接近圆形或椭圆形，可较少地暴露于辐射。扫描台架 20 可通过扫描台架倾斜控制器 27 倾斜大约  $\pm 30^\circ$ ，或者因此在 z 方向上观察到为向前和向后。

图 2 是描述 X 射线管 21 和多行 X 射线检测器 24 的几何布置或布局的图。

X 射线管 21 和多行 X 射线检测器 24 围绕旋转 IC 的中心旋转。假定垂直方向为 y 方向，水平方向为 x 方向，正交于这些方向的工作台移动方向为 z 方向，X 射线管 21 和多行 X 射线检测器 24 旋转时所在的平面是 xy 平面。托架 12 移动的方向对应于 z 方向。

X 射线管 21 产生称为圆锥射束 CB 的 X 射线射束。当圆锥射束 CB 的中心轴方向平行于 y 方向时，定义为  $0^\circ$  视角。

多行 X 射线检测器 24 具有对应于例如 256 行的 X 射线检测器行。每个 X 射线检测器行具有对应于例如 1024 个通道的 X 射线检测器通道。

应用 X 射线，并且所获取的投影数据通过来自多行 X 射线检测器 24 的 DAS 25 进行 A/D 转换，转而经由滑环（slip ring）30 输入数据获取缓冲器 5。输入到数据获取缓冲器 5 的数据由中央处理单元 3 根据存储在存储装置 7 中的相应程序进行处理，以便数据在监视器 6 上显示之前图像重建为断层图像。

在本发明中，根据通道位置不同而对应于多种类型视图数的 X 射线检测器数据或投影数据被获取并被图像重建为断层图像。

图 9 表示视图数对于每个通道位置改变时的 X 射线检测器数据。

图 9 以类似于图 7 的方式表示对应于一行的 X 射线检测器的 X 射线检测器数据或投影数据。水平轴表示 X 射线检测器数据或投影数据的通道方向，垂直轴表示 X 射线检测器数据和投影数据的视图方向。

从 a1 通道至 C1-1 通道的 X 射线检测器数据、从 C1 通道至 C2-1 通道的 X 射线检测器数据、从 C2 通道至 C3-1 通道的 X 射线检测器数据、从 C3 通道至 C4-1 通道的 X 射线检测器数据以及从 C4 通道至 N 通道的 X 射线检测器数据分别为以视图数 V3、视图数 V2、视图数 V1、超过 360°的视图数 V2 和视图数 V3 获取的 X 射线数据。但是，视图数之间的量值关系假定为  $V3 \geq V2 \geq V1$ 。

例如当 N=1000（通道）时，考虑下列组合：

(1) C1=200, C2=400, C3=600, C4=800, V3=1500, V2=1000, V1=500

(2) C1=200, C2=450, C3=550, C4=800, V3=1500, V2=1000, V1=500

(3) C1=300, C2=450, C3=550, C4=700, V3=1500, V2=1000, V1=500

作为图像重建 X 射线检测器数据的方法，以下有两种图像重建方法。下面将说明表示以下两种情况的实施例。

(1) 在保持对于每个通道不同的视图数的同时，执行预处理。在重建函数卷积处理和反投影处理时，视图数 V2 和 V1 处的 X 射线检测器数据以视图数 V3 再采样，并且相对于所有通道将视图数设定为 V3 之后，X 射线检测器数据受到重建函数卷积处理和反投影处理。

(2) 在保持对于每个通道不同的视图数的同时，执行预处理。在重建函数卷积处理和反投影处理时，在投影数据空间中 X 射线检测器数据被分为视图数不同的投影数据，它们分别单独地受到重建函数卷积处理和反投影处理，从而最终通过图像空间中的加权求和处理产生一个断层图像。

### 第一实施例

图 3 是表示按照本发明 X 射线 CT 设备 100 的操作要点的流程图。

在步骤 S1 中，围绕受检者旋转 X 射线管 21 和多行 X 射线检测器 24 的操作，以及当工作台直线移动时，将 X 射线检测器数据的数据获取作用于位于成像或这些工作台 10 上的托架 12 的操作在螺旋扫描时执行。然后，工作台直线移动的 z 方向位置 Ztable (view) 被附加于由视角视图、检测器行数 j 和通道数 i 表示的 X 射线检测器数据 D0 (view, j, i)，从而获取 X 射线检测器数据。

在常规扫描（轴向扫描）或电影扫描时，数据获取系统旋转一次或多次，同时位于摄影工作台 10 上的托架 12 被固定于给定的 z 方向上，从而执行 X 射线检测器数据的数据获取。如果有必要，托架 12 被移动到下一个 z 方向位置，然后数据获取系统再旋转一次或多次，以执行 X 射线检测器数据的数据获取。

在步骤 S2 中，对 X 射线检测器数据 D0 (view, j, i) 执行预处理，以将其转换为投影数据。如图 5 所示，预处理包括步骤 S21 偏移量校正、步骤 S22 对数变换、步骤 S23 X 射线剂量校正以及步骤 S24 灵敏度校正。

顺便指出，对于 X 射线剂量校正，需要为 X 射线剂量校正通道中的视图数 V1、V2、V3 创建 X 射线剂量校正数据。后面对此进行说明。

在步骤 S3 中，射束硬化校正作用于预处理投影数据 D1 (view, j, i)。假定在射束硬化校正 S3 时，在预处理 S2 中受到灵敏度校正 S24 的投影数据被限定为 D1 (view, j, i)，而射束硬化校正 S3 随后的数据被限定为 D11 (view, j, i)，射束硬化校正 S3 例如以下面所示的多项式形式表示。

方程式 1

$$D11(\text{view}, j, i) = D1(\text{view}, j, i) \cdot (B_0(j, i) + B_1(j, i) \cdot D1(\text{view}, j, i) + B_2(j, i) \cdot D1(\text{view}, j, i)^2)$$

在步骤 4 中，在 z 方向（行方向）上应用滤波器的 z-滤波器卷积处理作用于受到射束硬化校正的投影数据 D11 (view, j, i)。

在步骤 4 中，在每个视角和每个数据获取系统的预处理之后，受到射束硬化校正的多行 X 射线检测器的投影数据 D11 (view, j, i)（其中 i=1 至 CH，j=1 至 ROW）通过滤波器倍增，在滤波器中随后的行方向滤波的大小在行方向上例如为五行。

方程式 2

$$(w_1(j), w_2(j), w_3(j), w_4(j), w_5(j))$$

$$\text{其中 } \sum_{k=1}^5 w_k(j) = 1$$

被校正的检测器数据 D12 (view, j, i) 表示如下：

方程式 3

$$D12(\text{view}, j, i) = \sum_{k=1}^5 (D11(\text{view}, j-k-3, i) \cdot w_k(j))$$

顺便指出, 假定通道的最大值为  $CH$ , 行的最大值为  $ROW$ , 则以下方程式成立。

方程式 4

$$D11(\text{view}, -1, i) = D11(\text{view}, 0, i) = D11(\text{view}, 1, i)$$

$$D11(\text{view}, ROW, i) = D11(\text{view}, ROW+1, i) = D11(\text{view}, ROW+2, i)$$

当行方向滤波系数对于每个通道变化时, 切片厚度可依赖于与图像重建中心的距离进行控制。在断层图像中, 其外围部分的切片厚度通常比其重建中心变得更厚。因此, 行方向滤波系数最好在中心部分和外围部分改变, 以便切片厚度即使在外围部分和图像重建中心也可均匀地互相靠近。

在步骤 5 的视图数内插过程中, 对于视图数  $V2$  和  $V1$  的部分在投影数据空间中完成内插, 以便再采样与  $V3$  匹配的投影数据, 其中在对应于图 9 所示的投影数据的各个通道位置的视图数  $V3$ ,  $V2$  和  $V1$  中, 视图数最大的是  $V3$ 。

也就是说, 视图数  $V3$  的部分被限定为在每  $360/V3^\circ$  中设定的投影数据。另一方面, 视图数  $V2$  和  $V1$  的部分被限定为在每  $360/V2^\circ$  和  $360/V1^\circ$  中设定的投影数据。

如图 10 所示, 在每  $360/V3^\circ$  中设定的投影数据位于外部通道范围 1,  $C1-1$  和  $C4, N$ 。

另一方面, 在每  $360/N2^\circ$  中设定的投影数据位于内部通道范围  $C1, C2-1$  和  $C3, C4-1$ 。另外, 在每  $360/N1^\circ$  中设定的投影数据位于内部通道范围  $C2, C3-1$ 。

$C1, C4-1$  的范围被内插于在每  $360/N3^\circ$  中设定的数据中, 如在再采样数据的视图方向上所见。例如, 在投影数据  $C1, C2-1, C3, C4-1$  或  $C2, C3-1$  中, 通过线性内插确定对应于 1,  $C1-1$  和  $C4, N$  处的第  $k$  个视图的数据产生如下结果。但是, 假定通过校正获得的投影数据为  $D12(\text{view}, j, i)$ , 假定  $\text{view}, j, I$  分别为视图数、行数和通道数。

假定在通道范围  $C1, C2-1$  或  $C3, C4-1$  中的投影数据被限定为  $B(\text{view}, j, i)$ , 并且在通道范围  $C2, C3-1$  中的投影数据被限定为  $C(\text{view}, j, i)$ , 在通道范围  $C1, C2-1$  或  $C3, C4-1$  中的第  $k$  个视图处的投影数据  $D12(k, j, i)$  按以下形式给出。

### 方程式 5

$$D12(k, j, i) = (\text{int}(k \cdot \frac{V2}{V3}) + 1 - k \cdot \frac{V2}{V3}) \cdot B(\text{int}(k \cdot \frac{V2}{V3}, j, i) + (k \cdot \frac{V2}{V3} - \text{int}(k \cdot \frac{V2}{V3})) \cdot B(\text{int}(k \cdot \frac{V2}{V3}) + 1, j, i)$$

在通道范围 C2, C3-1 中的投影数据也按以下形式给出。

### 方程式 6

$$D12(k, j, i) = (\text{int}(k \cdot \frac{V1}{V3}) + 1 - k \cdot \frac{V1}{V3}) \cdot C(\text{int}(k \cdot \frac{V1}{V3}, j, i) + (k \cdot \frac{V1}{V3} - \text{int}(k \cdot \frac{V1}{V3})) \cdot C(\text{int}(k \cdot \frac{V1}{V3}) + 1, j, i)$$

这样, 投影数据 B (view, j, i) 和 C (view, j, i) 被内插, 以创建相当于视图 V3 的投影数据 D12 (view, j, i), 视图 V3 与对应于所有通道范围 1, N 的范围中的一转相对应。随后的重建函数卷积处理和三维反投影处理照常进行, 所有通道作为视图 V3 的投影数据。

在步骤 S6 中, 执行重建函数卷积处理。也就是说, 投影数据受到傅立叶变换, 并与重建函数相乘, 随后受到反傅立叶变换。假定在重建函数卷积处理 S5 时, z 滤波器卷积处理之后的数据被限定为 D12, 重建函数卷积处理之后的数据被限定为 D13, 卷积重建函数被限定为 Kernel (j), 重建函数卷积处理表示如下:

### 方程式 7

$$D13(\text{view}, j, i) = D12(\text{view}, j, i) * \text{Kernel}(j)$$

在步骤 S7 中, 三维反投影处理被作用于受到重建函数卷积处理的投影数据 D13 (view, j, i), 以确定反投影数据 D3 (x, y)。要图像重建的图像是在一个平面上三维图像重建的, 即正交于 z 轴的 xy 平面。下面所示的重建区域或平面 P 假定平行于 xy 平面。下面将参照图 6 说明三维反投影处理。

在步骤 S8 中, 包括图像滤波器卷积、CT 值转换以及其它的后处理作用于反投影数据 D3 (x, y, z), 以获得 CT 或断层图像 D31 (x, y)。

当对 CT 值转换的处理被包括在步骤 S8 的后处理中时, 反投影图像 D3 (x, y) 在 CT 值转换时被数据转换为 air-1000 (HU) 和 water0 (HU) 的 CT 值。

假定反投影值被定义为  $P = D3(x, y)$ , 并且 CT 值转换之后的图像数据被定义为  $Q = D31(x, y)$ , 对 CT 值转换的数据转换按以下形式表示, 并依赖于反投影视图数变化。

视图数  $V_a$  的 CT 值数据转换函数  $f_a$ :  $Q = f_a(P)$

视图数  $V_b$  的 CT 值数据转换函数  $f_b$ :  $Q = f_b(P)$

视图数  $V_c$  的 CT 值数据转换函数  $f_c$ :  $Q = f_c(P)$

如图 28 所示,  $f_a$ 、 $f_b$  和  $f_c$  在线性函数形式中表示如下:

视图数  $V_a$  的 CT 值数据转换函数  $Q=K_a \cdot P+C_a$

视图数  $V_b$  的 CT 值数据转换函数  $Q=K_b \cdot P+C_b$

视图数  $V_c$  的 CT 值数据转换函数  $Q=K_c \cdot P+C_c$

假定在后处理的图像滤波器卷积处理之后, 三维反投影之后的断层图像被限定为 D31 ( $x, y, z$ ), 图像滤波器卷积之后的数据被限定为 D32 ( $x, y, z$ ), 图像滤波器被限定为 Filter ( $z$ ), 则以下方程式成立。

方程式 8

$$D32(x, y, z) = D31(x, y, z) * \text{Filter}(z)$$

也就是说, 由于独立的图像滤波器卷积处理可在检测器的每  $j$  行中执行, 因此每行设定的噪声特性之间的差异和每行设定的分辨率特性之间的差异可被校正。合成的断层图像显示在监视器 6 上。

图 6 是表示三维反投影处理 (图 5 的步骤 S7) 的流程图。在该实施例中, 要图像重建的图像是在一个平面上三维图像重建的, 即正交于  $z$  轴的  $xy$  平面。随后的重建区域  $P$  假定平行于  $xy$  平面。

在步骤 S71 中, 对所有视图 (即对应于  $360^\circ$  的视图或对应于 “ $180^\circ$ +扇角” 的视图) 之一给予注意, 这些视图对断层图像的图像重建是必要的。对应于重建区域  $P$  中各个像素的投影数据  $Dr$  被提取。

平行于  $xy$  平面的  $512 \times 512$  像素的方形区域假定为重建区域  $P$ 。如果从像素行  $L0$  至像素行  $L511$  提取在  $X$  射线穿透方向上通过将平行于  $y=0$  的  $x$  轴的像素行  $L0$  至  $y=511$  的像素行  $L511$  投影到多行  $X$  射线检测器 24 的平面上所获得的线  $T0$  至  $T511$  上的投影数据, 则它们会产生反投影在断层图像的各个像素上的投影数据  $Dr(\text{view}, x, y)$ 。但是,  $x$  和  $y$  对应于断层图像的各个像素 ( $x, y$ )。

$X$  射线穿透方向根据  $X$  射线管 21 的  $X$  射线焦点、各个像素和多行  $X$  射线检测器 24 的几何位置来确定。但是, 由于  $X$  射线检测器数据  $D0(\text{view}, j, i)$  的  $z$  坐标  $z(\text{view})$  被添加到  $X$  射线检测器数据通常称为工作台直线移动  $z$  方向位置  $Ztable(\text{view})$ , 所以即使在  $X$  射线检测器数据  $D0(\text{view}, j, i)$  在加速和减速下被放置的情况下,  $X$  射线穿透方向可在多行  $X$  射线检测器的  $X$  射线焦点和数据获取几何系统内精确地确定。



顺便指出, 当在通道方向上观察到线中的某一些被置于多行 X 射线检测器 24 之外时, 例如在 X 射线穿透方向上通过将像素行 L0 投影到多行 X 射线检测器 24 的平面上而获得线 T0 的情况, 对应的投影数据  $Dr(\text{view}, x, y)$  被设定为“0”。

当它被置于多行 X 射线检测器 24 外部时, 如在 z 方向上所观察到的情况, 对应的投影数据  $Dr(\text{view}, x, y)$  被确定为外插。

这样, 对应于重建区域 P 的各个像素的投影数据  $Dr(\text{view}, x, y)$  可被提取。

再参照图 6, 在步骤 S72 中, 投影数据  $Dr(\text{view}, x, y)$  与锥形射束重建加权系数相乘, 以产生投影数据  $D2(\text{view}, x, y)$ 。

现在, 锥形射束重建加权函数  $w(i, j)$  如下。通常, 当以  $\text{view} = \beta a$  连接 X 射线管 21 的焦点和重建区域 P (xy 平面) 上的像素  $g(x, y)$  的直线与 X 射线束的中心轴  $Bc$  一起形成的角度被假定为  $\gamma$ , 且在扇形射束图像重建的情况下, 其相对的视图被假定为  $\text{view} = \beta b$  时, 以下方程式成立。

方程式 9

$$\beta b = \beta a + 180^\circ - 2\gamma$$

当穿过重建区域 P 上的像素  $g(x, y)$  的 X 射线束及其相对的 X 射线束与重建平面 P 一起形成的角度被假定为  $\alpha a$  和  $\alpha b$  时, 它们根据锥形射束重建加权系数  $\omega a$  和  $\omega b$  与这些系数相乘并相加在一起, 以如下方式确定反投影像素数据  $D2(0, x, y)$ 。

方程式 10

$$D2(0, x, y) = \omega a \cdot D2(0, x, y)_{\text{a}} + \omega b \cdot D2(0, x, y)_{\text{b}}$$

其中  $D2(0, x, y)_{\text{a}}$  表示视图  $\beta a$  的投影数据,  $D2(0, x, y)_{\text{b}}$  表示视图  $\beta b$  的投影数据。

顺便指出, 对应于彼此相对的射束的锥形射束重建加权系数的总和如下:

方程式 11

$$\omega a + \omega b = 1$$

上述锥形射束重建加权系数  $\omega a$  和  $\omega b$  的相乘以及相加使得锥形角 **archfact** 减小。

在扇形射束图像重建的情况下, 重建区域 P 上的每个像素与距离系数相

乘。假定从 X 射线管 21 的焦点到对应于投影数据  $D_r$  的多行 X 射线检测器 24 的每个检测器行  $j$  和通道  $i$  的距离为  $r_0$ ，且从 X 射线管 21 的焦点到对应于投影数据  $D_r$  的重建区域  $P$  上的每个像素的距离为  $r_1$ ，则距离系数为  $(r_1/r_0)^2$ 。

在平行射束图像重建的情况下，重建区域  $P$  上的每个像素可与锥形射束重建加权系数  $w(i, j)$  相乘。

在步骤 S73 中，投影数据  $D_2(\text{view}, x, y)$  被加到其与每个像素关联的事先清除的对应反投影数据  $D_3(x, y)$ 。

在步骤 S74 中，步骤 S61 至 S63 对于断层图像的图像重建所需要的所有视图（即对应于  $360^\circ$  的视图或对应于“ $180^\circ + \text{扇角}$ ”的视图）被重复，以获得反投影数据  $D_3(x, y)$ 。

顺便指出，重建区域  $P$  可被设为环形区域，其直径为 512 像素，无须将其设为  $512 \times 512$  像素的正方形区域。

如图 9 所示在先于步骤 S2 的步骤 S23 的 X 射线剂量校正时，当 X 射线剂量校正作用于与  $V_1$ 、 $V_2$  和  $V_3$  不同的视图数的 X 射线检测器数据，或者每个通道位置的投影数据时，需要与  $V_1$ 、 $V_2$  和  $V_3$  的各个视图数同步的 X 射线剂量校正通道。在这种情况下，如图 12 所示，与视图数  $V_3$  的数据获取、视图数  $V_2$  的数据获取和视图数  $V_1$  的数据获取相关，需要在数据获取时序中相同的视图数  $V_3$ 、 $V_2$  和  $V_1$  的 X 射线剂量校正通道。在这种情况下，可以考虑两种方法。

(1) 分别准备  $V_3$ 、 $V_2$  和  $V_1$  的三种类型的 X 射线剂量校正通道。

(2) 准备  $V_3$ 、 $V_2$  和  $V_1$  的最小公倍数  $V_{LCM}$  的视图数的一种类型的 X 射线剂量校正通道，并将其分配给视图数  $V_3$ 、 $V_2$  和  $V_1$ 。

在情况 (1) 中，如图 13 所示，在多行 X 射线检测器 24 的两端或一侧逐个或几个几个地准备各个视图数的 X 射线剂量校正通道。从这些通道中获取或收集随后的 X 射线剂量校正通道数据。

视图数  $V_3$  的 X 射线剂量校正通道数据： $R_{v_3}(\text{view})$

视图数  $V_2$  的 X 射线剂量校正通道数据： $R_{v_2}(\text{view})$

视图数  $V_1$  的 X 射线剂量校正通道数据： $R_{v_1}(\text{view})$

在 X 射线剂量校正时，基于以上 X 射线剂量校正通道数据  $R_{v_3}(\text{view})$ 、 $R_{v_2}(\text{view})$  和  $R_{v_1}(\text{view})$  来校正下列数据。

视图数 V3 的 X 射线检测器数据:  $D_{v_3}$  (view)

视图数 V2 的 X 射线检测器数据:  $D_{v_2}$  (view)

视图数 V1 的 X 射线检测器数据:  $D_{v_1}$  (view)

在情况 (2) 下, 如图 15 所示, 至少在多行 X 射线检测器 24 的两端逐个地或者在其一侧至少一个地准备视图数  $V_{LCM}$  的 X 射线剂量校正通道。下列 X 射线剂量校正通道数据通过将 X 射线剂量校正通道数据分割而确定。具体如下:

视图数 V3 的 X 射线剂量校正通道数据:  $R_{v_3}$  (view)

视图数 V2 的 X 射线剂量校正通道数据:  $R_{v_2}$  (view)

视图数 V1 的 X 射线剂量校正通道数据:  $R_{v_1}$  (view)

视图数  $V_{LCM}$  的 X 射线剂量校正通道数据:  $R_{v_{LCM}}$  (view)。

当视图数  $V_{LCM}$  的二次分割为视图 V3 时, 视图数  $V_{LCM}$  的三次分割为视图 V2, 视图数  $V_{LCM}$  的四次分割为视图 V1, 如图 14 所示, 可得到如下方程式。

方程式 12

$$R_{v_3}(\text{view}) = R_{v_{LCM}}(2 \cdot \text{view}) + R_{v_{LCM}}(2 \cdot \text{view} + 1)$$

$$R_{v_2}(\text{view}) = R_{v_{LCM}}(3 \cdot \text{view}) + R_{v_{LCM}}(3 \cdot \text{view} + 2) + R_{v_{LCM}}(3 \cdot \text{view} + 3)$$

$$R_{v_1}(\text{view}) = R_{v_{LCM}}(4 \cdot \text{view}) + R_{v_{LCM}}(4 \cdot \text{view} + 1) + R_{v_{LCM}}(4 \cdot \text{view} + 2) + R_{v_{LCM}}(4 \cdot \text{view} + 3)$$

$R_{v_3}$  (view)、 $R_{v_2}$  (view) 和  $R_{v_1}$  (view) 可通过以上述方式分割而确定。

在 X 射线剂量校正时, 基于以上 X 射线剂量校正通道数据  $R_{v_3}$  (view)、 $R_{v_2}$  (view) 和  $R_{v_1}$  (view) 来校正下列数据。

视图数 V3 的 X 射线检测器数据  $D_{v_3}$  (view)

视图数 V2 的 X 射线检测器数据  $D_{v_2}$  (view)

视图数 V1 的 X 射线检测器数据  $D_{v_1}$  (view)

## 第二实施例

在上面的第一实施例中, 视图数 V2 和 V1 的 X 射线检测器数据或投影数据在视图方向上内插, 从而以视图数 V3 对视图数 V2 和 V1 的 X 射线检测器数据或投影数据再采样并转换为视图数 V3 的 X 射线检测器数据或投影数据, 从而执行图像重建。

然而, 下面描述的第二实施例是一种图像重建视图数 V3、V2 和 V1 的 X

射线检测器数据或投影数据的方法，由于视图方向内插而不必担心视图方向上的数据分辨率降低，也不必担心断层图像上  $xy$  平面的分辨率降低，且无须在视图方向上执行内插。

在概念上，在如图 9 所示，通道范围 1、C1—1 和 C4、N 被限定为 V3 视图，通道范围 C1、C2—1 和 C3、C4—1 被限定为 V2 视图，通道范围 C2、C3—1 被限定为 V1 视图的情况下，因通道范围而视图数不同的 X 射线检测器数据或投影数据，即预处理之后的图 9 的投影数据被分为三个投影数据 1、2 和 3，如图 11 所示。重建函数卷积处理和三维反投影处理作用于各个投影数据，以执行其图像重建。图像重建的断层图像与加权系数“V3/V1”、“V3/V2”和“1”相乘，以执行加权求和处理，随后形成最终的断层图像。

下面按照图 4 所示的流程图说明处理流程。

在步骤 S1 中，执行数据获取。

在步骤 S2 中，执行预处理。

在步骤 S3 中，执行射束硬化校正。

在步骤 S4 中，执行滤波器卷积处理。

步骤 S1 至 S4 可类似于图 3 所示的第一实施例的过程。

在步骤 S5 中，执行投影数据分割处理。

在步骤 S5 中，如图 11 所示，对于投影数据的视图数不同的每个通道范围分割和提取投影数据。因此，投影数据值“0”被嵌入到没有如图 11 所示的投影数据的通道范围中，并且投影数据被分割为对应于不同视图数类型的投影数据。由于图 11 示出了三种类型的视图数，投影数据被分割为三种类型的投影数据。

在步骤 S6 中，执行重建函数卷积处理。

在步骤 S7 中，执行三维反投影处理。

步骤 S6 和 S7 可类似于图 3 所示的第一实施例的过程。

在步骤 S8 中，确定作用于所有被分割的投影数据的重建函数卷积处理和三维反投影处理是否已经结束。如果答案是肯定的，则处理流程前进至步骤 S9。如果答案是否定的，则处理流程返回步骤 S6。

在步骤 S6 和 S7 中，重建函数卷积处理和三维反投影处理重复在步骤 S5 被分割的投影数据的数目，即彼此不同的视图数的类型。因为在图 11 中处理

三种类型的投影数据，因此的步骤 S6 和 S7 被重复三次。

在步骤 S9 中，执行加权求和处理。

在步骤 S9 中，如图 11 所示，执行重建函数卷积处理和三维反投影处理，图像重建的各个断层图像与加权系数相乘，从而执行加权求和处理。

假定从通道范围 C2、C3-1 图像重建的断层图像为  $G_1(x, y)$ ，从通道范围 C1、C2-1 和 C3，C4-1 图像重建的断层图像为  $G_2(x, y)$ ，从通道范围 1、C1-1 和 C4，N 图像重建的断层图像为  $G_3(x, y)$ ，并且最终的断层图像为  $G(x, y)$ ， $G(x, y)$  由以下方程式表示：

方程式 13

$$G(x, y) = \frac{V3}{V1} \cdot G_1(x, y) + \frac{V3}{V2} \cdot G_2(x, y) + 1 \cdot G_3(x, y)$$

在完成三维反投影时，由于视图数之间的差异而产生这些加权系数“ $V3/V1$ ”、“ $V3/V2$ ”和“1”。

在步骤 S10 执行后处理。

步骤 S10 可类似于图 3 所示的实施例的过程。

这样，在第二实施例中，利用对每个通道范围不同的 X 射线检测器数据或投影数据，在视图方向上对投影数据空间完成内插。对于对每个通道范围不同的 X 射线检测器数据或投影数据直接执行重建函数卷积处理，而不减小如在视图方向上所见的投影数据的分辨率。此后，执行三维反投影处理，从而通过图像重建而获得在视图方向上没有分辨率降低的断层图像。

按照 X 射线 CT 设备或 X 射线 CT 图像重建方法，作为上述 X 射线 CT 设备中获得的本发明的效果，提供了一种 X 射线 CT 设备，其减少数据获取系统 (DAS) 25 中的 X 射线数据获取视图数量，该数据获取系统属于具有单行型的 X 射线检测器的 X 射线 CT 设备或具有矩阵结构的二维区域 X 射线检测器的 X 射线 CT 设备，后者以多行 X 射线检测器或平板 X 射线检测器为代表，并且该 X 射线 CT 设备对数据获取系统 (DAS) 25 的所需性能和整个生产能力进行优化。

### 第三实施例

X 射线 CT 设备试图对于受检者的每个区域改变重建函数。在这种情况下，重建函数从高分辨率的重建函数变化到较低分辨率的重建函数。重建函数用于

X 射线检测器通道方向的卷积。由于对应于断层图像的每个像素的投影数据在 X 射线检测器的通道方向上受到重建函数卷积处理,并在  $360^\circ$  的方向上反投影,所以断层图像的 xy 平面上的空间分辨率取决于重建函数。在这种情况下,甚至为了避免如图 8 所示的周向上,特别例如在断层图像的外围部分的分辨率的降低,视图的最佳数量对每个通道位置来说是必要的。

也就是说,高分辨率的重建函数更需要视图数。较低分辨率的重建函数无须大量增加视图数。考虑到这些方面,视图数 V3、视图数 V2 和视图数 V1 以及视图数的开关通道位置 C1、C2、C3 和 C4 可根据重建函数进行优化,如图 9 所示。

#### 第四实施例

在 X 射线 CT 设备中,为受检者的每个区域设定成像视图区,如图 16 所示。对所设定的成像视图区来说是必要的 X 射线检测器通道范围如图 17 所示那样给出。对应于足够所需视图数的数据可通过最大成像视图区所需的 X 射线检测器通道的某些 X 射线检测器通道而被获取。

特别地,当如图 18 所示,受检者充分位于所设定的成像视图区内,且所设定的成像视图区之外仅有空气存在时,不能在其外部区域中获取 X 射线数据,或者视图数减少。对于这种情况下的 X 射线检测器数据或投影数据,足以避免空间分辨率降低的视图数 V1 被设定在覆盖所设定的成像视图区的通道范围 C1、C2-1 中,并且视图数 V3 在对应于所设定的成像视图区外部的区域的通道范围 1、C1-1 和 C2、当需要 N 中充分地减小,或者视图数设为  $V3=0$ 。

这种情况下的图像重建可使用按照第一实施例的图像重建方法,或按照第二实施例的图像重建方法。

这样,即使当受检者存在区域受限且仅受检者附近被设定为成像视图区时,由对应的数据获取系统(DAS)25 转换和处理的通道范围 A/D 可被有效地设定。

#### 第五实施例

如图 20 所示,每个肺野中的心脏被成像或摄影的情况下,例如成像视图区被设定为心脏附近,且设定与心脏区域的像素分辨率相匹配的视图数 V1。在包括肺野或其它除心脏区域之外的区域中,以视图数 V3 以如此程度来执行 X 射线数据获取,即所设定的成像视图区和位于其外部的区域之间的边界附

近的区域像素值（CT 值）不会反常地升高。对于这种情况下的 X 射线检测器数据或投影数据，可设定通道范围  $C1$ 、 $C2-1$ ，该通道范围覆盖了是定为心脏附近区域的成像视图区，其视图数可限定为  $V1$  视图，其外部视图数可限定为  $V3$  视图，如图 19 所示。在这种情况下， $V1 \geq V3$  成立。这样，所设定的成像视图区的外部边界处的像素值（CT 值）也不会升高，并且以充足的空间分辨率设定的成像视图区中的心脏附近区域可以被成像或摄影。

这样，即使当受检者存在于所设定的成像视图区外部时，位于成像视图区外部的通道范围的视图数可以被限定，该成像视图区被设定的范围是，不影响所设定的成像视图区的图像质量。

这样，数据获取系统（DAS）25 的通道范围和 X 射线数据获取的视图数也可以这样的方式优化，即所设定的成像视图区中的图像质量不存在问题。

#### 第六实施例

在第五实施例中的心脏附近区域的摄影或成像时，当 X 射线应用于作为 X 射线曝光或辐射区的全部成像视图区时，从减少 X 射线曝光出发，X 射线辐射区也可仅限于成像视图区，其中 X 射线辐射通过提供如图 21 所示的通道方向准直器 31 而设定到所述成像视图区。

对于这种情况下的 X 射线检测器数据或投影数据，如图 19 所示，足以避免空间分辨率降低的视图数  $V1$  可在覆盖所设定的成像视图区的通道范围  $C1$ 、 $C2-1$  中被设定。另外，视图数  $V3$  可在均对应于所设定的成像视图区的外部区域的通道范围 1、 $C1-1$  和  $C2$ ， $N$  中充分减小，或者视图数  $V3$  设为  $V3=0$ 。

顺便指出，按照第六实施例的系统配置图在图 22 中给出。通道方向准直器 31 由位于扫描台架 20 的旋转部分 15 中的旋转部分控制器 26 进行控制。除通道方向准直器 31 之外控制 X 射线的范围的每个组成件的操作类似于第一实施例所述的操作，所述 X 射线是基于从输入装置 2 输入的成像条件按照成像视图区在通道方向上被应用的。

尽管在这种情况下进行图像重建时需要预测受检者未暴露于 X 射线的那部分的投影数据，并执行图像重建，但其细节已经在如下专利中描述。

#### 第七实施例

当受检者被成像或摄影时，例如头部、颈部和肩部被摄影，如图 23 所示，受检者的截面有很大变化，最佳成像视图区也有很大变化。

如果受检者存在区域附近被设为成像视图区，如第四实施例所述，则成像视图区根据  $z$  方向坐标而变化。也就是说，在如图 23 所示的常规扫描（轴向扫描）的情况下，成像视图区对于每行变化，且最佳的各个通道部分的视图数也变化。

图 24 表示在执行常规扫描（轴向扫描）时，对应于多行 X 射线检测器中各行的 X 射线检测器数据或投影数据处的各通道的视图数的优化。在图 24 中，视图数在对应于  $M$  行的多行 X 射线检测器的各个通道处被如下优化。

在对应于第一行的 X 射线检测器数据或投影数据的情况下，

视图数：通道范围 1、 $C_{11} - 1$  和  $C_{41}$ ， $N$  中为  $V_{31}$

视图数：通道范围  $C_{11}$ 、 $C_{21} - 1$  和  $C_{31}$ 、 $C_{41} - 1$  中为  $V_{21}$

视图数：通道范围  $C_{21}$ ， $C_{31} - 1$  中为  $V_{11}$

在对应于第二行的 X 射线检测器数据或投影数据的情况下，

视图数：通道范围 1、 $C_{12} - 1$  和  $C_{42}$ ， $N$  中为  $V_{32}$

视图数：通道范围  $C_{12}$ 、 $C_{22} - 1$  和  $C_{32}$ 、 $C_{42} - 1$  中为  $V_{22}$

视图数：通道范围  $C_{22}$ ， $C_{32} - 1$  中为  $V_{12}$

在对应于第  $i$  行的 X 射线检测器数据或投影数据的情况下，

视图数：通道范围 1、 $C_{1i} - 1$  和  $C_{4i}$ ， $N$  中为  $V_{3i}$

视图数：通道范围  $C_{1i}$ 、 $C_{2i} - 1$  和  $C_{3i}$ 、 $C_{4i} - 1$  中为  $V_{2i}$

视图数：通道范围  $C_{2i}$ ， $C_{3i} - 1$  中为  $V_{1i}$

在对应于第  $M$  行的 X 射线检测器数据或投影数据的情况下，

视图数：通道范围 1、 $C_{1M} - 1$  和  $C_{4M}$ ， $N$  中为  $V_{3M}$

视图数：通道范围  $C_{1M}$ 、 $C_{2M} - 1$  和  $C_{3M}$ 、 $C_{4M} - 1$  中为  $V_{2M}$

视图数：通道范围  $C_{2M}$ ， $C_{3M} - 1$  中为  $V_{1M}$

这种情况下的图像重建可利用按照第一实施例的图像重建方法和按照第二实施例的图像重建方法。

但是，当试图在后一种情况的  $z$  方向上控制切片厚度时，为每个通道设定的视图数对于每行是不同的。因此，第一实施例的步骤 S4 的  $z$  滤波器卷积处理中，不能在行方向上对  $z$  滤波器进行卷积。

假定在这种情况下，期望在给定的  $z$  方向位置  $z_0$  上用切片厚度  $d$  来设定断层图像  $G_{TH}(x, y, z)$ ，如在  $z$  方向上所见，在断层图像上对  $z$  滤波器进行



卷积, 该断层图像对应于与在  $z$  方向上排列的 X 射线检测器通道的一行相等的切片厚度, 该断层图像是以多行 X 射线检测器 24 或平板 X 射线检测器为代表的矩阵结构的二维 X 射线区域检测器 24 的断层图像, 即在图像重建已经完成的 CT 或断层图像空间中具有  $z$  方向原始切片厚度的断层图像, 从而图像重建断层图像, 其切片厚度比原始切片厚度更厚。在均具有原始切片厚度  $\Delta z$  的断层图像  $G(x, y, z-n \cdot \Delta z), G(x, y, z-(n-1) \cdot \Delta z), \dots G(x, y, z-\Delta z), G(x, y, z), G(x, y, z+\Delta z), \dots G(x, y, z+(n-1) \cdot \Delta z), \dots G(x, y, z+n \cdot \Delta z)$  上对具有对应于长度  $2n+1$  的加权系数  $(W_{-n}, W_{-n+1}, \dots W_{-1}, W_0, W_1, \dots W_{n-1}, W_n)$  的  $z$  滤波器进行卷积, 这些断层图像从由常规扫描(轴向扫描)或电影扫描确定的各个行图像重建。也就是说, 如下方程式成立。

方程式 14

$$G_{TH}(x, y, z) = \sum_{i=-n}^n (w_i \cdot G(x, y, z+i \cdot \Delta z))$$

以这些通道范围执行扫描的流程和所确定的视图数的值如下(参见图 25)。

在步骤 S1 中, 执行探测数据获取。

在步骤 S2 中, 预测受检者存在区域。

在步骤 S3 中, 执行成像或摄影方案或程序。

在步骤 S4 中, 确定是否应该执行常规扫描(轴向扫描)或电影扫描或螺旋扫描。当选择常规扫描(轴向扫描)或电影扫描时, 流程前进到步骤 S5。当选择螺旋扫描时, 流程前进到步骤 S9。

在步骤 S5 中, 设定每个通道的视图数。

在步骤 S6 中, 执行常规扫描 X 射线数据获取。

在步骤 S7 中, 执行常规扫描图像重建。

在步骤 S8 中, 执行常规扫描后处理。

在步骤 S9 中, 设定每个通道的视图数。

在步骤 S10 中, 执行螺旋扫描 X 射线数据获取。

在步骤 S11 中, 执行螺旋扫描图像重建。

在步骤 S12 中, 执行螺旋扫描后处理。

在步骤 S13 中, 执行图像显示。

在步骤 S1 中, 受检者被放置在其对应的托架 12 上, 然后成像或摄影范围内的 0 度方向探测图像是在 90°方向上摄影的探测图像。

在步骤 S2 中, 在每个 z 方向坐标位置上预测受检者存在区域, 受检者存在区域大约呈椭圆柱体形状, 如由 0 度方向探测图像和 90°方向探测图像形成三维区域, 如图 29 所示。

在步骤 S3 中, 各个 z 方向坐标位置的各个部分或区域的成像区域最好由步骤 S2 所确定的各个 z 方向位置处的受检者存在区域来确定, 从而实现成像方案。

在步骤 S4 中, 如果执行常规扫描(轴向扫描)或电影扫描, 则流程前进到 S5, 如果执行螺旋扫描, 则流程前进到步骤 S6。

在步骤 S5 中, 根据各个区域的各个 z 方向坐标位置处的成像区域, 来设定与各个坐标位置的各个行相对应的各个通道的视图数。

在步骤 S6 中, 根据在步骤 S5 所设定的各个 z 方向坐标位置处的各个通道的视图数来执行常规扫描(轴向扫描)或电影扫描的数据获取。

在步骤 S7 中, 根据图 24 所示的各个行的各个通道的视图数来执行图 11 所示的分割投影数据的图像重建。

顺便指出, 可通过对图 10 所示的每个通道位置不同的视图数再采样来执行图像重建。

在步骤 S8 中, 可执行与在第一实施例中使用的后处理类似的过程。

在步骤 S9 中, 由各个区域的各个 z 方向坐标位置处的成像区域来设定各个 z 方向坐标位置处各行的各个通道的视图数。

在步骤 S10 中, 根据在步骤 S9 所设定的各个 z 方向坐标位置处的各个通道的视图数来执行螺旋扫描的数据获取。

在步骤 S11 中, 根据图 26 所示的各行的各个通道的视图数, 对于每个通道范围, 对每行的每个视图范围分割的投影数据进行分割, 从而执行图像重建(见图 27)。

在步骤 S12 中, 可执行与在第一实施例中使用的后处理类似的过程。

在步骤 S13 中, 图像重建 CT 或断层图像以图像形式显示。

按照本发明的 X 射线 CT 设备或 X 射线 CT 成像方法, 上述 X 射线 CT

设备 100 带来的效果是, 实现在  $z$  方向上扩展的 X 射线锥形射束的常规扫描(轴向扫描)或电影扫描或螺旋扫描的曝光减少, 该效果在 X 射线 CT 设备的常规扫描(轴向扫描)或电影扫描或螺旋扫描的开始或结束中呈现, 该 X 射线 CT 设备具有以常规多行 X 射线检测器或平板 X 射线检测器为代表的矩阵结构的二维区域 X 射线检测器。

顺便指出, 图像重建方法可采用已知的基于 Feldkamp 方法的三维图像重建方法。另外, 可采用另一种三维图像重建方法。另一选择是, 可采用二维图像重建方法。

在本实施例中, 对每行系数不同的行方向( $z$  方向)滤波器进行卷积, 从而调整图像质量的变化并在每行实现均匀的切片厚度、伪像和噪声图像质量。尽管考虑了各种滤波系数, 但是任何其它滤波系数也可产生类似效果。

尽管已经基于医疗 X 射线 CT 设备描述了本实施例, 但是它可适用于与工业 X 射线 CT 设备或其它设备结合使用的 X 射线 CT-PET 设备、X 射线 CT-SPECT 设备等。

在本实施例中, 用穿过如图 9 所示的中心线的旋转中心的 X 射线检测器通道对称地或近似对称地分割通道范围。但是, 实际的多行 X 射线检测器在模块单元中配置, 例如 X 射线检测器的每个模块配置 16 通道或 24 通道。模块单元中视图数之间的切换是真实的。因此, 通道范围在各个模块之间的开口处被分割, 无须与通过中心线的旋转中心的通道实现上述对称, 且视图数也可被设定于不同的通道范围。

在本实施例中, 各个通道或通道范围处用于 X 射线数据获取的视图数优选地与下述距离成比例地确定, 即与穿过旋转中心的 X 射线检测器的通道部分的距离或沿弓形 X 射线检测器的圆弧的距离。但是, 实际上共同的是, 数据获取系统(DAS) 25 在给定范围中控制每个通道范围的视图数, 该给定范围具有的通道数对应于各个检测器模块单元或相当于被限定为该单元的检测器模块单元的若干倍的单元。因此, 各个通道范围的视图数可被基本与下述距离成比例地被控制, 即与旋转中心的距离。

尽管本实施例已经显示了实例, 其中通道范围的数量为 3, 视图数的类型被设定为 3, 或者通道范围的数量为 2, 视图数的类型被设定为 2, 即使这些数字增大或减小, 也可产生类似效果。

在第五实施例中，已经从  $0^\circ$  和  $90^\circ$  方向上的探测图像预测出受检者存在区域。但是，每个探测图像的方向不限于  $z$  方向，并可进一步被设定为多种方向或其它方向。另一选择是，通过光学外部特征图像预测受检者存在区域的方法，无须通过 X 射线基于探测图像预测受检者存在区域。

## 部件列表

图 1

100...X 射线 CT 设备

1...操作控制台, 2...输入装置, 3...中央处理单元, 5...数据获取缓冲器, 6...监视器, 7...存储装置, 10...摄影工作台, 12...托架, 15...旋转部分, 20...扫描台架, 21...X 射线管, 22...X 射线控制器, 23...准直器, 24...多行 X 射线检测器, 26...旋转部分控制器, 27...扫描托架倾斜控制器, 28...X 射线射束形成滤波器, 29...控制控制器, 40...光学照相机

图 2

X 射线管 21

X 射线焦点

28 X 射线射束形成滤波器

X 射线射束 (锥形射束)

X 射线检测器平面 旋转中心

多行 X 射线检测器 重建区域

通道方向

图 3

表示用于校正视图数的图像重建的流程图

开始

步骤 S1...数据获取

步骤 S2...预处理

步骤 S3...射束硬化校正

步骤 S4...z 滤波器卷积处理

步骤 S5...视图数内插处理

步骤 S6...重建函数卷积处理

步骤 S7...三维反投影处理

步骤 S8...后处理

结束

图 4

表示用于执行反投影的图像重建的流程图，每个投影数据的视图数不同

开始

步骤 S1...数据获取

步骤 S2...预处理

步骤 S3...射束硬化校正

步骤 S4...z 滤波器卷积处理

步骤 S5...投影数据分割处理

步骤 S6...重建函数卷积处理

步骤 S7...三维反投影处理

步骤 S8...终止对所有被分割的投影数据执行重建函数卷积处理和三维反投影处理吗？

步骤 S9...加权求和处理

步骤 S10...后处理

结束

图 5

步骤 S2...开始

步骤 S21...偏移量校正

步骤 S22...对数变换

步骤 S23...X 射线剂量校正

步骤 S24...灵敏度校正

结束

图 6

开始三维反投影处理

S71...提取对应于重建区域 P 各个像素的投影数据 Dr

S72...将各个投影数据  $D_r$  与锥形射束重建加权系数相乘, 以创建反投影数据  $D_2$

S73...将反投影数据  $D_2$  与像素相关的反投影数据  $D_3$  相加

S74...相加了对应于图像重建所需要的所有视图的反投影数据  $D_2$  吗?

结束

图 7

常规 X 射线数据获取方法

旋转中心位置

(将重建中心位置定义为断层图像中心位置)

通道方向

X 射线检测器数据

X 射线检测器数据

视图方向

图 8

每个半径的圆周上的分辨率

图像重建平面 (断层图像平面)

将一个像素的大小定义为  $p \times p$

断层图像中心

图 9

在对于每个通道位置改变视图数的情况

穿过旋转中心的 X 射线检测器通道位置

通道方向

视图方向

视图数  $V_3$  的区域

视图数  $V_2$  的区域

视图数  $V_1$  的区域

其中  $V_3 \geq V_2 \geq V_1$

图 10

通过对于每个通道位置不同的视图数再采样投影数据所获得的投影数据  
通道  
通道方向  
view          投影数据  
视图方向

图 11

从分割的投影数据进行图像重建  
通道方向          断层图像  
图像重建  
视图方向          对应于扫描台架的旋转中心的重建中心  
投影数据 1  
视图 V1 的投影数据

通道方向          断层图像  
图像重建  
视图方向          对应于扫描台架的旋转中心的重建中心  
投影数据 2  
视图 V2 的投影数据  
通道方向          断层图像  
图像重建  
视图方向          对应于扫描台架的旋转中心的重建中心  
投影数据 3  
视图 V3 的投影数据  
最终断层图像

图 12

各个视图数的数据获取和与其对应的 X 射线剂量校正通道的数据获取  
时间



视图数 V3 的数据获取  
视图数 V2 的数据获取  
视图数 V1 的数据获取  
视图数 V3 的 X 射线剂量校正通道的数据获取  
视图数 V2 的 X 射线剂量校正通道的数据获取  
视图数 V1 的 X 射线剂量校正通道的数据获取

图 13

表示 X 射线检测器处视图数的 X 射线剂量校正通道的实例

21...X 射线管  
视图数 V3 的 X 射线剂量校正通道  
视图数 V2 的 X 射线剂量校正通道  
视图数 V1 的 X 射线剂量校正通道  
24...多行 X 射线检测器  
主检测器通道

图 14

从视图数  $V_{LCM}$  的 X 射线剂量校正通道数据分割的视图数 V3、V2 和 V1 的 X 射线剂量校正数据  
时间  
视图数 V3 的数据获取  
视图数 V2 的数据获取  
视图数 V1 的数据获取  
视图数  $V_{LCM}$  的 X 射线剂量校正通道的数据获取  
分割为视图数 V3  
分割为视图数 V2  
分割为视图数 V1  
被分割为视图数 V3 的 X 射线剂量校正通道数据  
被分割为视图数 V2 的 X 射线剂量校正通道数据  
被分割为视图数 V1 的 X 射线剂量校正通道数据

图 15

表示视图数  $V_{LCM}$  的 X 射线剂量校正通道的实例

21...X 射线管

视图数  $V_{LCM}$  的 X 射线剂量校正通道

24...多行 X 射线检测器

主检测器通道

图 16

X 射线 CT 设备处的最大成像视图区和设定的成像视图区

最大成像视图区区域

设定的成像视图区区域

图 17

对 X 射线 CT 设备处的最大成像视图区区域和设定的成像视图区区域所需的 X 射线检测器范围

21...X 射线管

最大成像视图区区域

设定的成像视图区区域

24...多行 X 射线检测器

设定的成像视图区所需的 X 射线检测器通道范围

最大成像视图区所需的 X 射线检测器通道范围

图 18

在设定的成像视图区外部没有受检者的情况

最大成像视图区区域

受检者存在区域

设定的成像视图区区域

图 19

在按照所设定的成像视图区区域来设定视图数的情况

通道方向

视图数 V1

视图数 V3

视图方向

覆盖设定的成像视图区的通道范围

图 20

设定为心脏附近区域的成像视图区区域

最大成像视图区区域

设定的成像视图区区域

肺野          心脏

托架

图 21

21...X 射线管，X 射线焦点

31...通道方向准直器

X 射线射束（锥形射束）

检测器平面 dp      最大成像视图区

旋转中心          设定的成像视图区

24...多行 X 射线检测器，P...重建区域通道方向

图 22

100...X 射线 CT 设备

1...操作控制台，2...输入装置，3...中央处理单元，5...数据获取缓冲器，6...监视器，7...存储装置，10...摄影工作台，12...托架，15...旋转部分，20...扫描台架，21...X 射线管，22...X 射线控制器，23...准直器，24...多行 X 射线检测器，26...旋转部分控制器，29...控制控制器，30...滑环，31...通道方向准直器

图 23

在按照 z 方向位置成像视图区区域不同的情况

21...X 射线管

头部固定器          受检者

z 方向

托架

24...多行 X 射线检测器

图 24

优化多行 X 射线检测器各个行的投影数据处的各个通道视图数

第一行      行方向          通道方向

通道方向

第 M 行          第 1 行

视图方向      视图方向

通道方向

第 2 行

视图方向

通道方向

第 i 行

视图方向

通道方向

第 M 行

视图方向

图 25

优化多行 X 射线检测器各个行的投影数据处的各个通道视图数及其成像流程

开始

步骤 S1...获取探测数据

步骤 S2...预测受检者存在区域

步骤 S3...成像方案

步骤 S4...常规扫描（轴向扫描）或电影扫描？

常规扫描或电影扫描      螺旋扫描

步骤 S5...设定各个通道的视图数

步骤 S6...获取常规扫描的 X 射线数据

步骤 S7...常规扫描的图像重建

步骤 S8...常规扫描的后处理

步骤 S9...设定各个通道的视图数

步骤 S10...获取螺旋扫描的 X 射线数据

步骤 S11...螺旋扫描的图像重建

步骤 S12...螺旋扫描的后处理

步骤 S13...显示图像

结束

图 26

优化常规扫描（轴向扫描）或电影扫描和螺旋扫描各个通道的视图数

穿过旋转中心的 X 射线检测器通道位置

通道方向

对应于  $360^\circ$  的视图

视图方向

视图数 V3 的区域

视图数 V2 的区域

视图数 V1 的区域

其中  $V3 \geq V2 \geq V1$

其中执行常规扫描（轴向扫描）或电影扫描

穿过旋转中心的 X 射线检测器通道位置

通道方向

对应于  $\theta^\circ$  的视图

视图方向

视图数 V3 的区域

视图数 V2 的区域

视图数 V1 的区域

其中  $V3 \geq V2 \geq V1$

其中执行螺旋扫描

图 27

在执行螺旋扫描的情况

通道方向                  断层图像

投影数据

视图方向                  图像重建

视图 V1 的投影数据

对应于扫描台架旋转中心的重建中心

通道方向                  断层图像

投影数据

视图方向                  图像重建

视图 V2 的投影数据

对应于扫描台架旋转中心的重建中心

通道方向                  断层图像

投影数据

视图方向                  图像重建

视图 V3 的投影数据

对应于扫描台架旋转中心的重建中心

通道方向                  断层图像

投影数据

视图方向                  图像重建

视图 V1 的投影数据

对应于扫描台架旋转中心的重建中心

通道方向                  断层图像

投影数据

视图方向                  图像重建

视图 V2 的投影数据

对应于扫描台架旋转中心的重建中心  
通道方向           断层图像  
投影数据  
视图方向           图像重建  
视图 V3 的投影数据  
对应于扫描台架旋转中心的重建中心  
最终的断层图像

图 28

CT 值转换的数据转换  
CT 值  
反投影值

图 29

z 方向上的受检者存在区域  
0°方向探测图像  
90°方向探测图像  
受检者存在的可能区域  
在每个 z 方向位置预测受检者存在区域  
z 方向  
z 方向上的受检者存在区域

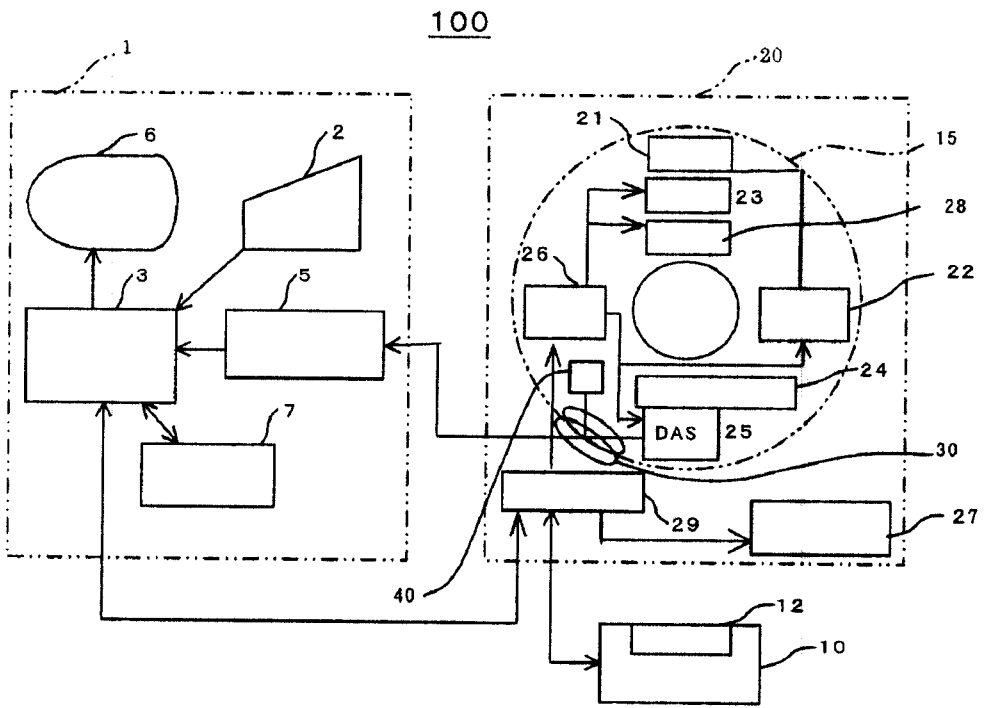


图 1

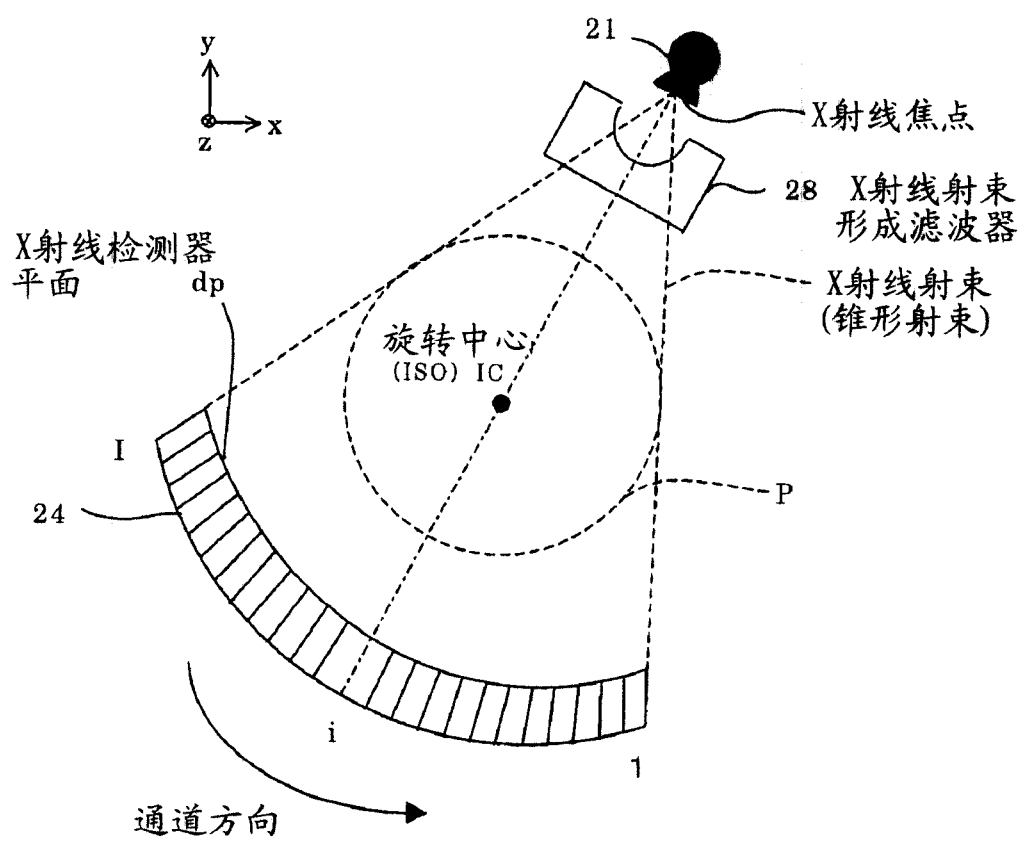


图 2



表示用于校正视图数的图像重建的流程图

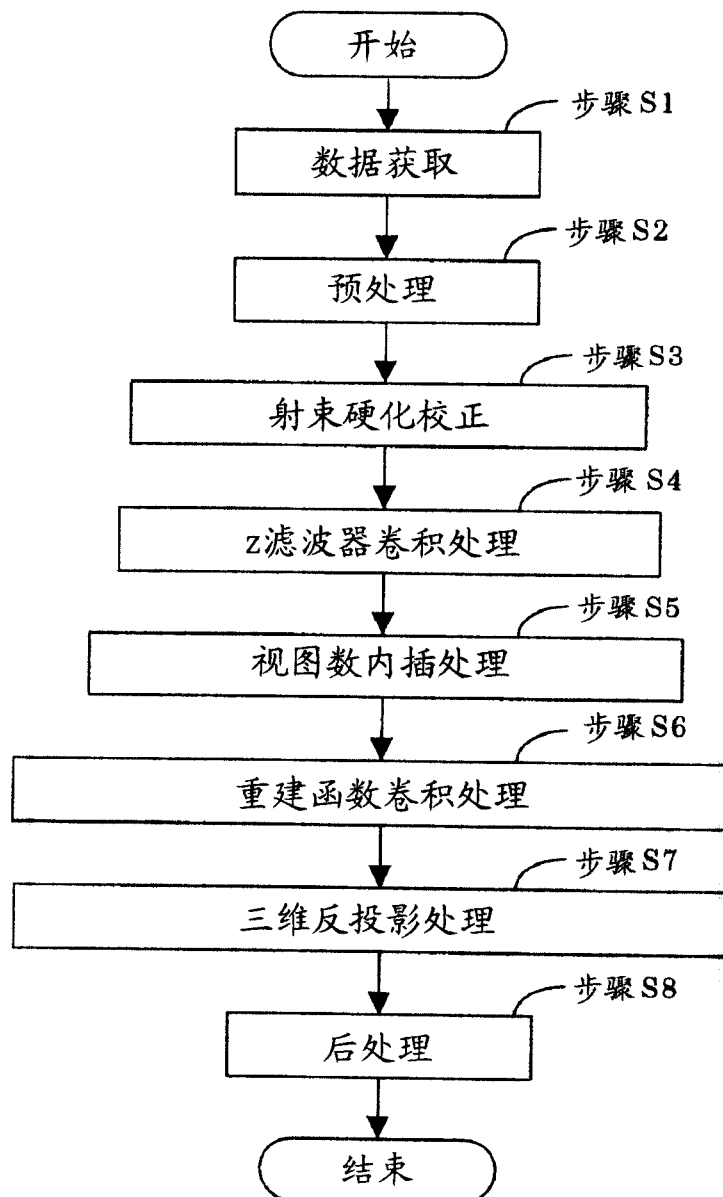


图 3

表示用于执行反投影的图像重建的流程图，  
每个投影数据的视图数不同

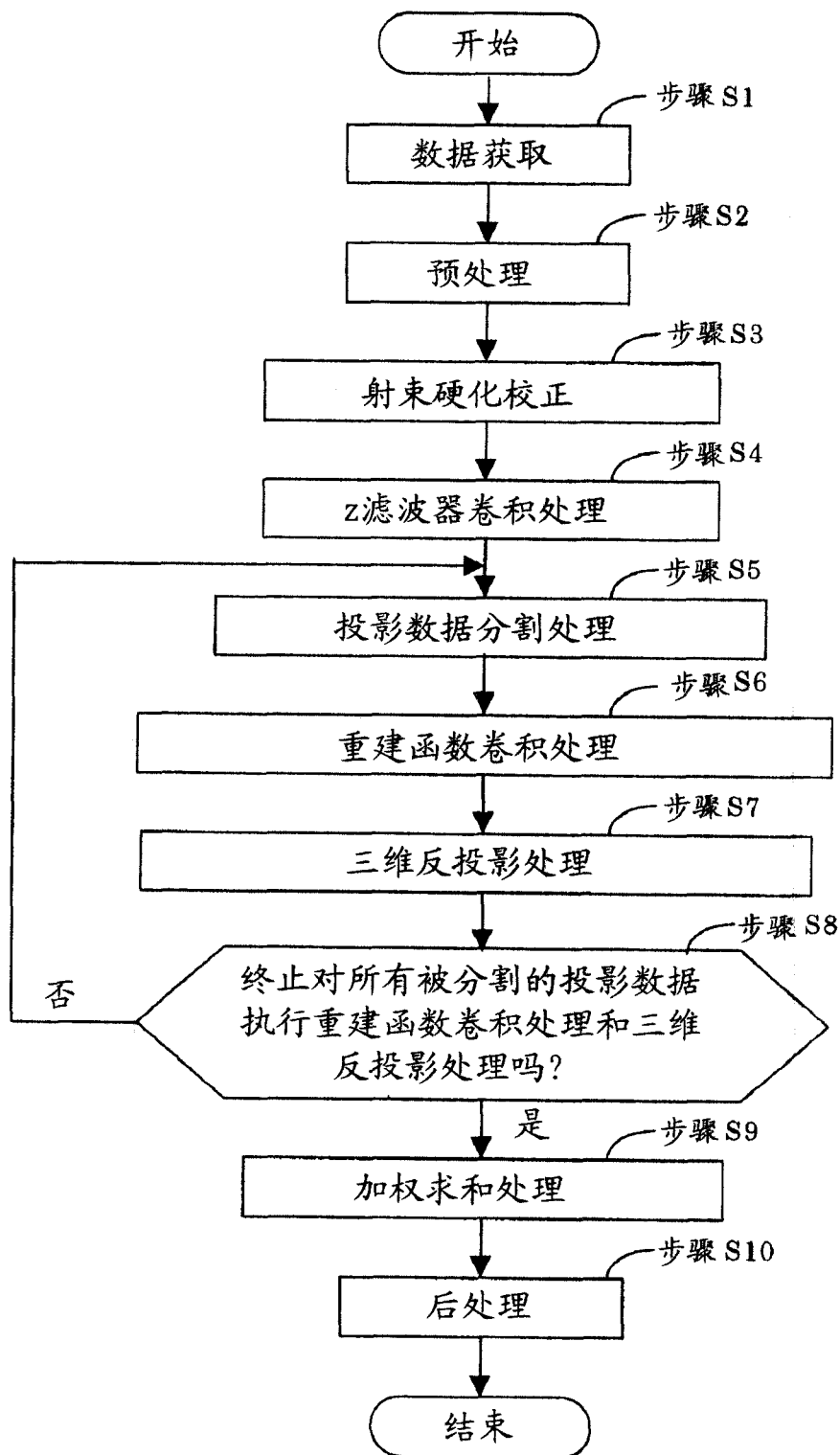


图 4

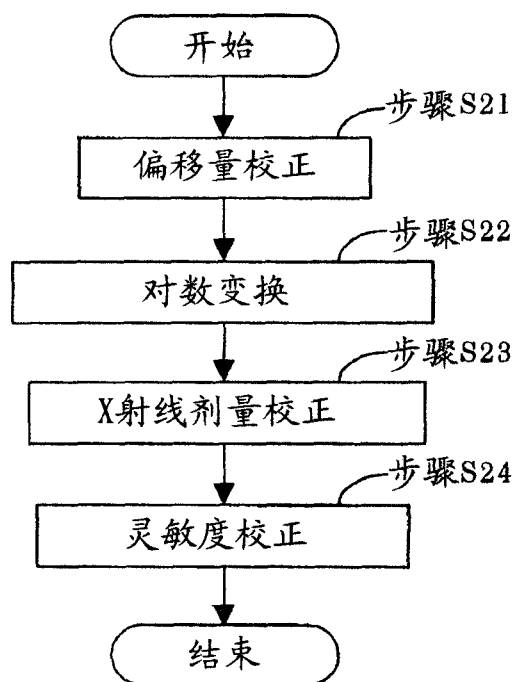
步骤S2

图 5

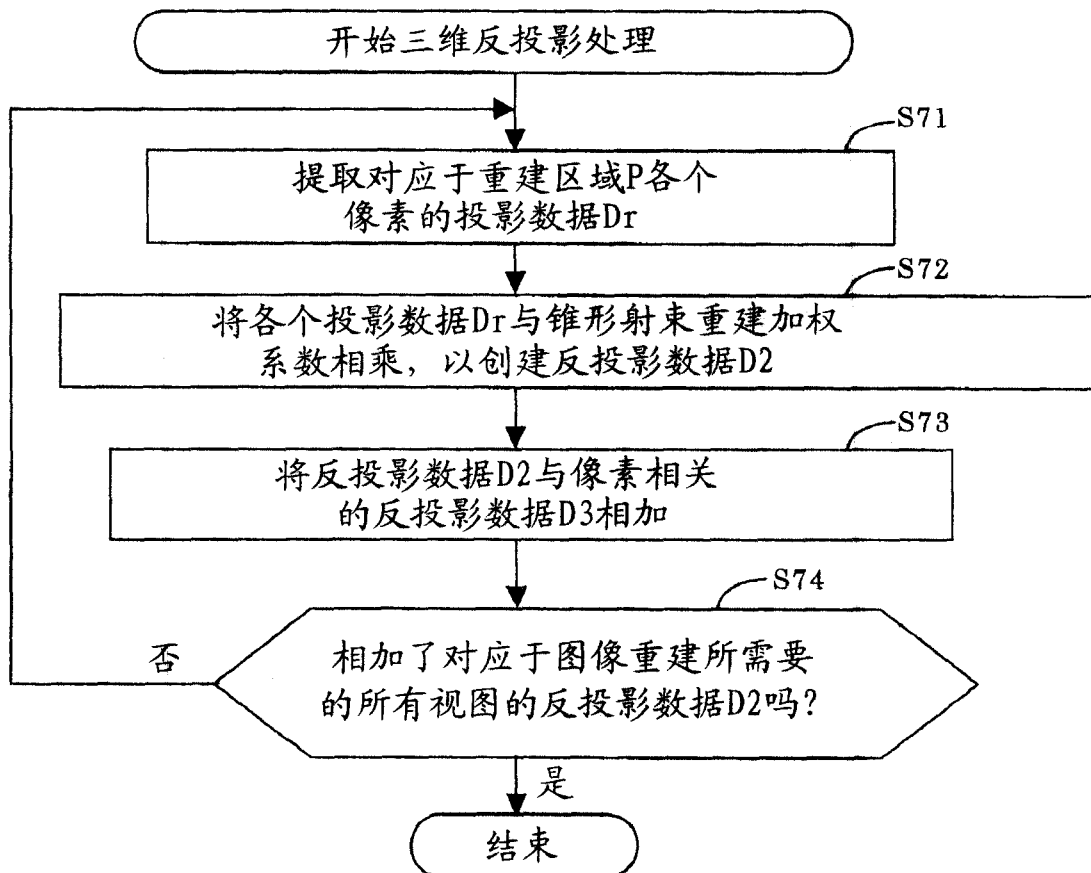


图 6

## 常规X射线数据获取方法

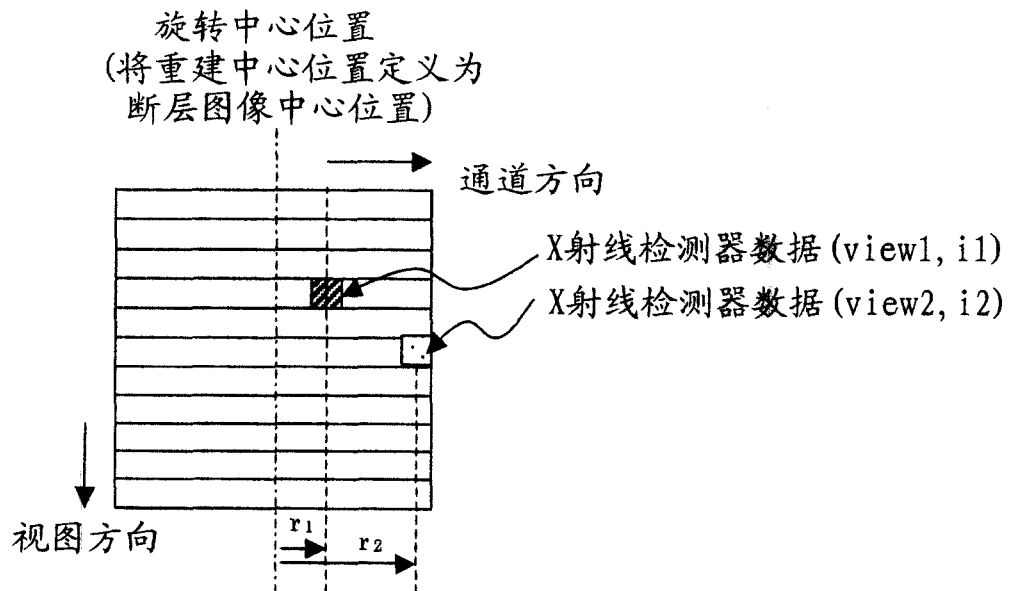


图 7

## 每个半径的圆周上的分辨率

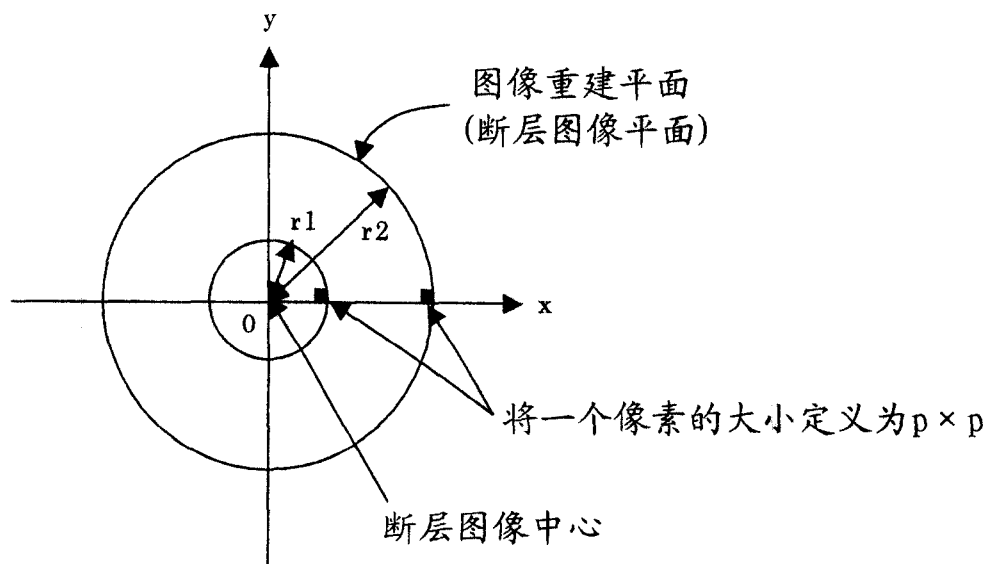


图 8

在对于每个通道位置改变视图数的情况

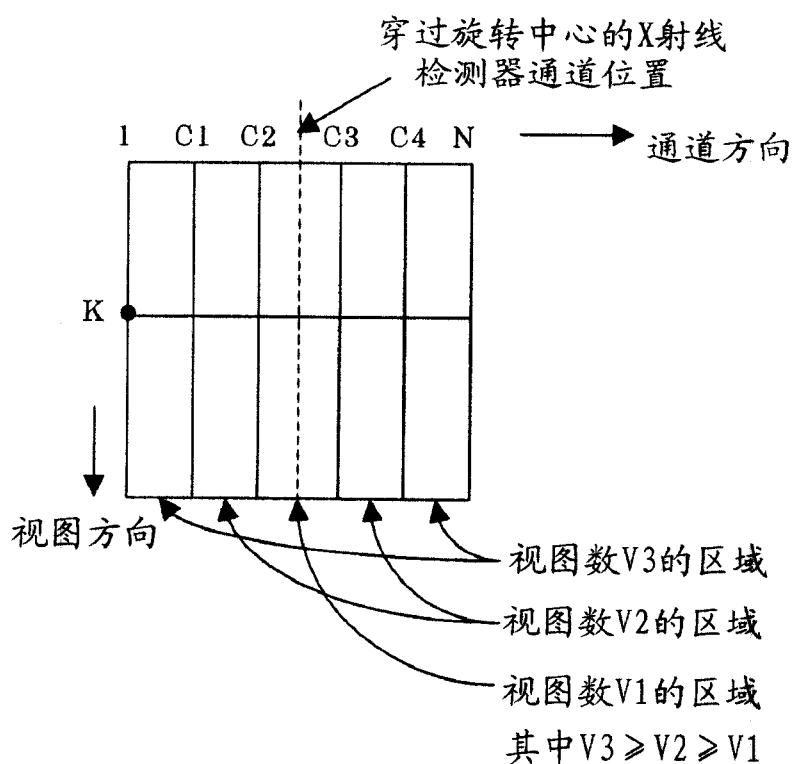


图 9

通过对于每个通道位置不同的视图数  
再采样投影数据所获得的投影数据

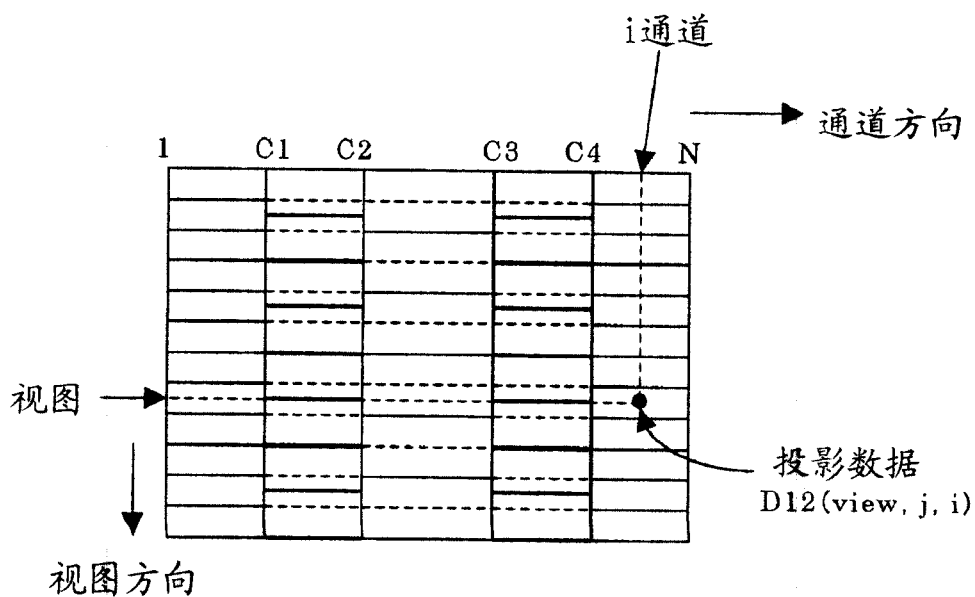


图 10

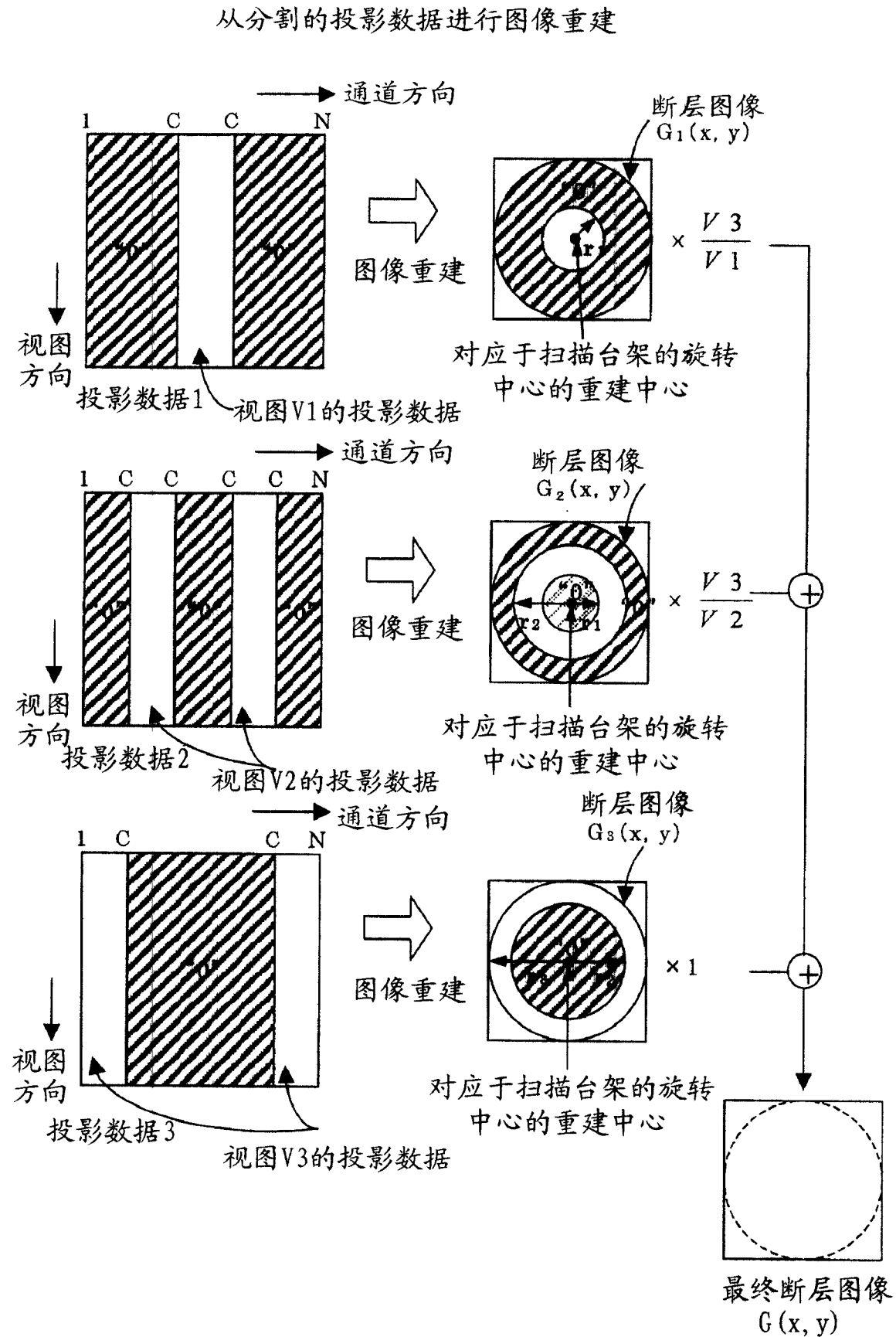


图 11

各个视图数的数据获取和与其对应的  
X射线剂量校正通道的数据获取

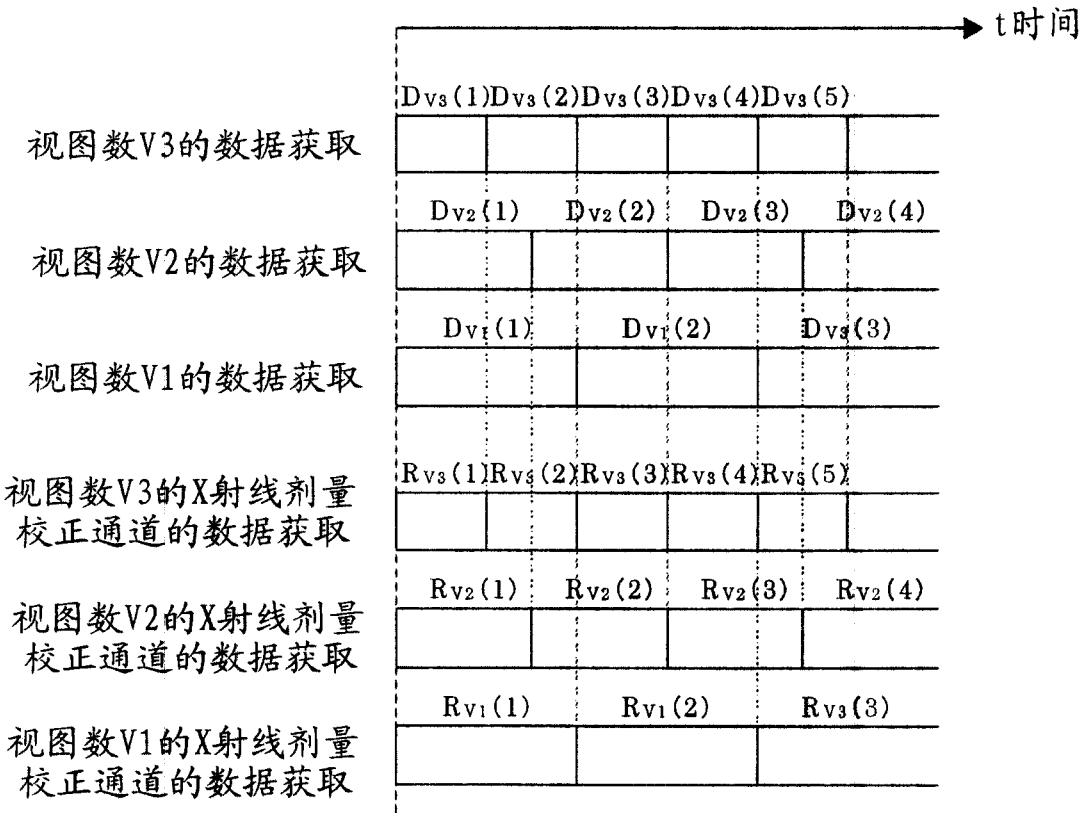


图 12

表示X射线检测器处视图数的X射线剂量校正通道的实例

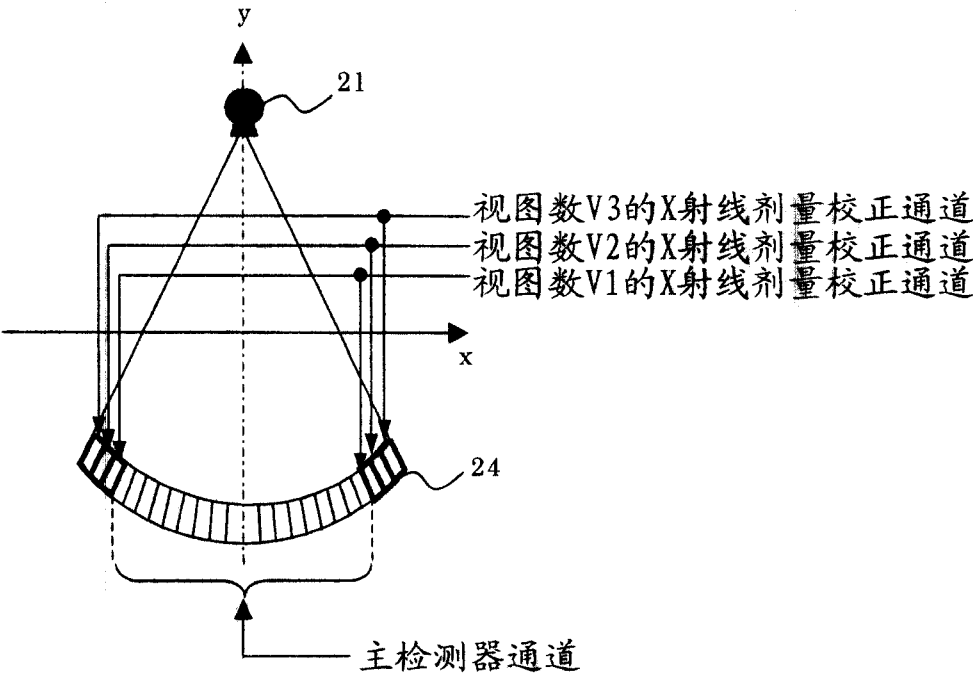


图 13

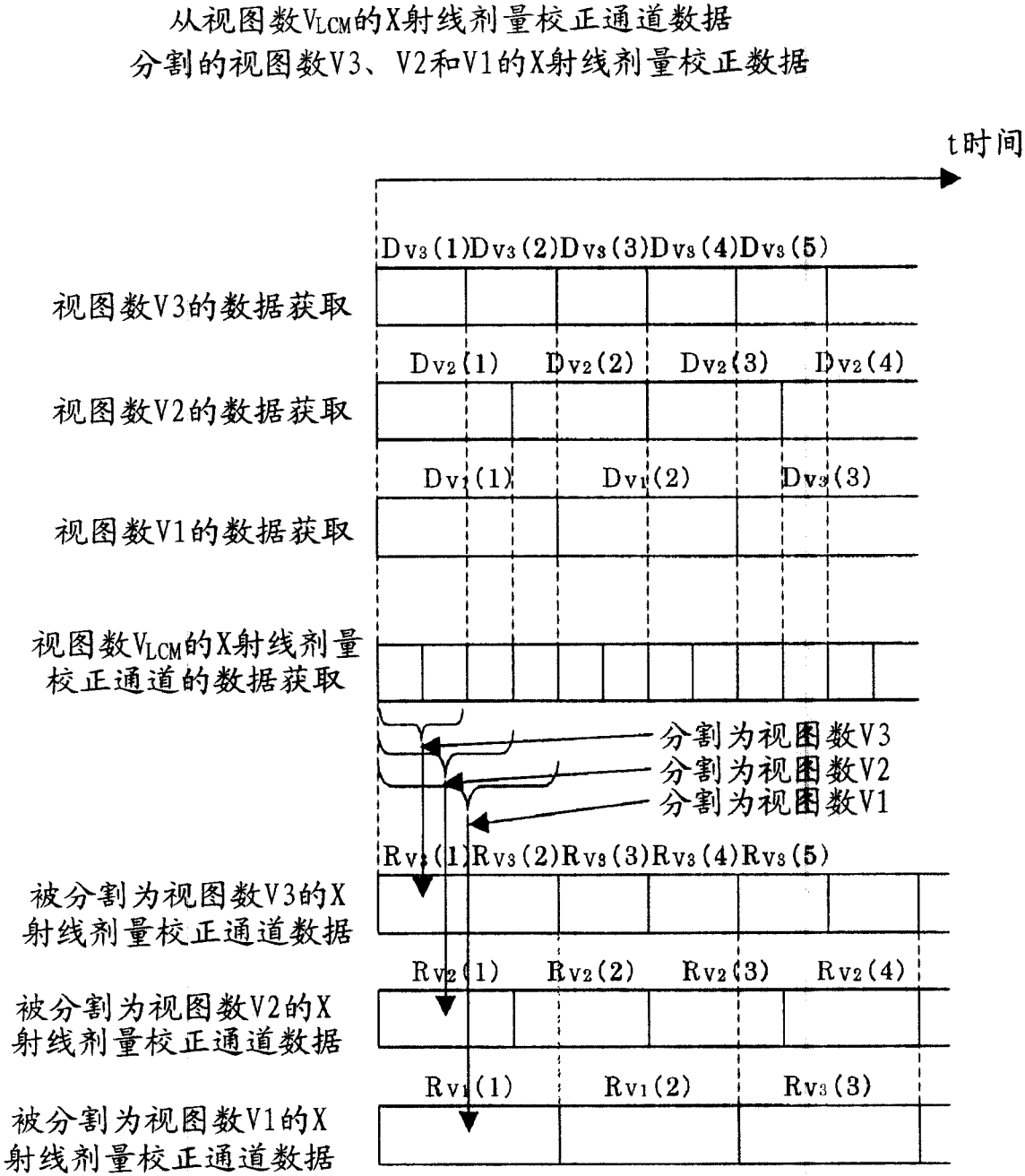


图 14



表示视图数 $V_{LCM}$ 的X射线剂量校正通道的实例

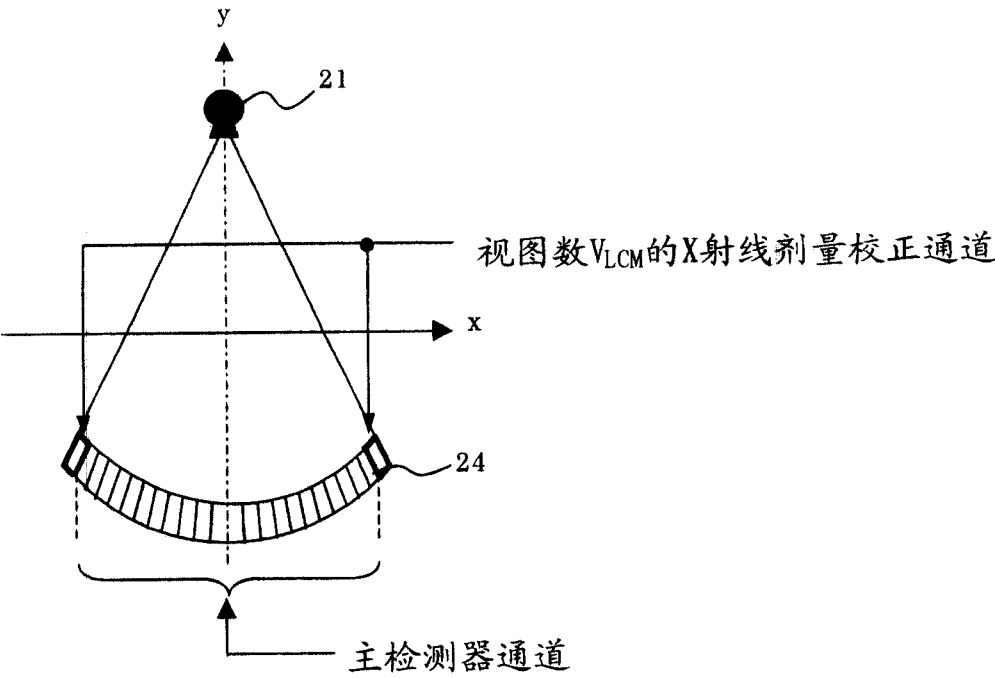


图 15

X射线CT设备处的最大成像视图区和设定的成像视图区

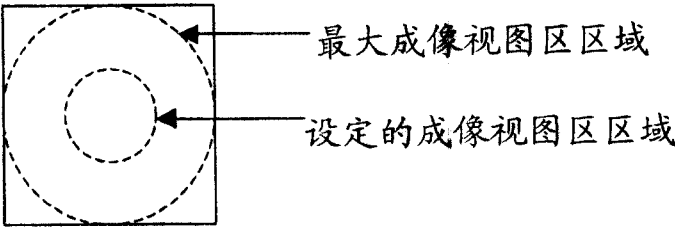


图 16

对X射线CT设备处的最大成像视图区区域和设定的成像视图区区域所需的X射线检测器范围

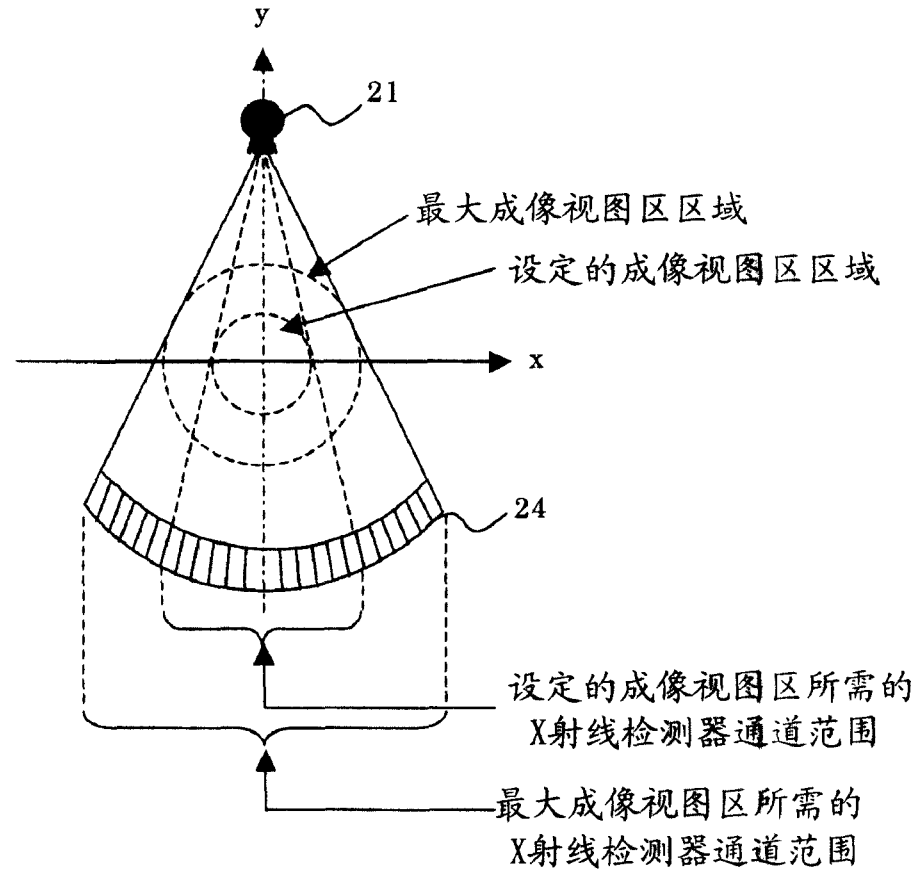


图 17

在设定的成像视图区外部没有受检者的情况

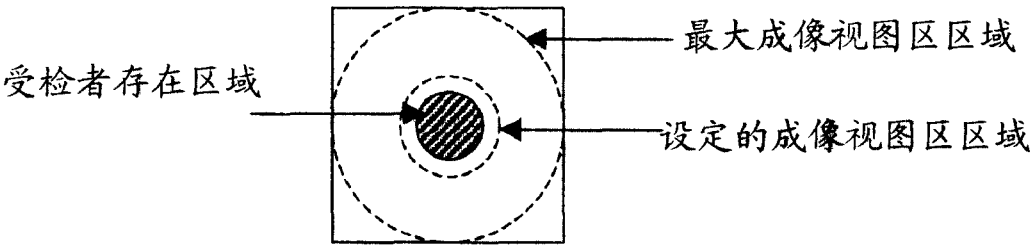


图 18

在按照所设定的成像视图区区域来设定视图数的情况

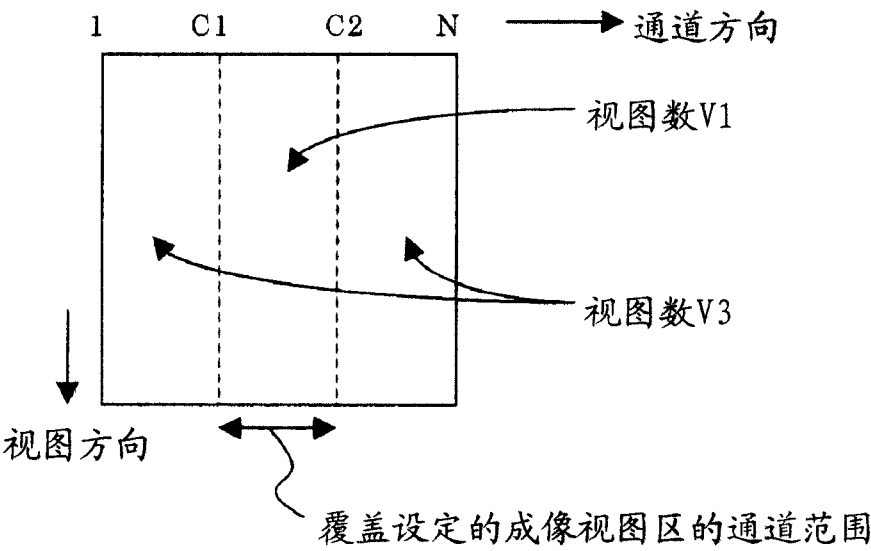


图 19

设定为心脏附近区域的成像视图区区域

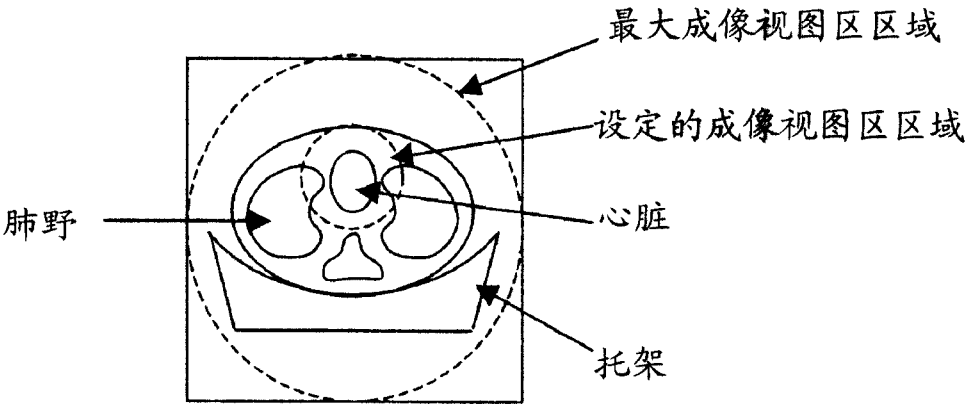


图 20

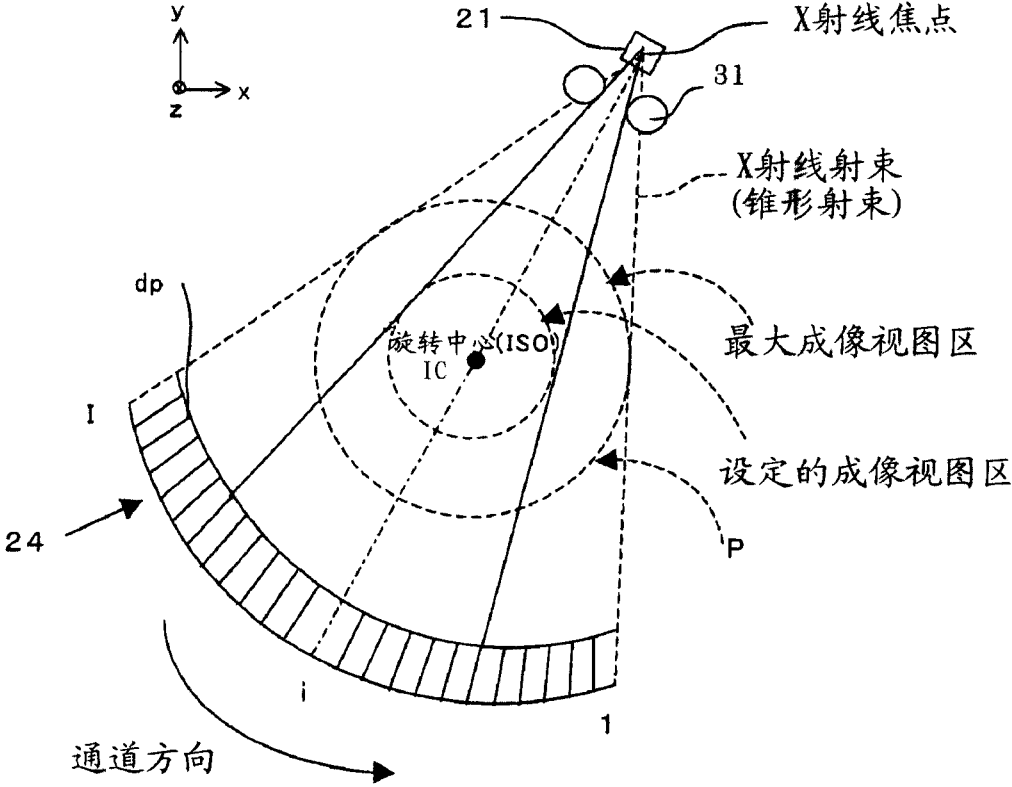


图 21

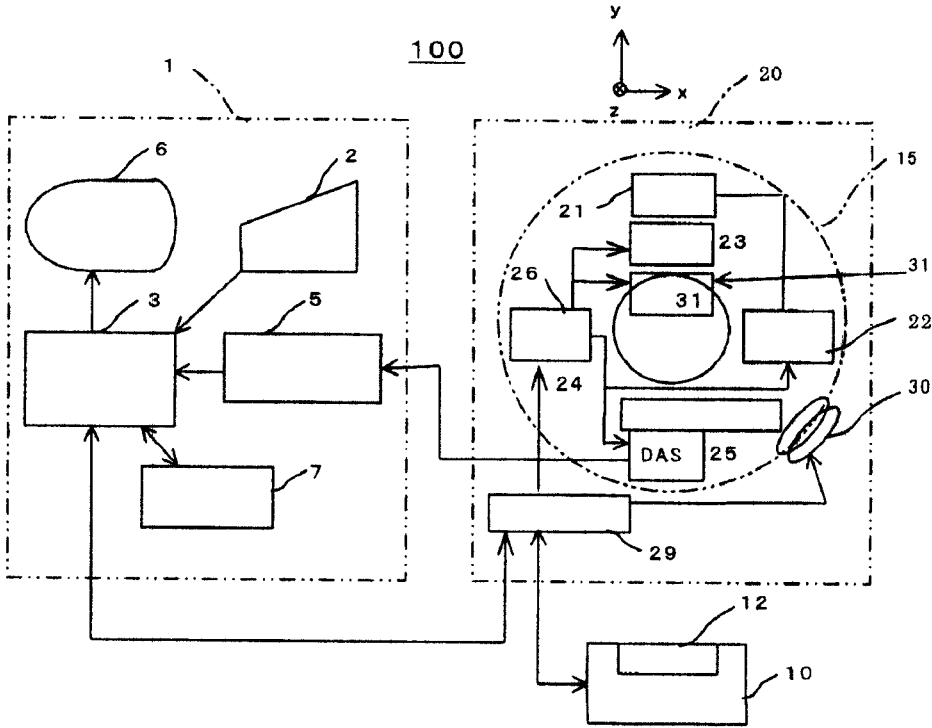


图 22

在按照z方向位置成像视图区区域不同的情况

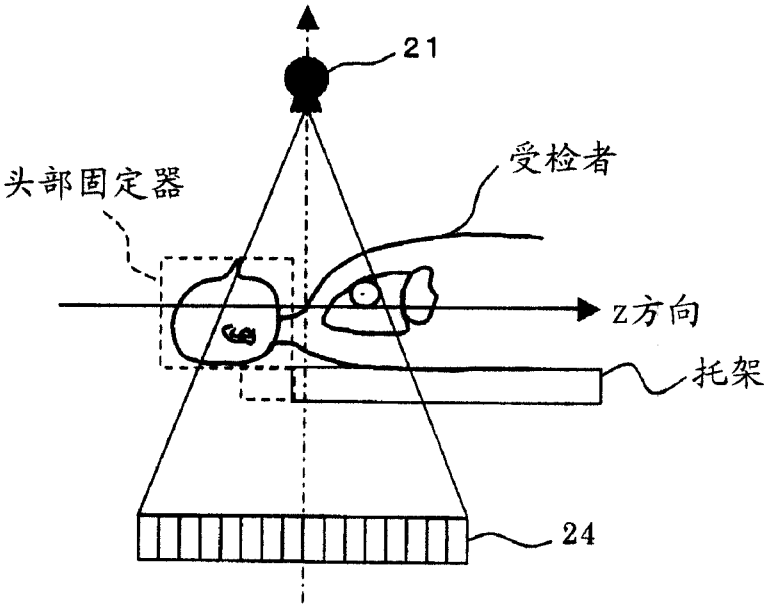


图 23

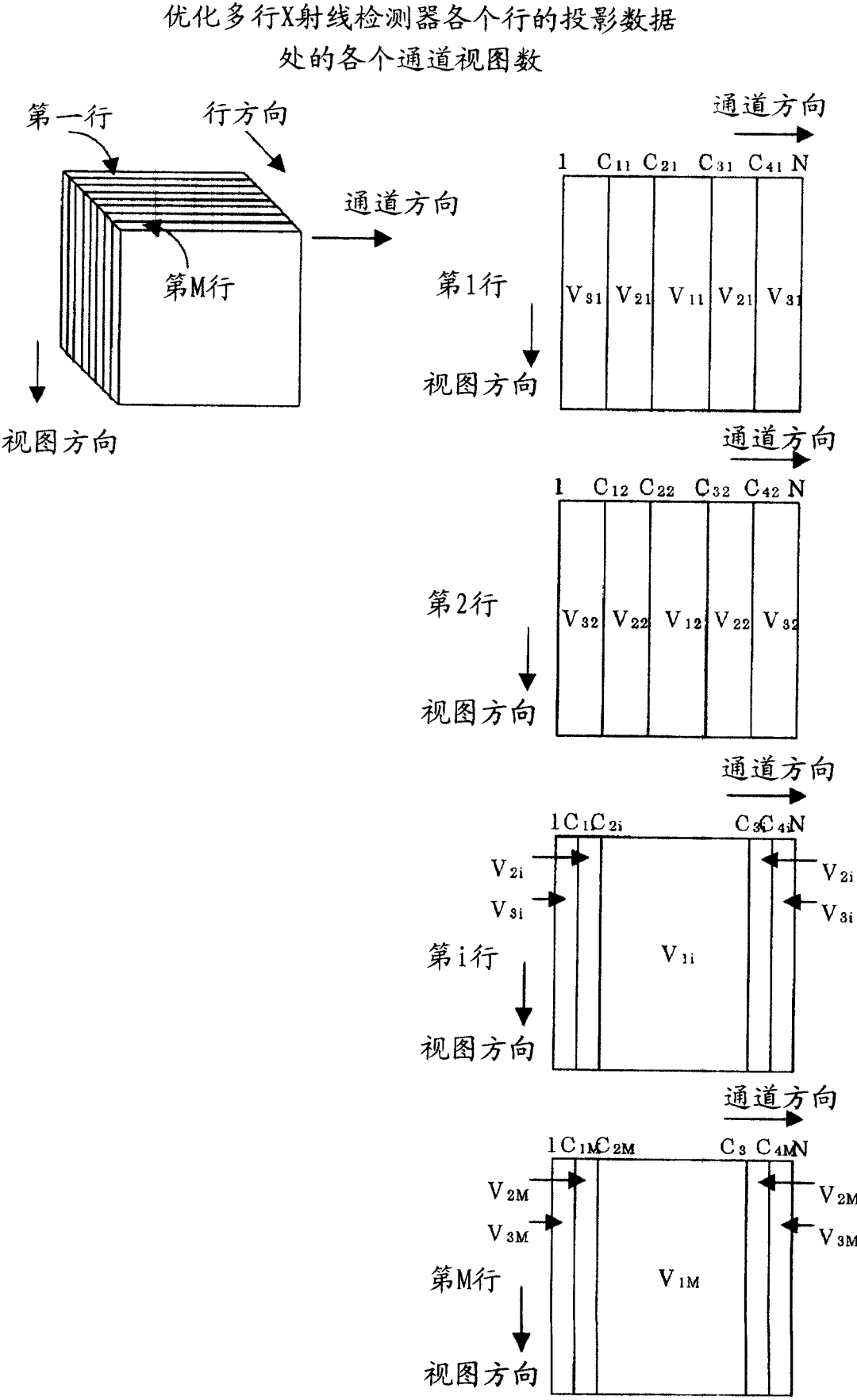


图 24

优化多行X射线检测器各个行的投影数据处的  
各个通道视图数及其成像流程

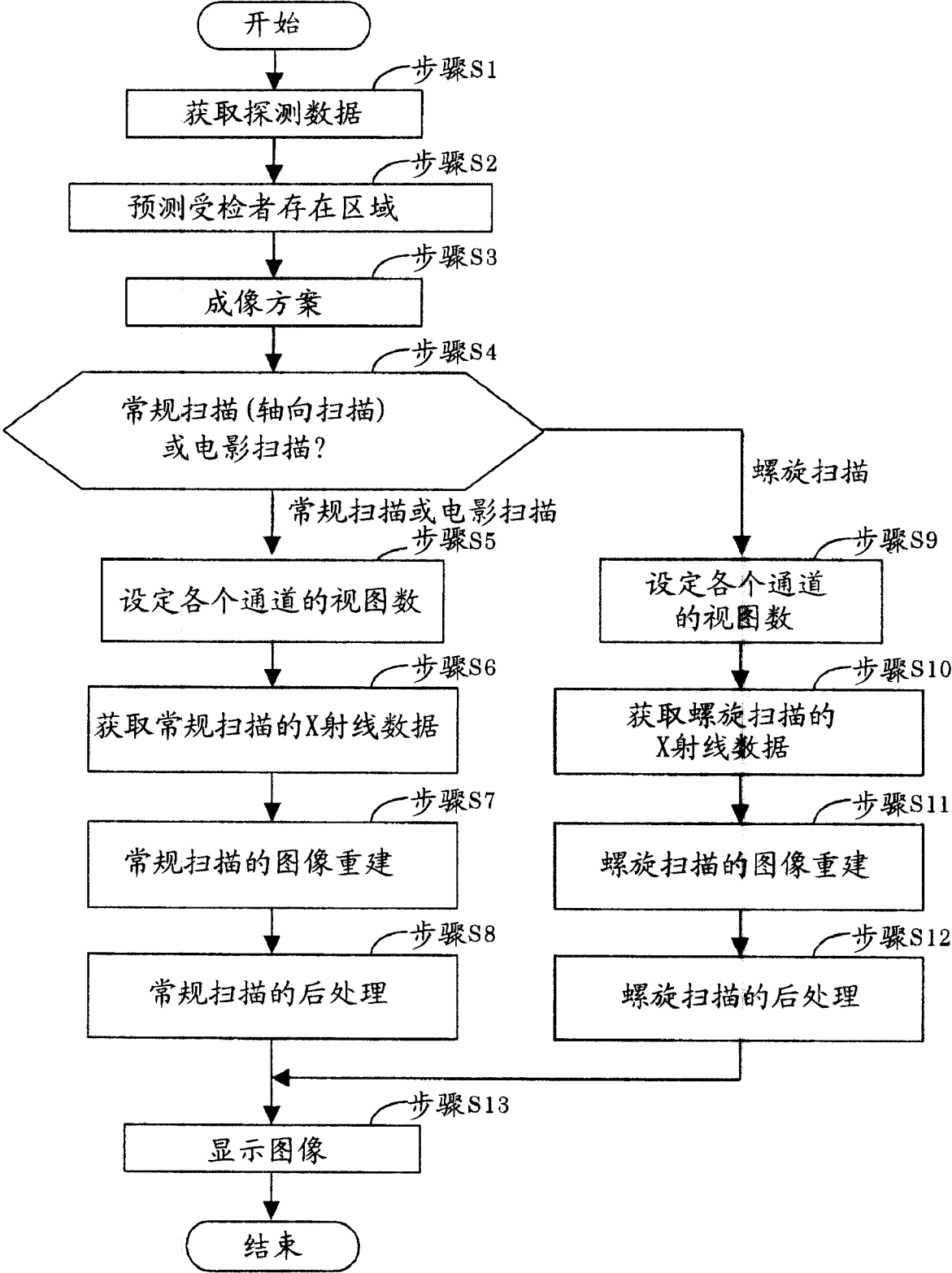


图 25

优化常规扫描(轴向扫描)或电影扫描和  
螺旋扫描各个通道的视图数

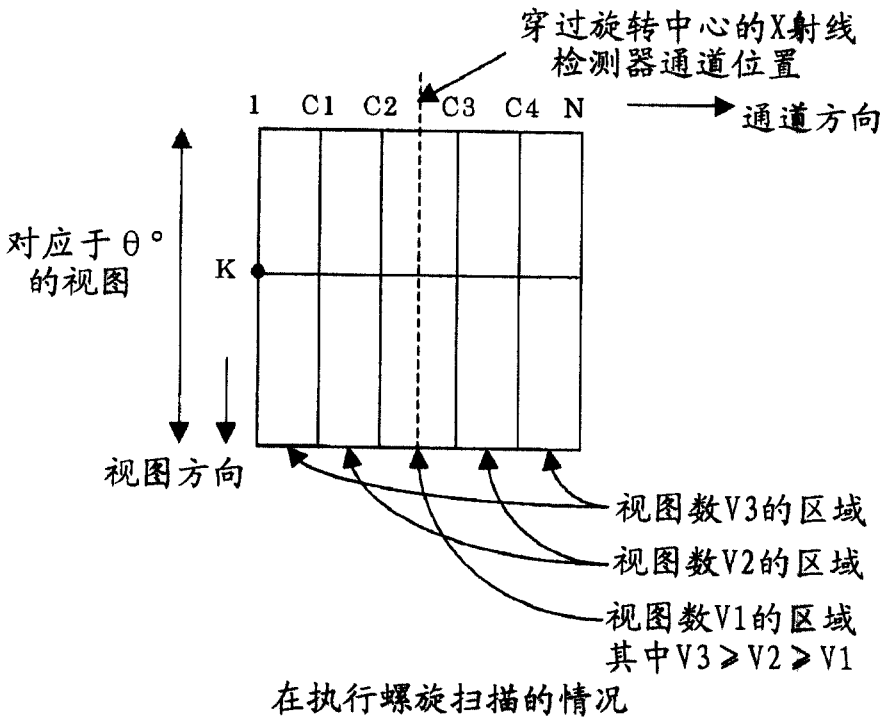
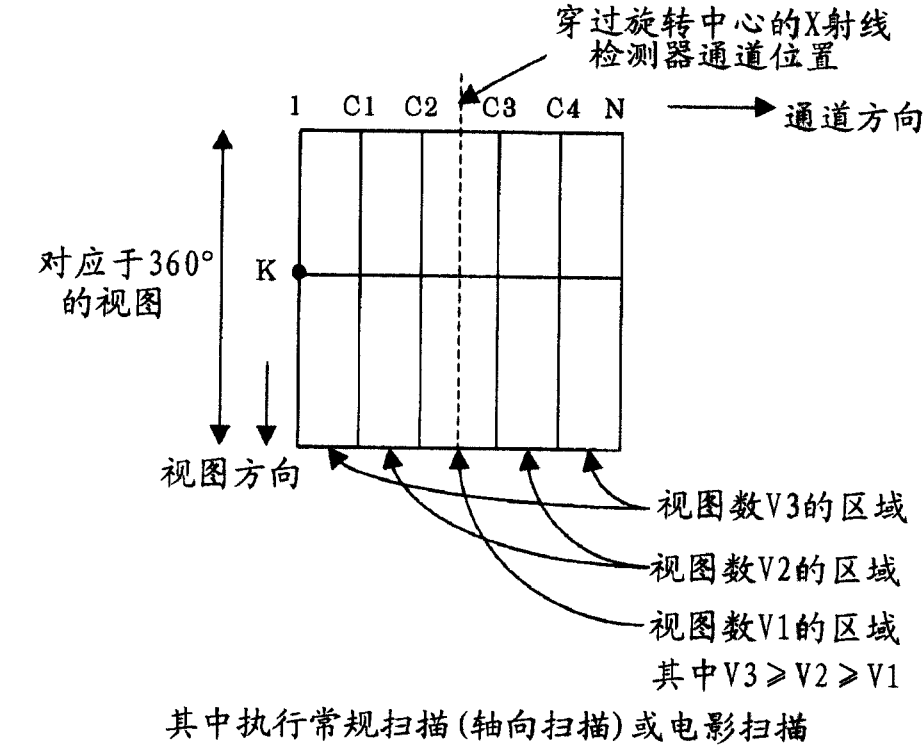


图 26



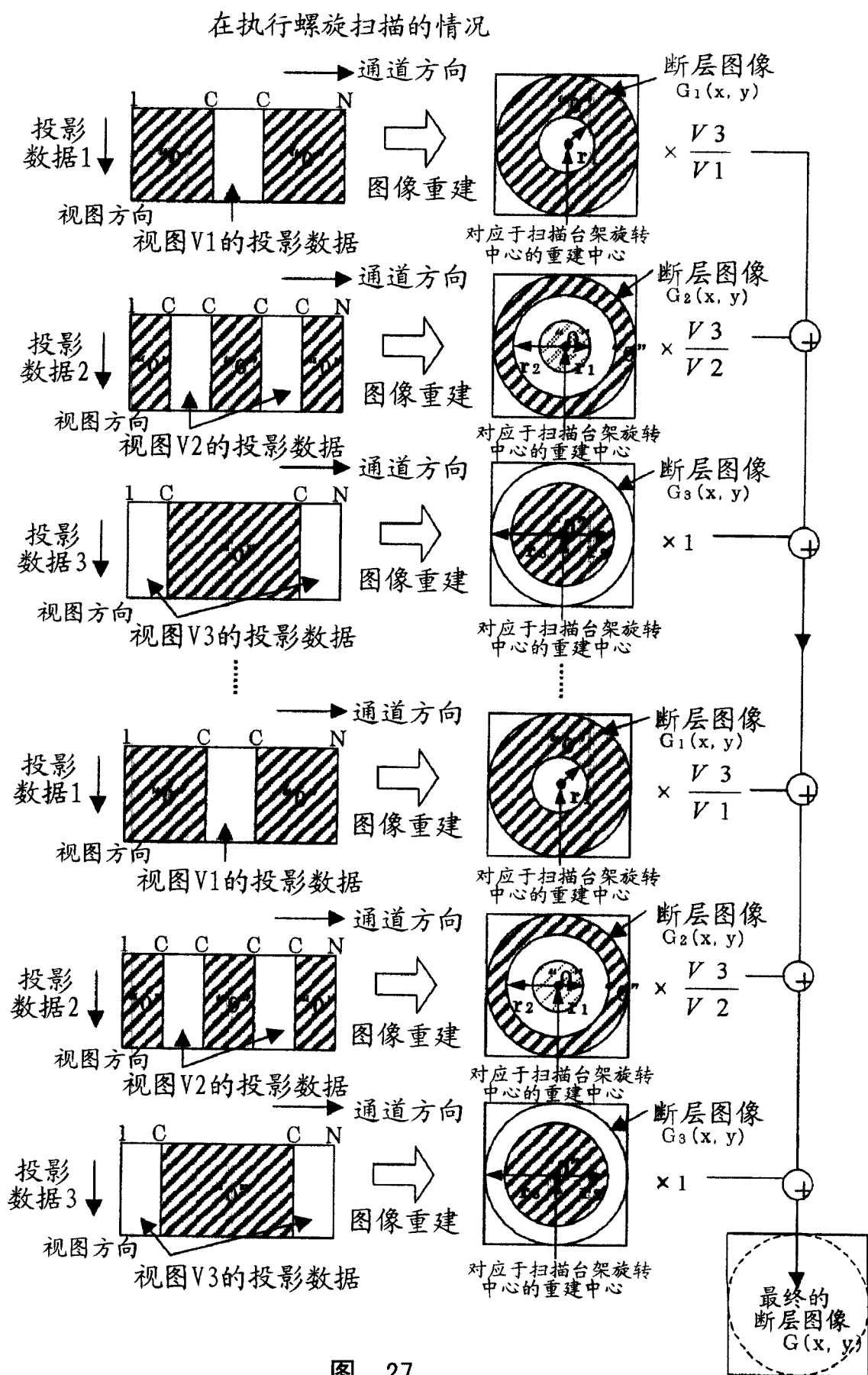


图 27

CT值转换的数据转换

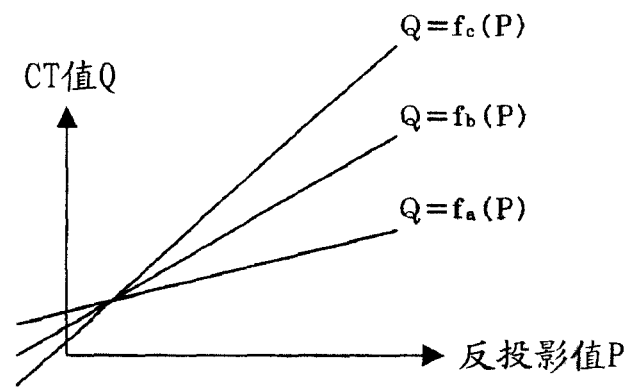


图 28

z方向上的受检者存在区域

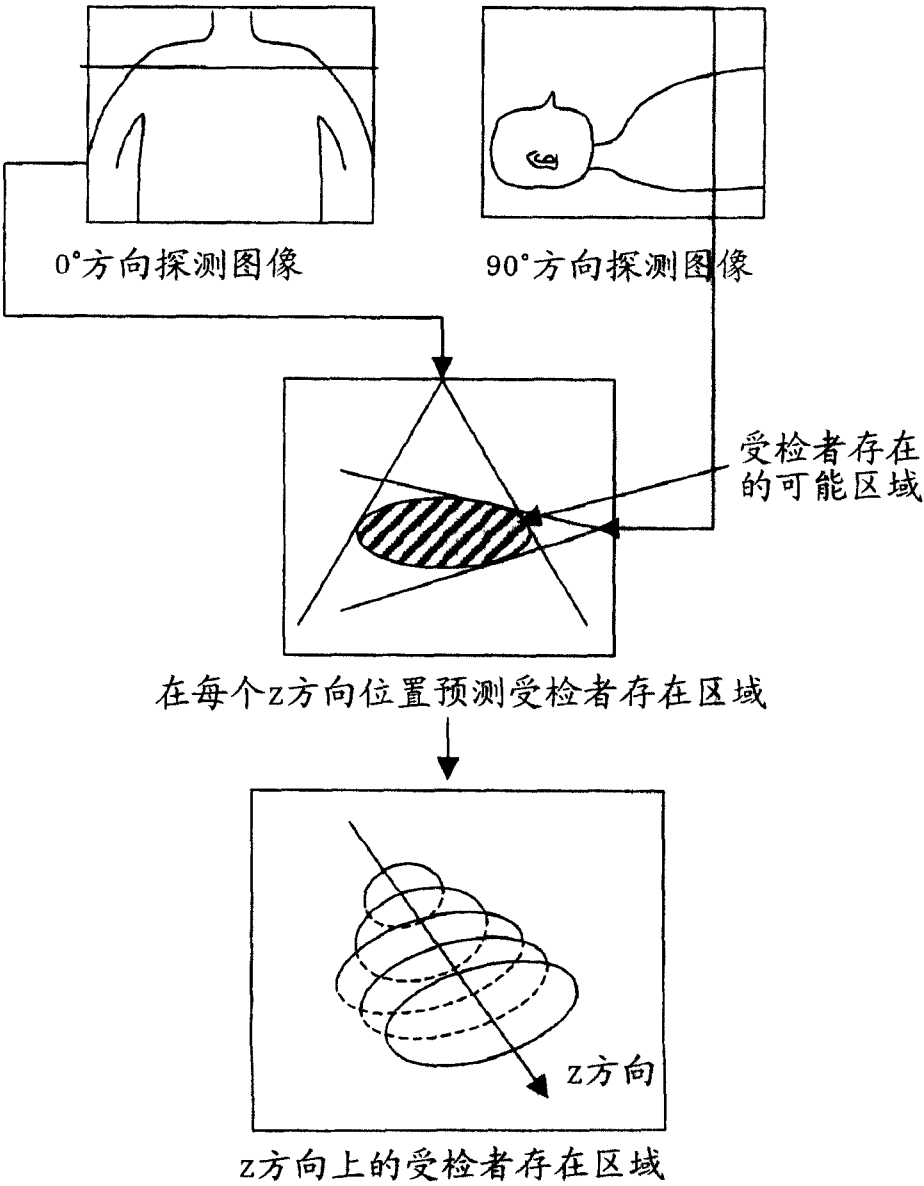


图 29