

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 02147219. X

[45] 授权公告日 2006 年 1 月 18 日

[11] 授权公告号 CN 1236730C

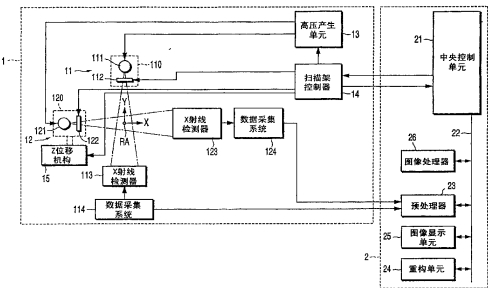
[22] 申请日 2002. 10. 18 [21] 申请号 02147219. X
[30] 优先权
[32] 2001. 10. 18 [33] JP [31] 320927/2001
[71] 专利权人 株式会社东芝
地址 日本东京都
[72] 发明人 中岛成幸 柳田祐司 新野俊之
审查员 张金芝

[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 康建忠

权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 7 页

[54] 发明名称
X 射线计算断层摄影装置

[57] 摘要
一种 X 射线计算断层摄影装置，包括：一个第一 X 射线管，它被配置去产生 X 射线，用以照射待检查的受检者，一个第一 X 射线检测器，它被配置去检测透过受检者而发射的 X 射线，一个第二 X 射线管，它产生 X 射线，用以照射受检者的治疗目标，一个旋转机构，它令第一 X 射线管，第一 X 射线检测器，以及第二 X 射线管绕受检者而旋转，一个重构单元，它被配置在由第一 X 射线检测器所检测的数据的基础上重构一幅图像，以及一个支撑机构，它支撑第二 X 射线管。来自第二 X 射线管的 X 射线的中心轴线倾斜于受检者的身体轴线。这使得它有可能降低在治疗目标以外的部位上的(辐射)剂量。



1.一种 X 射线计算断层摄影装置, 包括:

第一 X 射线管, 用于产生 X 射线, 所述 X 射线被用于照射待检查的受检者;

第一 X 射线检测器, 用于检测透过受检者的 X 射线;

第二 X 射线管, 它产生 X 射线, 所述 X 射线被用于照射受检者的治疗目标;

准直器, 用于限制所述第二 X 射线管产生的 X 射线的发散;

旋转机构, 它使所述第一 X 射线管, 所述第一 X 射线检测器, 以及所述第二 X 射线管绕受检者而旋转;

重构单元, 用于在由所述第一 X 射线检测器所检测的数据的基础上重构图像; 以及

支撑机构, 用于支撑所述第二 X 射线管从而使得来自所述第二 X 射线管的 X 射线的中心轴线相对于受检者的身体轴线倾斜。

2. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述支撑机构支撑所述第二 X 射线管, 允许所述第二 X 射线管沿着受检者的身体轴线自由地运动。

3. 根据权利要求 1 所述的装置, 还包括第一 X 射线准直器, 它具有被用来聚焦来自所述第一 X 射线管的 X 射线的孔径, 并且具有一定的宽度, 所述宽度在第一范围内是可变的, 以及第二 X 射线准直器, 它具有被用来聚焦来自所述第二 X 射线管的 X 射线的孔径, 并且具有一定的宽度, 所述宽度在比第一范围宽的第二范围内是可变的。

4. 根据权利要求 1 所述的装置, 还包括高压发生器, 它被配置用于在第一范围内选择性地向第一 X 射线管供电, 以及在比第一范围宽的第二范围内选择性地向第二 X 射线管供电。

5. 根据权利要求 1 所述的装置, 还包括对应于所述第二 X 射线管的第二 X 射线检测器。

X射线计算断层摄影装置

相关申请的交叉引用

本申请书基于2001年10月18日提交的先前的日本专利申请第二001—320927号，并主张其优先权的权益，上述申请的全部内容已作为参考文献被收入本文。

技术领域

本发明涉及一种多管型X射线计算断层摄影装置。

背景技术

通常，从通过待检查的受检者而发射的X射线的数据(投影数据)产生图像数据的X射线计算断层摄影装置已为人们所熟知。医生通过查看已产生的图像来获得诸如治疗目标的病灶的位置、大小和程度之类的医学信息，并且基于这种信息来设计放射治疗操作。这就是说，由医生设定照射范围、照射位置、剂量，等等。治疗设计的最重要的目的就是唯一地用辐射来照射治疗目标(肿瘤)。

然而，通常需要两种装置，包括一个X射线计算断层摄影装置，用以获得诸如治疗目标的位置和大小之类的信息，以及一个放射治疗装置。这就需要宽广的安装面积以及巨大的成本。而且，由作为一个单独装置的X射线计算断层摄影装置来获得治疗目标的位置和大小之类的信息。然后，受检者被运送到通常安装在另一个房间的放射治疗装置那里，并且再次设定所有的照射位置。这将导致在定位精度方面的下降。

发明内容

本发明的一个目标就是提供一种X射线计算机断层摄影装置，它能改进在放射治疗方面的定位精度。

根据本发明的第一方面，提供了一种X射线计算断层摄影装置，包括：第一X射线管，用于产生X射线，所述X射线被用于照射待检查的受检者；第一X射线检测器，用于检测透过受检者的X射线；准直器，用于限制所述第二X射线管产生的X射线的发散；旋转机构，它使所述第一X射线管，所述第一X射线检测器，以及所述第二X射线管绕受检者而旋转；重构单元，用于在由所述第一X射线检测器所检测的数据的基础上重构图像；以及支撑机构，用于支撑所述第二X射线管从而使得来自所述第二X射线管的X射线的中心轴线相对于受检者的身体轴线倾斜。

根据本发明的第二方面，提供了一种X射线计算断层摄影装置，包括：一个第一X射线管，它被配置去产生X射线，用以照射待检查的受检者，一个第一X射线检测器，它被配置去检测透过受检者而发射的X射线，一个第二X射线管，它产生X射线，用以照射受检者的治疗目标，一个第二X射线准直器，它具有一个被用来聚焦来自第二X射线管的X射线的孔径，并且其宽度和位置是可变的，一个旋转机构，它令第一X射线管，第一X射线检测器，以及第二X射线管绕受检者而旋转，一个重构单元，它被配置在第一X射线管和第一X射线检测器的旋转中，在X射线检测器所检测的数据的基础上重复进行图像的重构操作，一个图像处理器，它被配置从图像中重复地提取治疗目标的一个区域；以及一个控制器，它被配置在第二X射线管旋转时，在治疗目标的已提取的区域的基础上，动态地改变准直器的孔径。

根据本发明的第三方面，提供了一种X射线计算断层摄影装置，包括：一个第一X射线管，它被配置去产生X射线，用以照射待检查的受检者，一个第一X射线检测器，它被配置去检测透过受检者而发射的X射线，一个第二X射线管，它被配置去产生X射线，用以照射受检者，以及一个高压发生器，它被配置在第一范围内向第一X射线管供电，并且在比第一范围更宽的第二范围内，向第二X射线管

供电。

根据本发明的第四方面，提供了一种X射线计算断层摄影装置，包括：一个第一X射线管，它被配置去产生X射线，用以照射待检查的受检者，一个第一X射线检测器，它被配置去检测透过受检者而发射的X射线，一个第二X射线管，它被配置去产生X射线，用以照射受检者，一个第一X射线准直器，它具有一个被用来聚焦来自第一X射线管的X射线的孔径，并且具有一定宽度，它在一个第一范围内是可变的，以及一个第二X射线准直器，它具有一个被用来聚焦来自所述第二X射线管的X射线的孔径，并且具有一定宽度，该宽度在比第一范围更宽的第二范围内是可变的。

在以下的叙述中，将说明本发明的其他的目标和好处，并且通过以下的叙述，其中的一部分将变得更加明显，或者可以通过实践本发明来加以领会。借助于在下文中特别指出的手段和组合，就能实现和获得本发明的各项目标和好处。

附图说明

被纳入本说明书并构成其中一部分的诸附图，图解了本发明现时的各优选实施例，并且连同上面给出的一般说明以及将在下面给出的详细说明，用以解释本发明的原理。

图1是方框图，表示根据本发明的一个实施例的X射线计算断层摄影装置的主要部分；

图2是方框图，表示在图1中的高压发生器的设计安排；

图3用以说明在图1中的Z位移机构的功能；

图4是流程图，表示在这个实施例中，治疗操作的流程；

图5表示在这个实施例中，当旋转中的扫描架处于参考位置时，第二X射线准直器的孔径宽度和孔径位置；

图6表示当旋转中的扫描架从参考位置旋转90°时，第二X射线准直器的孔径宽度和孔径位置；

图7表示当旋转中的扫描架从参考位置旋转180°时，第二X射

线准直器的孔径宽度和孔径位置;

图 8 表示当旋转中的扫描架从参考位置旋转 270° 时, 第二 X 射线准直器的孔径宽度和孔径位置;

图 9 是流程图, 表示根据本个实施例的另一种治疗操作的流程。

具体实施方式

下面, 将参照诸附图的各视图, 对根据本发明的一个优选实施例的 X 射线计算断层摄影装置进行说明。要注意的是, X 射线计算断层摄影装置的扫描方案包括各种类型, 例如, 旋转/旋转型, 在其中, X 射线管以及 X 射线检测器绕着待检查的受检者一起旋转, 以及静止/旋转型, 在其中, 许多检测元件被排列成环状, 并且只有 X 射线管绕着待检查的受检者旋转。本发明可以应用于任何一种类型。在本例中, 将以旋转/旋转型为例进行说明。为了重构一个截面的断层摄影图像数据, 需要对应于绕待检查的受检者旋转 1 圈的 360° 投影数据, 或者在半扫描方法中, 需要 $(180^\circ + \text{扇形角})$ 的投影数据。本发明可以应用于这些重构方案中的任何一种。在这里将用实例说明前一种方法。要注意的是, 投影数据被定义为与组织的各衰减系数 (或吸收系数) 的通过距离或者在 X 射线路径上的线段相关的整型数据。

图 1 表示根据本实施例的 X 射线计算断层摄影装置的主要部分的设计安排。根据本实施例的 X 射线计算断层摄影装置包括一个扫描架 1, 一个计算机单元 2, 以及一张床 (未示出)。扫描架 1 是一个组成部件, 用以获得与待检查的受检者相关的投影数据。这个投影数据被装入计算机单元 2, 并经受诸如图像重构之类的处理。受检者被置入扫描架 1 的图像区域并且躺在床的上面。

计算机单元 2 包括一个中央控制单元 21, 一个预处理器 23, 它经由数据/控制总线 22 被连接到中央控制单元 21, 一个重构单元 24, 一个图像显示单元 25, 以及一个图像处理器 26。

扫描架 1 属于多管类型, 即, 具有多个数据检测系统, 每一个都包括一个 X 射线管以及一个 X 射线检测器, 它们被安装在一个环状的

扫描架之上。然而，可以在多个旋转的扫描架上分别安装多个数据检测系统。在本例中，扫描架 1 将被描述为一个双管型扫描架。

第一数据检测系统 11 具有第一 X 射线管组件 110 以及第一多通道型 X 射线检测器 113，后者面对着第一 X 射线管组件 110。第二数据检测系统 12 具有第二 X 射线管组件 120 以及第二多通道型 X 射线检测器 123，后者面对着第二 X 射线管组件 120。从第二数据检测系统 12 的第二 X 射线管组件 120 的 X 射线焦点延伸到第二 X 射线检测器 123 的中心的一根中心轴线在旋转轴 RA 处以一个预定的角度(这里假定为 90°)跟第一数据检测系统 11 的中心轴线相交。第一数据检测系统 11 的第一 X 射线检测器 113 领先于第二数据检测系统 12 的第二 X 射线管组件 120 而旋转 90° 。第二数据检测系统 12 的第二 X 射线管组件 120 以 90° 的滞后角跟随在第一数据检测系统 11 的第一 X 射线检测器 113 的后面。

第一 X 射线管组件 110 具有第一 X 射线管 111 以及第一 X 射线准直器 112。第一 X 射线准直器 112 被安装在紧靠着第一 X 射线管 111 的 X 射线辐射窗口的前面。第一 X 射线准直器 112 限制着从处于 X 射线通道方向之中的第一 X 射线管 111 发出的 X 射线的发散角(扇形角)。第一 X 射线准直器 112 具有多块可动的屏蔽板和驱动单元，后者用于单独地移动各屏蔽板。通过控制多块可动的屏蔽板中的每一块的位置，就能随意地调节孔径宽度和孔径中心位置。

第二 X 射线管组件 120 具有第二 X 射线管 121 以及第二 X 射线准直器 122。第二 X 射线准直器 122 限制着从第二 X 射线管 121 发出的 X 射线的发散角(扇形角)。第二 X 射线准直器 122 具有多块可动的屏蔽板和驱动单元，后者用于单独地移动各屏蔽板。通过控制多块可动的屏蔽板中的每一块的位置，就能随意地调节孔径宽度和孔径中心位置。

与第一 X 射线准直器 112 相比，对第二 X 射线准直器 122 的孔径宽度的物理约束条件有所放宽。第二 X 射线准直器 122 的孔径下限(最小孔径宽度)低于第一 X 射线准直器 112 的孔径下限。要注意的

是，第二 X 射线准直器 122 的孔径上限差不多等于第一 X 射线准直器 112 的孔径上限。采用这样的设计安排，第二 X 射线准直器 122 就能增加 X 射线的扇形角，以覆盖受检者的一个截面的全部面积，并将扇形角降低到这样的程度，使得 X 射线的辐射被限制在受检者的截面中的一个相对地较小的处理目标（肿瘤）以内。

第二 X 射线管组件 120 被 Z 位移机构 15 所支撑。如图 3 所示，Z 位移机构 15 具有一种结构以及电子驱动单元，这是为支撑第二 X 射线管组件 120、使之沿着平行于或差不多平行于旋转轴 RA（Z 轴）运动所必需的，上述旋转轴 RA（Z 轴）几乎跟受检者的身体轴线重合。Z 位移机构 15 在扫描架控制器 14 的控制下移动第二 X 射线管组件 120。典型地，第一 X 射线管组件 110 的 Z 位置被设计成这样，使得从第一 X 射线管组件 110 发出的 X 射线的中心轴线呈现扇形，它以直角跟旋转轴 RA 相交。其结果是，从第一 X 射线管组件 110 发出的 X 射线在扫描架旋转时，在以直角跟旋转轴 RA 相交的一个平面（扫描平面）内移动。当 Z 位移机构 15 不移动第二 X 射线管组件 120 时，从第二 X 射线管组件 120 发出的 X 射线在扫描架旋转时，在相同于以上所述的扫描平面内移动。当 Z 位移机构 15 令第二 X 射线管组件 120 移动一个距离 ΔD 时，从第二 X 射线管组件 120 发出的 X 射线束的中心轴线倾斜地跟旋转轴 RA 相交，因此，随着扫描架的旋转，X 射线的中心轴就画出一个高度为 ΔD 的漏斗形，其两个锥体在它们的顶点处互相连结。

图 2 表示高压产生单元 13 的管高压产生部分的设置的一个实例。高压产生单元 13 被第一 X 射线管 111 和第二 X 射线管 121 所共享。然而，可以分别地为第一 X 射线管 111 和第二 X 射线管 121 提供高压产生单元。高压产生单元 13 产生一个管高压，准备施加到阳极和阴极之间。高压产生单元 13 还产生一个灯丝加热电流，用于加热灯丝。高压产生单元 13 包括多个电源 134-1, 134-2, $\dots$, 134-N, 用以升高市电电压。电源 134-1, 134-2, $\dots$, 134-N 具有相同的固定输出容量，例如，40 kV。然而，多个电源 134-1, 134-2, $\dots$, 134-N

不必具有相同的输出性能。例如，其正端被连接到第一和第二 X 射线管 111 和 121 的阳极 135-1 和 135-2 的第一电源 134-1，可能具有 100 kV 的容量，而其余的各电源 134-2，134-3，…，134-N 则可能具有 40 kV 的容量。

电源 134-1，134-2，和 134-3 的负端经由选择器 131 被选择性地连接到第一 X 射线管 111 的阴极 136-1。当电源 134-1 的负端经由选择器 131 被选择性地连接到第一 X 射线管 111 的阴极 136-1 时，40 kV 的电压就被施加到第一 X 射线管 111 的阳极和阴极之间。当电源 134-2 的负端经由选择器 131 被选择性地连接到第一 X 射线管 111 的阴极 136-1 时，80 kV 的电压就被施加到第一 X 射线管 111 的阳极和阴极之间。当电源 134-3 的负端经由选择器 131 被选择性地连接到第一 X 射线管 111 的阴极 136-1 时，120 kV 的电压就被施加到第一 X 射线管 111 的阳极和阴极之间。

电源 134-1，134-2，和 134-N 的负端经由选择器 132 被选择性地连接到第二 X 射线管 121 的阴极 136-2。在从 40 kV 到 $(40 \times N)$ kV 的范围内，被施加到第二 X 射线管 121 的阳极和阴极之间的电压可以按照 40 kV 的级差来改变。

高压产生单元 13 具有第一灯丝加热电流发生器，它产生准备送往第一 X 射线管 111 的灯丝的灯丝加热电流，以及第二灯丝加热电流发生器，它产生准备送往第二 X 射线管 121 的灯丝的灯丝加热电流。第一和第二灯丝加热电流发生器中的每一个都有一个高压隔离变压器。通过调节变压器的初级电压，就能从例如几个 mA 到几百 mA 的范围内，以步进方式改变灯丝加热电流。第二灯丝加热电流发生器的输出范围宽于第一灯丝加热电流发生器的输出范围。例如，第一灯丝加热电流发生器在 50 mA 到 300 mA 的范围内，以 50 mA 为增量来产生灯丝加热电流。第二灯丝加热电流发生器在 50 mA 到 600 mA 的范围内，以 50 mA 为增量来产生灯丝加热电流。

如上所述，高压产生单元 13 有能力在适于数据采集的范围内，向第一 X 射线管 111 提供电源，同时也在覆盖数据采集和治疗操作的一

个宽范围内，向第二 X 射线管 121 提供电源。

高压产生单元 13 在扫描架控制器 14 的控制下，向第一 和第二 X 射线管 111 和 121 施加用于管电流控制的管电压和灯丝加热电流。扫描架控制器 14 控制着第一 和第二 X 射线准直器 112 和 122 的孔径宽度和孔径位置，以及跟扫描有关的所有操作，例如，旋转扫描架的旋转以及扫描床的滑动，同时控制高压产生单元 13。

来自第一 和第二 X 射线检测器 113 和 123 的输出，作为投影数据，经由数据采集系统 114 和 124、一个允许连续旋转的滑环、以及预处理器 23，而被送往重构单元 24。由重构单元 24 重构的断层摄影数据在图像显示单元 25 上被显示。通过使用第一数据检测系统而获得的断层摄影数据被送往图像处理器 26，准备用于提取一个处理目标(肿瘤)的轮廓。

如上所述，当向第二 X 射线管 121 施加较高的管电压以产生较大的管电流，以及通过第二 X 射线准直器 122 对 X 射线光束进行进一步的聚焦时，就能实现通过第一数据检测系统的断层摄影以及放射治疗。这就使它有可能在进行放射治疗的同时，将相同的 X 射线计算断层摄影装置用于断层摄影、定位，以及实际的放射治疗。这就消除了从物理上运送受检者的需求并且改进了定位精度。

此外，当由第二数据检测系统 12 进行放射治疗时，由于使用了多管类型，用于成像的扫描操作，即，在对 X 射线(图像)进行数据采集的条件下的 X 射线的照射和已发射的 X 射线的检测，由第一数据检测系统 11 来进行，以便实时地观察断层摄影图像，并且在身体等运动时，随着肿瘤的移动，根据断层摄影图像来顺序地校正治疗用 X 射线的照射位置。

图 4 表示在本实施例中，治疗操作的流程。首先，为治疗操作作好准备。第一数据检测系统 11 按照一个治疗计划执行预扫描，作为具有相对低剂量的第一任务(S1)。显而易见，可以通过使用第二数据检测系统 12 或使用第一和第二数据检测系统 11 和 12 二者来完成预扫描操作。

由重构单元 24 在若干方向上所获得的投影数据的基础上重构断层摄影数据 (S2)。在图像显示单元 25 上显示断层摄影图像。操作员通过一个输入装置 (未示出) 在已显示的断层摄影图像上指定一个治疗目标 (肿瘤)。图像处理器 26 通过使用由操作员指定的点来提取肿瘤区域的轮廓 (在步骤 S3 中标记肿瘤)。从现有的各种方法中, 随意地选择其中一种, 作为轮廓提取方法。典型地, 使用下列各种方法其中之一: 区域扩大法, 当从指定点向外扩大搜索范围时, 将表现出特定的 CT 数值的一个位置识别为轮廓; 轮廓跟踪法, 在轮廓上指定一个点, 并且顺序地跟踪以指定点作为起始点的轮廓上的各点。

图像处理器 26 或中央控制单元 21 在已提取的轮廓的基础上计算肿瘤区域的位置 (中心位置或重心位置) 及其大小 (S4)。图像处理器 26 或中央控制单元 21 还在肿瘤区域的位置和大小的基础上, 在旋转扫描架旋转时, 针对第二 X 射线管 121 的旋转角度的变化, 来计算第二 X 射线准直器 122 的孔径位置和孔径宽度的变化 (S5)。更具体地说, 在第二 X 射线管 121 的旋转路径上, 按照预定的间隔来设置预定数目的离散点, 这些离散点对应于在治疗操作中所设置的 Z 位移量, 并且在每一个离散点上计算孔径宽度和孔径位置, 使得来自第二 X 射线管组件 120 的 X 射线照射被限制在一处肿瘤或者一处肿瘤以及绕该肿瘤的最小正常组织的范围内。可以通过内插法来调节与介于各离散点之间的与各位置相对应的孔径宽度和孔径位置, 或者可以在一个离散点通过周期中改变在治疗操作期间的孔径控制。

在准备操作的最后阶段, 第二 X 射线准直器 122 的孔径位置和孔径宽度被设置到初始数值, 即, 在扫描架控制器 14 的控制下, 在步骤 5 中所计算的孔径位置和孔径宽度对应于一个预定的治疗初始旋转角 (S6)。在步骤 S6, 第二 X 射线管组件 120 沿着 Z 轴方向被移动一个预定的距离。如上所述, 由于这个 Z 位移, 使得来自第二 X 射线管组件 120 的治疗用 X 射线在一个漏斗形中移动, 上述漏斗形跟来自第一 X 射线管组件 110 的数据采集 X 射线所画出的扫描平面仅相交于一点。因此, 就能使处于肿瘤以外区域的 X 射线剂量最小化。

在完成上述准备操作后, 就开始实际的治疗操作(S7)。这就是说, 相应的高压发生器开始向处于治疗 X 射线状态下的第二 X 射线管 121 供电(提供管电压以及灯丝加热电流)。采取这样的操作, 以用于治疗操作的相对地高的剂量从第二 X 射线管 121 发出 X 射线, 并且通过第二 X 射线准直器 122 的窄孔径, 用汇聚成一束的 X 射线对受检者的肿瘤进行照射。可以连续地发射 X 射线, 或者以脉冲方式, 即, 以非常短的周期, 间断地发射 X 射线。

如图 5 至 8 所示, 扫描架控制器 14 通过例如一个旋转编码器(未示出)那样的位置传感器来检测第二 X 射线管组件 120(或者第二 X 射线管 121)的旋转角度, 并且控制第二 X 射线检测器 123, 根据在步骤 S5 中依次获得的计算结果, 来设置与旋转角度相对应的孔径宽度和孔径位置(S8)。

若从治疗操作开始时算起, 已经超过了一段预定的治疗操作时间(照射时间), 则结束治疗操作(S10)。这就是说, 为了停止来自第二 X 射线管 121 的相对地高剂量的治疗用 X 射线的照射, 必须停止从高压发生器送往第二 X 射线管 121 的电源供应(管电压以及灯丝加热电流)。若从治疗操作开始时算起, 尚未超过一段预定的治疗操作时间(照射时间), 则流程转入步骤 S11。

在步骤 S11, 第一数据检测系统 11 对扫描平面进行扫描。更具体地说, 高压发生器开始向处于数据采集 X 射线(图像)状态下的第一 X 射线管 111 供电(管电压以及灯丝加热电流)。其结果是, 以用于数据采集的相对地较低的剂量从第一 X 射线管 111 发射 X 射线。然后, 经由第一 X 射线准直器 112 的宽孔径, 以宽的扇形角向受检者照射 X 射线, 并且由第一 X 射线检测器 11 来检测已发射的 X 射线。在步骤 S12, 在已检测的投影数据的基础上, 由重构单元 24 以实时方式重构断层摄影数据并加以显示(CT 透视检查)。图像处理器 26 在这个断层摄影数据的基础上, 提取肿瘤区域的轮廓(S13)。图像处理器 26 或中央控制单元 21 在这个已提取的轮廓的基础上重新计算肿瘤区域的位置(S14)。

在已重新计算的肿瘤区域的位置的基础上，校正相对于第二 X 射线管 121 的旋转角的改变的第二 X 射线准直器 122 的孔径位置的一个改变，而第二 X 射线管 121 的旋转角的变化则是依次地被计算出来的（S15）。虽然可以连同孔径位置一起计算出孔径宽度，但是考虑到校正处理中的实时效果，更可取的是仅校正孔径位置。

然后流程返回到步骤 S8，以便在已校正的“相对于第二 X 射线管 121 的旋转角的变化第二 X 射线准直器 122 的孔径位置的变化”的基础上，控制第二 X 射线准直器 122 的孔径宽度和孔径位置。

以此方式，在断层摄影图像连同治疗操作中所提取的肿瘤区域的基础上，进行断层摄影并控制第二 X 射线准直器 122 的孔径位置。这使它有可能顺序地校正由于受检者身体运动等原因所导致的治疗用 X 射线照射位置相对于肿瘤的位移。

要注意的是，可以在转一圈的一个周期中，连续地重复在前面的步骤 S11 中所描述的由第一数据检测系统 11 进行的扫描，并且可以在重构单元 24 针对每一圈所获得的投影数据的基础上，以对应于转一圈的帧频重复地重构断层摄影图像。可供选择地，可以使用所谓的半扫描方法，通过从实质上缩短扫描间隔来提高帧频。此外，为了通过从实质上缩短扫描间隔来提高帧频，例如，可以使用这样的方法，即，每隔 60° ，就向/从在前面一个周期中所获得的断层摄影图像数据添加/减去新/旧投影数据。

根据以上的描述，在步骤 11 中，由第一数据检测系统 11 连续地进行扫描。然而，如图 9 所示，例如在步骤 16，可以用视觉方式检查受检者身体的运动，并且仅当需要校正肿瘤位置，以及由操作员人工地指定位置校正，或者可以按照预定的时间间隔间断地进行时，才可以进行扫描。这种方法在降低用于（产生）图像（所需的）剂量方面是有效的，即使相对于位置变化的随访性能稍有降低。

以上已经用实例说明了双管系统。然而，本发明可以应用于 3 管系统或者具有 4 个或更多管的系统。例如，若使用一个 3 管系统，则可以由第一数据检测系统进行断层摄影的数据采集，同时，通过使用

第二和第三数据检测系统的两个管来完成治疗操作。可供选择地，可以由第一和第二数据检测系统进行断层摄影的数据采集，同时，通过使用第三数据检测系统的单独的管来完成治疗操作。

对专业人士来说，容易作出各种修改并取得附加的好处。因此，本发明在其广义方面并不局限于本文所展示和描述的各种特定细节和代表性的各实施例。相应地，在不背离由所附的权利要求书及其等价物所规定的一般的创新性概念的精神或范围的前提下，可以作出各种各样的修改。

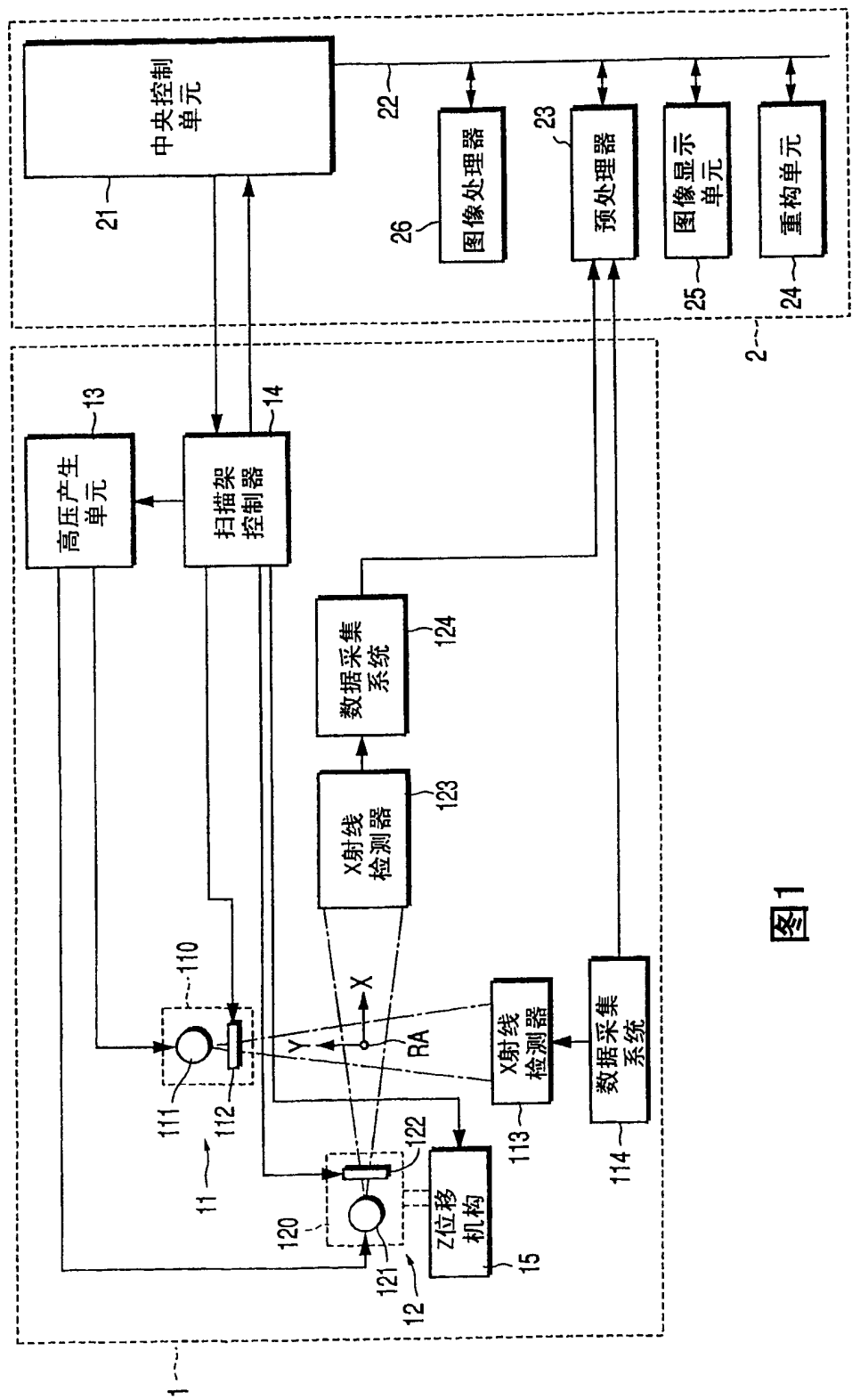


图1

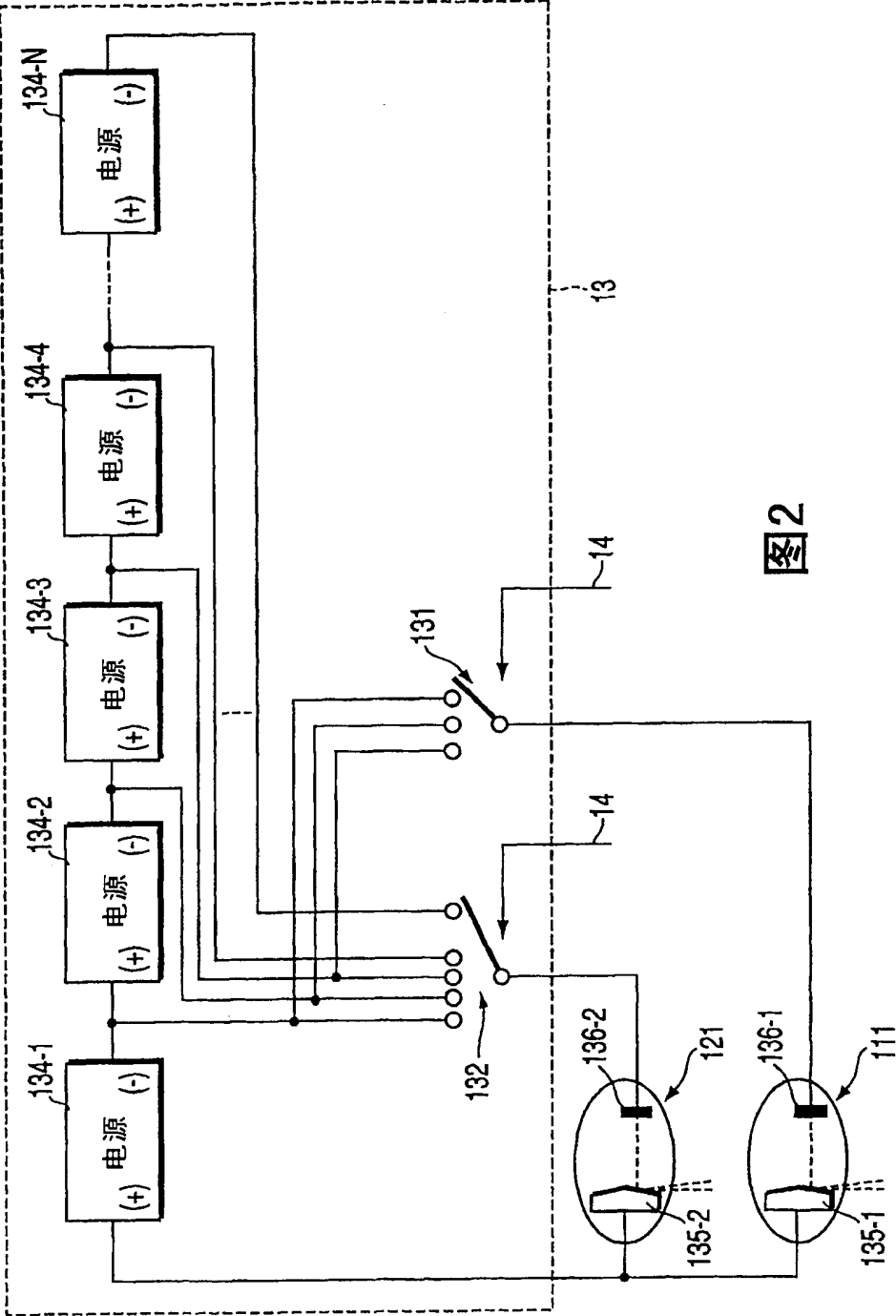


图2

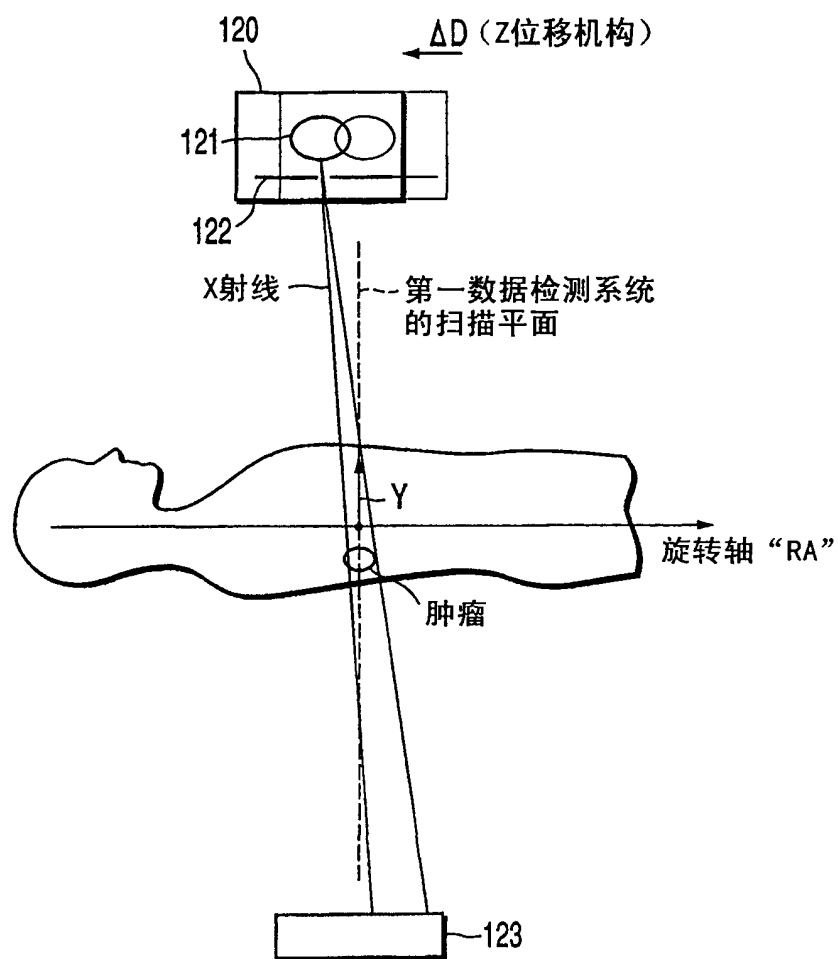


图3

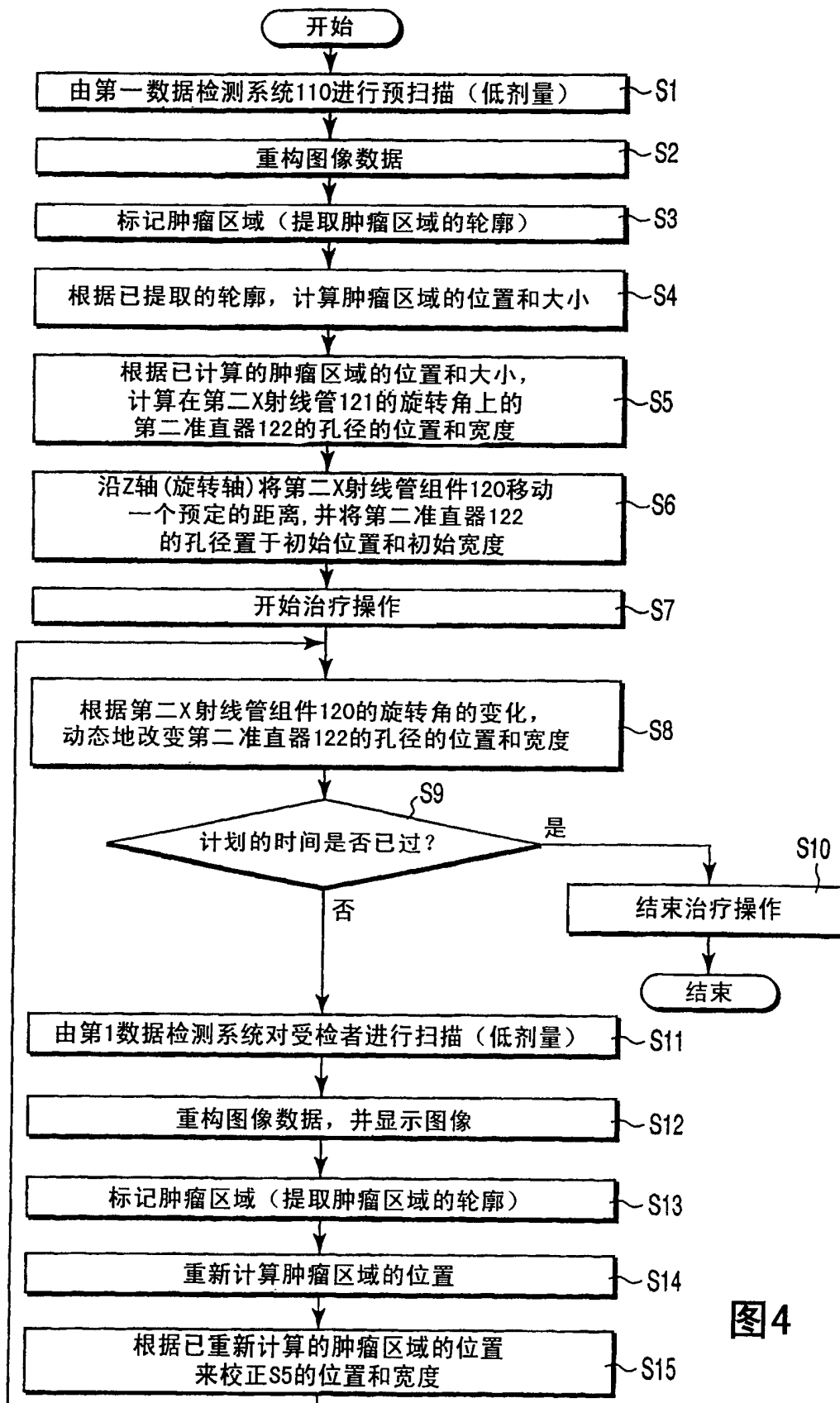


图4

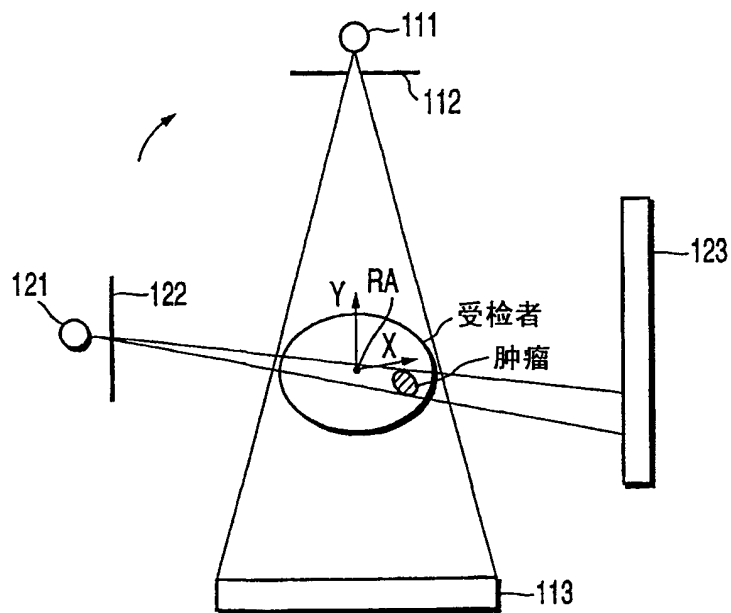


图5

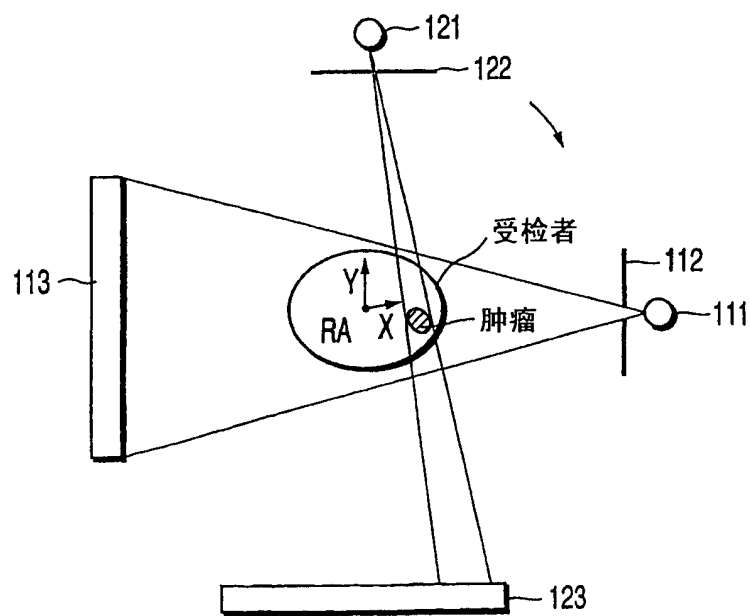


图6

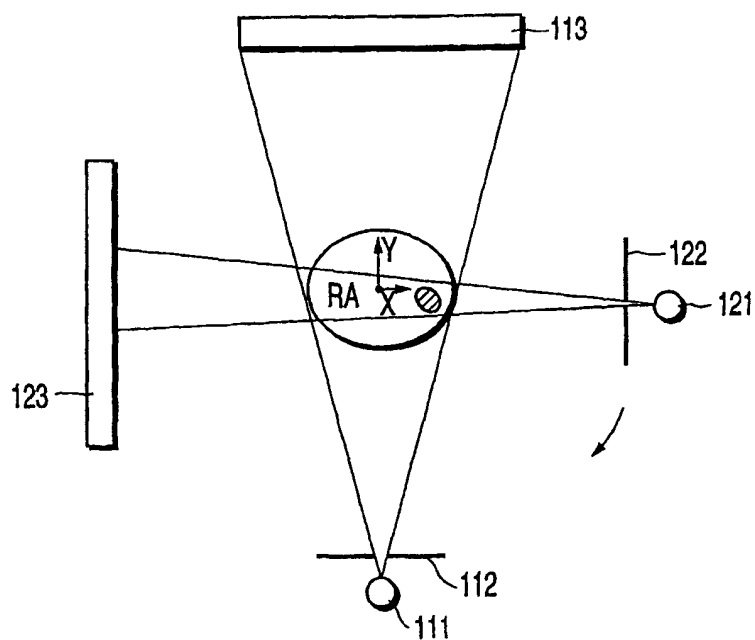


图7

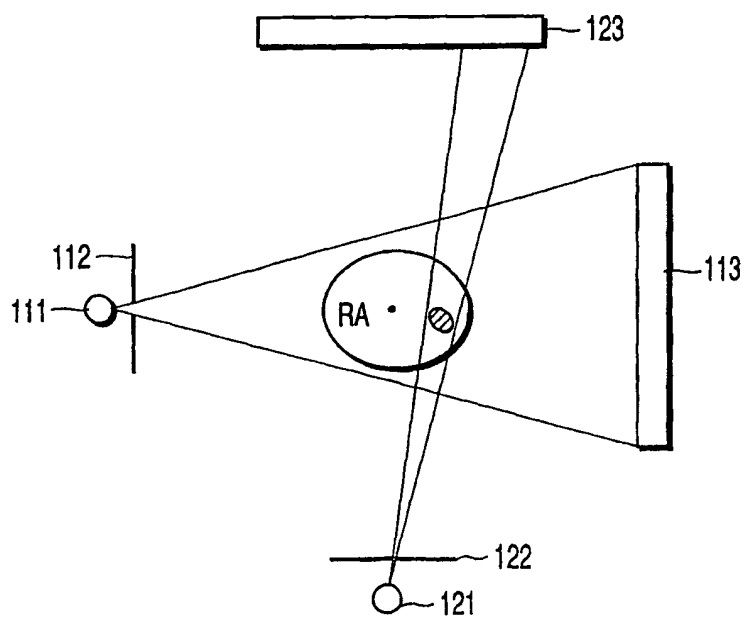


图8

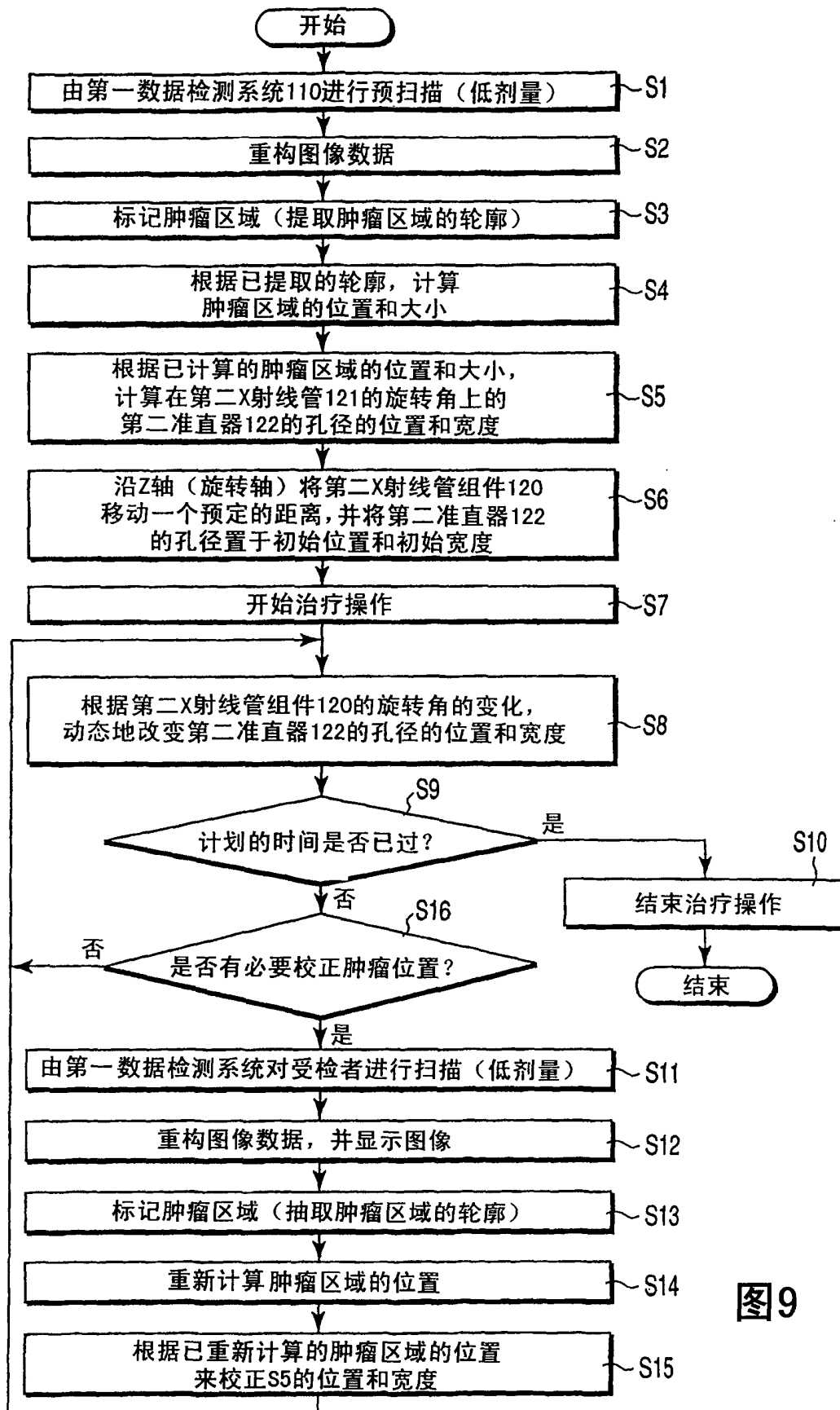


图9