

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G03B 42/02 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510065287.7

[45] 授权公告日 2009 年 9 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 100545745C

[22] 申请日 2005.4.19

[21] 申请号 200510065287.7

[30] 优先权

[32] 2004.4.21 [33] JP [31] 2004-125831

[73] 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 辻井修

[56] 参考文献

US3670163 1972.6.13

CN1429527 A 2003.7.16

US6061422 A 2000.5.9

US2003/0202631 A1 2003.10.30

US5668845 A 1997.9.16

US6470068 B2 2002.10.22

审查员 史敏峰

[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 王以平

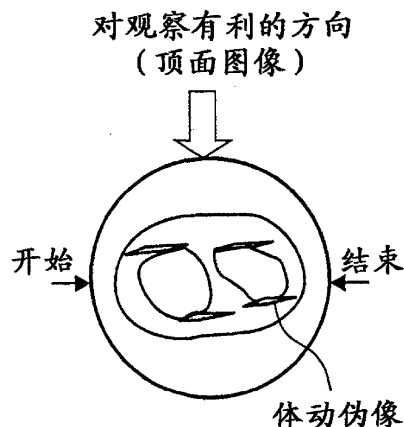
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 4 页

[54] 发明名称

放射线图像摄影装置及其控制方法

[57] 摘要

本发明提供一种具有产生放射线的放射线源、检测该放射线的放射线量的检测器的放射线图像摄影装置，使被检测体相对于从放射线源向检测器的方向照射的放射线相对地旋转，在规定的旋转区间中，通过检测器取得用于图像再构成的放射线量的数据。这时，针对被检测体，指定与旋转轴垂直的希望观察方向，并根据指定的观察方向决定上述规定的旋转区间的位置。



1. 一种放射线图像摄影装置，是具有产生放射线的放射线源和检测该放射线的放射线量的检测器的放射线图像摄影装置，其特征在于包括：

旋转装置，使被检测体相对于从上述放射线源向上述检测器的方向照射的放射线相对地旋转；

取得装置，在基于上述旋转装置的规定的旋转区间中，通过上述检测器取得用于图像再构成的放射线量数据；

指定装置，指定与上述旋转装置的旋转轴垂直的希望的观察方向；

决定装置，决定上述取得装置的上述规定的旋转区间的位置，以在对上述被检测体进行半扫描的情况下，开始照射时的上述放射线源的放射线照射方向与由上述指定装置指定的观察方向垂直，且与上述旋转装置的旋转轴垂直。

2. 根据权利要求1所述的放射线图像摄影装置，其特征在于：

上述决定装置将如下旋转位置作为上述规定的旋转区间的开始位置：在该旋转位置处，上述观察方向和来自上述放射线源的放射线的照射方向垂直。

3. 根据权利要求1所述的放射线图像摄影装置，其特征在于：

在作为上述观察方向指定了2个或2个以上的观察方向的情况下，将如下旋转位置作为上述规定的旋转区间的开始位置：在该旋转位置处，对交叉的角度最大的2个观察方向所成的角度进行2等分的方向和来自上述放射线源的放射线的照射方向垂直。

4. 根据权利要求1所述的放射线图像摄影装置，其特征在于：

上述指定装置具备让用户指定观察方向的用户接口。

5. 根据权利要求1所述的放射线图像摄影装置，其特征在于：

上述指定装置具备让用户指定摄影部位的用户接口，

与经由该用户接口指定的摄影部位对应地指定观察方向。

6. 一种放射线图像摄影装置的控制方法，该放射线图像摄影装置具备产生放射线的放射线源、检测该放射线的放射线量的检测器、能够使放置在其上的被检测体相对于从上述放射线源向上述检测器的方向照射的放射线旋转的旋转台，该控制方法的特征在于包括：

旋转步骤，一边从上述放射线源照射放射线，一边使上述旋转台旋转；

取得步骤，在上述旋转步骤中的上述旋转台的规定的旋转区间中，通过上述检测器取得用于图像再构成的放射线量数据；

指定步骤，指定与上述旋转步骤中的旋转的旋转轴垂直的希望的观察方向；

决定步骤，决定上述取得步骤中的上述规定的旋转区间的位置，以在对上述被检测体进行半扫描的情况下，开始照射时的上述放射线源的放射线照射方向与在上述指定步骤中指定的观察方向垂直，且与上述旋转步骤中的旋转的旋转轴垂直。

放射线图像摄影装置及其控制方法

技术领域

本发明涉及例如利用 X 射线等放射线进行图像摄影的 X 射线 CT 装置那样的、一般使用放射线对被检测体内的放射线特性分布进行图像化的放射线摄影技术。

背景技术

现在，已知向被检测体照射 X 射线，通过 X 射线检测器检测透过该被检测体或在被检测体内散射的 X 射线，根据该 X 射线检测输出（X 射线的光子数）形成被检测体的透视图像、断层像或三维图像的 X 射线 CT 装置。作为该 X 射线 CT 装置，开发出了锥形射束 CT 装置。在通常的 X 射线 CT 装置中，在 Z 方向上形成薄的 X 射线射束，被称为扇形射束。而与此相对，在锥形射束 CT（以下称为 CBCT）中，使用被称为锥形射束的也在 Z 方向上扩展的 X 射线射束。

在此，在 CT 中公知在 180 度 + 扇形角上扫描的半扫描技术。在该半扫描技术中，在要开始测量时，在安装了 X 射线发生源和 X 射线检测器的机架不位于规定的旋转位置（0°、90°、180°、270°的任意一个位置）的情况下，等待机架到达该规定的旋转位置，然后再开始测量。因此，相对于要开始测量的时间，测量开始的时间是不定的，时间的设置精度差。即，为了针对检查对象的被检测体得到断层像，而将被检测体插入到机架的开口部分，使机架在被检测体的周围旋转 360 度，从预定的测量开始角度（例如由角度检测器检测出的 0°、90°、180°、270°的任意一个）开始测量（摄影）。图像处理装置使用这样得到的测量数据，进行用于得到断层像的图像再构成计算。由此，将通过扫描测量的数据设置为从上述一定的角度（0°、90°、180°、270°的任意一个角度）开始的数据，而进行该图像再构成计算。

对于该“开始”，由于在半扫描法下的图像再构成中用 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的投影数据进行图像再构成，所以是其最初的 0° 相当的位置。即，在现有例子中，该 0° 相当的位置是作为机架的绝对角度的 0° 、 90° 、 180° 、 270° 的 4 个中的任意一个。

在专利第 03347765 号公报（以下称为文献 1）中提出了用于实现它的技术。根据文献 1，得到附加了检测出的机架的角度的测量数据，根据附加在测量数据中的角度取得 $0^\circ \sim 360^\circ$ 或 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的数据的开始角度位置、从该开始角度位置的 360° 或 180° 的数据。因此，能够将测量开始位置自由地设置为 0° 、 90° 、 180° 、 270° 以外的角度。进而，即使是没有到达这些 0° 、 90° 、 180° 、 270° 的各位置的角度 θ ($0^\circ < \theta < 90^\circ$ 、 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 、 $180^\circ < \theta < 270^\circ$ 、 $270^\circ < \theta < 360^\circ$)，如果开始测量，则可以将该测量开始位置设置为 360° 量或 180° 量的数据的测量开始位置。

另一方面，对于使用了半扫描的心脏成像，在特开 2001-224588 号公报（以下称为文献 2）中提出了使用切片型成像系统对具有周期运动的患者的身体部位（心脏）进行图像化的技术。轴向（axle）的“半扫描（half scan）”被分割为 N 个扇区（在此， N 为正整数，例如大于等于 2）。另外，“半扫描”是指在 180 度加上 1 扇形角度的角度的视域（view）角度范围内执行扫描。根据文献 2，通过至少在 N 次的心跳周期内，在患者的心跳周期的对应部分中收集与 N 个扇区各自对应的图像数据，从而至少收集表示 1 个半扫描的图像数据。在该公知技术中，在一个心跳周期中收集的扇区正好是一个。另外，在成像系统是多切片型的成像系统的情况下，在一个心跳周期中收集的每个切片的扇区正好是一个。在一个心跳周期中取得的各扇区由于是在比较短的时间内在实质上与该心跳周期相同的部分内收集到的，所以通过使从不同的心跳周期的这些部分得到的接受了这些短时间扫描的扇区合成，来降低最终图像中的运动伪像（artifact）。在此，“实质上与心跳周期相同的部分”是指：由于心跳周期的这些部分内的心脏的位置是一样的而没有差别，所以不会由于心脏的位置的不同而产生对于诊断

和医疗目的来说是重要的组合图像的劣化。至少到收集到表示一个图像切片的半扫描的图像数据为止，反复进行对放射线源进行栅驱动的步骤和收集图像数据的扇区的步骤。

进而，根据特开 2002 - 355241 号公报（以下称为文献 3），在使用了半扫描的成像中，对于 CT 数据的集合，根据存在于相邻的投影视域内的最大不一致度而导入因被检测体的移动而造成的伪像。例如，在全扫描中，典型地将在扫描的开始和结束之间的不一致设想为最差情况下的状态。在扫描具有循环运动（并不一定只限于定期的）的被检测体的情况下，如果被检测体在扫描的开始时和结束时处于大致相同的运动状态，则运动伪像最小。即，可知在运动的周期和与半扫描和全扫描对应的机架速度的周期正确地一致的情况下，运动伪像最小。所以，为了使运动伪像最小，而提出了在收集了多个投影视域后再决定开始投影视域。即，确定在再构成中使用的最初和最后的视域之间的差，将使该差为最小那样的视域选择为开始视域。例如，通过差分投影，确定使运动诱发性伪像为最小那样的半扫描的开始角度。

由上述文献 1~3 所提出的技术通过从由 X 射线摄影得到的旋转一圈的数据中确定适当的半扫描相当的数据并用于再构成中，从而降低因被拍摄体运动和患者拍动造成的伪像的产生。因此，为了得到半扫描的数据，需要使机架旋转一圈或一圈以上。另一方面，从降低对被检者的负担和降低体动错误的影响的观点来看，理想的是使摄影时间短，因此需要提高机架的旋转速度来对应。

另一方面，在 CBCT 中，如果要通过一次扫描来摄影肺部那样的大器官，则要将锥形角限制减小为不产生再构成错误的程度，因此必须将 FDD（焦点检测器距离）增大到 2.5m 左右。在该情况下，产生了以下的课题：

（1）机架成为大型，在现在流通使用的卧位型的 CT 中难以放置在室内，另外，由于在旋转时产生很大的离心力，所以无法使摄影系统高速地旋转，

（2）如果是使被拍摄体旋转的类型（被拍摄体旋转型），则扫

描时间成为 5~10 秒/圈。

特别在被拍摄体旋转型中，为了减小体动错误，也极其希望利用扫描时间短的半扫描。进而，为了降低患者的辐射，也希望不使用从一圈旋转数据中选择半扫描数据那样的上述的现有技术的方法，而需要一种在适当的定时下执行半扫描量的摄影本身的技术。

发明内容

本发明就是鉴于上述课题而提出的，其目的在于：适当地控制用于取得再构成图像用的半扫描数据的摄影定时，例如通过一次半扫描也能够取得适合于图像构成的数据。

为了达到上述目的，本发明的放射线图像摄影装置具备以下的结构。即，

是一种具有产生放射线的放射线源和检测该放射线的放射线量的检测器的放射线图像摄影装置，具备：

使被检测体相对于从上述放射线源向上述检测器的方向照射的放射线相对地旋转的旋转装置；

在基于上述旋转装置的规定的旋转区间中，通过上述检测器取得用于图像再构成的放射线量数据的取得装置；

指定与上述旋转装置的旋转轴垂直的希望观察方向的指定装置；

根据由上述指定装置指定的观察方向，决定上述取得装置的上述规定的旋转区间的位置的决定装置。

是一种具有产生放射线的放射线源和检测该放射线的放射线量的检测器的放射线图像摄影装置，具备：

使用于使被检测体旋转的旋转台相对于从上述放射线源向上述检测器的方向照射的放射线旋转的旋转装置；

在基于上述旋转装置的规定的旋转区间中，通过上述检测器取得用于图像再构成的放射线量数据的取得装置，其中

将具有用于压住被检测体的前面、侧面或背面的面的构造体固定

在上述旋转台上，

在将上述构造体的面正对着上述放射线源的旋转位置作为0度的情况下，至少可以从0度、45度、90度中指定上述规定的旋转区间的开始位置。

将通过以下的说明及其具有附图标记的相关附图了解本发明的其他特征和优点。

附图说明

图1A~图1C是用于说明本实施例的概念的图。

图2A~图2B是说明本实施例的X射线摄影装置的结构图。

图3是本实施例的X射线摄影装置的系统框图。

图4是说明本实施例的X射线摄影装置的动作的流程图。

具体实施方式

图1A~图1C是用于说明本实施例的概念的图，表示了胸部的轴向图像、半扫描（180度+扇形角）中的数据收集开始位置（START）和结束位置（END）、根据由该半扫描得到的数据再构成的与体轴平行的断面像相关的适合的观察方向。在半扫描中，如果产生体动，则在轴向图像中START方向和END方向的数据显著地不一致，在连接START位置和END位置的方向上产生线形的伪像。例如，如果以图1A为例，则产生沿着横方向的线形的伪像。另外，在图1B的情况下，在上下方向上产生线形的伪像，在图1C的情况下，在斜方向上产生线形的伪像。

在此，在轴向图像中观察所谓“产生线形的伪像”的现象的情况下，图像中的伪像产生并不依存于半扫描的开始位置。即，只有伪像的线的方向不同，而伪像的强弱依存于体动的多寡。但是，根据半扫描数据再构成的顶面（coronal）图像和径向（sagittal）图像上的因体动造成的伪像则依存于半扫描的开始位置。例如，在图1A所示的半扫描中，如果产生体动则成为横线的伪像，在用径向图像观察的情况

下, 该横线被观察为对比度高的图案。但是, 在用顶面图像观察的情况下, 该横线被观察为对比度低的图案。其理由是: 在作成径向图像和顶面图像时, 具有某种程度的厚度地作成并观察顶面图像, 由于观察厚度量的平均化而对比度产生变化。即, 在图 1A 的情况下, 在径向图像中, 为了在 START-END 方向上进行补足而强调了伪像, 在顶面图像中, 为了在与 START-END 方向平行的方向上进行补足而减弱了伪像。同样, 在图 1B 和图 1C 的半扫描中, 也存在因体动造成的伪像的对比度降低的方向。即, 如果决定观察方向, 则要决定对其适合的半扫描的开始位置 (START)、结束位置 (END)。

更一般地说, 通过决定半扫描的区间使得将半扫描的开始位置 (START) 和结束位置 (END) 连接起来的线的方向与观察方向垂直, 能够在从该观察方向得到的图像中降低伪像的对比度。即, 通过将观察方向与从放射线源的放射线照射方向垂直的旋转位置设置为上述半扫描的区间的开始位置, 来降低指定的观察方向的图像中的伪像的对比度。另外, 如图 1C 所示那样, 在针对从 2 个观察方向得到的图像降低伪像的对比度的情况下, 可以设置半扫描的区间, 使得将半扫描的开始位置 (START) 和结束位置 (END) 连接起来的线的方向与将这 2 个观察方向所成的角度 2 等分的线垂直。即, 可以将如下旋转位置设置为半扫描的开始位置: 在该旋转位置处, 对指定的 2 个观察方向所成的角度进行 2 等分的方向和来自放射线源的放射线的照射方向垂直。另外, 在指定了 3 个或 3 个以上的观察方向的情况下, 可以将这些观察方向中的两端的观察方向作为上述 2 个观察方向处理。通过用以上那样的方法决定半扫描的位置, 也能够对应顶面图像和径向图像以外的观察方向。

另外, 如下这样定义上述观察方向和照射方向。可以根据例如后面图 2A、图 2B 中所述那样的旋转台 15 上固定的胸挡板 13 的面的方向, 决定观察方向。在使用了胸挡板 13 的情况下, 与挡在胸部的面垂直的方向是径向, 与面平行的方向是顶向。如果代替胸挡板而使用背挡板也一样。另外, 在旋转台 15 上设置了压住体侧面那样的挡板的情况下, 与挡板的面垂直的方向是顶向。照射方向是将 X 射线产生部件

11 和二维检测器 12 连接起来的方向。旋转台 15 和胸挡板 13 的关系是固定的。因此,在本实施例中,例如将图 2A 所示那样的胸挡板 13 的与胸部接触的面和 X 射线产生部件 11 正对的状态作为旋转台 15 的旋转角的 0 度,测量旋转角。在该情况下,在旋转台为 0 度或 180 度的位置上,被检测体的方向相对于 X 射线产生部件 11 成为朝向正面(前面或背面)的方向,在 90 度或 270 度的位置上成为朝向侧面(右侧面或左侧面)的方向。即,通过旋转台 15 的旋转角度的检测,来检测出半扫描的开始位置和结束位置。

以下,详细说明本实施例的 X 射线摄影装置。

图 2A ~ 图 2B 是展示本实施例的 X 射线摄影装置的结构例子。从 X 射线产生部件(X 射线焦点) 11 发射出的 X 射线在透过被拍摄体 16 后,并通过胸挡板 13 和散射线除去栅(未图示)后,到达二维检测器 12。二维检测器 12 由半导体传感器构成,例如 1 个像素是 $250 \times 250 \mu\text{m}$,传感器外形是 $43 \times 43 \text{cm}$ 。在该情况下,像素数成为 1720×1720 像素。由二维检测器 12 取得的数据被转送到再构成部件 14 执行图像再构成。通过几何学地配置 X 射线焦点 11 和二维检测器 12,决定扇形角和锥形角。在本实施例中,由于使用正方形的二维检测器 12,所以扇形角和锥形角相同。

图 3 是展示本实施例的 X 射线摄影装置的系统结构的框图。在本实施例中,系统整体由一个计算机系统构成,但并不限于此。BUS24 是计算机的内部总线,经由该 BUS24 在该系统内的各部分之间进行控制信号和数据的发送接收。控制部件 18 包含未图示的 CPU 和存储器(ROM、RAM),通过由 CPU 执行存储在存储器中的控制程序,来执行各种处理。接口部件 21 向控制部件 18 传送来自用户的各种指示。控制部件 18 根据来自接口部件 21 的各种指示执行各种处理。例如,如果从接口部件 21 指示了主要从哪个方向观察再构成的图像(观察方向),则在观察方向设置部件 17 中设置所指示的观察方向。如果根据观察方向设置部件 17 所设置的观察方向决定了半扫描的数据收集开始位置,则在接口部件 21 中进行摄影准备完毕的显示(未图示)。然

后,如果由用户发出了开始摄影的指示,则根据来自控制部件 18 的指示,装载了被拍摄体 16 的旋转台 15 开始旋转。另外,也可以通过控制部件 18 的 CPU 来执行观察方向设置部件 17、接口部件 21、再构成部件 14 等的处理的一部分或全部。

控制部件 18 通过例如监视从旋转台 15 产生的编码信号(未图示),来检测旋转台 15 的旋转速度和旋转位置。控制部件 18 确认旋转台 15 是否达到了规定的速度和角度。在达到规定的一定速度,并达到了上述决定的数据收集开始位置的时刻,向 X 射线产生部件 11 发送信号,开始 X 射线照射。另外,在数据的积分定时的决定中也使用编码信号。

在使用台每旋转一圈产生 25000 个脉冲的编码器的情况下,如果针对旋转一圈而收集 1000 个视域的投影数据,则针对编码信号的每 25 个脉冲,从二维检测器 12 收集数据。在控制部件 18 中,对该编码脉冲进行计数,对每 25 个脉冲产生积分信号,并计数到达二维检测器 12 的 X 射线量。在本实施例中,设想连续产生 X 射线,但并不只限于此,也可以根据该编码信号,与二维检测器 12 的积分区间一致地产生脉冲状的 X 射线。来自二维检测器 12 的数据经由 BUS24 被逐次地转送到再构成部件 14。到旋转台 15 旋转规定的旋转角度,收集到规定的视域数为止,持续进行数据的转送。在 X 射线照射结束之后,马上收集最后的投影数据。在本实施例中,积分和(狭义的)数据收集偏离 1 帧,在对第 N 张的放射线进行积分的期间通过 AD 转换等并行地对第 N-1 张的数据进行数字化(狭义的数据收集)。因此,在与最后的图像对应的照射(积分)结束之后,马上进行最后的数据收集。收集到的投影数据由再构成部件 14 再构成为点阵数据。

再构成部件 14 执行前处理、滤波处理、逆投影处理。在前处理中,执行偏移处理、LOG 转换、增益修正、缺陷修正。另外,在滤波处理中,一般使用拉玛简得兰(Ramachandran)函数或谢普罗干(Shepp-Logan)函数,在本实施例中也可以使用它们。对滤波处理后的数据进行逆投影处理。可以使用例如费尔德坎普(Feldkamp)算法来

实现从这些滤波处理到逆投影处理的算法。如果逆投影处理结束，再构成了 CT 的断面图像，则将断面显示在图像显示部件 19 上。

在此，再构成算法使用费尔德坎普算法，但并不限于此。在与费尔德坎普算法有关的参考文献中，有费尔德坎普（Feldkamp）和戴维斯（Davis）以及克雷斯（Kress）记载的方法（“实用锥形光束算法”：“Practical Cone-Beam Algorithm”），J.Opt.Soc.Am.A1，612～619，1984。

接着，使用图 4 所示的本实施例的流程图，说明本实施例的 X 射线摄影装置的动作。

首先，通过接口部件 21，由用户设置观察方向（步骤 S100）。在观察方向的设置中，有由医生等用户直接指定观察方向的情况和指定摄影部位的情况。在直接输入观察方向的情况下，例如从以下 3 种中选择：（1）只有顶面，（2）只有径向，（3）顶面和径向。通过该观察方向的输入，如以下表 1 所示那样地决定数据收集开始位置。当然，也可以用角度输入观察方向。例如，在顶面的情况下是 0 度，在径向的情况下是 90 度，可以指定其间的希望的角度（0 度～90 度）。

表 1

观察方法	数据收集开始位置
①只有顶面	从侧面开始
②只有径向	从正面开始
③顶面和径向	从侧面的 45 度位置开始

表 2 表示通过摄影部位的指定来决定数据收集开始位置的情况。胸部图像一般大多用与 X 射线摄影同样的方向的顶面图像进行诊断，而头部或腹部图像一般没有方向性。

表 2

摄影部位	数据收集开始位置
头部	从侧面的 45 度位置开始
胸部	从侧面开始
腹部	从侧面的 45 度位置开始

另外, 可以作为表将表 1 和表 2 保存在控制部件 18 的存储器内, 根据来自接口部件 21 的指示来设置使用哪个表。另外, 也可以针对每个委托摄影的医生作成并保存表 1、表 2 那样的表。在该情况下, 例如通过从接口部件 21 输入医生的 ID, 来选择与该医生对应的表, 并与指定的观察方向和摄影部位对应地决定数据收集开始位置。

接着, 将作为被拍摄体 16 的被检测者放置到旋转台 15 上, 如果经由接口部件 21 输入了摄影开始的指示, 则根据来自控制部件 18 的指示, 旋转台 15 开始旋转 (步骤 S101、S102)。控制部件 18 监视从旋转台 15 产生的编码信号 (未图示), 确认是否达到规定的一定速度和所设置的数据收集开始位置 (开始角度) (步骤 S103)。如上所述, 旋转台 15 的角度是以图 2A 的状态为 0 度测量的。因此, 从正面开始摄影的情况下的开始角度为 0 度 (或 180 度), 从侧面开始摄影的情况下的开始角度为 90 度 (或 270 度), 从侧面的 45 度位置开始摄影的情况下的开始角度为 45 度 (或 135 度、225 度、315 度)。在达到了规定的一定速度、开始角度的时刻, 向 X 射线产生部件 11 发送信号, 开始 X 射线照射 (步骤 S104)。如上所述, 在数据的积分定时的决定中也使用该编码信号。在本实施例中, 使用台每旋转一圈产生 25000 个脉冲的编码器, 针对旋转一圈收集 1000 个视域的投影数据。因此, 针对编码信号的每 25 个脉冲从二维检测器 12 收集数据。在控制部件 18 中, 对该编码信号的脉冲进行计数, 对每 25 个脉冲产生积分信号, 计数到达二维检测器 12 的 X 射线量 (步骤 S105)。即, 在 25 个脉冲的周期下, 进行基于检测器的积分的开始和积分值的读出。另外, 在本实施例中, 设想了连续地产生 X 射线, 但并不只限于此,

也可以根据该编码信号,与二维检测器 12 的积分区间一致地产生脉冲状的 X 射线。

来自二维检测器 12 的数据经由 BUS24 逐次地被转送到再构成部件 14。到旋转台 15 旋转规定的旋转角度,收集到规定的视域数为止,持续地进行数据的转送(步骤 S106)。如果旋转台 15 旋转了规定的旋转角度并达到规定的视域数,则控制部件 18 使 X 射线产生部件 11 的 X 射线照射停止(步骤 S107)。然后,一边使旋转台 15 减速,一边到停止为止进行控制(步骤 S108)。

在 X 射线照射结束之后,马上将最后的投影数据转送到再构成部件 14。控制部件 18 向再构成部件 14 指示基于收集到的投影数据进行再构成处理。另外,在本实施例中,针对每个帧(每个方向的图像)进行再构成。因此,如果再构成处理电路是高速的,则可以同时并行地进行数据收集和再构成,并与数据收集结束几乎同时地完成再构成。另外,当然也可以在全体的数据收集结束后再开始再构成(步骤 S109)。另外,再构成部件 14 通过上述处理对 CT 的断面图像进行再构成,并将再构成的断面像显示在图像显示部件 19 上,结束本处理(步骤 S110、S111)。另外,在步骤 S109 中再构成的断面图像也可以是从在步骤 S100 中设置的观察方向的断面图像。

如以上说明的那样,根据本实施例,着眼于如果进行半扫描并从特定的观察方向开始,则能够提供因体动造成的伪像的影响小的观察图像,在锥形射束 CT 装置中,自动地决定适用于图像的观察方法的半扫描的开始位置。特别地如果考虑到能够通过 CBCT 收集等方位的图像的情况,则顶面图像、径向图像的诊断是有效的。因此,通过使顶面图像优先或者使径向图像优先,并控制半扫描的开始位置,能够对于优先的图像成为适合的扫描。

另外,在上述实施例中,根据观察方向或观察部位的指定决定数据收集开始位置,但在例如胸部摄影专用的情况等下,也可以直接设置 0 度、45 度、90 度那样的角度。另外,在上述各实施例中,由于将胸挡板 13 固定在旋转台 15 上,所以旋转台 15 的旋转位置以该胸挡板

13 的位置为基准。在该情况下，也可以构成将胸挡板 13 正对着放射线源的位置作为 0 度（正面位置）。另外，例如在将正面位置作为数据收集开始位置这样的情况下，理想的是设置旋转开始时的位置，使得在旋转台 15 开始旋转并达到定速后，旋转位置到达正面位置。

根据本发明，能够适当地控制用于取得再构成图像用的半扫描数据的摄影定时，例如，即使进行一次半扫描也能够取得适合于图像再构成的数据。

另外，也包含以下的情况：将实现上述实施例的功能的软件的程序（与在实施例中图示的流程图对应的程序）直接或者远隔地提供给系统或装置，由该系统或装置的计算机读出并执行该提供的程序代码，来实现本发明。

因此，为了通过计算机实现本发明的功能处理，安装在该计算机中的程序代码自身也实现了本发明。即，本发明也包含用于实现本发明的功能处理的计算机程序自身。

在该情况下，如果具有程序的功能，则也可以是目标代码、由解释器执行的程序、提供给 OS 的脚本数据等的形式。

作为用于提供程序的记录介质，例如有软盘（注册商标）、硬盘、光盘、光磁盘、MO、CD-ROM、CD-R、CD-RW、磁带、非易失性存储卡、ROM、DVD（DVD-ROM、DVD-R）等。

作为其他的程序提供方法，也可以通过使用客户端计算机的浏览器与因特网的主页连接，从该主页向硬盘等记录介质下载本发明的计算机程序自身或压缩的包含自动安装功能的文件，来进行提供。另外，也可以通过将构成本发明的程序的程序代码分割为多个文件，从不同的主页下载各个文件来实现。即，本发明也包含让多个用户下载用于用计算机实现本发明的功能处理的程序文件的 WWW 服务器。

另外，也可以对本发明的程序进行加密，存储在 CD-ROM 等存储介质中发布给用户，让满足规定的条件的用户经由因特网从主页下载加密的解密密钥信息，执行通过使用该密钥信息解密了的程序而安装到计算机中来实现。

另外，除了通过由计算机执行读出的程序，来实现上述实施例的功能以外，还可以根据该程序的指示，由在计算机上运行的 OS 等执行实际处理的一部分或全部，通过该处理实现上述实施例的功能。

进而，也可以在将从记录介质中读出的程序写入到插入计算机中的功能扩展板或与计算机连接的功能扩展单元所具备的存储器后，根据该程序的指示，由该功能扩展板或功能扩展单元所具备的 CPU 等执行实际处理的一部分或全部，通过该处理来实现上述实施例的功能。

在不脱离本发明的宗旨的范围内，可以对本发明进行变形和组合，而这些变形和组合也实现了本发明的目的，所以也包含在本发明中。

图1A

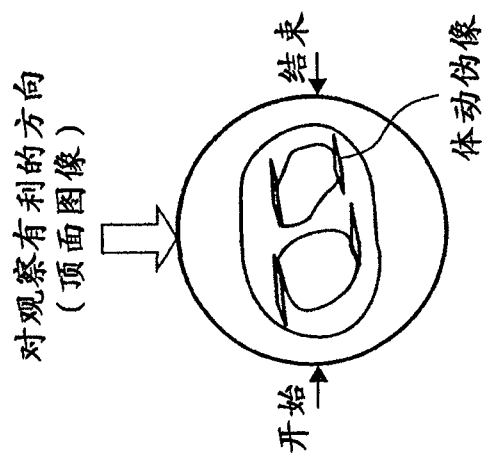


图1B

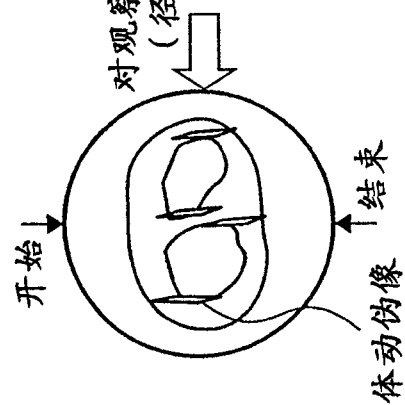
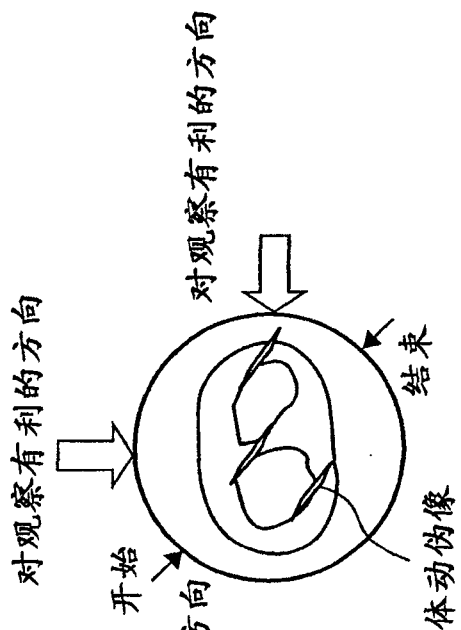


图1C



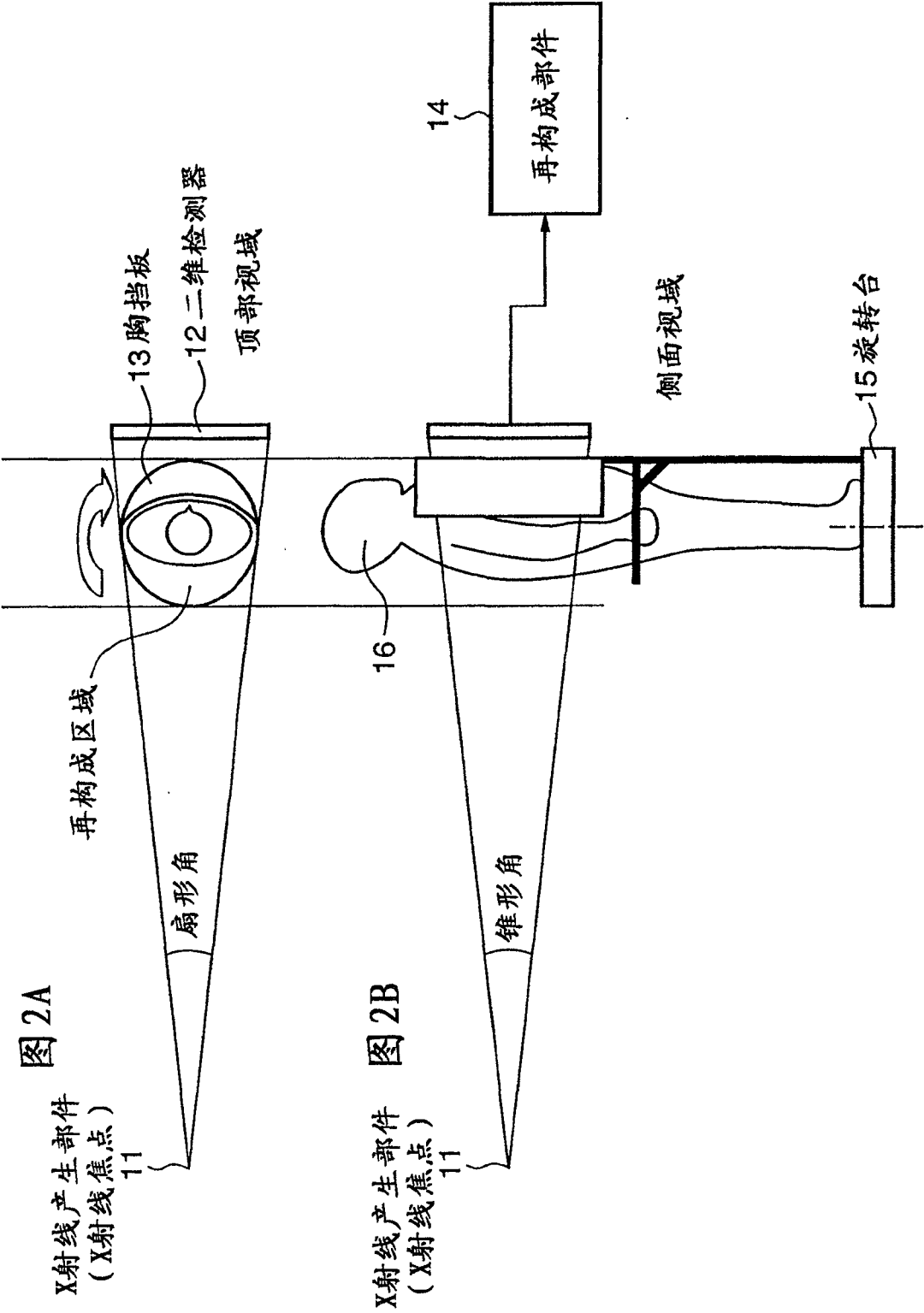


图3

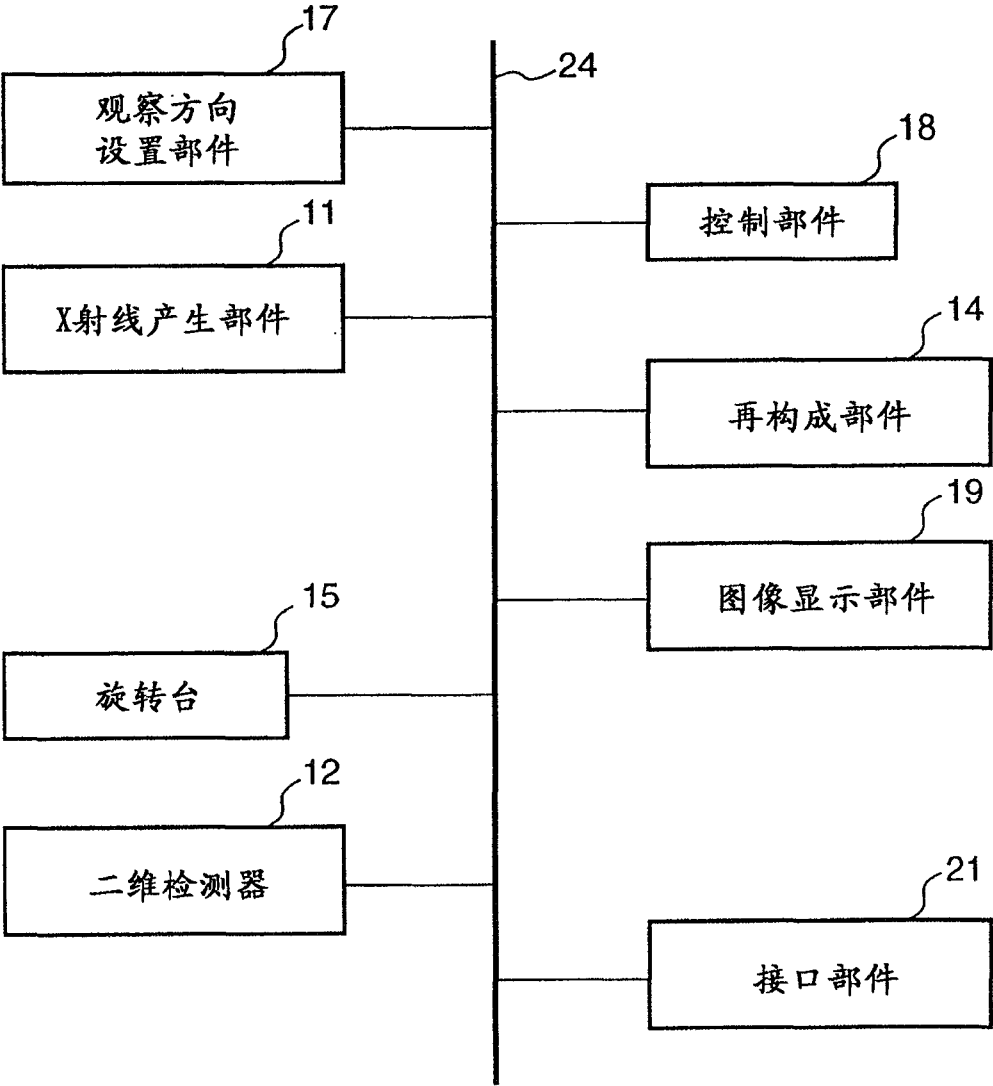


图4

