



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106422088 B

(45)授权公告日 2019.05.14

(21)申请号 201610656381.8

(22)申请日 2016.08.11

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106422088 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据  
2015-158790 2015.08.11 JP

(73)专利权人 东芝能源系统株式会社  
地址 日本神奈川  
专利权人 国立研究开发法人 量子科学技  
术研究开发机构

(72)发明人 平井隆介 坂田幸辰 田口安则  
武口智行 森慎一郎 丸山富美

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.  
A61N 5/10(2006.01)

(56)对比文件  
CN 104268914 A,2015.01.07,  
CN 101076282 A,2007.11.21,  
US 7894649 B2,2011.02.22,  
WO 2010109352 A1,2010.09.30,  
WO 2011133606 A3,2011.12.22,

审查员 田方方

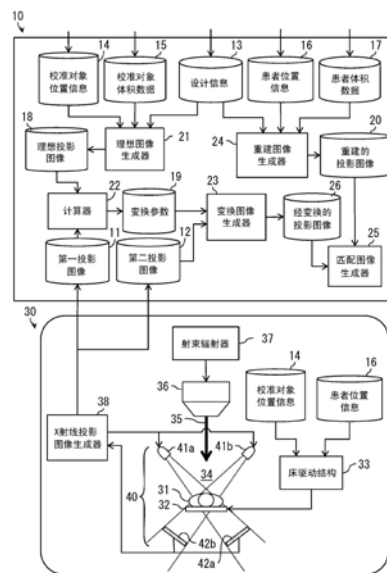
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

辐射治疗装置和辐射治疗方法

(57)摘要

一种辐射治疗装置,包括:接收器,其接收经  
受X射线成像的校准对象的第一投影图像;存储  
部分,其存储校准对象的理想投影图像,所述理  
想投影图像是基于X射线成像结构的设计信息、  
所述校准对象的位置信息以及所述校准对象的  
体积数据来生成的;计算机,其计算用于将第  
一投影图像变换为理想投影图像的变换参数;变  
换图像生成器,其通过利用变换参数来对经受X  
射线成像所获得的患者的第二投影数据进行变  
换以生成患者的变换的投影图像;重建图像生  
成器,其基于患者的体积数据、患者的位置信息  
以及设计信息来生成重建的投影图像;以及匹  
配图像生成器,其生成用于在变换的投影图像  
与重建的投影图像之间的匹配的匹配参考图像。



1. 一种辐射治疗装置,包括:

第一接收器,其被配置为接收被加载在床上的校准对象的第一投影图像,所述床已经被移动到处置患者的治疗射束的辐照区域,所述第一投影图像是在X射线成像下获得的;

存储部分,其被配置为存储所述校准对象的理想投影图像,所述理想投影图像是基于执行所述X射线成像的X射线成像结构的设计信息、在所述辐照区域中的所述校准对象的位置信息以及所述校准对象的体积数据来生成的;

计算器,其被配置为计算至少一个变换参数,通过所述至少一个变换参数,所述第一投影图像被变换为所述理想投影图像;

第二接收器,其被配置为接收通过对躺在已经被移动到所述辐照区域的所述床上的所述患者执行所述X射线成像所获得的第二投影图像;

变换图像生成器,其被配置为生成所述患者的至少一个经变换的投影图像,所述至少一个经变换的投影图像是基于所述至少一个变换参数对所述第二投影图像进行变换的结果图像;

重建图像生成器,其被配置为基于通过对所述患者的身体的内部进行三维成像所获得的体积数据、在所述辐照区域中的所述患者的位置信息以及所述设计信息来生成重建的投影图像;以及

匹配图像生成器,其被配置为生成匹配参考图像,通过所述匹配参考图像,执行在所述经变换的投影图像与所述重建的投影图像之间的匹配处理。

2. 根据权利要求1所述的辐射治疗装置,

其中,所述至少一个变换参数包括多个变换参数;

所述多个变换参数是由包括标量分量的矩阵来指示的;并且

所述变换图像生成器被配置为通过使用在标量分量值上彼此不同的所述多个变换参数来生成多个经变换的投影图像。

3. 根据权利要求1所述的辐射治疗装置,还包括射束辐照器,所述射束辐照器被配置为在基于所述匹配参考图像的所述匹配处理中在所述经变换的投影图像与所述重建的投影图像相互匹配时来辐射所述治疗射束。

4. 一种图像处理方法,包括:

接收被加载在床上的校准对象的第一投影图像,所述床已经被移动到处置患者的治疗射束的辐照区域,所述第一投影图像是在X射线成像下获得的;

存储所述校准对象的理想投影图像,所述理想投影图像是基于执行所述X射线成像的X射线成像结构的设计信息、在所述辐照区域中的所述校准对象的位置信息以及所述校准对象的体积数据来生成的;

计算变换参数,通过所述变换参数,所述第一投影图像被变换为所述理想投影图像;

接收通过对躺在已经被移动到所述辐照区域的所述床上的所述患者执行所述X射线成像所获得的第二投影图像;

生成所述患者的经变换的投影图像,所述经变换的投影图像是基于所述变换参数对所述第二投影图像进行变换的结果图像;

基于所述设计信息、在所述辐照区域中的所述患者的位置信息以及通过对所述患者的身体的内部进行三维成像所获得的体积数据来生成重建的投影图像;并且

生成匹配参考图像,通过所述匹配参考图像,执行在所述经变换的投影图像与所述重建的投影图像之间的匹配处理。

## 辐射治疗装置和辐射治疗方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请主张于2015年8月11日提交的日本专利申请NO.2015-158790的优先权,在此通过引用将其全部内容并入本文。

### 技术领域

[0003] 在本文中所述的实施例总体涉及用于通过利用射束辐照病灶来处置病灶的辐射治疗技术。

### 背景技术

[0004] 辐射治疗是通过利用治疗射束辐照病灶来破坏病灶的治疗技术。因此,除非治疗射束精确地辐照在目标病灶的位置处,否则存在目标病灶周围的正常组织也被破坏的可能性。

[0005] 出于这一原因,首先,在许多情况下,在治疗射束的辐照之前,在患者上执行CT(计算机断层摄影)成像,以便采集患者的身体内部的体积数据并且三维地识别病灶的位置。

[0006] 接下来,基于在患者的身体内部的体积数据来确定包括治疗射束的辐照方向和辐照强度的处置计划,使得正常组织经受尽可能少的辐照。

[0007] 然后,在治疗射束的辐照阶段中,患者躺在床上,所述床被移动和调节,使得治疗射束精确地瞄准利用患者体积数据所识别的病灶位置、通过处置计划采集的病灶位置。

[0008] 并且然后,紧接在治疗射束的辐照之前,执行关于治疗射束的瞄准点实际上是否与所识别的躺在床上的患者的病灶位置相匹配的确认。

[0009] 对在治疗射束的瞄准点与病灶位置之间的匹配的确认是基于通过使用永久安装在辐射治疗装置上的X射线成像单元对躺在床上的患者进行成像所获得的X射线投影图像与根据针对处置计划所使用的体积数据而被重建为投影图像的DRR(数字重建的放射图像)之间的匹配处理来执行的。具体而言,对在治疗射束的瞄准点与病灶位置之间的匹配的确认是通过确定通过在以上描述的匹配处理中所确定两者的病灶位置是否彼此匹配来执行的。

[0010] 尽管针对以上确认提出了许多种方法,例如自动化,但是,最终,检查工程师视觉地核查治疗射束的瞄准点是否与实际病灶位置相匹配。

[0011] 在一些情况中,辐射治疗中治疗射束在患者上的辐照在多天中改变患者在床上的位置而被执行几次到几十次。因此,在对治疗射束的瞄准点与病灶位置之间的匹配的确认在每次利用治疗射束辐照患者时被执行,例如,在执行辐照的每天被执行。

[0012] 同时,永久安装在辐射治疗装置上的X射线成像单元的位置、角度和其他成像状态随着时间而变化。因此,问题是,由X射线成像单元所成像的患者的X射线投影图像不一定每次都匹配根据体积数据重建的投影图像。

[0013] [专利文件1]日本未审查的专利申请公布NO.2014-171763。

## 附图说明

- [0014] 图1是图示根据本发明的实施例的辐射治疗装置的配置的方框图；  
[0015] 图2图示了根据本发明的实施例的原理的通过其导出变换参数的公式；  
[0016] 图3是图示导出变换参数的原理的示意性图解；  
[0017] 图4是图示导出变换参数的原理的另一示意性图解；并且  
[0018] 图5是图示本发明的实施例的辐射治疗方法和辐射治疗程序的流程图。

## 具体实施方式

- [0019] 下文中,将参考以下附图来描述本发明的实施例。
- [0020] 如在图1中所示,根据本发明的实施例的辐射治疗装置包括放射性射线辐照系统30和被配置为控制该放射性射线辐照系统30的控制计算机10。
- [0021] 辐射治疗装置的控制计算机10包括:第一接收器(未示出)、存储部分(未示出)、计算器22、第二接收器(未示出)、变换图像生成器23、重建图像生成器24以及匹配图像生成器25。
- [0022] 所述第一接收器接收被加载在床32上的校准对象的第一投影图像11,床32已经被移动到处置患者31的治疗射束35的辐照区域34,并且第一投影图像11是通过执行对所述校准对象的X射线成像来获得的。存储部分存储所述校准对象的理想投影图像18,理想投影图像18是基于(a)被配置为执行X射线成像的X射线成像结构40的设计信息13、(b)在辐照区域34中的校准对象的位置信息14以及(c)校准对象的体积数据15来生成的。计算器22计算至少一个变换参数19,通过所述至少一个变换参数19,第一投影图像11被变换为理想投影图像18。第二接收器接收通过对躺在已被移动到辐照区域34的床32上的患者31执行X射线成像所获得的第二投影图像12。变换图像生成器23生成患者31的经变换的投影图像26,其是基于所述变换参数19对所述第二投影图像12进行变换的结果图像。重建图像生成器24基于通过对患者身体的内部进行三维成像所获得的体积数据17、在辐照区域34中的患者31的位置信息16以及设计信息13来生成重建的投影图像20。匹配图像生成器25生成匹配参考图像,通过所述匹配参考图像,执行在变换的投影图像26与重建的投影图像20之间的匹配处理。
- [0023] 所述辐射治疗装置的放射性射线辐照系统30包括射束辐照器37、床驱动结构33、X射线成像结构40以及X射线投影图像生成器38。射束辐照器37从枪口36输出治疗射束35。床驱动结构33基于校准对象的位置信息14和患者31的位置信息16通过在辐照区域34内移动床32来控制床32的位置。X射线成像结构40包括X射线生成器41a和41b以及X射线接收器42a和42b。在下文中,X射线生成器41a和41b被任意地统称为X射线生成器41。类似地,X射线接收器42a和42b被任意地统称为X射线接收器42。X射线投影图像生成器38输出通过控制X射线成像结构40的校准对象的第一投影图像11和患者31的第二投影图像12。
- [0024] 在本文中,治疗射束35是放射性射线的射束,其被辐照到例如肿瘤的患病部分并且杀死患病部分的细胞。作为这样的放射性射线,包括X射线、 $\gamma$ 射线、电子射线、质子射线、中子射线以及重粒子射束。
- [0025] 通过将治疗射束的枪口36围绕患者31的身体轴旋转,从而利用来自多个方向的治疗射束35来辐照患病部分,能够使在患病部分周围的正常组织上的放射射线的剂量最小

化。额外地或备选地,通过固定枪口36并且改变患者31的位置,使得从多个方向辐照所述患病部分,能够使在患病部分周围的正常组织上的放射射线的剂量最小化。

[0026] 在利用放射性射线辐照系统30进行处置之前的阶段中,在患者31上以与利用治疗射束35进行辐照的时候的姿态相同的姿态执行CT(计算机断层摄影)成像,以采集包括患病部分的指示体内立体成像图像的患者体积数据37并且确定处置计划。

[0027] 在确定处置计划的阶段中,专业工作人员讨论要在患病部分上辐照的放射性射线的辐照状况,诸如剂量、辐照角度、辐照范围以及辐照处置的次数,并且然后确定要被设置在辐照区域34中的患者31的位置信息16。

[0028] 由于在床32与患者31之间的位置关系是通过例如固定部件来固定的,因此床驱动结构33能够基于患者31的位置信息16来控制床32的位置,从而将床32移动到治疗射束35的瞄准点与患者31的患病部分相匹配的位置处。

[0029] X射线成像结构40的设计信息13是指示X射线生成器41a和41b以及X射线接收器42a和42b中的每个的布置的设计信息,诸如空间坐标系中的机械位置和角度。

[0030] X射线成像结构40(即,X射线生成器41和X射线接收器42)的数据以及体积数据17被设置到共同的空间坐标系。因此,理想的是,X射线成像结构40在公共空间坐标系中的布置与其在真实空间中的布置相匹配,并且体积数据17在公共空间坐标系中的布置与其在真实空间中的布置相匹配。

[0031] 当上文所描述的理想状况被满足时,从重建图像生成器24输出的重建的投影图像20与从X射线投影图像生成器38输出的第二投影图像12(即,患者31的投影图像)相匹配。

[0032] 然而,事实上,永久安装的X射线成像结构40的状况随时间变化,并且在通过X射线成像结构40成像的患者31的第二投影图像12与重建的投影图像20之间的匹配不被保证。

[0033] 同时,上文所描述的校准对象在医学实践中一般被称为QA(质量保证)体模。诸如用于装置校准的对象模型的各种类型的测试对象、模拟恶性肿瘤和/或体内组织的对象被设置在校准对象中,并且所述校准对象被用于采集诸如剂量和图像质量的装置状况。由于所述校准对象是如上所述的人工地形成的,指示所述校准对象的内部结构的体积数据15是预先生成的。

[0034] 使用该校准对象对X射线成像结构40的校准是作为对辐射治疗装置的日常检查来执行的。

[0035] 校准对象的位置信息14是关于被设置在辐照区域34中以执行上文所描述的校准的所述校准对象的初步确定的空间坐标的信息。当所述校准对象被设置在床32上的预定位置上并且基于校准对象的位置信息14令床驱动结构33操作时,所述校准对象被自动地设置在辐照区域34中已经被设置为辐照状况之一的位置处。

[0036] 在如上文所描述的基于位置信息14将校准对象移动到辐照区域34之后,控制计算机10通过令X射线成像结构40在所述校准对象上执行X射线成像来接收所述校准对象的第一投影图像11。

[0037] 理想图像生成器21基于X射线成像结构40的设计信息13、校准对象位置信息14以及校准对象的体积数据15来生成校准对象的理想投影图像18,令控制计算机10的存储部分存储所生成的理想投影图像18。

[0038] 由于永久安装的X射线成像结构40的状况如上文所描述地随时间变化,X射线成像

结构40在真实空间中的位置在一些情形中与由其设计信息所指示的位置不匹配。因此,依赖于在X射线成像结构40的设计信息13与在真实空间中的状态之间的间隙,校准对象的第一投影图像11偏离于其理想投影图像18。

[0039] 计算器22计算多个变换参数19,通过所述多个变换参数,校准对象的第一投影图像11被变换为理想投影图像18。只要X射线成像结构40在真实空间中的状况是恒定的,变换参数19就从不变化,并且具有消除在患者31的第二投影图像12与患者体积数据17的重建的投影图像20之间的间隙的效果。

[0040] 变换图像生成器23生成经变换的投影图像26,其是基于所述变换参数19对所述第二投影图像12进行变换的结果图像。

[0041] 匹配图像生成器25生成匹配参考图像,通过所述匹配参考图像,执行在患者31的经变换的投影图像26与经重建的投影图像20之间的匹配处理。当患者31的变换的投影图像26与重建的投影图像20不相互匹配时,关注的是,出于某些原因,诸如床驱动结构33中的异常,治疗射束25的瞄准点偏离于患者31的患病部分。作为对此的另一可能原因,患者31可能已经从预定位置移动。

[0042] 在这样的情况下,床驱动结构33再次调节床位置,直到患者31的变换的投影图像和重建的投影图像20相互匹配,并且然后治疗射束35从枪口36被辐射。

[0043] 顺带地,在一些情况中,关于患者31的变换的投影图像26是否与重建的投影图像20相匹配的确定由处理器的图像处理自动地执行,并且在一些情况中由医务人员视觉地执行。

[0044] 在下文中,将根据图2并根据需要参考图1来描述导出变换参数19的原理。

[0045] 在辐射治疗中,需要对齐患者31的三维位置。如果患者31内部的三维位置是仅基于一个投影图像来确定的,则所确定的位置包括不确定性。因此,投影图像是通过装备有一对X射线生成器41a和41b以及一对X射线接收器42a和42b的X射线成像结构来获得的。

[0046] 在X射线成像结构40被安装的三维空间中,包括X轴、Y轴、以及Z轴的坐标系(其原点是合适的点)被设置为装置坐标系。

[0047] 当指定了X射线生成器41a和41b以及X射线接收器42a和42b在装置坐标系中的各自的坐标位置时,能够确定如图2中的公式(1)投影矩阵 $p$ 。在公式(1)中, $u$ 和 $v$ 指示构成X射线接收器42的多个探测元件的中的每个探测元件的位置 $(u, v)$ 。另外,公式(1)中的 $X, Y$ 和 $Z$ 指示装置坐标系中的坐标 $(X, Y, Z)$ 。此外,在公式(1)中,标量分量 $\lambda$ 是任意实数并且投影矩阵 $p$ 由包括3行和4列的矩阵来指示。

[0048] 在X射线成像中,从X射线生成器41a和41b输出并且通过穿过患者或校准对象而被衰减的X射线被投射到各自的X射线接收器42a和42b的平板探测平面上(即,FPD:平面面板探测器)。对应于原始地生成的投影图像的各自的像素的探测元件被二维地阵列化在X射线接收器42a和42b中的每个的平板探测平面上。

[0049] 校准对象的第一投影图像11和患者31的第二投影图像12能够通过将由二维阵列化在X射线接收器42上的各自的探测元件探测到的能量强度值变换为位置地对应于各自的探测元件的像素的亮度值来采集。

[0050] 从X射线生成器41辐射并且到达X射线接收器42的平面面板上的探测元件的位置 $i \in R^2$ 的X射线的能量 $P_i$ 能够由图2中的公式(2)来指示。

[0051] 在公式(2)中, $P_0$ 是紧接在从X射线生成器41辐射之后的X射线的能量,并且 $\mu(1,P)$ 是在位置1处的患者31或校准对象的线性衰减系数 $\mu$ 。注意,线性衰减系数 $\mu$ 是依赖于穿透校准对象或患者31的X射线的能量P而变化的值。

[0052] 根据公式(2),通过执行对在从X射线生成器41到X射线接收器42的一个指定探测元件的位置i的X射线的路径上的每个物质的线性衰减系数的线性积分而获得的值变为在该探测元件的位置i处探测到的X射线的能量。

[0053] 通过X射线成像获得的第一和第二投影图像11和12的每个像素的亮度值是根据从X射线生成器41a和41b输出并且到达位置地对应于X射线接收器42a或42b中的该像素的探测元件的在X射线的路径上的物质(例如,患者)的乘积的和来确定的。

[0054] 由X射线成像结构40成像的患者31的第二投影图像12( $I(u,v)$ )通过使用变换参数19和图2中的公式(3)被几何地变换到经变换的投影图像26( $I'(u',v')$ )。然后,确定由图2中的公式(4)指示的映射 $f_x$ 和 $f_y$ ,并且根据投影矩阵 $p$ 和 $p'$ 来获得由图2中的公式(5)所指示的关系。

[0055] 此外,由图2中的公式(6)所指示的关系是根据图2中的公式(5)的联立方程来获得的。在公式(6)中, $H(\lambda)$ 是由包括每个标量分量 $\lambda$ 的3行和3列构成的矩阵,并且等价于变换参数19。

[0056] X射线成像结构40的选定状况的投影矩阵 $p$ 是通过使用校准对象进行校准来确定的。由于公式(1)中由3行和4列构成的投影矩阵 $p$ 包括恒定乘法 $\lambda$ 的不确定性,确定了十一个元素。当 $(u,v)$ 和 $(X,Y,Z)$ 在公式(1)中已知时,获得了关于要被确定的十一个元素的约束的整个方程。换言之,如果存在能够通过其确定至少六个 $(u,v)$ 和 $(X,Y,Z)$ 的对象,则能够唯一地确定投影矩阵 $p$ 。

[0057] 因此,通过如下两个步骤能够唯一地确定矩阵 $p$ 。在第一步骤中,对内在地包括其三维位置已知的至少六个对象的校准对象进行成像。例如,金属标记物可以被用于校准对象内部的至少六个对象。然后,通过指定在第一步骤中所获得的图像上的校准对象内部的至少六个对象的每个对象的坐标 $(u,v)$ ,结合所述至少六个对象的已知的三维位置 $(X,Y,Z)$ ,来确定投影矩阵 $p$ 。

[0058] 另外, $p'$ 是设计状态并且被假定为预先获得的。

[0059] 接下来,将参考图3来详细地描述公式(6)。

[0060] 图3中的附图标记41'和42'分别指示基于设计信息13所确定的在装置坐标系中的X射线生成器41的位置和X射线接收器42的探测平面。类似地,图3中的附图标记41和42分别指示基于X射线成像结构40在真实空间中的选定状况所确定的在装置坐标系中的X射线生成器41的位置和X射线接收器42的探测平面。注意,X射线接收器42的探测平面由直线42和42'指示,并且X射线接收器42的深度在图3中未图示以避免复杂化。在X射线接收器42的探测平面与连接目标点51与附图标记41的直线的延长线之间的交叉点被定义为参考点52。

[0061] 目标点51是探测元件在要由X射线接收器42'成像的第二投影图像12上的位置 $(u'_d, v'_d)$ 。这里,假设在装置坐标系中的目标点51与在装置坐标系中的坐标为 $(X_d, Y_d, Z_d)$ 的交叉点是相同的点。定位在要由该X射线接收器42成像的投影图像上的X射线接收器42的参考点51处的探测元件的位置 $(u_d, v_d)$ 能够通过用 $(X_d, Y_d, Z_d, 1)$ 来替代图2中的公式(5)的第一等式的右手侧(即, $(X, Y, Z, 1)^T = (X_d, Y_d, Z_d, 1)$ )来确定。在以上替代过程中, $\lambda_d$ 也能够被确



定。因此,通过将所确定的 $\lambda_a$ 和位置 $(u'_a, v'_a)$ 替代到公式(6)中,定位在要由X射线器42'成像的投影图像上的X射线接收器42'的目标点51处的探测元件的位置 $(u'_a, v'_a)$ 能够基于图2中的公式(7)来确定。

[0062] 当装置坐标系中的一个点被提取时,确定各自的X射线接收器42和42'的探测平面的图像坐标,在所述X射线接收器42和42'上,从X射线生成器41输出的X射线被使得入射通过所提取的点。在确定了以上两个点的图像坐标时,经变换的投影图像26的像素 $I'(u', v')$ 能够基于公式(3)来确定。

[0063] 因此,通过设置X射线接收器42'上的每个探测元件的位置处的交叉点,能够生成经变换的投影图像26的每个像素 $I'(u', v')$ 。注意,对交叉点的设置不限于X射线接收器42或42'上的位置。

[0064] 将参考通过类似于图3中的标记绘制的图4来描述对交叉点的设置方法的期望的情形。

[0065] 图4中的附图标记41'指示基于设计信息13所确定的X射线生成器41在装置坐标系中的位置。图4中的附图标记41指示基于X射线成像结构40在真实空间中的选定状况所确定的X射线生成器41在装置坐标系中的位置。注意,X射线接收器42的探测平面由直线42和42'指示,并且X射线接收器42的深度在图3中未图示以避免复杂化。

[0066] 尽管图4图示了基于X射线成像结构40在真实空间中的选定状况的X射线接收器42的探测平面位置地匹配基于X射线成像结构40的设计信息13的X射线接收器42'的探测平面的情形,即使两者不相互匹配,也能够应用下文所描述的相同的理论。

[0067] 首先,确定经变换的投影图像26的像素 $I'(u', v')$ ,其位置对应于在目标点51处的探测元件。

[0068] 当作为装置坐标系中的一个点的交叉点被以类似于图3中的情况的方式设置为与目标点51相同的点时,通过连接X射线生成器41与交叉点51的直线路径61的X射线的能量被转换为位置上对应于目标点51的像素的像素值。在这种情况下,参考点变为与目标点51相同的点并且直线路径61不通过患者31。

[0069] 然而,连接X射线生成器41'与交叉点51的直线路径61'通过患者31。因而,通过直线路径61'的X射线的能量被转换为远不同于以上描述的对应于直线路径61的像素值。

[0070] 接下来,考虑交叉点51被改变为交叉点52的情况。在这种情况下,位置地对应于目标点51处的探测元件的像素的像素值变为位置地对应于在X射线接收器42的探测平面上的参考点53处的探测元件的像素的像素值。

[0071] 位置地对应于在参考点53处的探测元件的像素的像素值反映通过连接X射线生成器41与交叉点52的直线路径62的X射线的能量。由于直线路径62类似于直线路径61穿过患者31,因而位置地对应于在参考点53处的探测元件的像素的像素值变为比位置地对应于在参考点51处的探测元件的像素的像素值更接近位置地对应于在目标点51处的探测元件的像素的像素值。

[0072] 如上所述,关于成像,期望的是,通过患者31的直线路径接近基于设计信息13的路径。因此,交叉点被设置为患者31存在的位置。在着重处置目标的位置时,在包括治疗射束沿着其通过的直线的平面上设置多个交叉点。额外地或备选地,可以基于通过CT成像采集的在患者的身体内部的体积数据17来设置每个交叉点的位置。

[0073] 由于对构成体积数据17的指定的体素的分析提供了对定位在这些指定的体素处的组织的名称或类型,因而在投影图像上利用更高的对比度成像的部分(诸如骨骼)的位置匹配通常在确定定位结果时被认为是重要的。因此,交叉点被设置为体素值能够从骨组织区分开的三维位置。

[0074] 依赖于对每个交叉点的设置,不可能确定在经变换的投影图像I'中的所有探测元件的各自的位置,并且在一些情况中,经变换的投影图像的一些像素不被生成。在这样的情况中,使用一般的像素插值方法,诸如最近邻方法、双线性方法以及双立方方法,来完成经变换的投影图像中的所有像素。

[0075] 变换图像生成器23能够通过使用矩阵 $H(\lambda)$ (其元素(即,标量分量 $\lambda$ )是多个变换参数19并且在值上彼此不同)来生成多个变换的投影图像26。然后,基于关于重建的投影图像20匹配程度最高的匹配参考图像,执行关于治疗射束35的瞄准点是否与患者的患病部分相匹配的确定。

[0076] 附带地,用于在所生成的患者31的经变换的投影图像26与经重建的投影图像20之间的匹配处理的匹配参考图像可以并行地显示,并且两者之间的相减图像可以被显示。另外,可以显示多个经变换的投影图像26,使得所显示的经变换的投影图像26中的一个是由输入设备来选择的并且执行在经重建的投影图像20与所选择的经变换的投影图像26之间的匹配。

[0077] 接下来,将通过在需要时参考图1根据图5中示出的流程图中的步骤号来描述本发明的实施例的辐射治疗方法和辐射治疗程序。

[0078] 首先,从步骤S11到S15的例程是作为对辐射治疗装置的日常检查要执行的使用校准对象对X射线成像结构40的校准。

[0079] 在步骤S11中,校准对象被加载到床32上的预定的位置。

[0080] 在下一步骤S12中,床驱动结构33被使得基于位置信息14来驱动,从而校准对象被自动地移动到辐照区域34中先前设置的位置。

[0081] 在接下来的步骤S13中,X射线成像结构40在校准对象上执行X射线成像,从而生成校准对象的第一投影图像11。

[0082] 在下一步骤S14中,计算器22采集校准对象的第一投影图像11和理想投影图像18。理想图像18是基于X射线成像结构40的设计信息13、校准对象的位置信息14以及校准对象的体积数据15来预先生成和存储的。

[0083] 在下一步骤S15中,计算器22基于所生成的第一投影图像11和理想投影图像18来计算变换参数19,通过所述变换参数,第一投影图像11被变换到理想投影图像18。

[0084] 接下来,从步骤S21到S31的例程是与患者31上的辐射治疗相关的处理。

[0085] 首先,在步骤S21中,制造固定部件,通过所述固定部件,患者31被固定到床32,以便利用治疗射束来精确地辐照患病部分。

[0086] 在下一步骤S22中,在辐射治疗射束之前,在患者31上以与在安装了固定部件的情况下经受治疗射束的辐照的时候相同的姿态执行CT成像,并且从而采集患者体积数据17。

[0087] 在下一步骤S23中,医务人员讨论针对该患者31的处置计划。特别地,患病的部分的位置是基于在患者的身体内部的体积数据17来三维地识别的。然后,诸如治疗射束的辐照强度和辐照方向的主要辐照条件被确定,使得正常组织经受尽可能少的辐照。

[0088] 在接下来的步骤S24中,确定在辐照区域34中的患者31的位置信息16。由于患者31被固定到床32,因而基于患者31的位置信息16唯一地确定床驱动结构33的控制状况。

[0089] 这里,如下文所描述的,在步骤30之前的任意定时处,即在步骤16中,能够基于辐照区域34中的患者31的位置信息和X射线成像结构40的设计信息13,根据患者体积数据17(其为三维信息)来生成作为二维信息的重建的投影图像。

[0090] 从下一步骤S25,使用辐射治疗装置的处置阶段开始。

[0091] 在步骤S25中,利用固定部件将患者31固定到床32。

[0092] 在下一步骤S26中,基于患者31的位置信息16,床32被移动到辐照区域34中的预定位置。

[0093] 在下一步骤S27中,X射线成像结构40在患者31上执行X射线成像,从而生成患者31的第二投影图像12。

[0094] 在下一步骤S28中,变换图像生成器23采集所述第二投影图像12和变换参数19。

[0095] 在下一步骤S29中,变换图像生成器23计算患者31的变换的投影图像,其是通过使用所述变换参数19对所述第二投影图像12进行变换的结果图像。

[0096] 在下一步骤S30中,生成患者31的重建的投影图像20与变换的投影图像26的匹配参考图像。此外,基于对这些图像的自动模式匹配分析来自动地确定患者31的重建的投影图像20与变换的投影图像26是否相互匹配。注意,替代以上描述的自动确定,医务人员可以视觉的确定患者31的重建的投影图像20与变换的投影图像26是否相互匹配。

[0097] 如果匹配确定结果是否定的(对应于步骤30中的否),则处理返回到步骤S26并且使床驱动结构33再次被驱动,使得从步骤S26到S30的流程再次被执行。

[0098] 如果匹配确定结果是肯定的(对应于步骤30中的是),则处理进行到步骤S31,其中,治疗射束35从枪口36被辐射并且如图5中所示的整个过程完成。

[0099] 根据以上描述的实施例的至少一个的辐射治疗装置,在由X射线成像结构所成像的患者的X射线投影图像与根据患者的体积数据重建的投影图像之间的匹配程度利用通过在校准对象上执行X射线成像所生成的投影图像的每个变换参数而得以改进,其增强了辐射在患病部分上的治疗射束的准确性。

[0100] 尽管已经描述了特定实施例,但是这些实施例仅通过范例的方式表示,并且不旨在限制本发明的范围。事实上,本文中描述的新颖的方法和系统可以用多种其他形式来实现;此外,可以在不偏离本发明的精神的情况下进行对本文中描述的方法和系统的形式的各种省略、替代和改变。所附权利要求和它们的等价方案旨在覆盖如将落入本发明的范围和精神之内的这样的形式或修改。

[0101] 以上描述的辐射治疗装置的控制计算机10包括:控制设备,其中,集成有诸如专用芯片(即,集成电路)、FPGA(现场可编程门阵列)、GPU(图形处理单元)或CPU(中央处理单元);诸如ROM(只读存储器)和RAM(随机存取存储器)的存储设备;诸如HDD(硬盘驱动器)和SSD(固态驱动器)的外部存储设备;诸如显示器的显示设备;诸如鼠标和键盘的输入设备;以及通信接口。控制计算机10能够通过普通计算机的硬件结构来实现。

[0102] 由辐射治疗装置的控制计算机10执行的程序通过将它们预装在诸如ROM的存储器电路中而被提供。

[0103] 额外地或备选地,由控制计算机10执行的程序可以通过将其以可安装或可执行电

子文件的形式存储在能够由计算机读取的存储器介质中来提供。作为能够被计算机读取的以上存储介质的范例,包括CD-ROM、CD-R、存储卡、DVD以及柔性盘。

[0104] 此外,由本发明的实施例的辐射治疗装置的控制计算机10执行的程序可以被存储在连接到诸如互联网的网络的计算机中并且通过经由网络被下载而被提供。

[0105] 此外,控制计算机10可以通过经由网络或专用线路来互联实现控制计算机10的各自的功能的独立的模块并且组合互联的模块来进行配置。

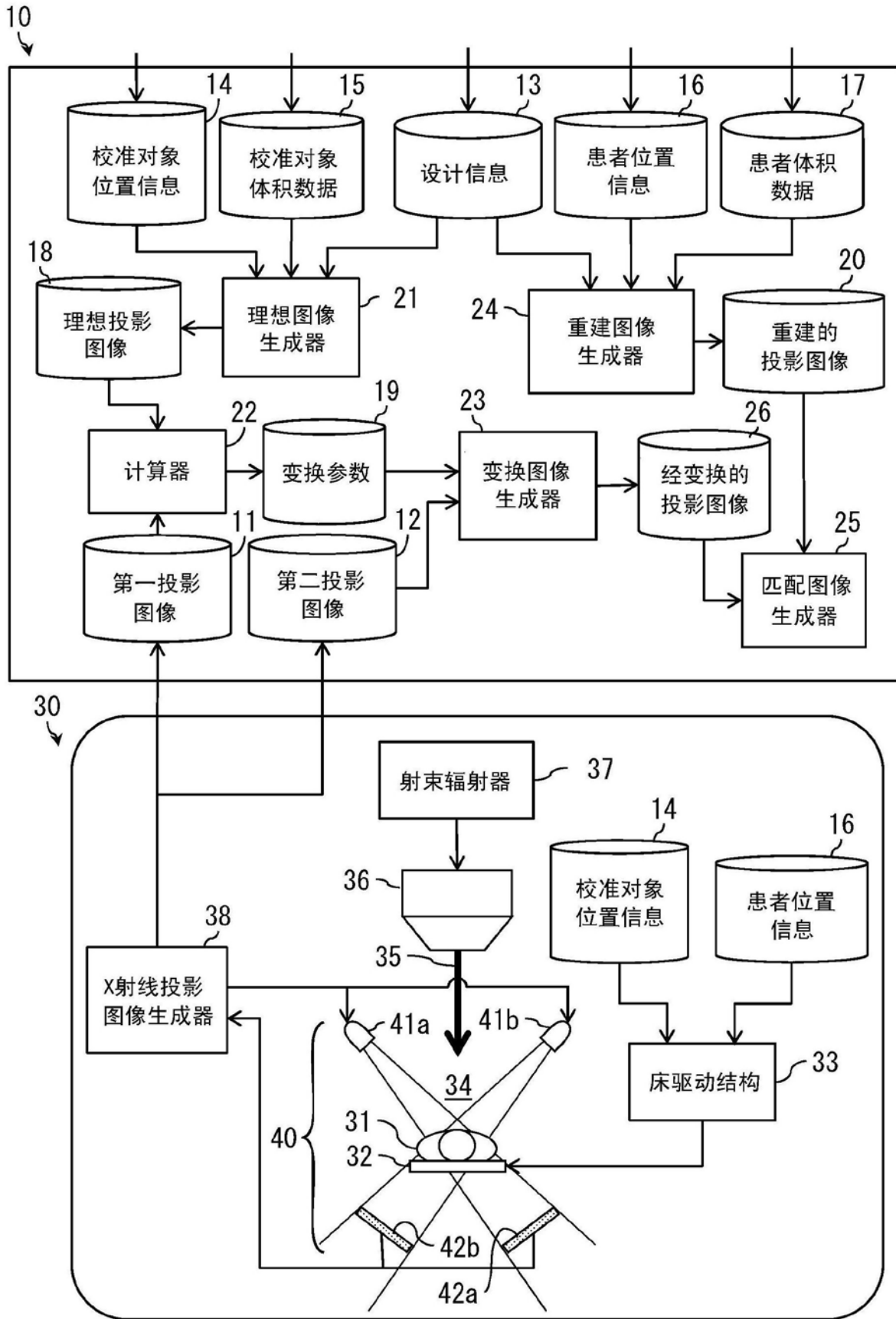


图1

$$\lambda \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = p \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$P_i = P_0 \exp\{-\oint \mu(l, P) dl\} \quad (2)$$

$$I'(u', v') = I(u, v) \quad (3)$$

$$\begin{cases} u' = f_x(u, v) \\ v' = f_y(u, v) \end{cases} \quad (4)$$

$$\begin{cases} \lambda \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = p \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \\ \lambda' \begin{pmatrix} u' \\ v' \\ 1 \end{pmatrix} = p' \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \end{cases} \quad (5)$$

$$\lambda' \begin{pmatrix} u' \\ v' \\ 1 \end{pmatrix} = H(\lambda) \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$\lambda' \begin{pmatrix} u_d' \\ v_d' \\ 1 \end{pmatrix} = H(\lambda_d) \begin{pmatrix} u_d \\ v_d \\ 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

图2

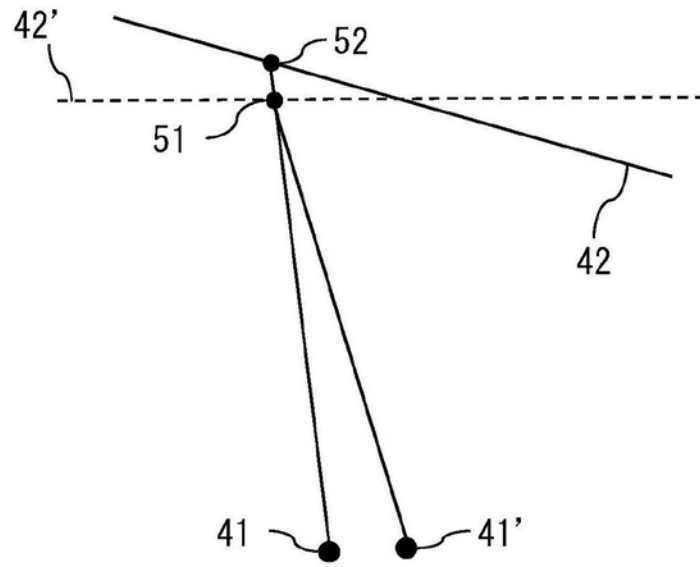


图3

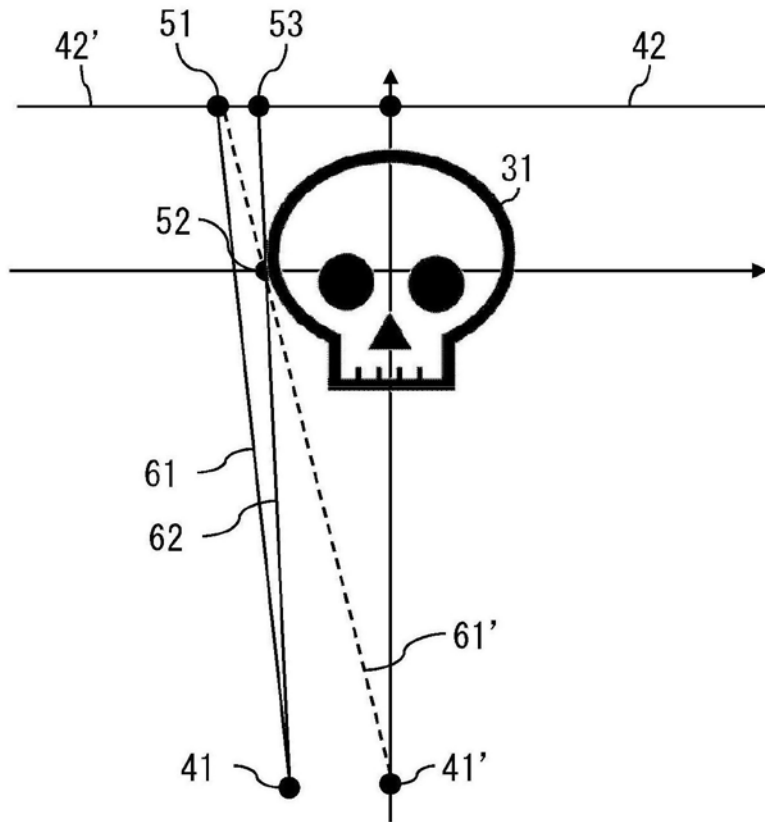


图4

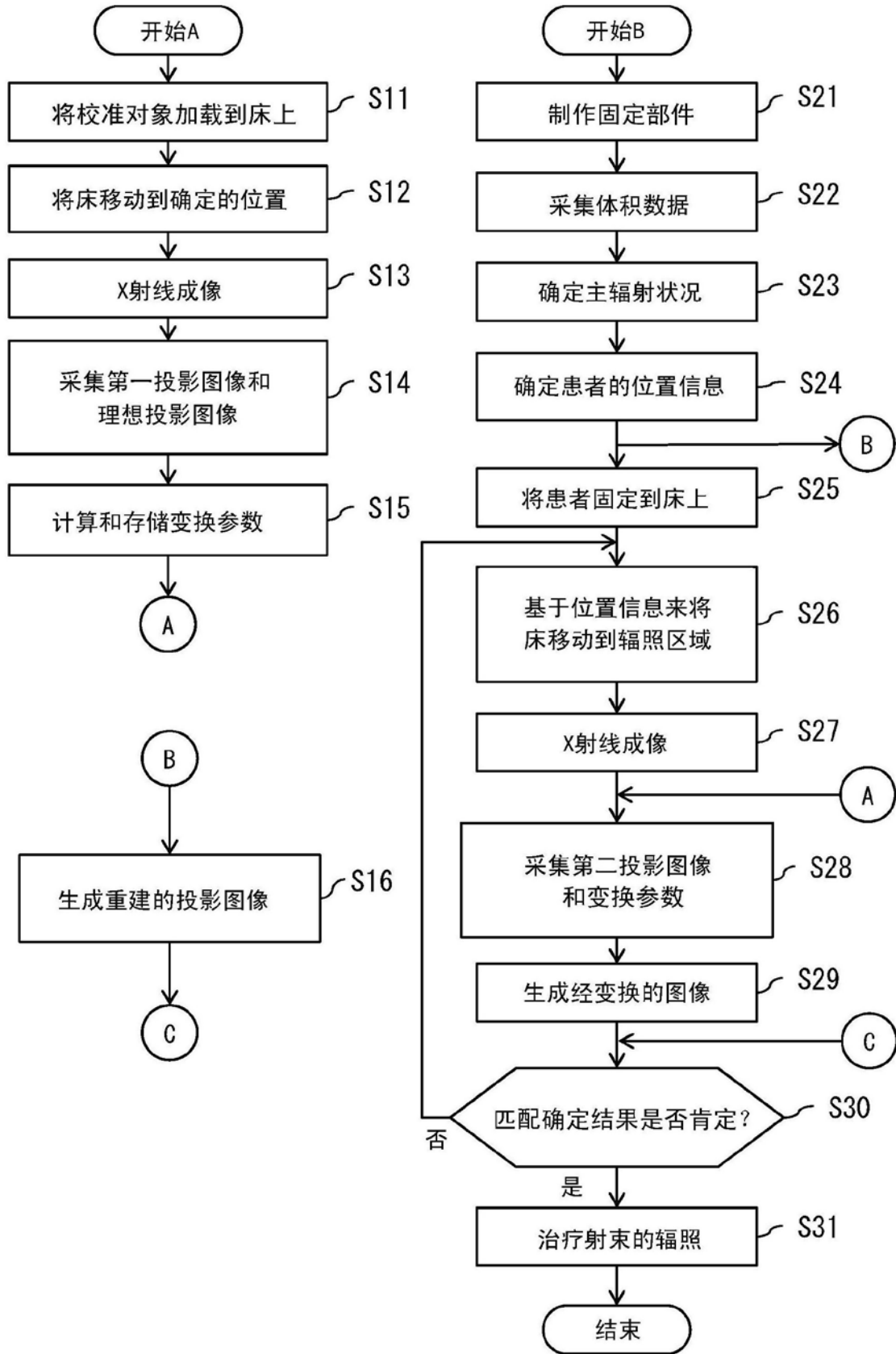


图5