



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117836035 A

(43) 申请公布日 2024. 04. 05

(21) 申请号 202280057672.9

(22) 申请日 2022.08.12

(30) 优先权数据

2021-181771 2021.11.08 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.02.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2022/030807 2022.08.12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/079811 JA 2023.05.11

(71) 申请人 株式会社日立制作所

地址 日本

(72) 发明人 藤井孝明

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

专利代理师 许静 郝庆芬

(51) Int.Cl.

A61N 5/10 (2006.01)

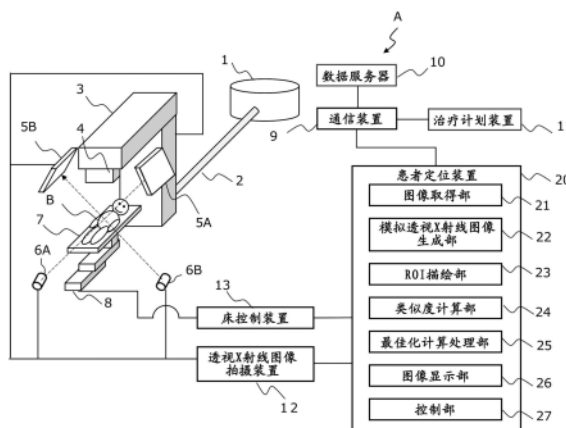
权利要求书1页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

定位装置、放射线治疗装置以及定位方法

(57) 摘要

本发明提供能在更减少计算时间的同时进行高精度患者定位的定位装置、放射线治疗装置及定位方法。图像取得部(21)取得沿着与搭载患者(B)的床(7)平移移动的多个移动轴不同朝向的多个拍摄轴的每一个拍摄患者(B)而得的多个透视X射线图像。模拟透视X射线图像生成部(22)生成将患者(B)的三维透视图像投影到与各拍摄轴对应的多个面的每一个而得的多个模拟透视X射线图像。类似度计算部(24)计算各透视X射线图像与各模拟透视X射线图像的类似度。最佳化计算处理部(25)基于类似度,针对沿着包括多个拍摄轴的多个最佳化轴的每一个的多个平移方向和以多个旋转轴为中心的多个旋转方向的每一个,分别计算使各透视X射线图像与各模拟透视X射线图像最一致的床(7)的移动量。



1. 一种定位装置,其对于搭载被检者的床的位置进行控制,其特征在于,所述定位装置具备:
  - 图像取得部,其取得沿着与所述床进行平移移动的多个移动轴不同的朝向的多个拍摄轴的每一个来拍摄所述被检者而得的多个透视图像;
  - 生成部,其生成将所述被检者的三维透视图像投影到与各拍摄轴对应的多个面的每一个而得的多个模拟透视图像;
  - 计算部,其计算各透视图像与各模拟透视图像的类似度;以及
  - 最佳化部,其基于所述类似度,针对沿着包括所述多个拍摄轴在内的多个最佳化轴的每一个的多个平移方向和以多个旋转轴为中心的多个旋转方向的每一个,计算使各透视图像与各模拟透视图像最一致的所述床的移动量。
2. 根据权利要求1所述的定位装置,其特征在于,所述多个拍摄轴相互大致正交。
3. 根据权利要求1所述的定位装置,其特征在于,所述拍摄轴为2个。
4. 根据权利要求3所述的定位装置,其特征在于,所述移动轴有2个以上,所述拍摄轴朝向沿着由所述移动轴的任意2个轴形成的平面的方向。
5. 根据权利要求1所述的定位装置,其特征在于,所述旋转轴与所述最佳化轴相同。
6. 根据权利要求1所述的定位装置,其特征在于,所述最佳化部计算所述床的移动量,使得设定在所述模拟透视图像上的关注区域和与该关注区域对应的所述透视图像上的区域最一致。
7. 一种放射线治疗装置,其特征在于,所述放射线治疗装置具有:
  - 权利要求1所述的定位装置;
  - 床控制装置,其基于由所述定位装置计算出的移动量来使所述床移动;以及
  - 照射装置,其向搭载于移动后的所述床的被检者照射放射线。
8. 一种定位方法,对于搭载被检者的床的位置进行控制,其特征在于,取得沿着与所述床进行平移移动的多个移动轴不同的朝向的多个拍摄轴的每一个来拍摄所述被检者而得的多个透视图像;
  - 生成将所述被检者的三维透视图像投影到与各拍摄轴对应的多个面的每一个而得的多个模拟透视图像;
  - 计算各透视图像与各模拟透视图像的类似度;以及
  - 基于所述类似度,针对沿着包括所述多个拍摄轴在内的多个最佳化轴的每一个的多个平移方向和以多个旋转轴为中心的多个旋转方向的每一个,计算使各透视图像与各模拟透视图像最一致的所述床的移动量。

## 定位装置、放射线治疗装置以及定位方法

### 技术领域

[0001] 本公开涉及定位装置、放射线治疗装置以及定位方法。

### 背景技术

[0002] 作为癌症的治疗方法之一,已知有对患者照射放射线的放射线治疗。放射线治疗中使用的放射线大致分为X射线或伽马射线那样的非带电粒子束以及质子线或碳束那样的带电粒子束。使用了后者的带电粒子束的放射线治疗一般被称为粒子束治疗。

[0003] 在非带电粒子束的情况下,剂量在体内从浅的位置到深的位置以一定的比例减少。另一方面,在带电粒子束的情况下,能够形成在特定的深度具有能量损失的峰值的剂量分布(黑曲线)。因此,通过使带电粒子束的能量损失的峰值对准肿瘤的位置,能够大幅降低向位于比肿瘤更深的位置的正常组织照射的带电粒子束的剂量。

[0004] 因此,在放射线治疗中,将所期望的剂量的放射线准确地照射到成为目标的肿瘤对于治疗效果的提高是重要的。为了实现放射线向肿瘤的准确的照射,需要将患者的位置对准与根据预先生成的治疗计划决定的计划位置相同的位置。将对准该患者的位置的处理称为患者的定位。

[0005] 作为放射线治疗中的患者的定位的方法,有使用通过2组X射线管和平面检测器(Flat Panel Detector:FPD)从相互不同的2个方向拍摄躺在床上的患者而得到的透视X射线图像(Digital Radiography:DR)的方法。在该方法中,将在放射线治疗时拍摄患者而得到的透视X射线图像与根据在生成治疗计划时使用的CT(Computed Tomography)图像而生成的模拟透视X射线图像进行比较,以使骨头那样的定位对象构造物的位置在透视X射线图像与模拟透视X射线图像中一致的方式进行患者的定位。

[0006] 另外,一般而言,有时在透视X射线图像中拍入患者的固定件以及软组织那样的定位对象构造物以外的构造物,或者作为定位对象构造物的骨头的配置从治疗计划时发生变化。在这样的状况下,透视X射线图像和模拟透视X射线图像中映出的构造在图像整体上不一致。在该情况下,使用设定为在透视X射线图像上存在定位对象构造物的区域的关注区域(Region of Interest:ROI)来进行患者的定位。另外,关注区域的设定通常通过作为医疗从业者的用户在图像上描绘关注区域来进行。

[0007] 进行患者的定位的自动定位通过将患者躺着的床的平移量以及旋转量作为参数,通过最佳化计算来计算该参数的最佳值来进行。通常,平移量具有沿着相互正交的3个轴(x、y、z)的3个成分,旋转量具有以该3个轴为旋转轴的3个成分(Pitch(俯仰)、Roll(翻转)、Yaw(偏航)),因此在最佳化计算中,通过反复进行针对6个成分的各个成分的最佳化过程,来计算参数的最佳值。另外,规定平移量的3轴与用于将患者配置于计划位置的床的移动轴一致,x轴朝向从仰卧在床上的患者观察时从右向左的方向(Right-Left direction:RL方向),y轴朝向从脚向头的方向(Superior-Inferior direction:SI方向),z轴朝向从后背向腹部的方向(Anterior-Posterior:AP方向)。

[0008] 然而,在进行最佳化计算的参数的轴与拍摄装置的拍摄轴不同的情况下,有时在

最佳化计算中无法达到参数的最佳值,或者最佳化计算中的计算量增加。

[0009] 与此相对,在专利文献1以及2中公开了如下技术:在最佳化计算中,在针对各成分的最佳化过程结束之后,追加针对沿着拍摄透视X射线图像的拍摄轴的方向的一维方向的最佳化过程,由此减少重复最佳化计算中的最佳化过程的计算次数。

[0010] 另外,在专利文献3中公开了如下技术:仅根据与该透视拍摄轴正交的一个方向来评价相对于沿着拍摄轴的方向的平移量的最佳化,由此削减透视X射线图像的张数,实现患者的定位所花费的时间的缩短化。

[0011] 现有技术文献

[0012] 专利文献

[0013] 专利文献1:日本专利第6668902号

[0014] 专利文献2:国际公开第2018/225234号

[0015] 专利文献3:日本特开2013-99431号公报

## 发明内容

[0016] 发明所要解决的课题

[0017] 在专利文献1以及2所公开的技术中,在针对通常的多维成分的最佳化过程结束之后,追加了针对沿着拍摄轴的方向的最佳化过程,因此每次计算的最佳化过程增加,因此存在计算时间的减少率低的问题。

[0018] 另外,在专利文献3所公开的技术中,存在难以根据图像上的关注区域的位置计算参数的最佳值的问题。例如,在较小的关注区域被设定在图像的端部的情况下,当使相对于沿着某个拍摄轴的方向的平移量变化时,在由与该拍摄轴正交的其他拍摄轴取得的图像上,关注区域内的定位对象构造物有时会向图像的端部或中心部移动而脱离到关注区域之外。在这种情况下,难以计算最佳值。

[0019] 本公开的目的在于提供一种能够在进一步减少计算时间的同时进行高精度的患者定位的定位装置、放射线治疗装置以及定位方法。

[0020] 用于解决课题的手段

[0021] 按照本公开的一个方式的定位装置是对用于搭载被检者的床的位置进行控制的定位装置,所述定位装置具备:图像取得部,其取得沿着与所述床进行平移移动的多个移动轴不同的朝向的多个拍摄轴的每一个对所述被检者进行拍摄而得到的多个透视图像;生成部,其生成将所述被检者的三维透视图像投影到与各拍摄轴对应的多个面的每一个而得的多个模拟透视图像;计算部,其计算各透视图像与各模拟透视图像的类似度;以及最佳化部,其基于所述类似度,针对沿着包括所述多个拍摄轴在内的多个最佳化轴的每一个的多个平移方向和以多个旋转轴为中心的多个旋转方向的每一个,计算使各透视图像与各模拟透视图像最一致的所述床的移动量。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明,能够在进一步减少计算时间的同时进行高精度的患者定位。

## 附图说明

[0024] 图1是表示本公开的一个实施方式的粒子束治疗系统的整体结构的图。

- [0025] 图2是用于说明患者定位处理的一例的流程图。
- [0026] 图3是用于更详细地说明最佳化计算处理的流程图。
- [0027] 图4是表示平移参数的最佳化轴的一例的图。
- [0028] 图5是表示最佳化轴与拍摄体系的关系的一例的图。
- [0029] 图6是表示得分映射图像的一例的图。

### 具体实施方式

[0030] 以下,参照附图对本公开的实施方式进行说明。

[0031] 此外,以下的记载以及附图是用于说明本发明的例示,为了说明的明确化,适当地进行了省略以及简化。本发明也能够以其他方式实施。只要没有特别限定,各构成要素可以是单个也可以是多个。另外,在说明实施方式的图中,对具有相同功能的部位标注相同的附图标记,有时省略其重复的说明。另外,为了容易理解发明,附图中所示的各构成要素的位置、大小、形状、范围等有时不表示实际的位置、大小、形状、范围等。因此,本发明并不限于附图所公开的位置、大小、形状、范围等。另外,在存在多个相同或同样的构成要素的情况下,有时对相同的附图标记标注不同的下标来进行说明。但是,在不需要区分这些多个构成要素的情况下,有时省略下标来进行说明。

[0032] 图1是表示本公开的一实施方式的粒子束治疗系统的整体结构的图。图1所示的粒子束治疗系统A是具有用于以作为被检者的患者B为目标来照射粒子束的装置组的放射线治疗装置。粒子束治疗系统A具备加速器1、射束输送装置2、机架3、照射喷嘴4、FPD5A及5B、X射线管6A及6B、床7、机械臂8、通信装置9、数据服务器10、治疗计划装置11、透视X射线图像拍摄装置12、床控制装置13、患者定位装置20。

[0033] 加速器1是生成向患者B照射的粒子束的粒子束生成器,将粒子束加速到适用于患者B的治疗的能量并输出。射束输送装置2将从加速器1输出的粒子束输送至机架3。粒子束的种类没有特别限定,例如为质子束或碳束等。

[0034] 机架3及照射喷嘴4是将从加速器1输送的粒子束向患者B照射的照射装置。机架3对于将从加速器1输送的粒子束照射到患者B的照射角度进行调整。具体而言,机架3具有能够包围患者B而旋转360°的旋转机构,通过旋转来调整照射角度。照射喷嘴4设置于机架3,将输送到机架3的粒子束照射到患者B。也可以在照射喷嘴4组装有将粒子束的形状调整为与患者的患部的形状匹配的机构。

[0035] FPD5A及5B和X射线管6A及6B构成进行患者B的透视拍摄的拍摄体系。FPD5A及5B是检测X射线来拍摄患者B的平面状的检测器。X射线管6A和6B输出X射线。FPD5A和X射线管6A相对配置,使得通过FPD5A检测从X射线管6A输出的X射线,FPD5B和X射线管6B相对配置,使得通过FPD5B检测从X射线管6B输出的X射线。连结FPD5A的中心与X射线管6A的轴和连结FPD5B的中心与X射线管6B的轴成为拍摄患者的2个拍摄轴。2个拍摄轴优选相互正交,但也可以不相互正交。另外,粒子束治疗系统A也可以分别具备3个以上的FPD以及X射线管。在该情况下,拍摄轴也为3个以上。

[0036] 床7是在向患者B照射粒子束时载置患者B的台。机械臂8是使床7移动的装置。具体而言,机械臂8相对于床7进行向分别沿着多个移动轴的多个平移方向的平移移动和向以多个旋转轴为中心的多个旋转方向的旋转移动。在本实施方式中,移动轴与旋转轴相同,移动

轴(旋转轴)有3个。另外,各移动轴朝向从仰卧在床7上的患者B观察时从右向左的方向(RL方向)、从患者B的脚向头的方向(SI方向)、从后背向腹部的方向(AP方向)。

[0037] 通信装置9将数据服务器10、治疗计划装置11以及患者定位装置20以能够相互通信的方式连接。

[0038] 数据服务器10是存储与患者B的粒子束治疗有关的各种信息的存储装置。数据服务器10例如存储患者B的三维透视图像信息和表示患者B的治疗计划的治疗计划信息。三维透视图像包含以体素为单位表示患者的形状及电子密度的信息。三维透视图像例如是计算机断层(Computed Tomography:CT)拍摄图像,是事先(在生成患者B的治疗计划信息之前)生成的。治疗计划信息是基于三维透视图像生成的。另外,治疗计划信息包含表示治疗时的患者B的配置即计划配置的计划配置信息。患者B的配置表示患者B的位置以及角度(姿势),通过床7的位置以及角度决定。

[0039] 治疗计划装置11基于存储在数据服务器10中的三维透视图像信息,生成患者B的治疗计划,将表示该治疗计划的治疗计划信息存储在数据服务器10中。

[0040] 透视X射线图像拍摄装置12分别控制FPD5A和X射线管6A以及FPD5B和X射线管6B,取得从相互不同的角度拍摄患者B而得到的多个透视X射线图像,将该取得的透视X射线图像发送到定位装置20。透视X射线图像在本实施方式中有2个。

[0041] 床控制装置13控制机械臂8来调整床7的配置,由此调整患者B的配置。

[0042] 患者定位装置20基于存储在数据服务器10中的三维透视图像信息及治疗计划信息、由透视X射线图像拍摄装置12取得的透视X射线图像,执行患者B的定位处理。

[0043] 患者B的定位处理是在患者B的粒子束治疗开始前,使载置于床7的患者B成为与治疗计划信息所示的计划配置相同的配置的处理。患者定位装置20经由床控制装置13控制机械臂8来调整床7的位置以及角度,由此使患者B成为与计划配置相同的配置。

[0044] 当定位处理结束时,实际进行患者B的粒子束治疗。具体而言,通过加速器1加速到适用于治疗的能量的粒子束经由射束输送装置2被输送至机架3。粒子束被机架3向适当的方向偏转,通过照射喷嘴4照射到患者B的患部。

[0045] 以下,更详细地说明定位装置20。

[0046] 如图1所示,定位装置20具有图像取得部21、模拟透视X射线图像生成部22、ROI描绘部23、类似度计算部24、最佳化计算处理部25、图像显示部26以及控制部27。

[0047] 图像取得部21经由通信装置9从数据服务器10取得三维透视图像信息,从透视X射线图像拍摄装置12取得透视X射线图像。

[0048] 模拟透视X射线图像生成部22是生成多个模拟透视X射线图像的生成部,该多个模拟透视X射线图像是由图像取得部21取得的三维透视图像分别投影到与拍摄透视X射线图像的各拍摄轴对应的多个面上而得到的多个模拟透视图像。模拟透视X射线图像生成部22通过在与生成透视X射线图像的拍摄体系相同的虚拟空间上配置患者B的三维图像并进行投影处理来生成模拟透视X射线图像。与拍摄轴对应的面例如是与拍摄轴正交的面。

[0049] ROI描绘部23确定模拟透视X射线图像中的患者的定位所使用的关注区域即ROI。具体而言,ROI描绘部23显示模拟透视X射线图像,使用户在模拟透视X射线图像上描绘ROI,由此确定ROI。ROI例如被描绘为包含骨头那样的定位对象构造物。

[0050] 类似度计算部24计算由ROI描绘部23确定的ROI中的透视X射线图像与模拟透视X

射线图像的类似度。在本实施方式中,类似度计算部24计算与2个拍摄轴分别对应的透视X射线图像与模拟透视X射线图像的类似度的合计值。4

[0051] 类似度只要是能够评价图像的类似程度的指标即可,没有特别限定,但例如是相互信息量或归一化互相关(Zero-mean Normalized Cross Correlation:ZNCC)系数。归一化互相关系数 $S_{ZNCC}$ 通过式(1)计算。

[0052] [数式1]

$$S_{ZNCC} = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \{(g(i,j) - \mu_g)(f(i,j) - \mu_f)\}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (g(i,j) - \mu_g)^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (f(i,j) - \mu_f)^2}} \dots (1)$$

[0054] 其中, $g(i,j)$ 是透视X射线图像的像素 $(i,j)$ 的像素值, $f(i,j)$ 是模拟透过X射线图像的像素 $(i,j)$ 的像素值, $\mu_g$ 是透视X射线图像的平均亮度值, $\mu_f$ 是模拟透视X射线图像的平均亮度值。

[0055] 最佳化计算处理部25是基于由类似度计算部24计算出的类似度,计算在由ROI描绘部23确定的ROI中透视X射线图像与模拟透视X射线图像最一致的床7的移动量的最佳化部。具体而言,最佳化计算处理部25使用预定的最佳化计算方法,将与床7的平移移动以及旋转移动的移动量对应的配置参数的值最佳化,从而计算床7的移动量。配置参数具有与平移移动相关的3个自由度和与旋转移动相关的3个自由度。最佳化计算方法没有特别限定,例如是属于拟牛顿法的BFGS(Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno)法、Nelder-Mead法或鲍威尔(Powell)法等。

[0056] 图像显示部26是显示各种信息和图像的显示部。例如,图像显示部26显示透视X射线图像、模拟透视X射线图像以及表示ROI区域的ROI图像等。

[0057] 控制部27控制床控制装置13,调整床7的配置,由此调整患者B的配置。

[0058] 具有以上功能的定位装置20能够通过计算机装置那样的能够进行各种信息处理的信息处理装置来实现。信息处理装置例如具有运算元件、存储介质以及通信接口,还根据需要具有鼠标以及键盘那样的输入部、显示器那样的显示部。

[0059] 运算元件例如是CPU(Central Processing Unit)以及FPGA(Field-Programmable Gate Array)等处理器。存储介质例如是HDD(Hard Disk Drive)等磁存储介质、RAM(Random Access Memory)、ROM(Read Only Memory)以及SSD(Solid State Drive)等半导体存储介质等。另外,作为存储介质,也可以使用DVD(Digital Versatile Disk)等光盘和光盘驱动器的组合。并且,作为存储介质,也可以使用磁带介质那样的其他高价的存储介质。

[0060] 在存储介质中存储有固件等程序。在定位装置20的动作开始时(例如,电源接通时),运算元件从存储介质读出程序并执行,由此实现定位装置20的各部21~27,执行整体的一系列的控制。另外,在存储介质中,除了程序以外,还存储定位装置20的各处理所需的数据等。

[0061] 此外,本实施方式的定位装置20也可以由构成为多个信息处理装置能够经由通信网络进行通信的所谓的云计算构成。

[0062] 以下,使用图2至图6更详细地说明由患者定位装置20进行的患者定位处理。

[0063] 图2是用于说明患者定位处理的一例的流程图。

[0064] 另外,患者B配置在床7的设置位置(setup position)。设置位置是用于使患者B成为与计划配置相同的配置的位置。例如,使用设置于治疗室内的红外线激光来测定床7上的患者B的体表的位置,基于该位置,将患者B配置于床7的设置位置。

[0065] 在患者定位处理中,首先,控制部27从数据服务器10取得治疗计划信息,基于该治疗计划信息中包含的计划配置信息,经由床控制装置13控制机械臂8,使载置了患者B的床7移动,以使患者B的配置成为由计划配置信息表示的计划配置(步骤S100)。此时,载置在床7上的患者B的定位对象构造物包含在由FPD5A及5B和X射线管6A及6B形成的X射线的照射区域中。

[0066] 之后,图像取得部21经由透视X射线图像拍摄装置12,取得从相互不同的多个方向拍摄患者B而得到的多个透视X射线图像信息(步骤S101)。在本实施方式中,图像取得部21取得从沿着2个拍摄轴的2个方向拍摄到的2个透视X射线图像信息。

[0067] 模拟透视X射线图像生成部22从数据服务器10取得三维透视图像信息,基于该三维透视图像信息,设定配置参数的位移量的初始值(步骤S102)。例如,模拟透视X射线图像生成部22将三维透视图像信息显示于图像显示部26,使用户输入初始值。此外,模拟透视X射线图像生成部22也可以不经由用户而将预定的值设定为初始值。

[0068] 模拟透视X射线图像生成部22设想与透视X射线图像信息的拍摄体系相同的拍摄体系,将三维透视图像信息投影到平面上,由此生成2个模拟透视X射线图像(步骤S103)。

[0069] ROI描绘部23显示模拟透视X射线图像信息,确定由用户描绘的ROI。类似度计算部24计算该ROI中的透视X射线图像信息与模拟透视X射线图像信息的类似度(步骤S104)。

[0070] 最佳化计算处理部25判定类似度是否满足预先设定的收敛条件(步骤S105)。

[0071] 在类似度不满足收敛条件的情况下(步骤S105:否),最佳化计算处理部25进行用于调整配置参数的最佳化处理,由此对配置参数进行最佳化(步骤S106)。

[0072] 另一方面,在类似度满足收敛条件的情况下(步骤S105:是),控制部27基于调整后的配置参数,经由床控制装置13使床7移动(步骤S107),结束患者定位处理。由此,能够使患者从当前的配置向治疗计划时的配置移动,精密地定位。之后,进行实际的粒子束的照射。

[0073] 图3是用于更详细地说明图2的步骤S102~106的处理即最佳化计算处理的流程图。

[0074] 在最佳化计算处理中,最佳化计算处理部25对配置参数的6个成分设定进行最佳化的最佳化顺序(步骤S200)。在此,最佳化计算处理部25将最佳化顺序设为与平移量相关的3个成分、与旋转量相关的3个成分的顺序。以下,有时也将与平移量相关的成分称为平移参数,将与旋转量相关的成分称为旋转参数。此外,在图2中,省略了步骤S200的处理。另外,在图3中,省略了由最佳化计算处理部25以外进行的处理(例如,步骤S103以及S104的处理)。

[0075] 最佳化计算处理部25按照最佳化顺序,对平移参数的3个成分分别实施依次使平移参数的值最佳化的一维最佳化计算(步骤S201)。一维最佳化计算是如下处理:通过使用公知的Brent法等,计算在沿着作为最佳化对象的最佳轴的一维方向上ROI内的透视X射线图像信息与模拟透视X射线图像信息的类似度最大的参数的值。

[0076] 图4是表示平移参数的最佳化轴的一例的图。在图4的例子中,将床7进行平移移动

的移动轴设为x(RL)轴、y(SI)轴以及z(AP)轴。平移参数的最佳化轴是连结FPD5A的中心和X射线管6A的拍摄轴即FPD<sub>1</sub>轴、连结FPD5B的中心和X射线管6B的拍摄轴即FPD<sub>2</sub>轴、y轴。

[0077] 如本实施方式那样,在FPD<sub>1</sub>轴及FPD<sub>2</sub>轴与x轴及z轴相互不同的情况下(在图4的例子中,各倾斜45度地配置),若将x轴及z轴设为最佳化轴,则有可能发生最佳化变得困难的最佳化困难现象。与此相对,在本实施方式中,不进行将x轴以及z轴作为最佳化轴的2个平移方向的最佳化计算,而将平移参数的最佳化轴设为FPD<sub>1</sub>轴、FPD<sub>2</sub>轴以及y轴,从而能够抑制最佳化困难现象。最佳化困难现象是进行一维方向的最佳化计算的结果对其他方向的最佳化计算的结果造成影响,最佳化计算的重复次数增加,或者由于局部最佳解的影响而无法达到最佳值的现象。

[0078] 图5和图6是用于更详细地说明最佳化困难现象的图。

[0079] 图5是表示最佳化轴与拍摄体系(FPD5A及5B、以及X射线管6A及6B)的关系的图。在图5的例子中,FPD<sub>1</sub>轴及FPD<sub>2</sub>轴朝向沿着与y轴正交的平面(由x轴及z轴形成的平面)的方向,分别从x轴及z轴偏离45度。

[0080] 图6是示出表示透视X射线图像与模拟透视X射线图像的类似度即匹配得分的分布的得分映射图像的图。具体而言,得分映射图像是按定位对象构造物相对于计划配置上的位置的相对位置来表示匹配得分的图像。得分映射图像的浓淡表示匹配得分的大小,越亮表示匹配得分越高。

[0081] 图6的(a)所示的得分映射图像100表示将最佳化轴设为床7的移动轴(x轴、y轴以及z轴)的情况下的x轴以及z轴方向的匹配得分的分布,图6的(b)所示的得分映射图像101表示如本实施方式那样将最佳化轴设为FPD<sub>1</sub>轴、FPD<sub>2</sub>轴以及y轴的情况下的FPD<sub>1</sub>轴以及FPD<sub>2</sub>轴方向的分布。

[0082] 在图6的(a)的情况下,在得分映射图像100中,匹配得分高的高分带200存在于倾斜方向。这是因为高分带200沿着拍摄轴(FPD1轴和FPD2轴)出现。

[0083] 此时,在治疗计划中的定位对象构造物的位置为位置A时定位对象构造物存在于位置B的情况下,匹配得分成为与得分映射图像100中的位置B对应的值。在一维最佳化计算中,以在沿着成为对象的最佳化轴的一维方向上匹配得分最高的方式决定参数的值。例如,在x轴方向的最佳化计算之后,若执行y轴方向和z轴方向的最佳化计算,则定位对象构造物在得分映射图像100中的位置不立即变为位置A,而是被最佳化到存在于位置B的x方向侧的高分带200的位置。之后,通过重复最佳化计算,定位对象构造物在得分映射图像100中的位置在高分带200内更新抖动和x方向以及z方向的值。由此,最佳化计算的重复次数增加,根据情况,有时参数的值被局部最佳化,无法达到适当的值。

[0084] 另一方面,在如本实施方式那样将最佳化轴设为作为拍摄轴的FPD<sub>1</sub>轴以及FPD<sub>2</sub>轴的情况下的得分映射图像101中,高分带201沿着最佳化轴存在。因此,能够抑制上述那样的定位对象构造物在得分映射图像100中的位置被更新为锯齿状,能够将参数的值高效地最佳化为适当的值。

[0085] 返回图3的说明。当步骤S201结束时,最佳化计算处理部25实施针对旋转成分的各成分的一维最佳化计算(步骤S202)。在旋转成分的最佳化计算中,既可以使最佳化轴(旋转轴)与床7的移动轴(x、y、z)相同,也可以使最佳化轴(旋转轴)与平移成分的最佳化轴(FPD1轴、FPD2轴、y轴)相同。

[0086] 最佳化计算处理部25判定作为配置参数的最佳化计算的结果的最佳化结果是否满足收敛条件(步骤S203)。

[0087] 例如,在使用鲍威尔法作为最佳化计算方法的情况下,最佳化计算处理部25在将当前的最佳化结果中的匹配得分(类似度)设为 $f_{ret}$ 并且将前次的最佳化结果中的匹配得分设为 $f_p$ 时,在满足式(2)的情况下,判定为最佳化结果满足收敛条件。

[0088] [数式2]

$$|f_p - f_{ret}|$$

$$\leq r \times \frac{|f_p + f_{ret}|}{2} \dots\dots\dots (2)$$

[0090] 其中,r是被称为相对允许误差值的常数值,例如,可以预先确定,也可以由用户设定。此外,  $|f_p - f_{ret}|$ 表示本次的最佳化结果中的匹配得分相对于前次的最佳化结果中的匹配得分的变化量,  $(|f_p| + |f_{ret}|)/2$ 表示本次的最佳化结果中的匹配得分与前次的最佳化结果中的匹配得分的平均值。

[0091] 在不满足收敛条件的情况下(步骤S203:否),最佳化计算处理部25判定是否需要追加的最佳化计算过程(步骤S204)。

[0092] 例如,在使用鲍威尔法作为最佳化计算方法的情况下,最佳化计算处理部25使用由式(3)表示的3个函数 $f_0$ 、 $f_N$ 以及 $f_E$ ,判定是否需要追加的最佳化计算。

[0093] [数式3]

$$f_0 = f(P_0)$$

$$f_N = f(P_N) \dots\dots\dots (3)$$

$$f_E = f(2P_N - P_0)$$

[0095] 函数 $f_0$ 是当前的最佳化计算之前的开始点 $P_0$ 的匹配得分,函数 $f_N$ 是当前的最佳化计算之后的最佳化点 $P_N$ 的匹配点。另外,函数 $f_E$ 表示在从开始点 $P_0$ 朝向最佳化点 $P_N$ 的方向即平均移动方向上,从最佳化点 $P_N$ 前进与从开始点 $P_0$ 到最佳化点 $P_N$ 的距离相同的距离后的点处的匹配点。此外,开始点 $P_0$ 和最佳化点 $P_N$ 表示定位对象构造物在得分映射图像100中的点(位置)。

[0096] 最佳化计算处理部25在符合与函数 $f_0$ 、 $f_N$ 以及 $f_E$ 相关的下式(4)以及式(5)的至少一方的情况下,判定为不需要进行追加的最佳化计算。

[0097] [数式4]

[0098]  $f_E \geq f_0 \dots\dots\dots (4)$

[0099]  $2(f_0 - 2f_N + f_E) [(f_0 - f_N) - \Delta f]^2 \geq (f_0 - f_E)^2 \Delta f \dots\dots\dots (5)$

[0100] 其中,  $\Delta f$ 是在当前的最佳化计算中沿着最佳化轴的各个方向的匹配得分的减少量中的变化量最大的值的绝对值。

[0101] 在符合式(4)的情况下,表示沿着平均移动方向的匹配得分的减少量仅依赖于一个方向的成分。另外,在符合式(5)的情况下,表示匹配得分的值已经成为局部最佳解。

[0102] 在需要追加的最佳化计算的情况下(步骤S204:是),最佳化计算处理部25实施追加的最佳化计算(步骤S205),返回步骤S201的处理。追加的最佳化计算是针对从开始点 $P_0$

朝向最佳化点 $P_N$ 的平均移动方向的一维的最佳化计算。

[0103] 在不需要追加的最佳化计算处理的情况下(步骤S204:否),最佳化计算处理部25判断最佳化计算的重复次数(执行了包含步骤S201以及S202的处理的最佳化处理的次数)是否达到了预先指定的上限数(步骤S206)。

[0104] 在重复次数未达到上限值的情况下(步骤S206:否),再次执行步骤S201的处理。

[0105] 另外,在满足收敛条件的情况下(步骤S203:是)、以及重复次数达到了上限值的情况下(步骤S206:是),最佳化计算处理部25将配置参数的值决定为最佳化后的值(步骤S207),转移到图2的步骤S107。

[0106] 另外,在本实施方式中,作为放射线治疗装置,例示了粒子束治疗系统,但放射线治疗装置不限于粒子束治疗系统,也可以是使用了X射线等非粒子束的放射线治疗系统。在该情况下,加速器1例如由输出X射线的电子射线加速器构成。

[0107] 如以上说明的那样,在本实施方式中,图像取得部21取得分别沿着与搭载患者B的床7进行平移移动的多个移动轴不同的朝向的多个拍摄轴来拍摄患者B而得到的多个透视X射线图像。模拟透视X射线图像生成部22生成将患者B的三维透视图像投影到与各拍摄轴对应的多个面的每一个而得的多个模拟透视X射线图像。类似度计算部24计算各透视X射线图像与各模拟透视X射线图像的类似度。最佳化计算处理部25基于类似度,针对沿着包括多个拍摄轴在内的多个最佳化轴的每一个的多个平移方向和以多个旋转轴为中心的多个旋转方向的每一个,计算使各透视X射线图像与各模拟透视X射线图像最一致的床7的移动量。

[0108] 因此,由于在沿着多个拍摄轴的方向上进行最佳化计算,所以能够减轻无法达到参数的最佳值或计算次数增加的情况。因此,能够在进一步减少计算时间的同时进行高精度的患者定位。

[0109] 另外,在本实施方式中,拍摄轴大致相互正交。因此,能够更适当地进行参数的最佳化。

[0110] 另外,在本实施方式中,拍摄轴为2个。因此,能够针对所需最小限度的方向进行最佳化计算,因此能够抑制计算量的增加。

[0111] 另外,在本实施方式中,拍摄轴朝向沿着由移动轴的任意2个轴形成的平面的方向。因此,能够更适当地进行最佳化计算。

[0112] 另外,在本实施方式中,旋转轴与最佳化轴相同,因此能够更适当地进行最佳化计算。

[0113] 另外,在本实施方式中,以ROI内的区域最一致的方式计算床7的移动量,因此能够更适当地进行最佳化计算。

[0114] 上述的本公开的实施方式是用于说明本公开的例示,并非旨在将本公开的范围仅限于这些实施方式。本领域技术人员能够在不脱离本公开的范围的情况下以其他方式实施本公开。

[0115] 符号说明

[0116] A…粒子束治疗系统、B…患者、1…加速器、2…射束输送装置、3…机架、4…照射喷嘴、5A…FPD、5B…FPD、6A…X射线管、6B…X射线管、7…床、8…机械臂、9…通信装置患者、10…数据服务器、11…治疗计划装置、12…透视X射线图像拍摄装置、13…床控制装置、20…患者定位装置、21…模拟透视X射线图像生成部、22…ROI描绘部、23…类似度计算部、24…

最佳化计算处理部、25…图像显示部、26…控制部。

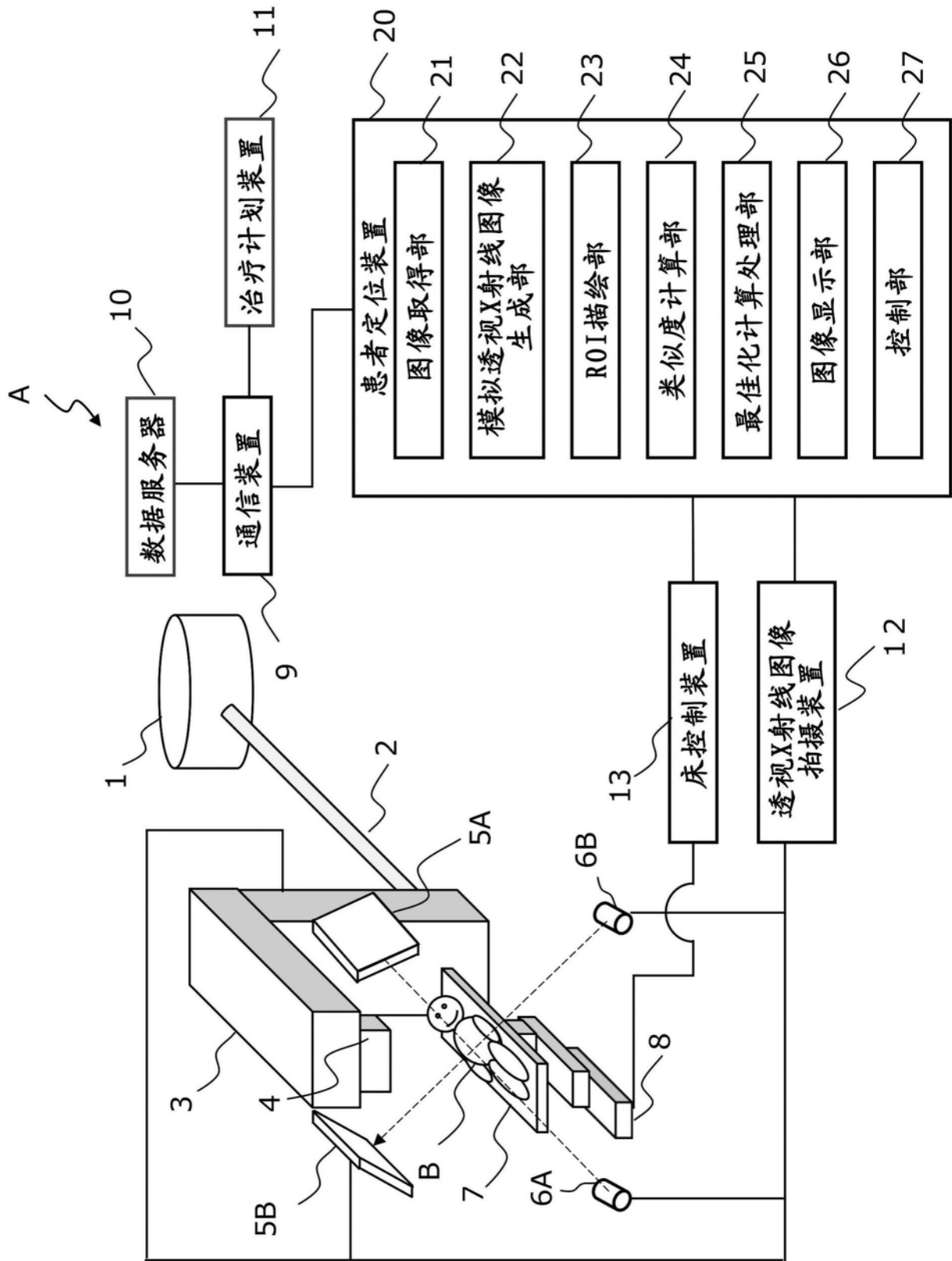


图1

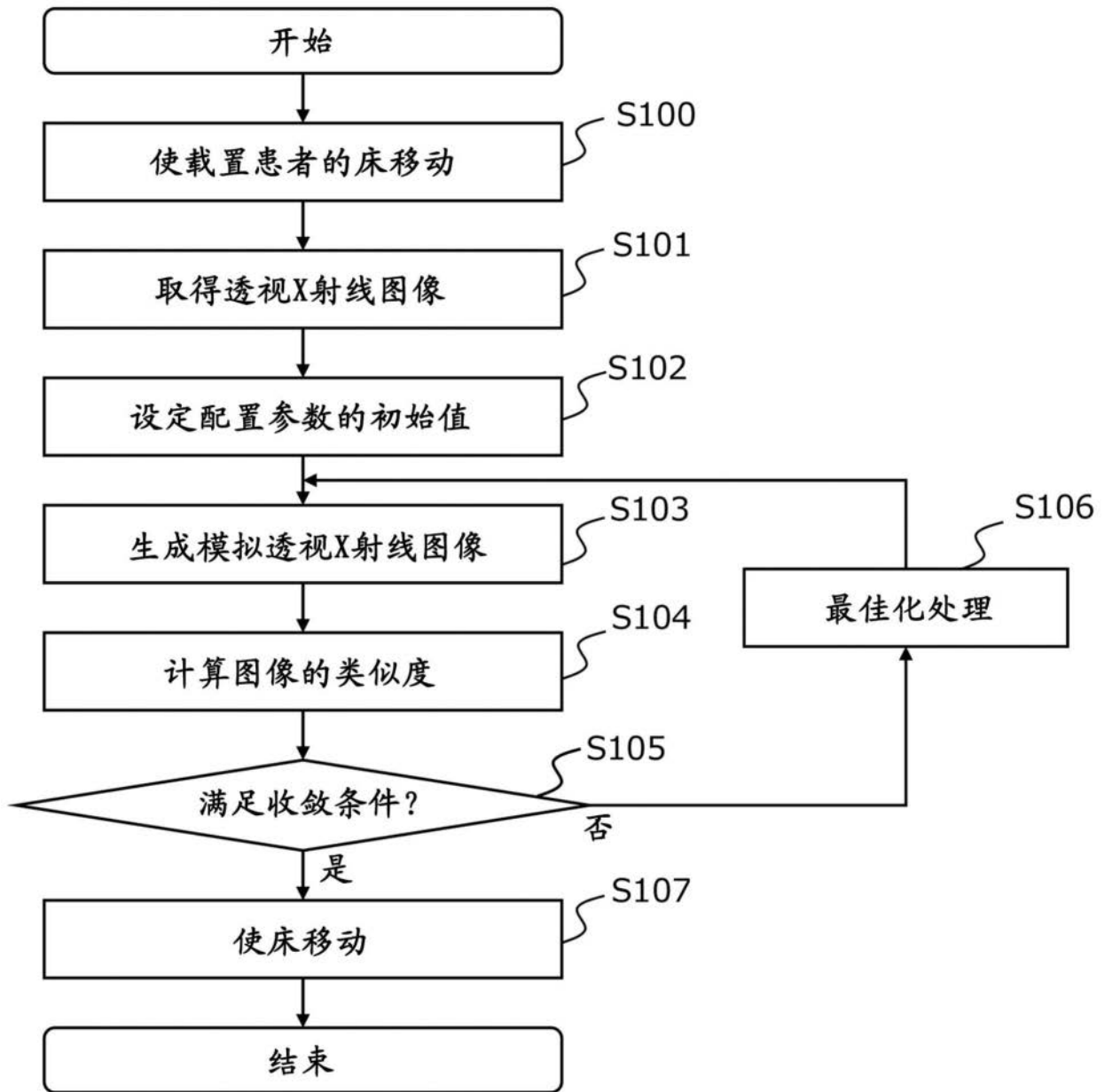


图2

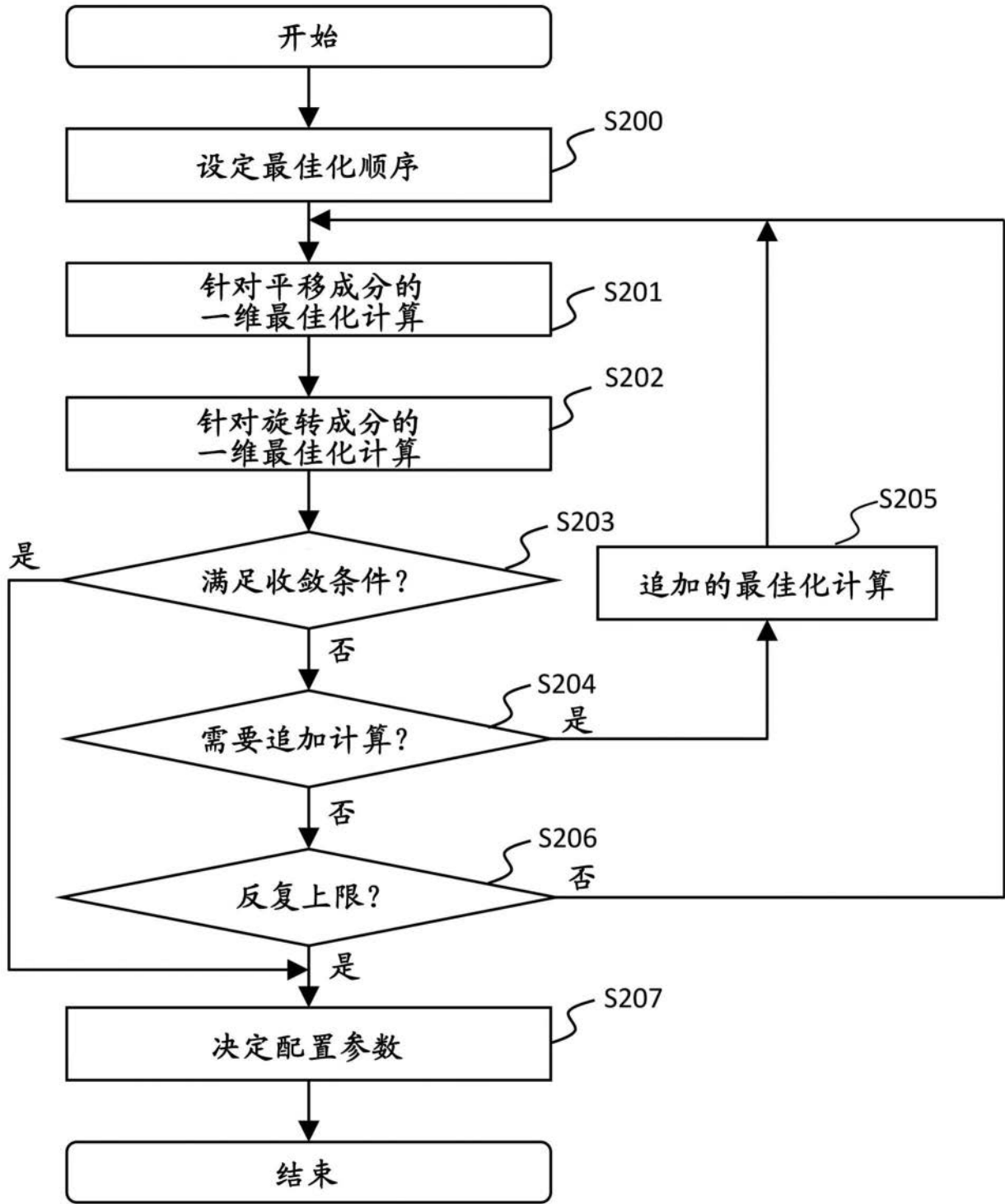


图3

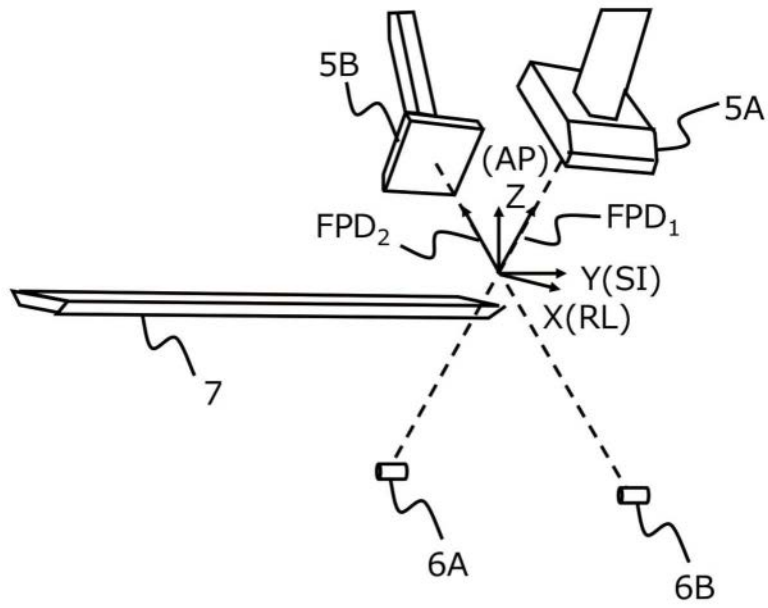


图4

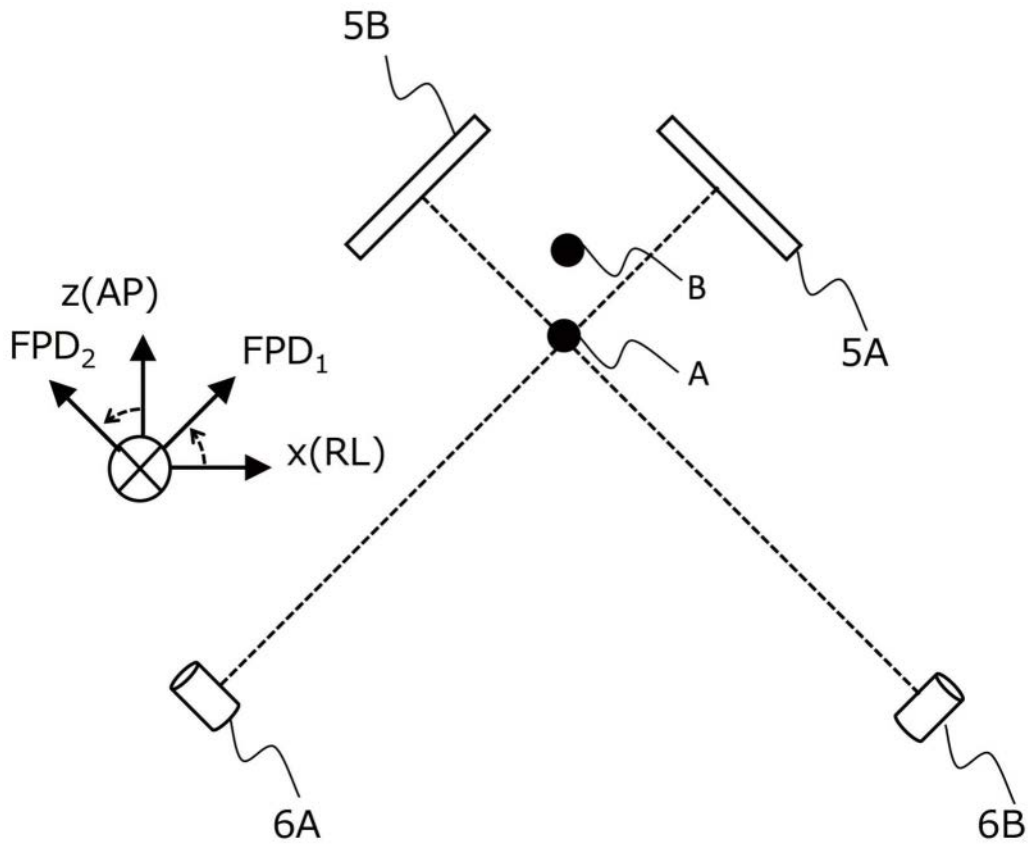


图5

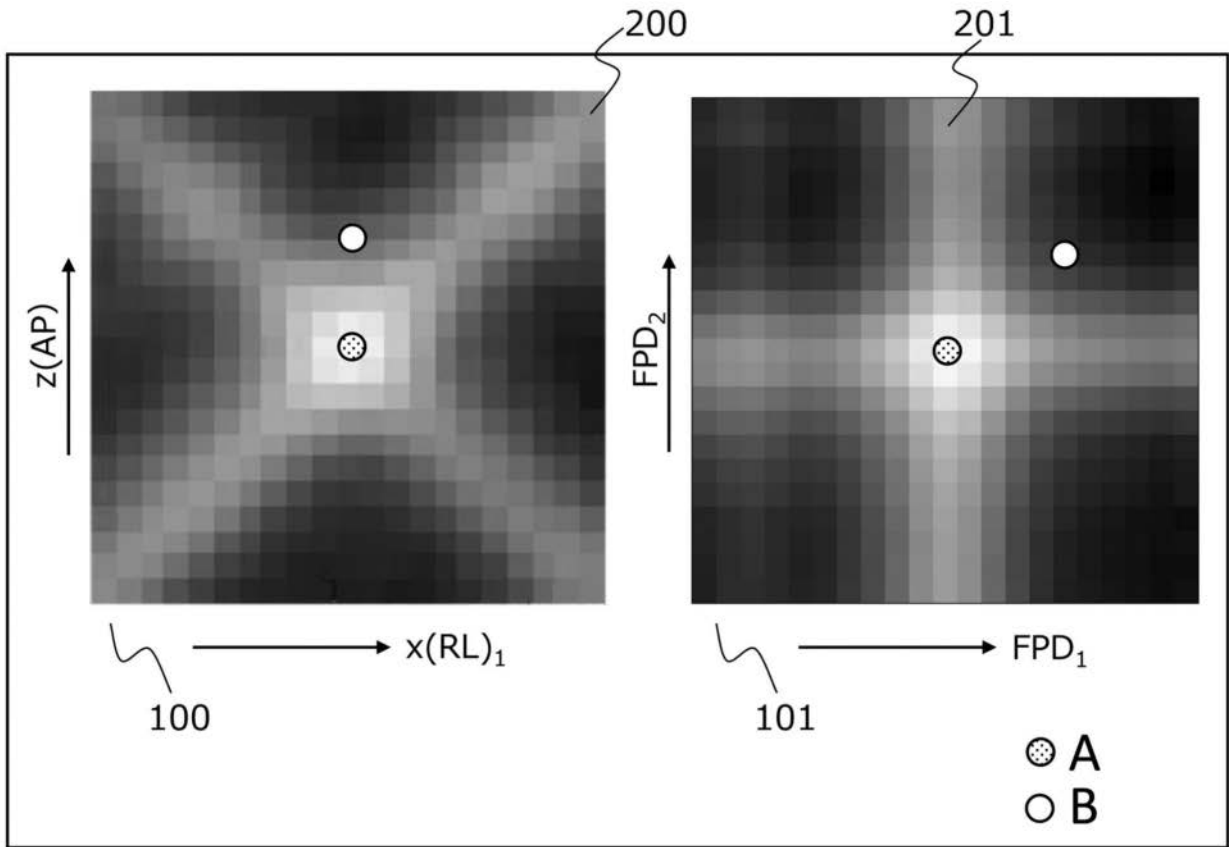


图6