



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105050659 B

(45)授权公告日 2018.04.27

(21)申请号 201380071654.7

(22)申请日 2013.10.10

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105050659 A

(43)申请公布日 2015.11.11

(30)优先权数据  
2013-014153 2013.01.29 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.07.28

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2013/077640 2013.10.10

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02014/119050 JA 2014.08.07

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 高柳泰介 松田浩二 品川亮介  
中岛千博 西村荒雄 白土博树  
松浦妙子 清水伸一 鬼丸力也  
梅垣菊男

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 文志

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

审查员 糜增元

权利要求书1页 说明书8页 附图14页

(54)发明名称

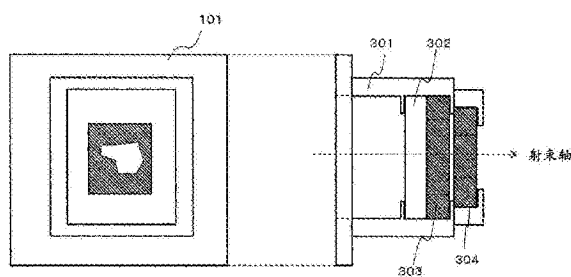
粒子束治疗系统

(57)摘要

本发明的粒子束治疗系统具备由能量吸收体、第一准直器以及第二准直器构成的向短射程区域的照射补偿装置。所述照射补偿装置的特征在于,具备所述能量吸收体、第一准直器以及第二准直器的装卸机构。第一准直器被配置在射束直径小的上流侧,由此能够抑制所述补偿装置的宽度,有助于所述补偿装置的小型和轻量化。第二准直器被配置在下游侧,有助于半阴影的改善。

从下游侧看的图

从横侧看的图



1. 一种粒子束治疗系统,其特征在于,具备:

照射区域形成装置,其通过扫描照射法形成照射区域;

向短射程区域的照射补偿装置,其具有能量吸收体、第一准直器、第二准直器、所述能量吸收体和所述第一准直器以及所述第二准直器的装卸机构;以及

治疗计划装置,在生成处方笺时,选择在进行最佳化计算时所述照射补偿装置的有无使用以及要使用的所述照射补偿装置的种类,在选择使用了所述照射补偿装置时,对每个所述照射补偿装置限制能够配置点的范围以及可使用的射出射束能量来进行最佳化计算,并且将所述选择的所述照射补偿装置的有无使用以及要使用的所述照射补偿装置的种类记录在所述处方笺中并输出,

所述照射区域形成装置具有所述照射补偿装置的装卸机构。

2. 根据权利要求1所述的粒子束治疗系统,其特征在于,

所述照射补偿装置针对不同治疗部位具备专用形状。

3. 根据权利要求1或2所述的粒子束治疗系统,其特征在于,

还具备质子束照射装置和照射控制装置,

所述照射区域形成装置具有传感器,该传感器从所述照射补偿装置取得所述照射补偿装置的装卸状况和设置的所述照射补偿装置的种类并将其输出给所述照射控制装置,

所述照射控制装置当输入了从所述治疗计划装置输出的所述处方笺时,将输入的所述处方笺中记录的进行最佳化计算时所选择的所述照射补偿装置的有无使用以及所述照射补偿装置的种类的信息与从所述传感器输入的所述照射区域形成装置中的所述照射补偿装置的装卸状态以及设置的所述照射补偿装置的种类的信息进行对照,仅在两者一致的情况下,对所述质子束照射装置许可射束照射。

4. 根据权利要求3所述的粒子束治疗系统,其特征在于,

所述照射补偿装置具有记录所述照射补偿装置的种类的第一传感器以及监视所述能量吸收体、所述第一准直器以及所述第二准直器的装卸状态的第二传感器。

## 粒子束治疗系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种粒子束治疗系统。

### 背景技术

[0002] 在粒子束治疗中,扫描照射法正在普及。在扫描照射法中,将目标分割为微小区域(以下,称为点)来进行考虑,对每个点照射细直径的射束。当向某点赋予了既定的剂量时,停止射束的照射,向下一点扫描射束。在与射束的行进方向(以下,称为深度方向)垂直的方向(以下,称为横向)上扫描射束的情况下,使用扫描电磁铁。对于某深度,在对所有的点赋予了既定剂量时,在深度方向扫描射束。当在深度方向扫描射束的情况下,通过加速器或射程移位器变更射束的能量。最终,对所有的点,即对全体目标赋予一样的剂量。

[0003] 每个点的射束对于横向具有二维高斯分布的扩展。 $1\sigma$ 在等中心面为3~20mm程度,越是高能量的射束越小。关于低能量的射束,基于多次库伦散射的每单位距离的角度发散量大,在经过照射区域形成装置内的过程中射束直径增大。

[0004] 因此,对于位于从被照射体的表面较浅的位置(以下,称为短射程区域)的目标,对剂量分布形成使用低能量的射束,因此半阴影增加。半阴影表示在目标外或目标与正常组织之间的边界近旁的区域中赋予剂量从80%降低至20%的横向距离,与射束直径具有正相关性。在此,将目标中心近旁的赋予剂量设为100%。半阴影越小越可以说是与目标形状一致的高精细的剂量分布。

[0005] 对于这样的课题,在非专利文献1中公开了在被照射体的上流设置能量吸收体的方法。在该方法中,即使对短射程区域的目标也照射高能量的射束,通过能量吸收体在即将射入被照射体之前降低射束能量。抑制低能量状态下的射束的漂移距离,因此能够抑制射束直径,改善半阴影。此外,在非专利文献2中公开了使用准直器来屏蔽向目标外射入的射束,实现半阴影改善的方法。

[0006] 现有技术文件

[0007] 非专利文献

[0008] 非专利文献1:U.Titt,et al.,“Adjustment of the lateral and longitudinal size of scanned proton beam spot using a pre-absorber to optimize penumbrae and delivery efficiency”Phys.Med Biol.55(2010)7097-7106.

[0009] 非专利文献2:M.Bues,et al.,“Therapeutic step and shoot proton beam spot-scanning with a multi-leaf collimator:a monte carlo study”Radiat.Prot.Dosim.115 164-9.

### 发明内容

[0010] 发明要解决的课题

[0011] 并用非专利文献1的能量吸收体和非专利文献2的准直器时,可以认为在向短射程区域的扫描照射中能够进一步改善半阴影。然而,关于向照射区域形成装置装卸这2个装置

的方法存在问题。对于从被照射体的表面较深的位置,即对短射程区域外的目标不使用这2个装置,因此需要从射束经过区域去除。

[0012] 当在照射区域形成装置内具备能量吸收体的驱动装置、多叶准直器时,装置的装卸自动化,能够减轻操作者的负担。然而,照射区域形成装置向深度方向大型化,因此照射区域形成装置内的射束的漂移距离增加,在高能量条件下射束直径增大。因此,虽然在向短射程区域的照射中可以通过能量吸收体和准直器的作用来改善半阴影,但在向短射程区域外的照射中相反半阴影增加。此外,随着照射区域形成装置的大型化旋转机架也大型化,粒子束治疗系统的成本增大。

[0013] 在照射区域形成装置的前端部分设置敷贴器的设置夹具,在操作者手动实施敷贴器的装卸的情况下,能够解决这样的课题。在此,将由能量吸收体和准直器构成的向短射程区域的照射补偿装置称为敷贴器。然而,通过扫描照射法形成照射区域的照射区域形成装置一般对于横向能够在400mm×300mm的范围内扫描射束,与这样的规格对应的敷贴器成为大型且重物。因此,向照射区域形成装置的敷贴器手动装卸成为操作者的大的负担。

[0014] 本发明的目的在于提供一种具备照射区域形成装置的粒子束治疗系统,其通过不会增加成本、短射程区域外的半阴影以及操作者的负担,能够改善短射程区域中的半阴影的扫描照射法来形成照射区域。

[0015] 解决课题的方法

[0016] 为了解决上述课题,本发明的粒子束治疗系统具有:照射区域形成装置,其通过扫描照射法形成照射区域;以及向短射程区域的照射补偿装置,其具有能量吸收体、第一准直器、第二准直器、所述能量吸收体和所述第一准直器以及所述第二准直器的装卸机构,所述照射区域形成装置具有所述照射补偿装置的装卸机构。

[0017] 发明效果

[0018] 根据本发明,在具备通过扫描照射法形成照射区域的照射区域形成装置的粒子束治疗系统中,不会增加成本、短射程区域外的半阴影以及操作者的负担,能够改善短射程区域中的半阴影。

## 附图说明

[0019] 图1是表示本发明的一实施方式的粒子束治疗系统的整体结构的框图。

[0020] 图2是本发明的一实施方式的照射区域形成装置的概要图。

[0021] 图3是本发明的一实施方式的短射程敷贴器的概要图。

[0022] 图4是本发明的一实施方式的支撑框的概要图。

[0023] 图5是本发明的一实施方式的准直器A和准直器B的概要图。

[0024] 图6是本发明的一实施方式的能量吸收体的概要图。

[0025] 图7是本发明的一实施方式的能量吸收体和准直器A的概要图。

[0026] 图8是本发明的一实施方式的能量吸收体和准直器A的其他例子的概要图。

[0027] 图9是表示本发明的一实施方式的向照射区域形成装置设置短射程敷贴器的设置方法的一例的概要图。

[0028] 图10是表示本发明的一实施方式的向照射区域形成装置设置短射程敷贴器的设置方法的一例的概要图。

[0029] 图11是表示本发明的一实施方式的向照射区域形成装置设置短射程敷贴器的设置方法的其他一例的概要图。

[0030] 图12是本发明的一实施方式的准直器A和准直器B的一例的概要图。

[0031] 图13是表示本发明的一实施方式的治疗计划顺序的流程图。

[0032] 图14是本发明的一实施方式的治療计划装置的概要图。

[0033] 图15是表示本发明的一实施方式的使用短射程敷贴器时的互锁机构的框图。

[0034] 图16是表示本发明的一实施方式的使用短射程敷贴器时的互锁机构的动作的流程图。

## 具体实施方式

[0035] 以下,使用图1至图16,对本发明的一实施方式的粒子束治疗系统的结构以及动作进行说明。图1是表示本发明的一实施方式的粒子束治疗系统的整体结构的框图。粒子束治疗系统具备向短射程区域的照射补偿装置(以下,称为短射程敷贴器)101和质子束照射装置102。在本实施例中,以质子束照射装置102为例进行了说明,但本发明也可以应用于使用质量比质子重的粒子(碳束等)的重粒子束照射装置。

[0036] 如图1所示,质子束照射装置102具有质子束产生装置103、质子束输送装置104以及旋转式照射装置105。另外,在本实施例中以具备旋转机架的旋转式照射装置105为例进行了说明,但照射装置也可以是固定式的。

[0037] 质子束产生装置103具有离子源106、前段加速器107(例如,直线加速器)以及同步加速器108。在离子源106产生的质子离子首先通过前段加速器107加速。从前段加速器107射出的质子束(以下,称为射束)在通过同步加速器108加速至预定的能量后,从射出偏转器109向质子束输送装置104射出。最终,射束在经过旋转式照射装置105后向被照射体照射。旋转式照射装置105具有旋转机架(未图示)和照射区域形成装置110。设置在旋转机架上的照射区域形成装置110与旋转机架一起旋转。将质子束输送装置104的一部分安装在旋转机架上。在本实施例中,作为质子束的加速装置采用了同步加速器108,但也可以采用回旋加速器或直线加速器。

[0038] 接着,说明通过本实施例的照射区域形成装置110实现的扫描照射法的概要。在扫描照射法中,将照射范围分割成微小区域(点),向每个点照射射束。当对点赋予了既定剂量时,停止照射而向下一既定点扫描射束。在横向的射束扫描中使用搭载在照射区域形成装置110上的扫描电磁铁(未图示)。对于某深度,当对所有的点赋予了既定剂量时,照射区域形成装置110向深度方向扫描射束。通过使用同步加速器108或搭载在照射区域形成装置110等上的射程移位器(未图示)来变更射束能量,由此实现向深度方向的射束扫描。重复这样的顺序,最终形成一样的剂量分布。

[0039] 每个点的射束的横向剂量分布在等中心面中以 $1\sigma = 3\text{mm} \sim 20\text{mm}$ 的高斯分布状扩展。在本实施例中,在没有对扫描电磁铁进行励磁的状态下,将射束的中心通过的直线定义为射束轴。此外,将旋转式照射装置105的旋转轴与射束轴的交点定义为等中心。

[0040] 如图2所示,在照射区域形成装置110的前端部分具备短射程敷贴器设置用插槽C201。

[0041] 图3表示短射程敷贴器的概要图。短射程敷贴器101由支撑框301、能量吸收体302、

第一准直器303(以下,称为准直器A)、第二准直器304(以下,称为准直器B)构成,在向短射程区域照射射束时,以改善半阴影(penumbra)为目的设置在照射区域形成装置110中。如图4所示,在支撑框301上具备用于收纳能量吸收体302和准直器A303的插槽A401和用于收纳准直器B304的插槽B402

[0042] 本发明的特征在于,根据功能将短射程敷贴器101的准直器分割为准直器A303和准直器B304。为了改善半阴影,要求尽量将准直器设置在下流侧。然而,越是下游侧射束直径越增大,因此为了屏蔽泄漏的射束,需要宽度宽且重量大的准直器。因此,将准直器分割为a)具有泄漏射束的屏蔽功能的准直器(准直器A303)和b)沿着目标形状形成射束的横向(针对射束行进方向垂直的方向)形状,具有改善半阴影功能的准直器(准直器B304),从而解决了上述课题。通过将准直器A303配置在射束直径小的上流侧能够抑制宽度,有助于短射程敷贴器101的小型和轻量化。通过将准直器B304设置在下流侧,有助于半阴影的改善。准直器B304不需要泄漏射束的屏蔽功能,因此不需要图3所示的准直器A303程度的宽度。此外,成为分割准直器,对于支撑框301单个安装的结构,因此每个部件的重量减少,进一步减轻操作者的负担。

[0043] 使用图5,对准直器A303和准直器B304的结构进行说明。为了屏蔽向照射区域周边泄漏的射束,在准直器A中使用厚度20mm的黄铜板。为了仅屏蔽向照射区域外泄漏的射束,在准直器A303的中心部分设有开口部501。在本实施例中,仅在照射深度100mm以下的区域的情况下使用短射程敷贴器101,因此通过上述规格能够得到足够的屏蔽效果,但需要根据使用条件变更准直器A303的材质和厚度(例如,在照射更深区域时也使用短射程敷贴器的情况下,需要增加厚度)。

[0044] 与准直器A303同样地,在准直器B304中使用厚度20mm的黄铜板。沿着目标形状形成射束的横向形状,以改善剂量分布的半阴影为目的而使用。如图5所示,与目标形状相符地在准直器B304中开设患者固有的开口部502。与准直器A303同样地,在本实施方式中,仅在照射深度100mm以下的区域的情况下使用短射程敷贴器101,因此通过上述规格能够得到足够的效果,但需要根据使用条件变更准直器B304的材质和厚度。

[0045] 图6表示能量吸收体302的概要图。在本实施例中,作为能量吸收体302使用水当量厚度40mm的ABS树脂,但也可以根据使用条件等使用材质、水当量厚度不同的材料。此外,如图6所示,本实施例的能量吸收体302的中心部分向下游侧凸出(具有中心凸部601),如图7所示成为与准直器A303一体的结构。为了降低射束直径,缩短低能量状态下的射束的漂移距离,因此将能量吸收体302尽量设置在下流侧为有效。但是,也可以使能量吸收体302为图8所示的平板状的形式。该情况下,与图6、图7相比,能量吸收体302位于上流侧,因此虽然有射束直径增加的缺点,但能量吸收体302的制作变得容易,短射程敷贴器101的制造成本降低。

[0046] 使用图9和图10,表示向照射区域形成装置110设置短射程敷贴器101的设置顺序。如图9所示,首先,针对在照射区域形成装置110的前端部分具备的插槽C201,从横向滑动地安装支撑框301的接合部901,并用螺栓等固定件(未图示)固定。此时,从支撑框301装卸了能量吸收体302、准直器303A以及准直器B304。接着,如图10所示,针对插槽A401从横向滑动地安装与准直器A303一体结构的能量吸收体302,并用固定件(未图示)固定。最后,针对插槽B402从横向滑动地安装准直器B304,并用固定件(未图示)固定。

[0047] 在本实施例中,如上所述地假定了短射程敷贴器101的设置方法和顺序,但只要是能够切实地在照射区域形成装置110固定能量吸收体302、准直器A303以及准直器B304的方法,能够得到相同的效果。

[0048] 如图11所示,即使采用将能量吸收体302、准直器A303以及准直器B304在深度方向分割成多个,并针对支撑框301单个进行设置的结构,也能够得到与本实施例相同的效果。每一个部件的重量减少,因此进一步减轻了设置短射程敷贴器101时的操作者的负担。

[0049] 质子束照射装置101在等中心面能够在400mm×300mm的范围照射射束,因此当针对假定的所有照射条件采用通用的短射程敷贴器101时,能量吸收体302、准直器A303以及准直器B304必须大型化。因此,在本实施例的粒子束治疗系统中,如图12所示对每个治疗部位(例如,头颈部、脊椎等)具备专用形状的短射程敷贴器101。对每个治疗部位大致决定在射线治疗中要求的照射区域形状。因此,如果使短射程敷贴器101为每个治疗部位的专用形状,能够将短射程敷贴器101小型化为各治疗所需要的足够的尺寸。在设置短射程敷贴器101时,能够进一步降低操作者的负担。

[0050] 使用图13表示的治疗计划流程图和图14表示的本实施例的粒子束治疗系统所具备的治疗计划装置的概要图,来表示应用短射程敷贴器101时的治疗计划顺序。如图14所示,治疗计划装置1401显示用于选择短射程敷贴器101有无使用以及要使用的短射程敷贴器101的种类的操作画面1402,将在显示的操作画面1402中选择的短射程敷贴器101的有无使用以及要使用的短射程敷贴器101的种类记录在处方笺中,并输出给照射控制装置1503(参照图15)。此外,治疗计划装置1401在使用短射程敷贴器101的情况下,在进行最佳化计算时,将能够使用的点的配置以及能够使用的来自质子束产生装置103的射出射束限制在与使用的短射程敷贴器101对应的范围。并且,治疗计划装置1401记录与每个治疗部位的专用形状的短射程敷贴器101相关的信息、在操作画面1402中选择的短射程敷贴器101的有无使用以及要使用的短射程敷贴器101的种类。

[0051] 首先,操作者向治疗计划装置1401输入被照射体的X射线CT图像信息,并在操作画面1402上进行显示(步骤1301)。接着,操作者一边确认操作画面1402上的CT图像1403,一边使用鼠标等用户界面(未图示)来指定照射方向(即,旋转机架的角度)和目标范围(步骤1302)。在本实施例中使用了X射线CT图像信息,但只要是能够确认被照射体的内部结构的图像,能够得到相同的效果。

[0052] 在不使用短射程敷贴器101的情况下,操作者通过点击操作画面1402上的最佳化按钮1404,治疗计划装置计算用于向指定的目标内赋予一样且足够量的剂量的恰当的点的配置、向各点的照射射束能量以及射束照射量,并将计算结果作为处方笺输出(步骤1303)。

[0053] 另一方面,在使用短射程敷贴器101的情况下,操作者勾选操作画面1402上的相应的短射程敷贴器使用复选框1405(步骤1304)。例如当勾选了准直器A的宽度250mm×250mm的头颈部用短射程敷贴器栏1405a时,治疗计划装置1401在生成处方笺时所实施的最佳化计算时,所能够使用的点配置限制在200mm×200mm以内。此外,在进行最佳化计算时,把能够使用的来自质子束产生装置103的射出射束限制在射程100mm以下。之后,在点击了最佳化按钮1404时,从治疗计划装置1401输出点的配置在200mm×200mm以内,且将射束射程限制在100mm以下的处方笺(步骤1303)。此外,在处方笺中还记载与短射程敷贴器的种类相关的信息(例如,头颈部用、脊椎用等)。

[0054] 这样,本实施例的治疗计划装置1401具有能够防止设置短射程敷贴器101时的误照射的功能。如上所述,本实施例的短射程敷贴器101为了小型化,对每个治疗部位采用专用形状。然而,质子束照射装置102具有在等中心面能够向400mm×300mm范围照射射束的性能,因此必须具有防止万一向准直器A303的外侧照射射束的功能。在本实施方式中,针对宽度250mm×250mm的短射程敷贴器将点的配置限制设为200mm×200mm以内,但需要根据射束直径或泄漏剂量的尺度进行变更。

[0055] 此外,在本实施例中,将准直器A303和准直器B304的厚度设为20mm。质子束照射装置102具有可照射能够容易透射该厚度的射程300mm为止的射束的性能,因此如本实施例那样,必须具有用于防止因操作者的错误等照射高能量的射束,即照射射程长的射束的功能。在本实施例中,将射程的限制设为100mm以下,但需要根据能量吸收体302、准直器A303以及准直器B304的厚度进行变更。

[0056] 在本实施例中,质子束照射装置102和短射程敷贴器101还具备防止误照射的互锁机构。如图15的框图所示,在照射区域形成装置110的前端部的插槽C201中具备传感器1501,在支撑框301的连接部901上具备IC芯片(第一传感器)1502。在IC芯片1502中记录有与短射程敷贴器101的种类(例如,头颈部用、脊椎用等)相关的信息。当按照上述顺序将支撑框301连接到照射区域形成装置110上时,传感器1501读取IC芯片1502的信息并发送给照射控制装置1503。另一方面,为了监视能量吸收体302、准直器A303以及准直器B304的装卸状况,在插槽A401和插槽B402具备限位开关(第二传感器)1504。仅在支撑框301上正确地设置了能量吸收体302、准直器A303以及准直器B304的情况下,从限位开关1504经由传感器1501对照射控制装置1503输出信号。

[0057] 图16是表示上述互锁功能的动作的流程图。首先,为了实施向被照射体的射束照射,操作者进行操作以便从治疗计划装置1401向照射控制装置1503输入处方笺(步骤1601)。于是,照射控制装置1503从处方笺读取这次射束照射中的短射程敷贴器101的有无应用和应用预定的短射程敷贴器101的种类。并且,照射控制装置1503将读取的所述信息与从照射区域形成装置110的传感器1501输出的IC芯片1502的信息进行对照(步骤1602)。在确认了在照射区域形成装置110中设置了与处方笺相同的短射程敷贴器101后,照射控制装置1503确认从全部限位开关1504正在输出信号(1603)。在确认了从全部限位开关1504正在输出信号后,照射控制装置1503对质子束照射装置102发送射束照射开始许可信号(步骤1604)。在本实施例中,使用了IC芯片1502和传感器1501,但只要是能够识别短射程敷贴器101的种类的方法,则能够得到同样的效果。此外,在本实施例中使用了限位开关1504,但若是能够监视各种装置的装卸状态的方法,则能够得到同样的效果。

[0058] 表示使用本发明的粒子束治疗系统向短射程区域照射射束的顺序。首先,向治疗室(未图示)所具备的患者躺椅(未图示)固定被照射体。患者躺椅可向6轴方向运动,通过操作者可以将被照射体移动至任意位置。接着,通过安装在旋转机架上的激光打标机(未图示)或X射线拍摄装置(未图示),计算被照射体的当前位置与治疗计划时的位置的偏移量,使患者躺椅动作来充分降低偏移量。并且,按照上述顺序将短射程敷贴器101设置在照射区域形成装置110,使旋转机架旋转至与治疗计划时相同的角度。在进行上述治疗室的作业后,操作者向照射控制室(未图示)移动。最后,将使用治疗计划装置1401事前生成的处方笺输入到照射控制装置1503,开始照射射束。在确认了短射程敷贴器101正确地设置在照射区



域形成装置110后,照射控制装置1503向质子束照射装置102发送射束照射许可信号。在接收到射束照射许可信号后,按照上述的扫描照射法的顺序,质子束照射装置102根据在处方笺中记载的信息对各点按顺序照射射束。

[0059] 这样,根据本发明,在具备通过扫描照射法形成照射区域的照射区域形成装置的粒子束治疗系统中,不会增加成本、短射程区域外的半阴影以及操作者负担,改善短射程区域内的半阴影。此外,由于应用短射程敷贴器,布拉格峰值的幅度增加,因此扩大布拉格峰值形成所需要的向深度方向的点数减少,剂量率提高。并且,通过布拉格峰值幅度的扩大,针对目的内剂量一样度的稳健性提高。

[0060] 另外,本发明并不局限于上述实施方式,可以进行各种变形、应用。

[0061] 符号说明

[0062] 101照射补偿装置(短射程敷贴器)

[0063] 102质子束照射装置

[0064] 103质子束产生装置

[0065] 104质子束输送装置

[0066] 105旋转式照射装置

[0067] 106离子源

[0068] 107前段加速器

[0069] 108同步加速器

[0070] 109射出偏转器

[0071] 110照射区域形成装置

[0072] 201插槽C

[0073] 301支撑框

[0074] 302能量吸收体

[0075] 303准直器A

[0076] 304准直器B

[0077] 401插槽A

[0078] 402插槽B

[0079] 501准直器A的开口部

[0080] 502准直器B的开口部

[0081] 601能量吸收体的中心凸部

[0082] 901支撑框的接合部

[0083] 1301治疗计划顺序

[0084] 1302治疗计划顺序

[0085] 1303治疗计划顺序

[0086] 1304治疗计划顺序

[0087] 1401治疗计划装置

[0088] 1402操作画面

[0089] 1403被照射体的X射线CT图像

[0090] 1404最佳化按钮

- [0091] 1405表示短射程敷贴器有无使用的复选框
- [0092] 1405a表示要使用的短射程敷贴器的种类的复选框
- [0093] 1501传感器
- [0094] 1502 IC芯片
- [0095] 1503照射控制装置
- [0096] 1504限位开关
- [0097] 1601到照射射束为止的顺序
- [0098] 1602到照射射束为止的顺序
- [0099] 1603到照射射束为止的顺序
- [0100] 1604到照射射束为止的顺序

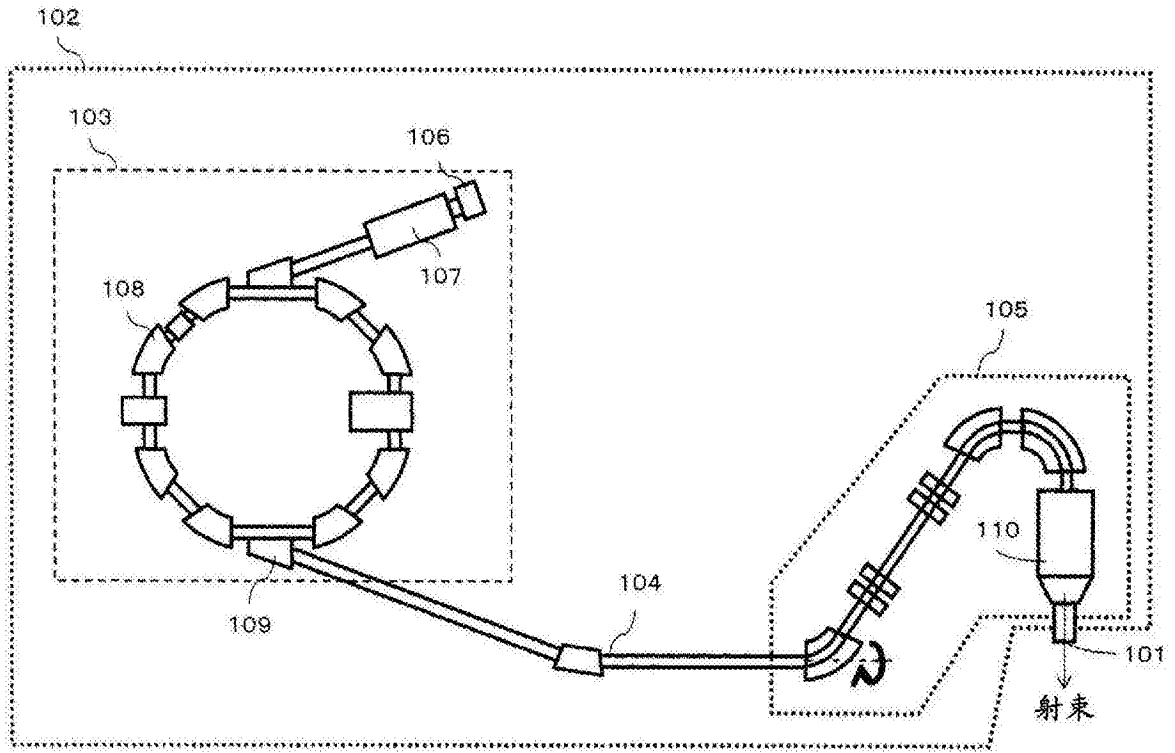


图1

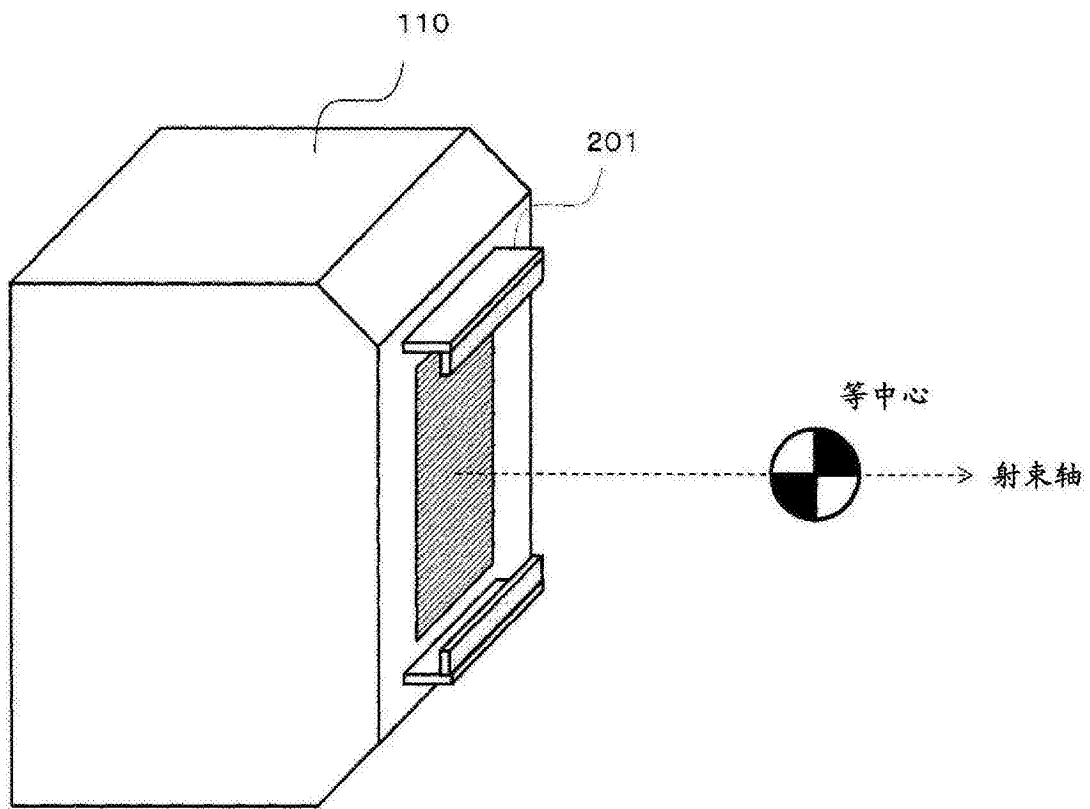


图2

从下游侧看的图

从横向看的图

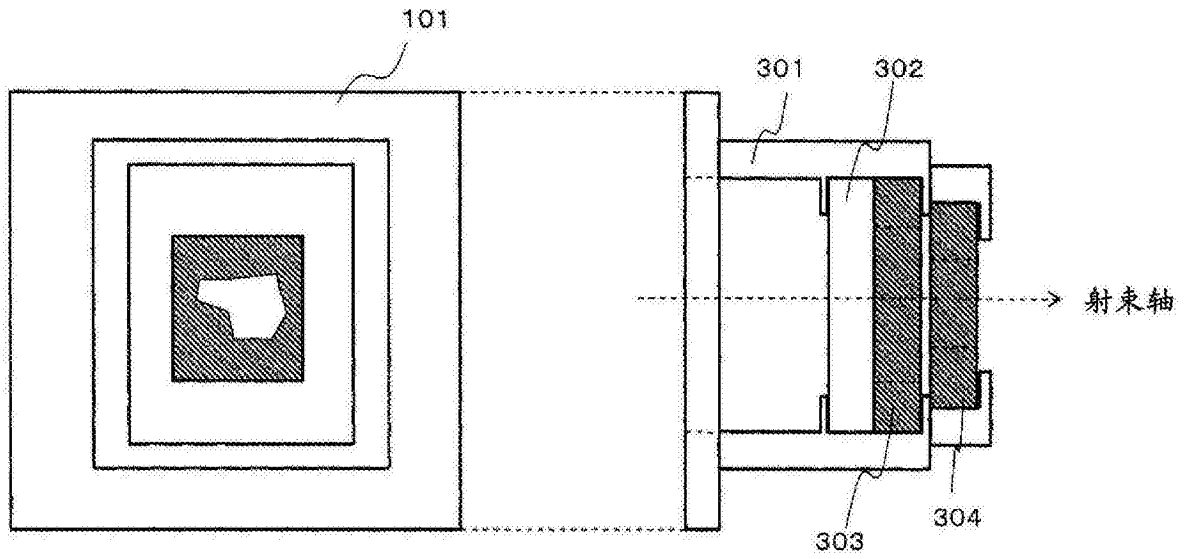


图3

从下游侧看的图

从横向看的图

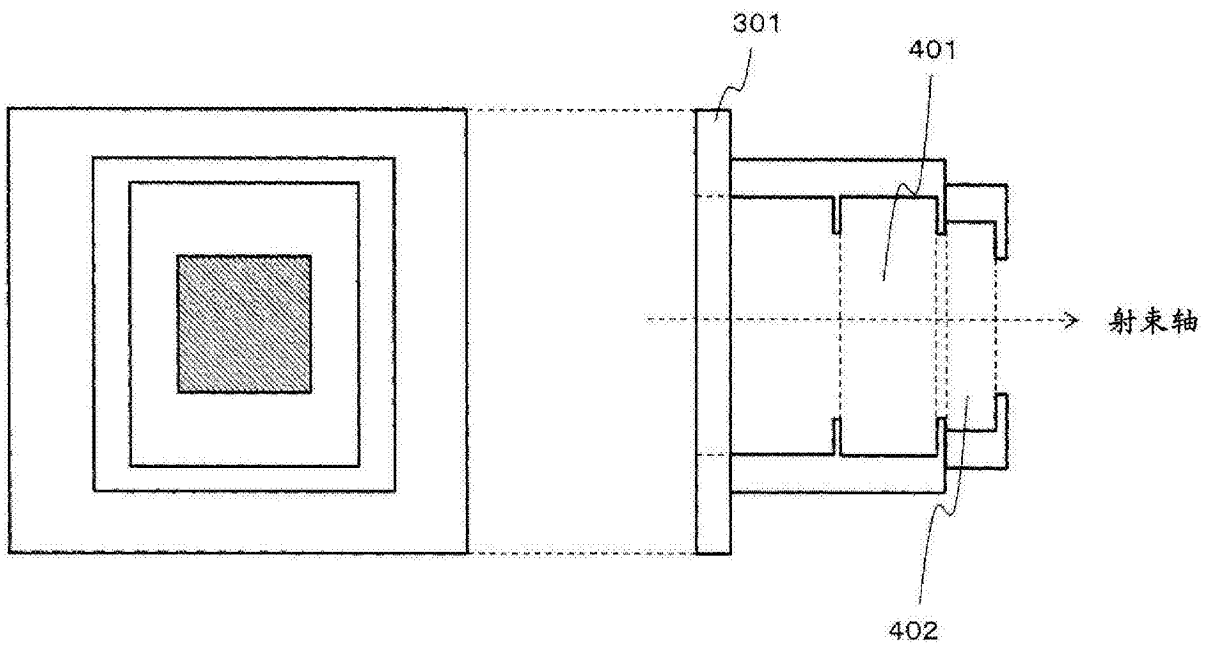


图4

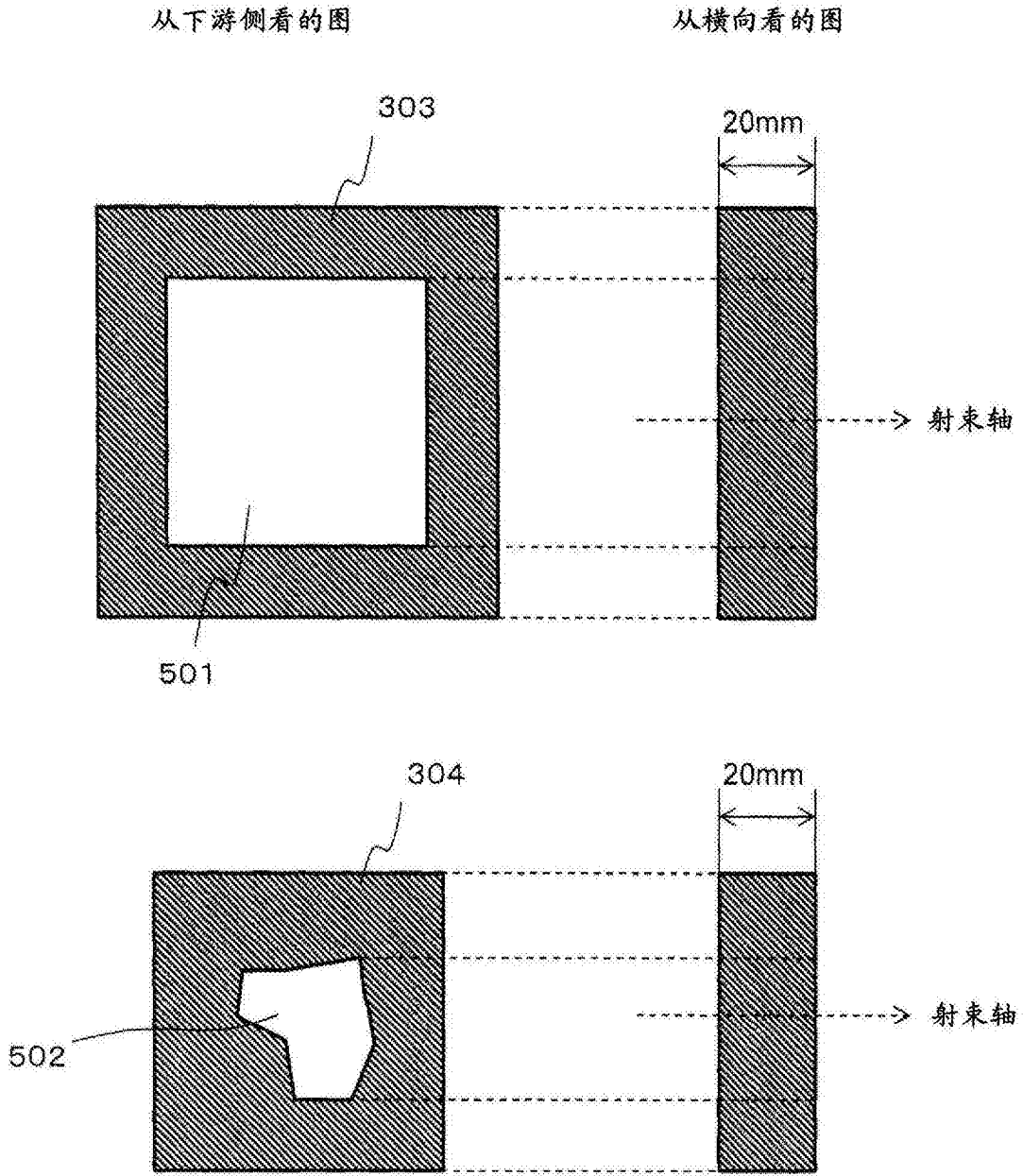


图5

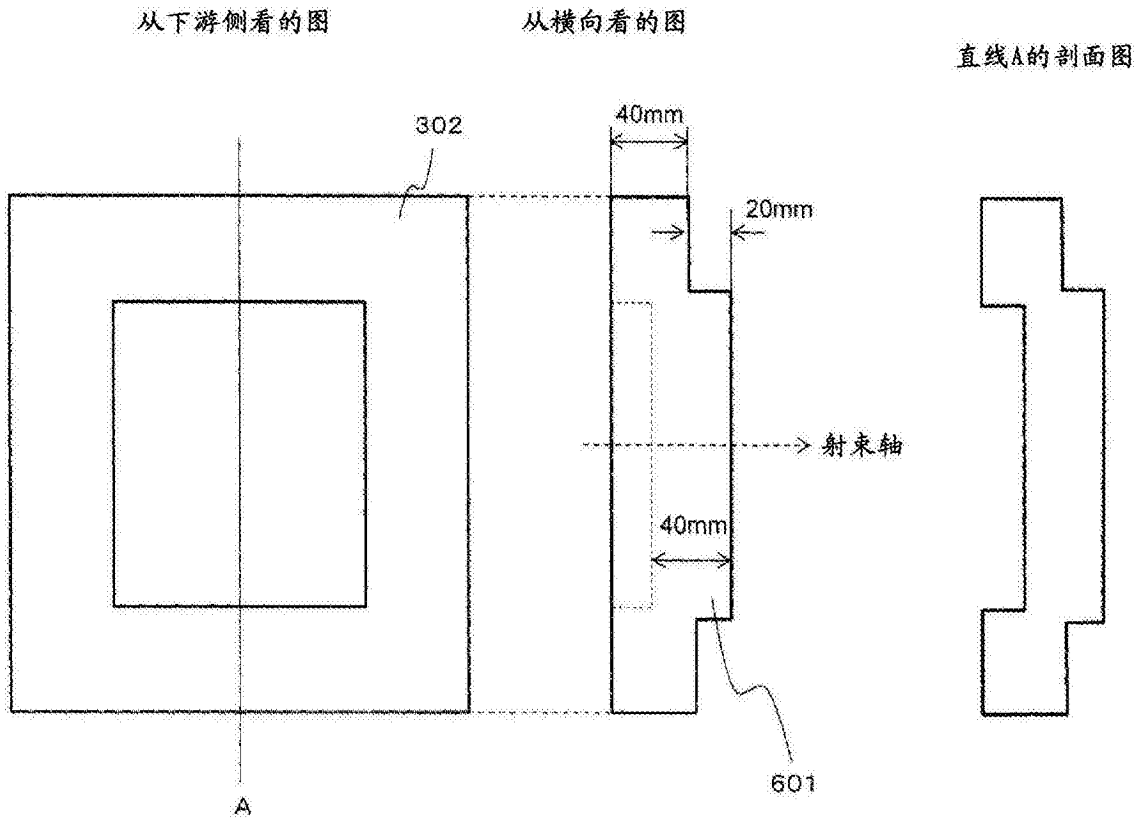


图6

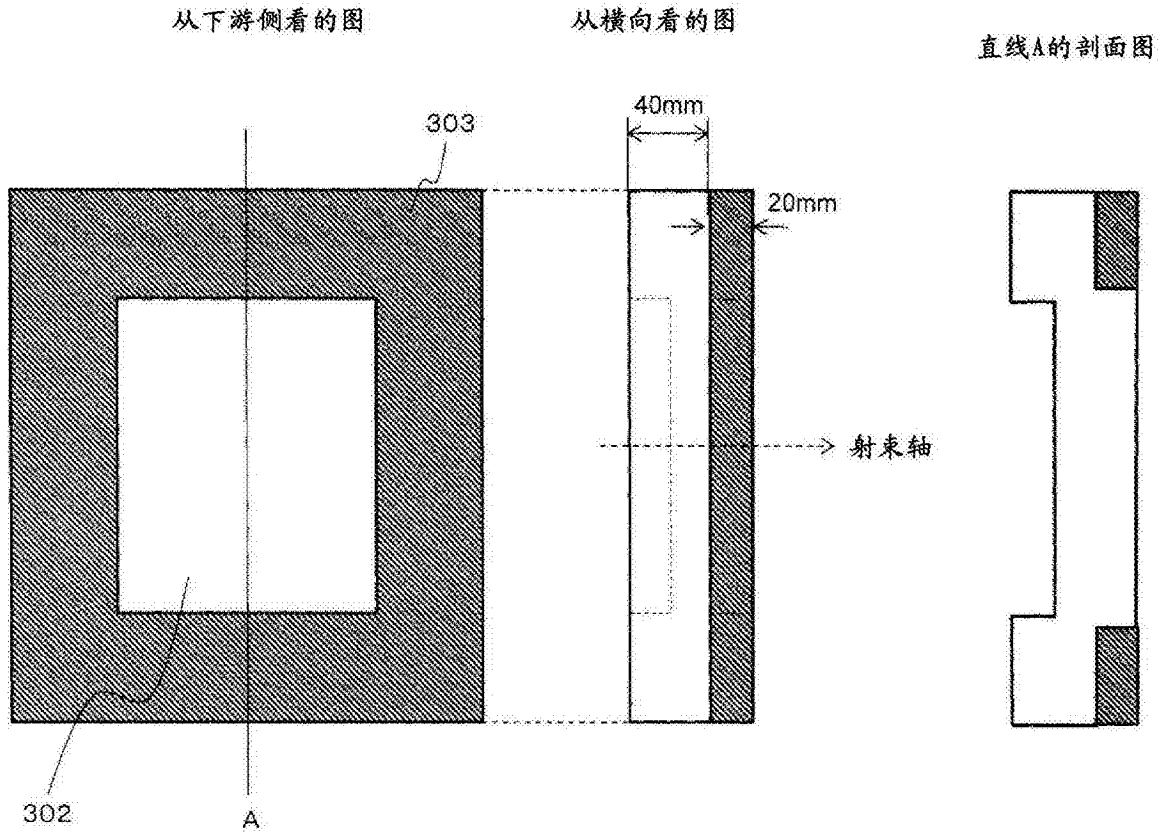


图7

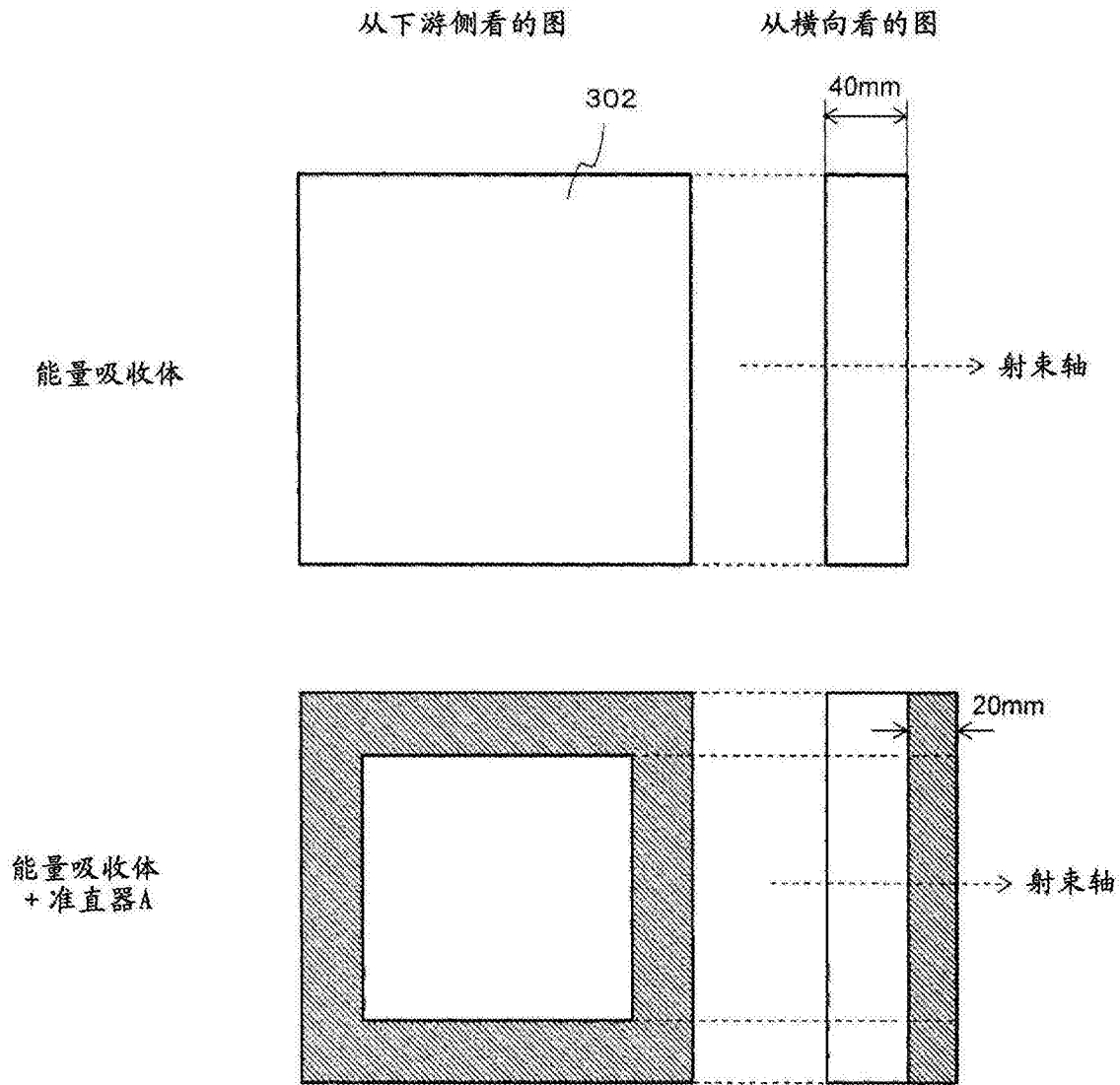


图8



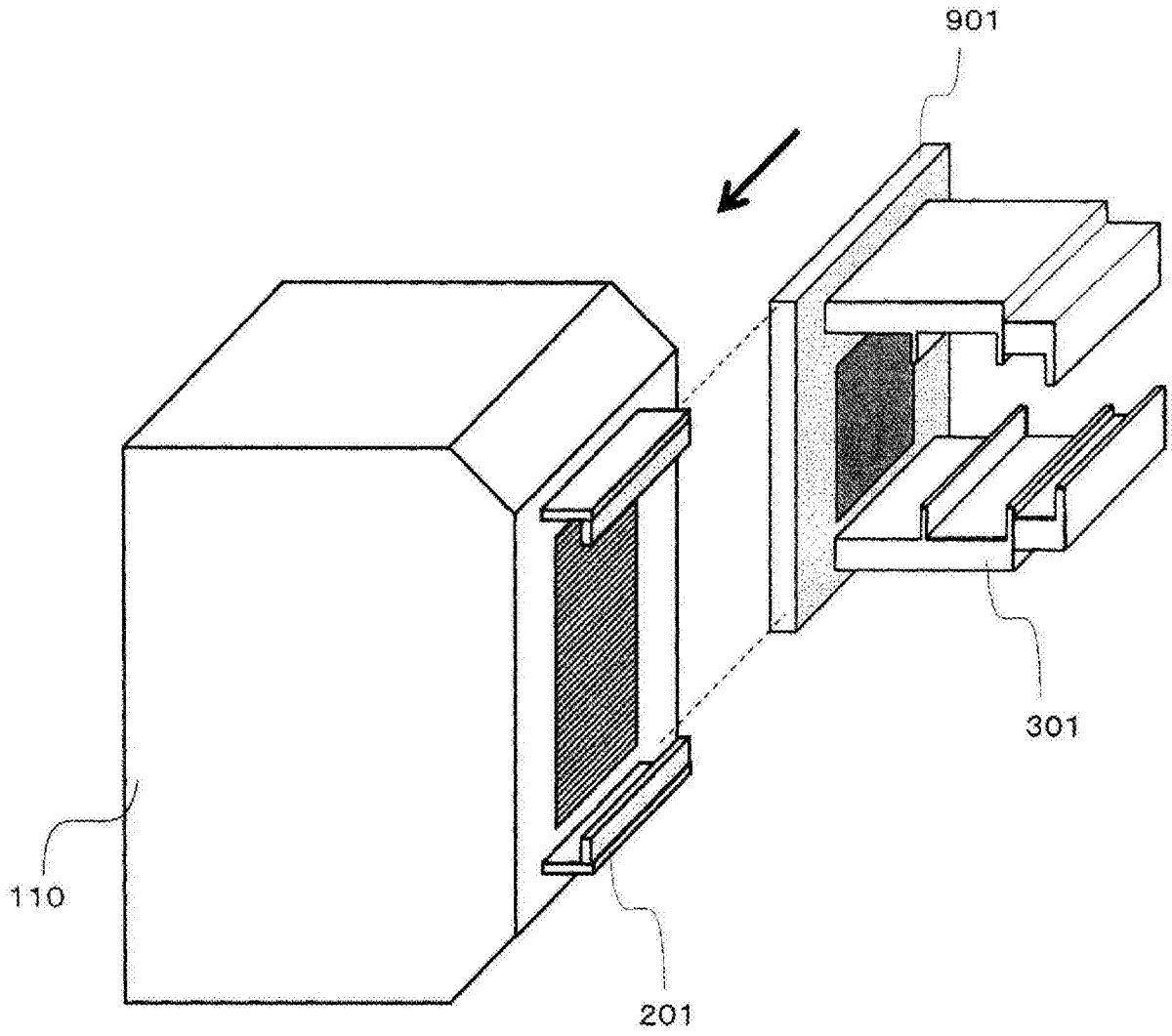


图9

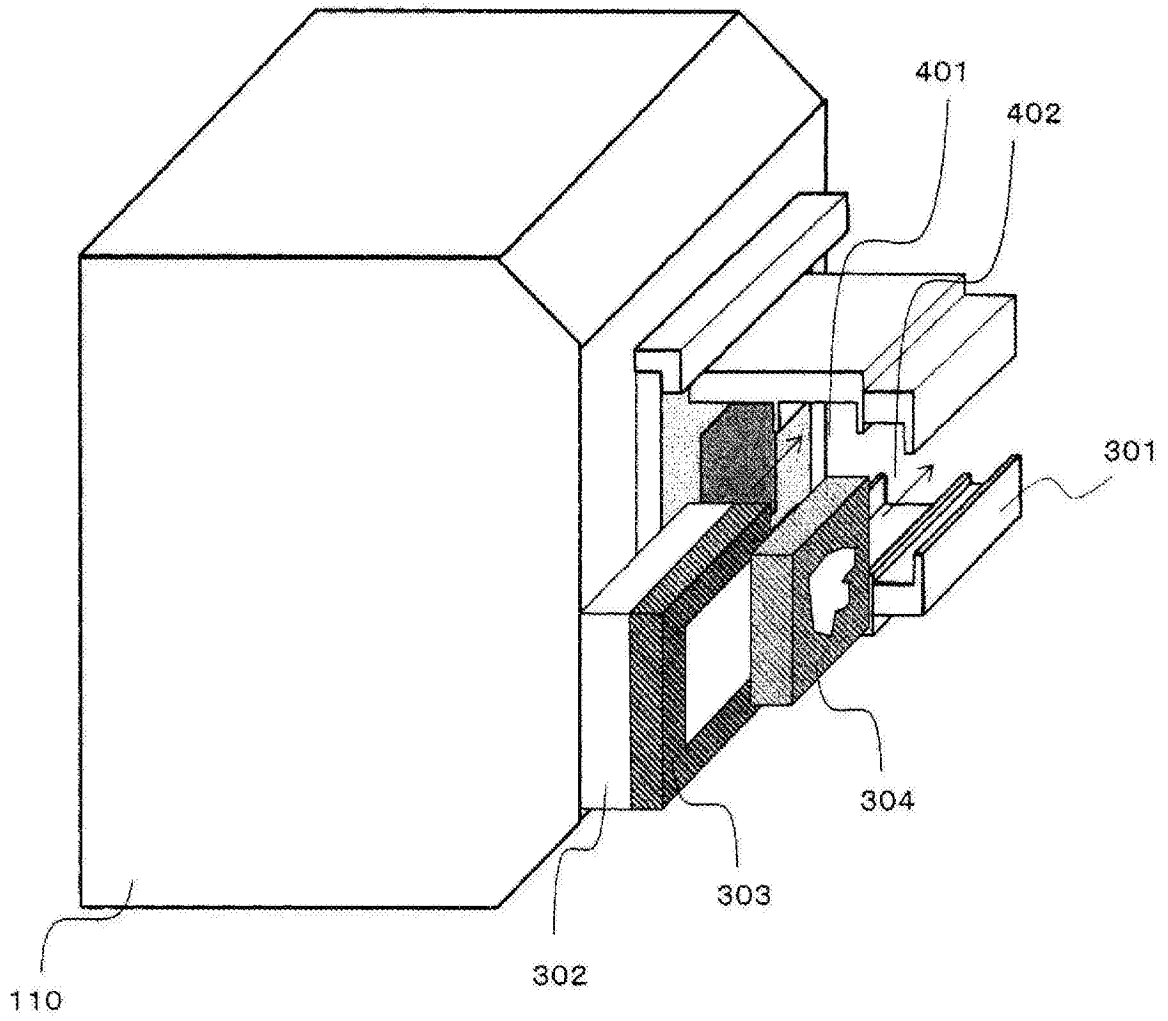


图10

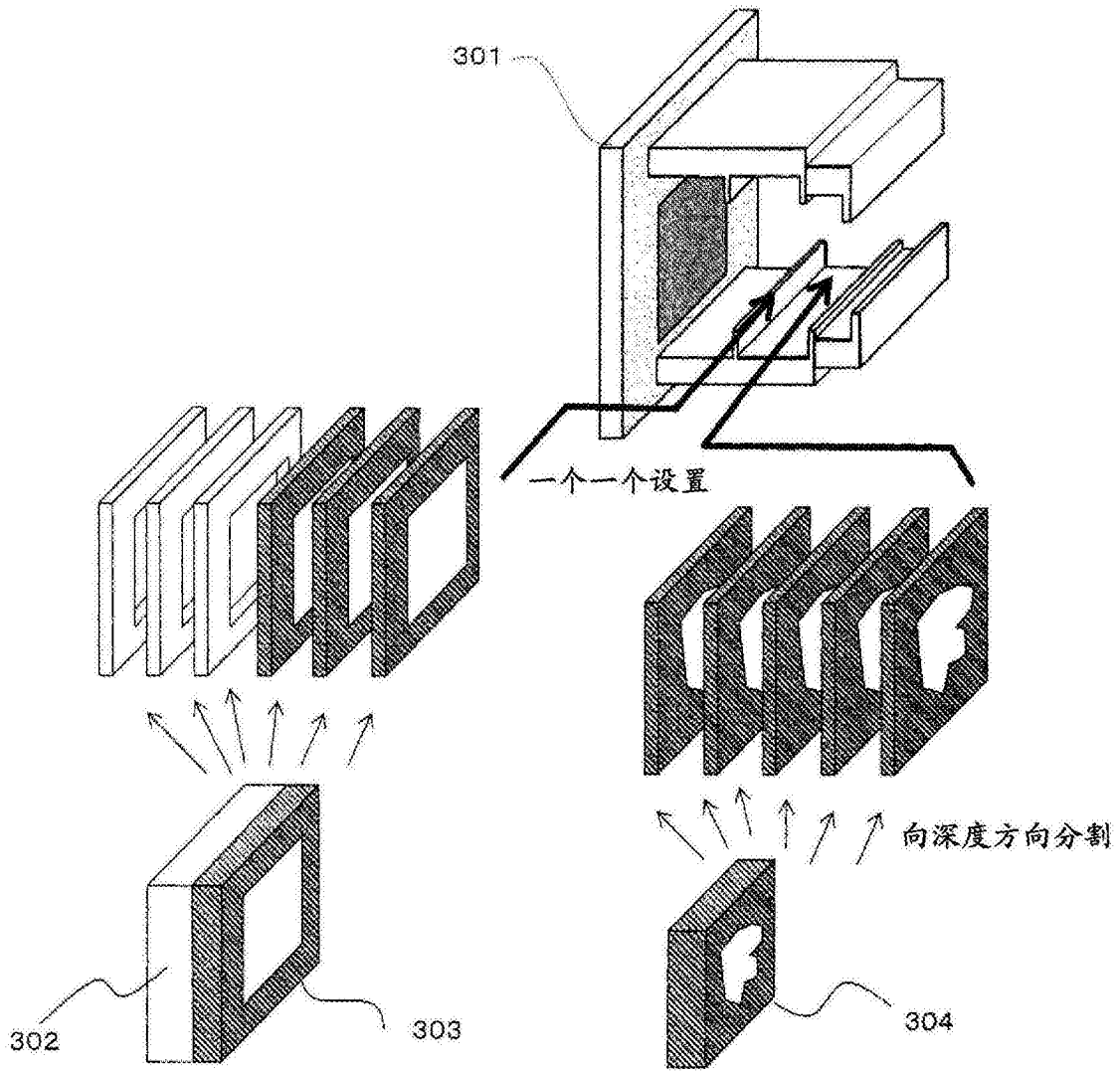
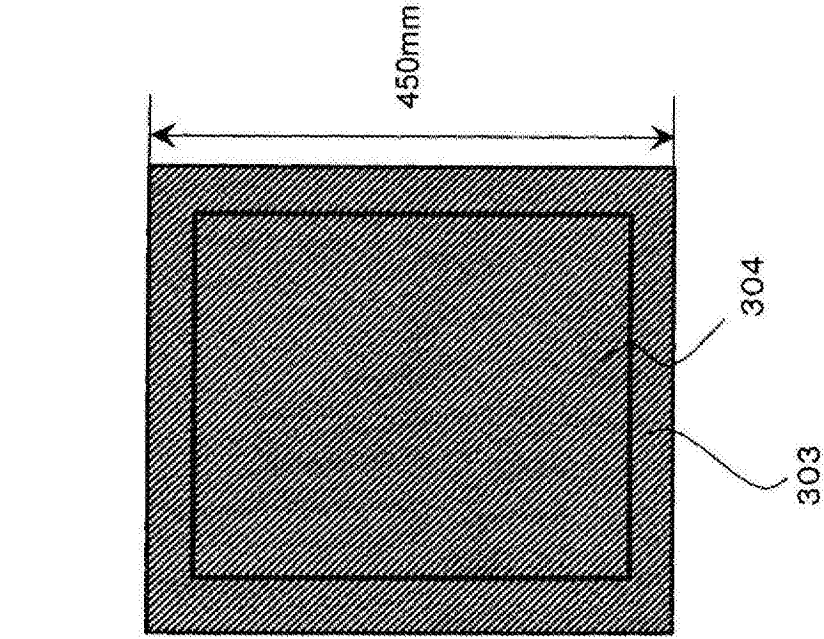
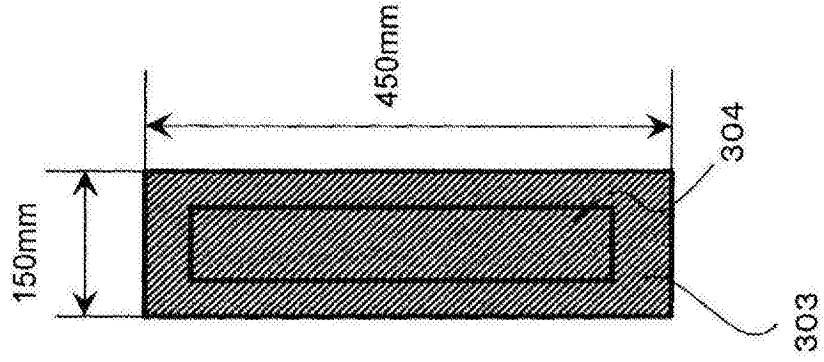


图11

从下游侧观察短程敷贴器  
(通用)的准直器A的图



从下游侧观察短程敷贴器  
(脊椎用)的准直器A的图



从下游侧观察短程敷贴器  
(头部部用)的准直器A和  
准直器B(全闭)的图

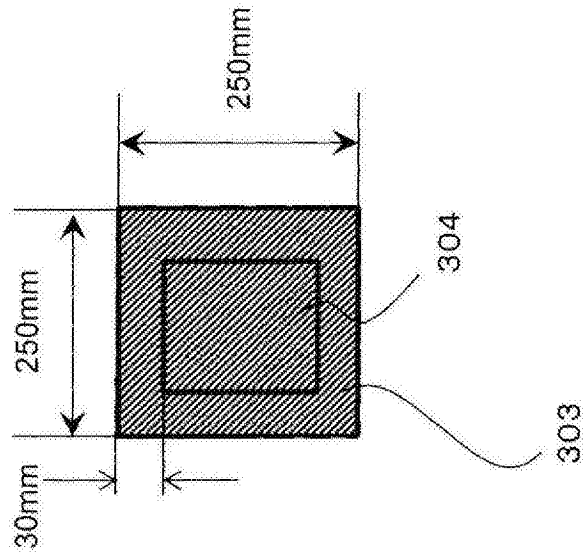


图12

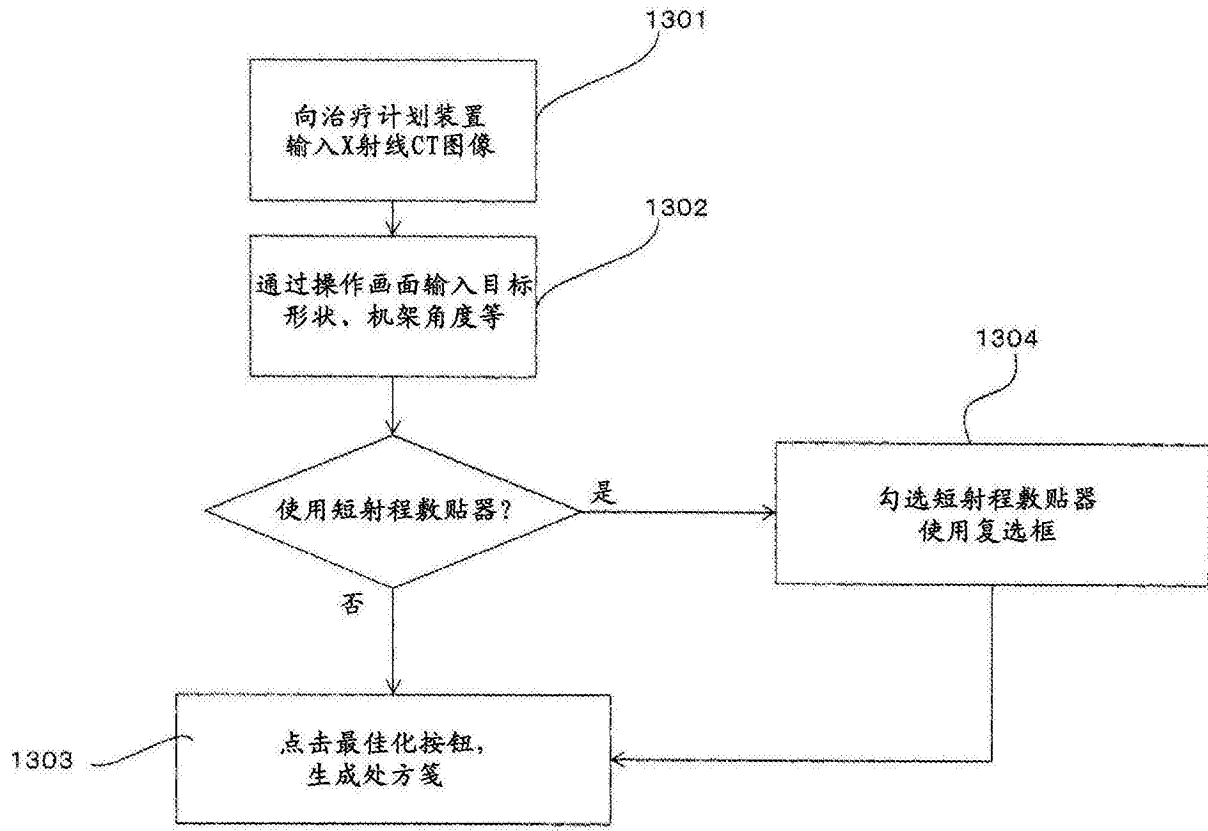


图13

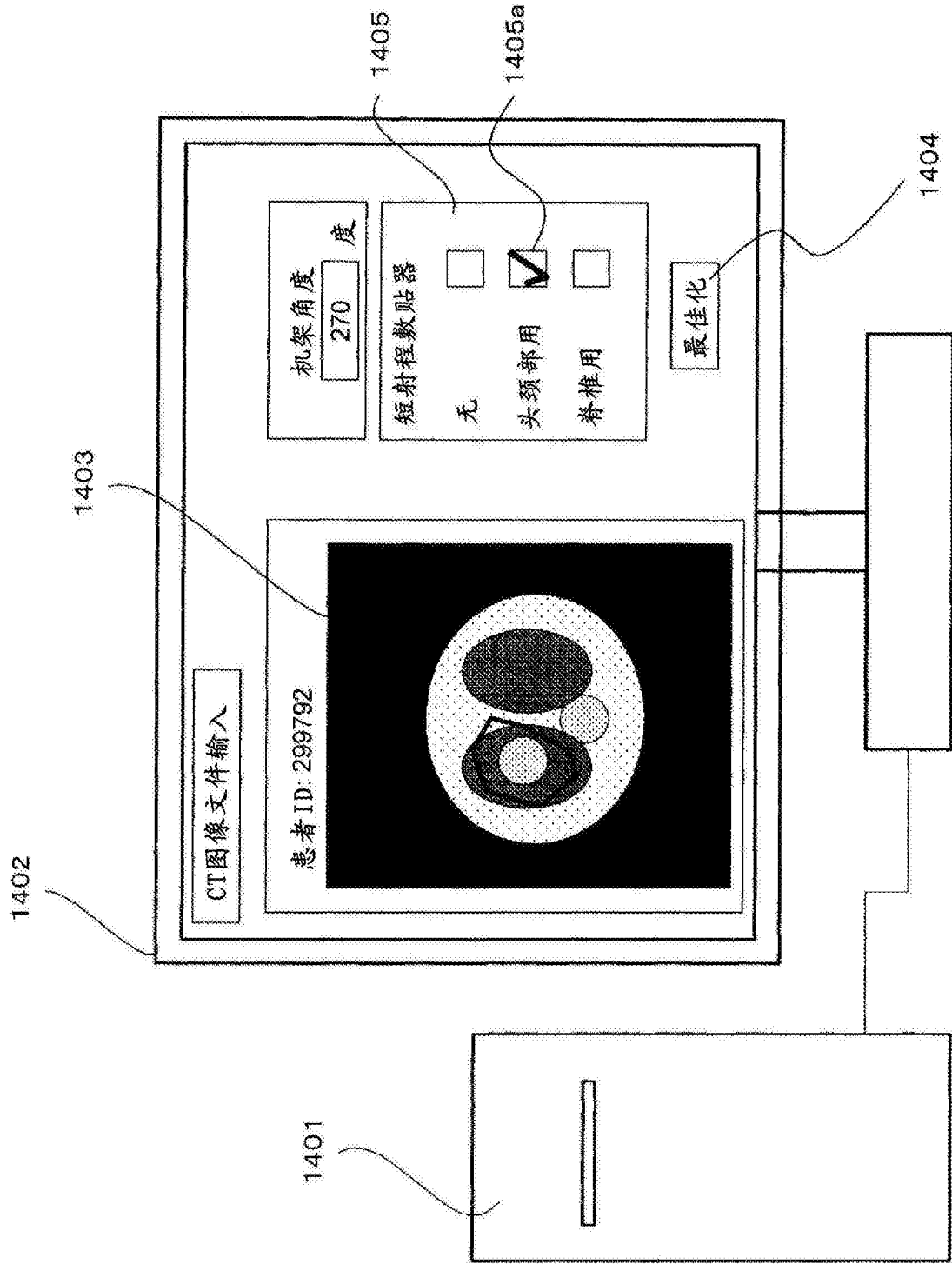


图14

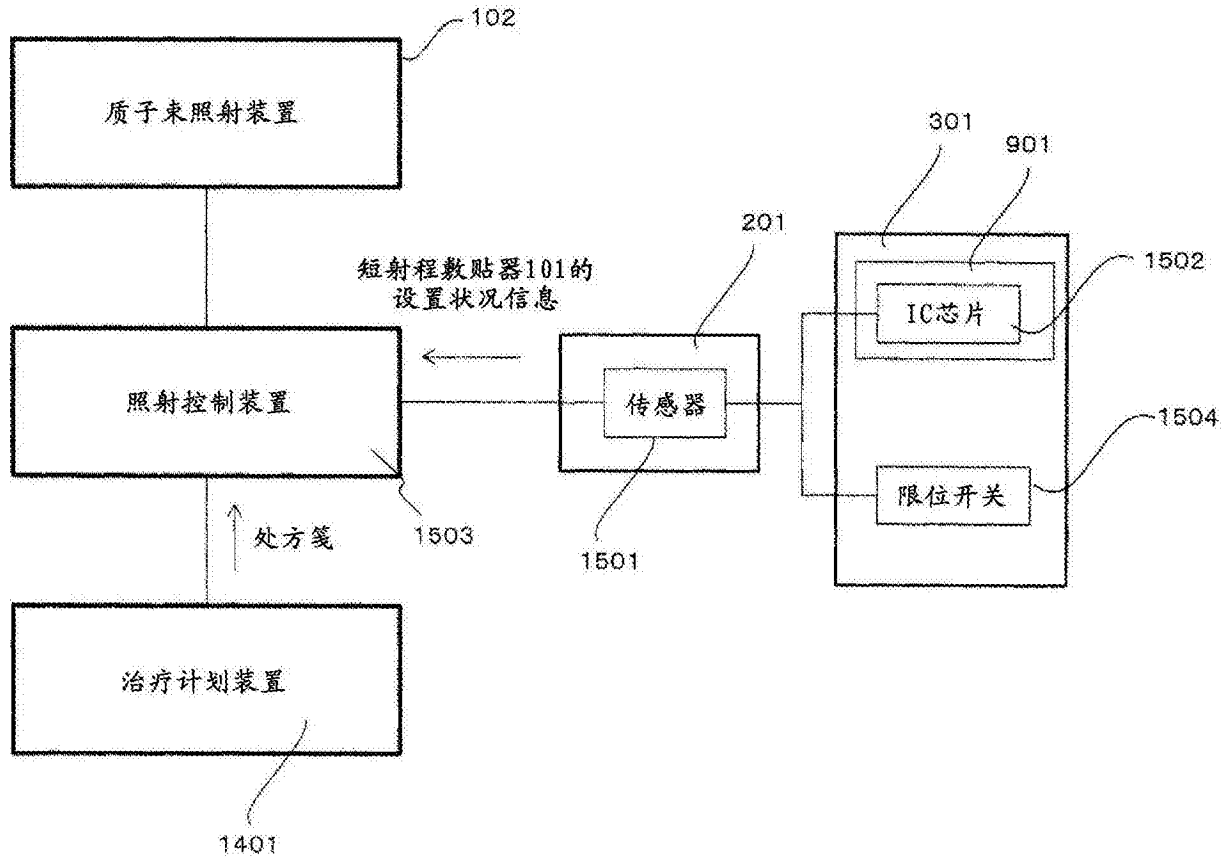


图15

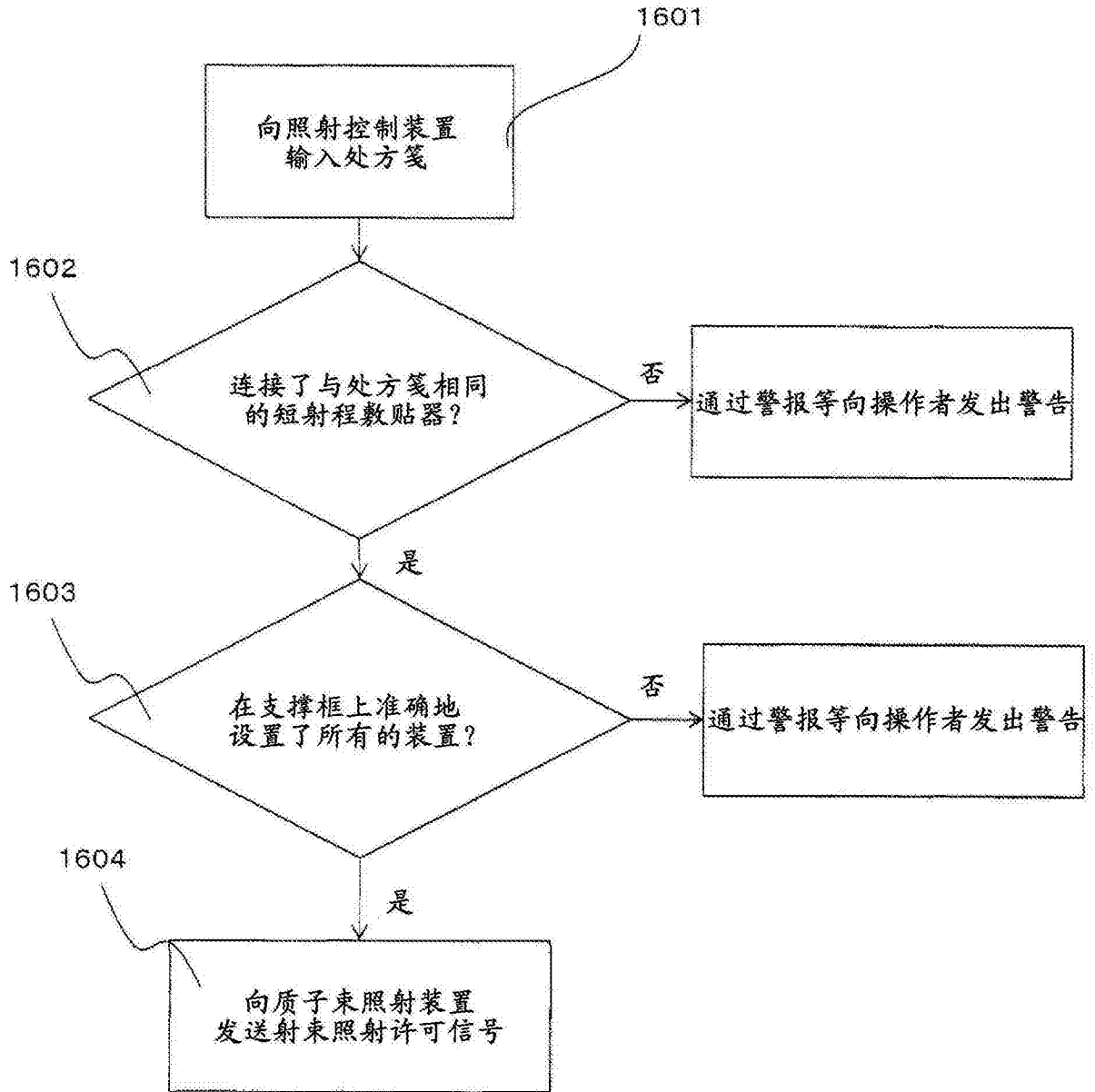


图16