(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 119947790 A
(43)申请公布日 2025.05.06

(21)申请号 202380069068.2

(22)申请日 2023.06.02

(30)优先权数据
2022-126627 2022.08.08 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2025.03.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2023/020710 2023.06.02

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2024/034239 JA 2024.02.15

(71)申请人 碧点医疗股份有限公司
地址 日本东京

(72)发明人 原洋介 久保田佳树 蓑原伸一

(74)专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理有限公司 11291
专利代理师 黄志华 洪秀川

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

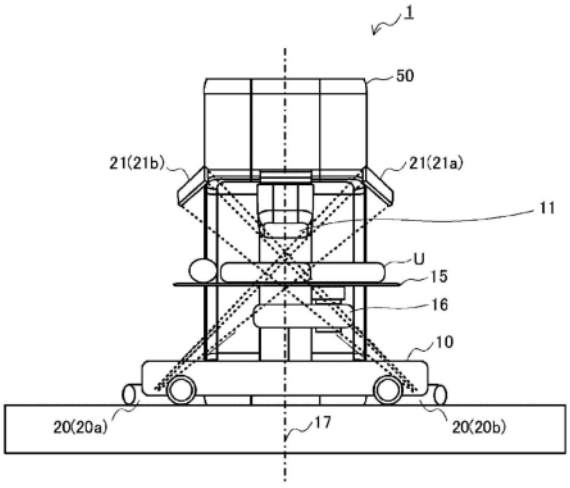
权利要求书1页 说明书17页 附图19页

(54)发明名称

带电粒子束照射系统

(57)摘要

本发明提供一种能在并非旋转式机架型的带电粒子束照射装置中实现使用X射线的呼吸同步照射的带电粒子束照射系统。带电粒子束照射系统具有:带电粒子束照射装置,能供从加速器射出后被输送的带电粒子束射入而朝向等中心射出;以及第一X射线产生部和第一检测部、第二X射线产生部和第二检测部,从第一X射线产生部和第二X射线产生部产生的X射线穿过等中心,并分别被第一检测部和第二检测部检测,第一X射线产生部和第二X射线产生部以隔着由带电粒子束照射装置所能选择的带电粒子束的多个轨道形成的假想平面的方式配置,在将带电粒子束射入带电粒子束照射装置的一侧设为上游侧,将带电粒子束从带电粒子束照射装置射出的一侧设为下游侧时,第一检测部和第二检测部位于比第一X射线产生部和第二X射线产生部靠上游或下游。



CN 119947790 A

1.一种带电粒子束照射系统,所述带电粒子束照射系统具有:

带电粒子束照射装置,能供从加速器射出后被输送的带电粒子束射入而朝向等中心射出;以及

第一X射线产生部和第一检测部、第二X射线产生部和第二检测部,

从第一X射线产生部和第二X射线产生部产生的X射线穿过等中心,并分别被第一检测部和第二检测部检测,

第一X射线产生部和第二X射线产生部以隔着由所述带电粒子束照射装置所能选择的所述带电粒子束的多个轨道形成的假想平面的方式配置,

在将所述带电粒子束射入所述带电粒子束照射装置的一侧设为上游侧,将所述带电粒子束从所述带电粒子束照射装置射出的一侧设为下游侧时,第一检测部和第二检测部位于比第一X射线产生部和第二X射线产生部靠上游或下游。

2.根据权利要求1所述的带电粒子束照射系统,其中,

所述多个轨道是从照射部照射的轨道,所述照射部以固定的间隔固定地设置于所述带电粒子束照射装置。

3.根据权利要求1所述的带电粒子束照射系统,其中,

所述第一X射线产生部和所述第二X射线产生部相对于所述假想平面以面对称的方式配置。

4.根据权利要求1所述的带电粒子束照射系统,其中,

所述多个轨道受聚束电磁铁的影响而形成,所述聚束电磁铁具备以隔着所述带电粒子束的路径的方式配置的线圈对,

所述聚束电磁铁构成为,当对所述线圈对输入电流时,生成磁场朝向与带电粒子束的行进方向即X轴正交的方向即Z轴的有效磁场区域,其中,将与X轴和Z轴这两方正交的轴设为Y轴,

在XY面上,

在偏向起点Q处以与X轴的偏向角φ偏向并射入所述有效磁场区域的带电粒子束被所述有效磁场区域偏向,以相对于X轴的照射角θ照射至等中心,

所述有效磁场区域的带电粒子束的射出侧的边界上的任意点P2处于与所述等中心相距等距离r1的位置,

所述有效磁场区域的带电粒子束的射入侧的边界上的点P1和所述点P2处于半径为r2且中心角为θ+φ的圆弧上,

在将所述偏向起点Q与所述等中心之间的距离设为L时,所述偏向起点Q与所述点P1之间的距离R满足关系式4:

[数式1]

$$R = \sqrt{L^2 + r_1^2 - 2L(r_1 \cos\theta + r_2 \sin\theta)} \quad (4)$$

带电粒子束照射系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种带电粒子束照射系统。

背景技术

[0002] 以往,作为癌症治疗的治疗方法,进行对患部照射质子线、重粒子线(例如,碳线)之类的带电粒子束来进行治疗的粒子线治疗(有时也称为质子线治疗)。在这样的粒子线治疗中,为了使带电粒子束集中在患部,并且抑制患部以外的部分的辐射,通过从各个方向照射带电粒子束来提高患部的带电粒子束的剂量。在专利文献1、2中公开了一种旋转照射装置,其是照射带电粒子束的装置,构成为射束的输送系统和照射部在患者的周围旋转,以便能从所有方向对患者照射带电粒子束。另一方面,这样的旋转照射装置(以下,旋转式机架)由于构成为能在患者的周围旋转的关系,其装置巨大化。因此,在专利文献3中公开了一种带电粒子束照射装置,其是照射带电粒子束的装置,能在不使用旋转照射装置的情况下从任意的角度照射带电粒子束。通过不使用作为装置的巨大化的一个原因的使照射部旋转的机构,专利文献3所记载的带电粒子束照射装置与专利文献1、专利文献2的装置相比能实现小型化。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本专利第6523076号公报

[0006] 专利文献2:日本专利第6158334号

[0007] 专利文献3:日本专利第6387476号

发明内容

[0008] 发明所要解决的问题

[0009] 再者,带电粒子束必须要高精度且准确地照射至患者的治疗部位。但是,患者的脏器因患者的呼吸、搏动等而始终持续变动,因此存在在带电粒子束的照射位置处治疗部位始终持续变动的问题。因此,在考虑患者的呼吸等而进行的治疗中存在被称为呼吸同步照射的照射法。作为实现该照射法的一个例子,存在如下方法:为了确认作为带电粒子束的照射位置的治疗部位,在治疗照射时通过X射线对肿瘤、留置于其周边的标记、患者内部的脏器的状态进行监测,在适当的定时对带电粒子束进行照射控制。进行监测的X射线产生部和检测部需要设置在能实现高精度的检测的适当的位置,但在如上述专利文献1、专利文献2那样的旋转式机架的情况下,存在设置空间的制约,大多不得不设置于特定的位置。例如,通过以与带电粒子束的照射系统同样地同轴旋转的方式且以不阻碍带电粒子束的照射的方式设置X射线产生部和与其对置的检测部,能检测患者内部的脏器的状态,照射带电粒子束。在如使用专利文献1所公开的那样的具有360度以上的旋转角的旋转式机架(以下,全机架)的情况下,一般构成为在从不同角度照射时产生的各个带电粒子束的照射轴所形成的面与连结X射线产生部和检测部的轴所形成的面形成在同一面上。即,随着照射部的转动,

使X射线产生部和检测部也转动。另一方面,在如专利文献2所公开的那样的小于360度(例如180度)的旋转式机架(以下,半机架)的情况下,与全机架不同,有时X射线产生部和检测部设置为不与照射部同时转动。通过不转动,X射线产生部、检测部的设置精度以及转动后的X射线产生部、检测部的重复的位置再现性提高。相对于此,在与如上述专利文献3那样的旋转式机架不同的带电粒子束照射装置的情况下,难以将带电粒子束的照射轴所形成的面与连结X射线产生部和检测部的轴所形成的面配置于同一面上。例如,在以使X射线、质子线在与患者的头尾方向垂直的剖面上行进的方式对设备进行配置的情况下,照射口与作为检测部的FPD(Flat Panel Detector:平板探测器)可能会发生干扰、位于地面的X射线产生部与照射装置发生干扰,从而难以实现。

[0010] 因此,本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种即使在并非旋转式的机架的情况下,也能进行使用基于X射线的呼吸同步照射的治疗的带电粒子束照射系统。

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 为了应对上述问题,本发明的一个方案的带电粒子束照射系统具有:带电粒子束照射装置,能供从加速器射出后被输送的带电粒子束射入而朝向等中心射出;以及第一X射线产生部和第一检测部、第二X射线产生部和第二检测部,从第一X射线产生部和第二X射线产生部产生的X射线穿过等中心,并分别被第一检测部和第二检测部检测,第一X射线产生部和第二X射线产生部以隔着由所述带电粒子束照射装置所能选择的所述带电粒子束的多个轨道形成的假想平面的方式配置,在将所述带电粒子束射入所述带电粒子束照射装置的一侧设为上游侧,将所述带电粒子束从所述带电粒子束照射装置射出的一侧设为下游侧时,第一检测部和第二检测部位于比第一X射线产生部和第二X射线产生部靠上游或下游。

[0013] 根据本发明的带电粒子束照射系统,即使在并非旋转式的机架的情况下,也能进行使用基于X射线的呼吸同步照射的治疗。

附图说明

[0014] 图1是粒子线治疗设施的示意图。

[0015] 图2的(a)是照射口附近的侧视图,图2的(b)是照射口附近的主视图。

[0016] 图3是未配置X射线产生部的状态下的带电粒子束照射系统的立体图。

[0017] 图4的(a)是图3所示的带电粒子束照射系统的左侧视图,图4的(b)是该带电粒子束照射系统的右侧视图。

[0018] 图5是图3所示的带电粒子束照射系统的主视图。

[0019] 图6的(a)是图3所示的带电粒子束照射系统的俯视图,图6的(b)是该带电粒子束照射系统的背面图。

[0020] 图7是配置有X射线产生部及其检测部、载置有患者的移动车辆的带电粒子束照射系统的立体图。

[0021] 图8是图7所示的带电粒子束照射系统的右侧视图。

[0022] 图9是图7所示的带电粒子束照射系统的主视图。

[0023] 图10是对由带电粒子束照射装置进行的带电粒子束的照射的机制进行说明的图。

[0024] 图11是具备带电粒子束照射装置的治疗室的俯视图的一个例子。

[0025] 图12是表示X射线拍摄装置的设置条件的概略图。

[0026] 图13是表示X射线拍摄装置的有效视野与设置角度的关系的图。

[0027] 图14是表示带电粒子束照射装置的系统构成例的系统构成图。

[0028] 图15是表示控制由带电粒子束照射装置进行的带电粒子束的照射的信息处理装置的构成例的框图。

[0029] 图16是表示由信息处理装置进行的带电粒子束照射装置的控制动作例的流程图。

[0030] 图17是进行呼吸波形预测并进行治疗照射的情况下的时序图的一个例子。

[0031] 图18是进行呼吸波形预测并进行治疗照射的情况下的时序图的另一个例子。

[0032] 图19的(a)是表示本实施方式的带电粒子束照射系统、X射线产生部以及检测部的配置关系的图,图19的(b)是表示以往的全机架的带电粒子束照射系统、X射线产生部以及检测部的配置关系的图,图19的(c)是表示以往的半机架的带电粒子束照射系统、X射线配置部以及检测部的配置关系的图。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图,对本实施方式的带电粒子束照射系统进行详细说明。

[0034] <实施方式>

[0035] <实施例1>

[0036] 图1是实施本发明的粒子线治疗设施的示意图。从加速器(未图示)取出的带电粒子束穿过射束输送系统90,被输送至治疗室30。在此,加速器是生成带电粒子束的装置,例如通过同步加速器、回旋加速器或线性加速器实现。射束输送系统90具备真空管道、带电粒子束调整装置。需要说明的是,带电粒子束调整装置根据规格适当具备用于调整射束形状和/或剂量的射束狭缝、用于调整带电粒子束的行进方向的偏向电磁铁、用于调整带电粒子束的射束形状的四极电磁铁以及用于微调带电粒子束的射束位置的转向电磁铁等,对带电粒子束的射束形状、剂量进行调整。考虑放射线屏蔽,治疗室用水泥等的壁来覆盖四周。在射束输送系统末端的治疗室内有照射口,带电粒子束穿过照射口,进行向躺在治疗台上的患者的照射。图1中公开了能从水平方向(带电粒子束照射装置50a的照射口)和垂直方向(带电粒子束照射装置50b的照射口)这两个方向对治疗室进行照射的例子。在实施例1中,将带电粒子束的水平行进方向设为X,将垂直行进方向设为Y,将分别垂直于X和Y的方向设为Z。分别沿水平方向、垂直方向行进的带电粒子束在被称为等中心的点0处相交。照射口由用于将带电粒子束扫描成照射目标形状的扫描电磁铁、测量剂量的剂量监测器、用于测定射束位置的位置监测器、能量调制装置等构成。而且,治疗室中具备用于进行患者定位的定位装置。患者定位可以是指确定患者(治疗部位)与治疗室内的照射口(与带电粒子束照射装置)的相对位置关系。定位装置由通过作为X射线产生部20的X射线管、作为检测部的平板探测器(以下,FPD)等构成的图像诊断装置、用于进行定位数据的收发的装置构成。在图1中,FPD21以从天花板悬挂(未图示)的方式设置有两台(在图示中仅为一台)。X射线管20隔着点0分别设置于与FPD21点对称的位置。在图1中,两台X射线管设置于地板下。在本实施例1中,FPD21在天花板侧,X射线管20在地板下,但这并不限制两者的配置,也可以是FPD在地板侧,X射线管为天花板侧。需要说明的是,虽未图示,但作为其他图像诊断装置,有时在治疗室内也设置有X射线CT(计算机断层扫描)、MRI(磁共振成像)。此外,在本实施例中,FPD21设为从天花板悬挂,但并不限于此,也可以设为装配于治疗室内的装置。

[0037] 图2的(a)是实现实施例1的照射口附近的侧视图的示意图,图2的(b)是实现实施例1的照射口附近的主视图。在图2中,将水平、垂直这两个方向的带电粒子束所形成的虚构的面定义为假想平面P,点0在假想平面P内。当将成对的定位装置设为X射线管20a和FPD21a、X射线管20b和FPD21b时,如图2的(a)所示,FPD21a和FPD21b设置于比X射线管20a和X射线管20b靠带电粒子束的行进方向的上游侧。在本实施例中,FPD21设置于比X射线管20靠上游侧,但FPD21也可以设置于比X射线管20靠下游侧。X射线管20a和X射线管20b位于关于假想平面P面对称的位置。FPD21a和FPD21b位于关于假想平面P面对称的位置。X射线管20a和FPD21a、X射线管20b和FPD21b如图2的(b)所示分别相对于点0以点对称的方式设置,因此以假想平面P为基准在同一侧配置X射线管20a和FPD21b,在其相反侧设置X射线管20b和FPD21a。需要说明的是,在此,示出了相对于假想平面P以面对称的方式配置的例子,但X射线管20a和X射线管20b也可以不相对于假想平面P以面对称的方式配置,作为一个例子,FPD21a也可以在图2的(b)的纸面前后(进深)方向上设置于比图示靠后侧(纸面里侧)。

[0038] 如图2所示,Z方向为患者的头尾方向。虽未图示,但患者躺在治疗台上,进行患者定位、治疗照射。在本实施例中,隔着假想平面P分别设置FPD21a和FPD21b、X射线管20a和X射线管20b,因此能拍摄头尾方向的大范围的区域。在X射线管20a和X射线管20b、FPD21a和FPD21b分别相对于假想平面P配置于同一侧的情况、即不相对于假想平面P以面对称的方式配置的情况下,体轴的左右方向侧为拍摄区域,无法大范围地对人体进行拍摄。结果,为了对大范围进行拍摄,要使患者沿头尾方向移动并多次拍摄。在本实施例中,能一次性对大范围进行拍摄,因此能减轻由X射线拍摄带来的辐射量。此外,通过缩短定位作业时间来提高治疗室利用效率,也有助于医院的收益增加。

[0039] 在本实施例1中,如图2的(a)所示,能在水平的照射口与垂直的照射口之间设置两个FPD21(21a、21b),能有效利用空间。一般而言,为了在患者定位时放射线技术员容易在三维位置上捕捉患者的姿势,以使带电粒子束的照射轴所形成的假想平面P与连结X射线管20和FPD21的轴所形成的面相互处于同一面的方式设置X射线管20和FPD21。或者,以使连结X射线管20和FPD21的轴所形成的面处于比假想平面P相对于水平侧倾斜的状态的方式设置X射线管20和FPD21。即,FPD21中的一个设置于射束行进方向下游侧、治疗室内的开放空间侧。在该情况下,难以从水平射束行进方向下游侧接入照射端口,需要为了防止FPD21与人的干扰而使FPD21退避等的构成。在本实施例中,能在不使FPD21退避的情况下从水平射束行进方向下游侧接入上游侧,能提高作业效率。由于无需FPD21的退避,因此也能期待设置位置精度的提高,能进行呼吸同步照射等高精度的治疗照射。此外,在上游侧无法设置FPD21的情况下,治疗台可能会覆盖拍摄范围,拍摄条件可能会发生改变。在本实施例中,能避免这种情况,无论治疗台的位置如何,都能使拍摄条件一致,能期待治疗精度的提高。

[0040] <实施例2>

[0041] 图3是未配置带电粒子束照射装置的状态下的带电粒子束照射系统的立体图,其中,该带电粒子束照射装置为未配置X射线产生部和检测其X射线的检测装置的状态。图4的(a)是图3所示的带电粒子束照射装置的右侧视图。此外,图4的(b)是该带电粒子束照射装置的左侧视图。

[0042] 图5是图3所示的带电粒子束照射装置的主视图。此外,图6的(a)是图3所示的带电粒子束照射装置的俯视图,图6的(b)是该带电粒子束照射装置的背面图。

[0043] 如图3～图6(特别是图4)所示,在从侧面观察时,本实施例2的带电粒子束照射装置呈将其一部分切成半圆形状的形状,从该半圆的凹部51朝向处于半圆的中心的等中心0照射带电粒子束。在该凹部51中设有照射口11,带电粒子束从照射口11照射至作为照射目标的患部(等中心)。照射口11能沿着设于带电粒子束照射装置的凹部51的导轨52在半圆的范围内滑动,在该范围内从各个方向照射带电粒子束。需要说明的是,照射口11并不是必须的构成,即使没有照射口11,也能从凹部51的凹面照射带电粒子束。

[0044] 在此,使用图10,对由本实施例2的带电粒子束照射装置(非旋转式机架)进行的带电粒子束的照射的机制进行简单说明。需要说明的是,在图10中,省略照射口11。

[0045] 图10的(a)是示意性地示出从右侧面观察设于带电粒子束照射系统的带电粒子束照射装置50的偏向电磁铁80时的带电粒子束的路径的示意图。即,图10的(a)与图4的(a)或后述的图8对应。如图10的(a)所示,带电粒子束照射装置50具备分配电磁铁70和偏向电磁铁80。

[0046] 要输入带电粒子束照射装置的带电粒子束(图10的左端)被未图示的加速器加速,经由未图示的射束输送系统输入带电粒子束照射装置。关于带电粒子束照射装置的进一步的详细情况请参照专利文献3。

[0047] 图10的(a)中示出了按偏向角φ和聚束角θ而不同的多个射束路径的例子。在此,将带电粒子束的行进方向设为X轴,将偏向电磁铁80所生成的磁场的方向设为Z轴,将与X轴和Z轴正交的方向设为Y轴。偏向电磁铁80构成为在XY面上使从相对于X轴的偏向角φ的大范围射入的带电粒子束聚束于等中心0。需要说明的是,在图10的(a)中,省略照射口,为了简化说明,将等中心0设为XYZ空间的原点,将上游侧(加速器侧,图10的(a)的纸面左侧)设为X轴的正方向。

[0048] 偏向角φ的范围在大于-90度～小于+90度的范围内,正(+Y轴方向)的偏向角范围与负(-Y轴方向)的偏向角范围也可以不同(不对称)。例如,可以将正侧的最大偏向角(φ=φMAX)设为10度、15度、20度、25度、30度、35度、40度、45度、50度、60度、70度、80度以及85度中的任一个,将负侧的最大偏向角(φ=-φMAX)设为-10度、-15度、-20度、-25度、-30度、-35度、-40度、-45度、-50度、-60度、-70度、-80度以及-85度中的任一个。需要说明的是,偏向角φ并不限定于这些角度。

[0049] 偏向电磁铁80具备一组以上的线圈对,该线圈对生成朝向与带电粒子束的行进方向和带电粒子束的偏向角φ的扩展方向正交的方向(图中为Z轴方向)的均匀的磁场(有效磁场区域81a、81b),并以隔着带电粒子束的路径的方式配置。如图10的(a)所示,偏向电磁铁80的一组线圈对所生成的有效磁场区域在XY平面具有月牙形的形状,关于其详细情况将在后文加以记述。需要说明的是,带电粒子束所穿过的、对置的线圈对间的间隙(Z轴方向的距离)与XY面上的带电粒子束扩展的范围相比足够小,因此,在此不考虑带电粒子束的Z轴方向的扩展。

[0050] 图10的(b)是偏向电磁铁80的A-A线剖视图。偏向电磁铁80优选具备至少两组线圈对84a、84b。在线圈84a、84b的内部分别组装有磁极85a、85b,在磁极85a、85b中连接有磁轭86。在偏向电磁铁80中连接有电源装置(未图示),通过从电源装置对线圈对84a、84b供给电流(励磁电流),使偏向电磁铁80励磁,形成有效磁场区域81a、81b(也统称为有效磁场区域81)。

[0051] 需要说明的是,有效磁场区域81a的范围与有效磁场区域81b的范围也可以不同(不对称)。例如,若正(+Y轴方向)的偏向角φ的范围与负(-Y轴方向)的偏向角φ的范围不对称,则与之相应地有效磁场区域81a、81b也形成为不对称,由此能削减不使用的有效磁场区域。

[0052] 被分配电磁铁70偏向并射入偏向电磁铁80的带电粒子束的偏向角φ的范围是从正的最大偏向角(φ=φMAX)到负的最大偏向角(φ=-φMAX)的范围,正的最大偏向角φMAX是10度以上且小于90度的角度,负的最大偏向角-φMAX是大于-90度且-10度以下的角度。偏向角φ和后述的照射角θ是在XY面上带电粒子束的路径与X轴的角度。

[0053] 以正的偏向角范围(φ=大于0～φMAX)射入的带电粒子束被第一线圈对84a的有效磁场区域81a偏向,穿过照射口11照射至等中心0。以负的偏向角范围(φ=小于0～-φMAX)射入的带电粒子束被第二线圈对84b的有效磁场区域81b偏向,穿过照射口11照射至等中心0。有效磁场区域81a和有效磁场区域81b的磁场的朝向是相互相反的方向。需要说明的是,从分配电磁铁70以偏向角φ=0射入偏向电磁铁80的带电粒子束穿过有效磁场区域81a、81b的任一个或两个区域81a、81b间,穿过照射口(未图示)而聚束于等中心0。

[0054] 射入偏向电磁铁80的带电粒子束的偏向角φ由分配电磁铁70控制。分配电磁铁70具备:电磁铁,生成朝向与从加速器(未图示)供给的带电粒子束的行进方向(图中为X轴)正交的方向(图中为Z轴)的磁场,使穿过的带电粒子束偏向;以及控制部,控制该磁场的强度和朝向(均未图示)。分配电磁铁70通过控制磁场的强度和朝向(Z轴方向),在XY面上使带电粒子束偏向,将在偏向起点Q处以偏向角φ偏向的带电粒子束射出至偏向电磁铁80。在此,偏向起点Q和等中心0处于X轴上(同一水平面上)。

[0055] 参照图10的(c),对用于形成偏向电磁铁80的有效磁场区域81a的计算式进行说明。需要说明的是,在本实施方式中,不考虑带电粒子束向Z轴方向的偏向,因此对XY面上的有效磁场区域的形成进行说明。对偏向电磁铁80的有效磁场区域81a进行说明,但关于有效磁场区域81b也相同,因此省略说明。

[0056] 首先,偏向电磁铁80的带电粒子束的射出侧83的有效磁场区域81a的边界确定为处于与等中心0相距等距离r1的位置的范围。接着,偏向电磁铁80的带电粒子束的射入侧82的有效磁场区域81a的边界基于后述的关系式(1)～(5)来确定,以使在处于与等中心0相距规定的距离L的位置的假想上的偏向起点Q处以偏向角φ偏向并射入的带电粒子束聚束于等中心0。在此,假想上的偏向起点Q是假定为在分配电磁铁70的中心带电粒子束在极短距离之间受到偏向角φ的突跳(kick)的点。

[0057] 以偏向角φ输送来的带电粒子束从射入侧82的有效磁场区域81a的边界上的任意点P1进入,在有效磁场区域81a内进行曲率半径为r2的圆周运动(此时的中心角为(φ+θ)),从射出侧83的有效磁场区域81a的边界上的点P2出来,朝向等中心0照射。就是说,点P1和点P2处于半径为r2和中心角为(φ+θ)的圆弧上。

[0058] 如图10的(c)所示,假定在XY面上以等中心0为原点的XY坐标系。当将连结射出侧83的点P2与等中心0的直线与X轴所成的角度设为照射角θ时,射入侧82的点P1的坐标(x,y)、偏向角φ以及点Q与点P1之间的距离R根据以下的关系式(1)～(4)求出。

[0059] [数式1]

[0060] $x=r_1\cos\theta+r_2(\sin\theta+\sin\Phi)$ (1)

[0061] $y=r_1\sin\theta-r_2(\cos\theta-\cos\Phi)$ (2)

[0062]
$$\Phi=\sin^{-1}\left(\frac{r_2}{\sqrt{R^2+r_2^2}}\right)+\sin^{-1}\left(\frac{r_1\sin\theta-r_2\cos\theta}{\sqrt{R^2+r_2^2}}\right) \quad (3)$$

$$R=\sqrt{L^2+r_1^2-2L(r_1\cos\theta+r_2\sin\theta)} \quad (4)$$

[0063] 在此,有效磁场区域81a中产生均匀的磁通密度B的磁场,当将带电粒子束的动量设为p(大致依赖于加速器)、将电荷设为q时,在磁场中偏向的带电粒子束的曲率半径r2由式(5)表示。

[0064] [数式2]

[0065]
$$r_2=\frac{p}{qB} \quad (5)$$

[0066] 基于上述关系式(1)~(5),调整偏向电磁铁80的线圈对84a和磁极85a的形状和配置,并调整在线圈对84a中流动的电流,由此能调整有效磁场区域81a的边界的形状。即,以使射出侧83的有效磁场区域81a的边界上的任意点P2与等中心0之间的距离为等距离r1的方式确定边界,调整有效磁场区域81a的磁通密度B,根据式(5)确定r2,以使射入侧82的有效磁场区域81a的边界上的点P1与偏向起点Q之间的距离R具有式(4)的关系的方式确定射入侧82的有效磁场区域81a的边界。式(3)的φ的极大值为最大偏向角φMAX。需要说明的是,虽然没有限定,但当以使穿过偏向起点Q的带电粒子束即使不受由偏向电磁铁80实现的偏向也聚束于等中心0的方式预先调整了偏向起点Q、偏向电磁铁80以及等中心0的配置时,能使装置构成更简单,因此是优选的。

[0067] 如上所述求出的偏向电磁铁80的有效磁场区域81a、81b的边界是用于使带电粒子束聚束于等中心0的理想的形状。需要说明的是,实际上,即使存在从该理想的形状的偏移、磁场分布的不均匀性,通过按偏向角φ预先微调偏向电磁铁80的励磁量(磁通密度B),将该信息预先存储于电源装置,并以使偏向角φ与偏向电磁铁80的电流量联动的方式对它们进行控制,也能使带电粒子束与等中心0一致地偏向。此外,在能事先预测磁场分布的不均匀性的情况下,通过对偏向电磁铁80的线圈对84a、84b以及磁极85a、85b的形状和配置进行校正,也能微调带电粒子束的轨道。

[0068] 由此,能以所期望的角度对患部(等中心0)照射带电粒子束。

[0069] 图7是表示在带电粒子束照射装置中配置了X射线产生部20,并且配置了载置患者的移动车辆10的状态的带电粒子束照射系统的立体图。需要说明的是,图8是图7所示的带电粒子束照射装置的右侧视图。图9是图3所示的带电粒子束照射系统的主视图。使用图7~图9,对带电粒子束照射装置、X射线产生部及其检测部的位置关系进行说明。需要说明的是,在图7~图9中,为了容易观察X射线产生部照射装置、载置患者的移动车辆10,未示出图3所示的顶面的壁、背面的壁以及带电粒子束照射装置50的壁以后的加速器侧的结构。

[0070] 带电粒子束照射装置设于规定的治疗室内。治疗对象的患者U载置于移动车辆10的治疗台15,通过自动控制被搬运至带电粒子束照射装置的治疗位置。载置患者U的治疗台15与设于移动车辆10的臂16连接,该臂16进行驱动(臂16的轴转动),由此能使载置于治疗

台15的患者U的治疗部位移动至带电粒子束照射装置的等中心0的位置。移动车辆10可以进行由程序实现的自动控制或远程控制下的由操作员进行的手动控制。

[0071] 如图7～图9所示,带电粒子束照射系统1具备带电粒子束照射装置50、X射线产生部20(20a、20b)以及检测部21(21a、21b)。如上所述,带电粒子束照射装置50是能朝向等中心照射带电粒子束的装置。

[0072] 此外,X射线产生部20是照射X射线的装置,检测部21是与X射线产生部20对置,检测穿过患者U的体内的X射线,生成X射线图像的装置。在图7～图9中,通过虚线示意性地示出X射线。由检测部21生成的X射线图像可以是动态图像,也可以是静态图像。由检测部21生成的X射线图像被发送至确定照射带电粒子束的定时的后述的信息处理装置100。

[0073] 如图7～图9所示,X射线产生部20(20a、20b)设置于配置有带电粒子束照射装置的治疗室内,且从等中心0观察时设置于照射口11侧(带电粒子束的照射源侧)的带电粒子束照射装置的两侧的地板下等地面附近。通过设于地板下,例如能抑制妨碍治疗室内的车辆10的移动或人的移动。

[0074] 而且,检测从该X射线产生部20照射的X射线的检测部21(21a、21b)分别以与X射线产生部20(20a、20b)对置的方式设于治疗室内的天花板附近。即,检测部21设置于比X射线产生部20靠带电粒子束的行进方向的下游侧。需要说明的是,X射线产生部20与检测部21的配置位置也可以相反。即,检测部21也可以配置于比X射线产生部20靠带电粒子束的行进方向的上游侧。

[0075] 图9所示的单点划线(17)示出了表示带电粒子束所穿过的路径的假想平面17(相当于上述的假想平面P)。如图9所示,带电粒子束穿过假想平面17,该假想平面17是穿过图9的装置中心且垂直的面。而且,从X射线产生部20照射的X射线以与假想平面17相交的方式照射,穿过等中心0。即,在本实施方式的带电粒子束照射系统1中,X射线产生部20a和检测部21b以不隔着假想平面17的方式配置于同一侧,X射线产生部20b和检测部21a也同样以不隔着假想平面17的方式配置于同一侧。需要说明的是,X射线产生部20a和X射线产生部20b也可以不以隔着假想平面17而成为对象的方式配置于治疗室内,同样地,检测部21a和检测部21b也可以不以隔着假想平面17而成为对象的方式配置于治疗室内。

[0076] 图11是实现本实施例的治疗室的俯视图。治疗室内尺寸为约8m×约6m,但并不限于此。为了治疗时的安全性、减轻患者的心理负担,仅带电粒子束照射装置50中包括照射口11的顶端的一部分为隔着装饰壁55与患者的眼睛接触的构造。装饰壁55大多使用胶合板,因此一般而言当使X射线穿过装饰壁55时拍摄画质会恶化。因此,X射线产生部和检测部优选设置于比装饰壁55靠射束下游侧。这是因为,当将X射线产生部设置于比装饰壁55靠上游侧时,根据与检测部的位置关系,X射线必然会穿过装饰壁55,从而不优选。因此,为了使X射线穿过等中心0,X射线产生部20和检测部21需要设置于比图11所示的装饰壁55靠射束下游侧。而且,在带电粒子束照射装置50的边缘、照射口11、移动车辆10的臂16及其驱动机构部16'与X射线拍摄区域(图9的虚线)发生干扰的情况下,X射线会衰减,有效视野会变窄。因此,对在不变更拍摄条件,也不放大治疗室的情况下能对头尾方向的大区域进行拍摄,并能进行呼吸同步照射的设置条件进行记述。

[0077] 如图12的(a)、图12的(b)所示,在用角度α[deg]表示从Z方向观察时的X射线产生部与检测部的位置关系,用角度β[deg]表示从X方向观察时的X射线产生部与检测部的位置

关系时,确认到α和β对所检测的图像的有效视野的影响。角度α是X射线束与XY平面上的水平面所成的角度,角度β是X射线束与YZ平面上的水平面所成的角度。在此,有效视野是指,在从X射线产生部20产生的X射线束不干扰带电粒子束照射装置、治疗台(移动车辆)等的情况下由检测部21检测到的区域。此外,假设在将整个画面区域(由检测部21实现的检测范围整体)设为100时有效视野所占的区域为80时,有效视野为80%。

[0078] 形成理想的有效视野的X射线产生部与检测部的配置是使两对X射线产生部20和检测部21所连结的轴正交的配置。如图13的(a)所示,在β小于45度的情况下,就是说两对X射线产生部20和检测部21所连结的轴的开度越大,与带电粒子束照射装置的干扰越小。另一方面,在α变大的情况下,就是说当使拍摄系统倒向照射装置侧时,臂16和驱动机构部16'的干扰变大,在α变小的情况下,就是说当使拍摄系统倒向地面侧时,臂16和驱动机构部16'的干扰变小。然而,α越小,配置于地面侧的X射线产生部20或者检测部21的配置越会成为超过装饰壁55的配置或者未收纳于治疗室内的配置,因此不适合。在图13的(b)中,对α=70度以上且β=45度附近处的X射线束与周边装置的干扰进行了研究。

[0079] 将α固定为74度,确认β的值对有效视野的影响,结果,在42<β<45时,有效视野为100%。而且,在38<β<47时,有效视野为80%。

[0080] 将α固定为78度,确认β的值对有效视野的影响,结果,在41<β<46时,有效视野为100%。而且,在39<β<48时,有效视野为80%。

[0081] 将α固定为82度,确认β的值对有效视野的影响,结果,在41<β<48时,有效视野为100%。而且,在39<β<50时,有效视野为80%。

[0082] 有效视野越高,由X射线拍摄得到的X射线图像的拍摄范围越大,画质越提高,因此有效视野的百分比越大越好。通过在有效视野为80%以上的区域设置X射线产生部和检测部,能增加呼吸同步照射的功能,并且能在不使装置大型化的情况下进行高精度的治疗照射。需要说明的是,这并不意味着使有效视野为80%以上的X射线产生部20和检测部21的配置是必须的。

[0083] 图14是用于实施本实施例的系统构成图。将治疗综合控制系统167设为上位系统,具有用于进行治疗照射的照射控制系统166和进行患者定位的室内设备控制系统161。治疗综合控制系统167以能从所期望的角度进行治疗的方式对聚束电磁铁、照射口进行指示。聚束电磁铁以能进行来自所期望的角度的照射的方式被励磁,照射口进行驱动以向等中心0照射带电粒子束。室内设备控制系统161通过治疗台控制系统164驱动治疗台15,将患者移送到进行治疗照射的位置。之后,通过X射线产生部控制系统162进行X射线放射,通过检测部控制系统163获取图像。

[0084] 根据本发明,在从照射口射出的带电粒子束的行进方向上未设置X射线产生部20、检测部21,因此在治疗照射时无需使X射线产生部20、检测部21退避。结果,X射线产生部20和检测部21的设置精度不会因退避的驱动而发生改变,因此,与使X射线产生部20和检测部21以收纳于天花板、地板下的方式退避的情况相比,治疗精度不会降低。此外,从X射线产生部20到检测部21的空间也不会因照射口的驱动而被遮挡。因此,能变更治疗照射角度,并且能进行患者定位,能缩短治疗时间。结果,能增加每个治疗室的治疗患者数。

[0085] 一般而言,在患者定位时,为了使放射线技术员容易在三维位置捕捉患者的姿势,带电粒子束的照射轴所形成的假想平面17与连结两对X射线产生部20和检测部21的轴所形

成的面被设置在相互正交的同一面的水平/垂直的射束线上。只要存在来自至少两个方向的拍摄图像,就能在不依赖于配置方向的情况下进行定位,因此在本发明的X射线产生部20和检测部21的配置中也能得到与以往相同的患者定位精度。

[0086] 对于不仅从与患者的长轴方向垂直的剖面照射治疗射束,还从非同一面照射治疗射束,降低对正常组织、主要相邻的重要脏器的剂量的非共面照射,本发明有助于提高治疗精度。在患者定位后,为了在所期望的非同一面上进行照射,进行使治疗台绕等中心旋转并开始照射的依赖于治疗台的移动精度的治疗。在本发明中,在患者的长轴方向上配置两对X射线产生部20和检测部21,因此确保患者周围的空间较大。因此,能确保治疗台绕等中心旋转的空间,并且能通过一定的X射线拍摄体系确认患者的位置,非共面照射中的治疗精度提高。

[0087] 在旋转机架中,两对X射线产生部20和检测部21转动,因此患者定位配置为正侧方向,照射中的体内监测为依赖于照射角度的配置。在本实施例中,在呼吸同步照射中,在一系列的治疗中,能在不依赖于照射角度的情况下以相同的几何学配置来评价作为患者定位和照射中的体内监测而获取到的图像。在患者定位时,将呼吸性移动影响小的骨骼作为界标。接着,在呼吸同步照射中,需要进行考虑了呼吸性移动的脏器的运动与骨骼的相对位置的定位,进行两个阶段的位置确认。此外,对于肠内的气体的运动所影响的前列腺、其他在照射中因体内的运动而使照射对象物的运动随时间变化的情况下的照射也进行同样的确认。在本发明中,患者定位时和体内监测时的两对X射线产生部20和检测部21的几何学配置相同,因此在以呼吸同步照射为代表的要求脏器的位置再现性的治疗中,照射精度提高。

[0088] 在本实施例中,相对于不旋转的机架,在患者长轴方向上设置两对X射线产生部20和检测部21,由此设备设置、建筑物结构不会变得复杂,能进行维护、使装置整体小型化。在半机架中相同配置的情况下,配置于射束上游侧的两对X射线产生部20和检测部21中的各自至少一台配置于筒状的旋转机架内。因此,在旋转机架内需要用于设备设置的复杂的支承器,在维护时成为在旋转机架内的作业,作业者的负担大。此外,照射装置不旋转,由此与作为旋转的空间需要高度和进深约10m的巨大的筒状构造体的旋转机架相比,容纳照射装置的建筑物为一半左右的大小,能大幅削减治疗装置的导入成本。

[0089] <实施例3>

[0090] <信息处理装置的构成>

[0091] 图15是表示控制带电粒子束照射系统的信息处理装置100的构成例的框图。信息处理装置100是控制从带电粒子束照射装置对患者的治疗部位照射带电粒子束的计算机系统,可以通过所谓的服务器装置、PC(个人计算机)、平板终端等来实现,但并不限定此。如图15所示,信息处理设备100具备通信部110、输入部120、控制部130和计算部140。此外,信息处理装置100也可以具备输出部150。

[0092] 通信部110是能与外部装置进行通信的通信接口。通信部110例如按照来自控制部130的指示,对带电粒子束照射装置的照射部发送指示照射带电粒子束的定时的指示信息。此外,按照来自通信部110、控制部130的指示,指示X射线产生部20照射X射线,并且指示检测部21发送X射线图像。此外,通信部110从外部装置接收关于患者治疗的信息,并将其传递至控制部130。

[0093] 输入部120是具有接受来自信息处理装置100的操作人员的输入并将其传递给控

制部130的功能的输入接口。输入部120例如可以通过键盘、鼠标等输入设备等来实现,但并不限定此。输入部120例如接受关于患者的治疗的信息的输入,并将接受到的输入内容传递给控制部130。

[0094] 控制部130是具有控制信息处理装置100的各部的功能的处理器。控制部130通过执行内置于计算部140中的程序,作为信息处理装置100发挥功能。作为信息处理装置100应发挥的功能,控制部130具备治疗控制部131和X射线控制部132。治疗控制部131具有经由通信部110对带电粒子束照射装置发送指示带电粒子束的照射的指示信息的功能。X射线控制部132经由通信部110对X射线产生部20指示X射线的照射,并获取由检测部21检测出的X射线图像。X射线控制部132将获取到的X射线图像传递给治疗控制部131。

[0095] 计算部140具有对由X射线控制部132获取到的X射线图像进行图像分析,确定成为治疗对象的对象部位与患者的相对位置的功能。图像处理部141对由X射线控制部132获取到的X射线图像进行图像处理,分析图像中的特征量,计算对象的治疗部位的位置。此时,执行现有的图像滤波(例如噪声去除滤波、轮廓增强滤波))等的最佳组合,减轻患者定位时的放射线技术员的负担,但在此省略其详细说明。此外,计算部140具有存储部142。存储部142是具有存储信息处理设备100在动作上所需的各种程序、各种数据的功能的存储介质。存储部142例如能通过HDD(Hard Disc Drive:硬盘驱动器)、SSD(Solid State Drive:固态硬盘)、闪存等来实现,但并不限于此。存储部142存储用于确定带电粒子束的照射定时的学习模型143。此外,如图15所示,也可以经由登记在学习模型143中的学习模型来计算治疗部位的位置。学习模型143存储于存储部142。

[0096] 学习模型143的一个例子是学习了X射线图像与脏器的位置的对应关系的学习模型,将X射线图像和表示治疗部位的信息作为输入,确定对象部位与患者的相对位置。图像处理部141判定对象的治疗部位是否位于包括带电粒子束的照射位置(等中心)的可照射区域,并确定照射定时。因此,学习模型143是将使X射线图像与关于该X射线图像表示各种脏器的部位的信息建立了对应的信息作为示教数据,学习多个示教数据而生成的。作为用作该学习模型143的算法,除了公知的算法以外,例如也可以使用线性回归(+正则化)、支持向量机(+内核法)、随机森林、神经网络、深度学习、或kNN(k近邻法)等,但不限于此。理想的是,该学习模型143是基本上按照成为治疗对象的各患者学习了该患者的X射线图像和治疗对象位置的患者固有的模型,但也可以是学习了多个不同患者的X射线图像和治疗对象位置的通用模型。通过准备专用于各患者的模型,与利用通用模型相比,有望提高治疗的精度,另一方面,若是通用模型,则也可以不在每次治疗不同的患者时准备模型。在此,用于学习的X射线图像是由在图7～图9所示的位置配置的X射线产生部20和检测部21拍摄得到的X射线图像。即,是通过相对于人体身高方向(长尺寸方向)和相对于人体身高方向的水平方向倾斜地照射X射线而得到的X射线图像。通过将表示在图像内哪个部位是哪个脏器的哪个部分的信息(注释)与该X射线图像建立对应来形成示教数据,并生成学习模型143。在本实施方式中,优选的是,预先准备与由检测部21a拍摄到的X射线图像对应的第一学习模型143和与由检测部21b拍摄到的X射线图像对应的第二学习模型143。需要说明的是,该注释也可以由医护人员等添加。此外,在此,用于学习的图像也可以是根据CT图像模拟X射线图像而生成的数字重构射线图(digital reconstructed radiograph)。而且,可以在学习模型143中登记多个学习模型。作为其他学习模型的例子,可以列举出学习成为治疗对象的照射部

位、该X射线图像的放射条件等与图像滤波的对应关系,并优化图像滤波的学习模型。将由学习模型143选择的图像滤波应用于获取到的X射线图像,由图像处理部141分析性地进行对象物的检测。在该情况下,也确定对象部位与患者的相对位置,图像处理部141能判定对象的治疗部位是否到达并位于包括带电粒子束的照射位置(等中心)的可照射区域,对确定照射定时的对象部位与患者的相对位置进行确定。

[0097] 输出部150具有输出由控制部130指定的信息的功能。输出部150例如可以通过监测器、扬声器等来实现,但并不限于此。由输出部150实现的信息输出也可以通过向外部装置发送信息这一方案来实现。输出部150例如也可以设为根据来自控制部130的指示,输出与治疗部位相关的信息。

[0098] <信息处理装置100的动作>

[0099] 图16是表示由信息处理装置100进行的带电粒子束的照射控制的动作例的流程图。

[0100] 如图16所示,信息处理设备100的通信部110接收X射线图像。通信部110将接收到的X射线图像传递给控制部130。控制部130接受用于进行质子线治疗的呼吸同步的X射线图像的输入(步骤S1601)。即,控制部130通过检测部21检测从X射线产生部20放射的X射线,接受通过检测得到的X射线图像的输入。如上所述,该X射线图像是不像以往那样利用与带电粒子束平行(与由带电粒子束的照射路径形成的假想平面相同的平面)地照射的X射线,而是利用以与由带电粒子束穿过的线形成的假想面交叉的方式照射的X射线对患者的人体进行拍摄而得到的图像。换言之,是利用相对于人体倾斜地照射的X射线拍摄而得到的图像。需要说明的是,在此接受的X射线图像只要是能推定体内的脏器的状态的信息即可,可以是流传送的动态图像,也可以是连续的静态图像,也可以是每规定时间单位(例如可以是0.1秒单位,但并不限于此)的动态图像。

[0101] 接着,信息处理装置100的通信部110或输入部120接受与患者的治疗部位相关的信息的输入,并将其传递给控制部130(步骤S1602)。与治疗部位相关的信息只要是至少能通过信息处理装置100确定成为治疗对象的对象部位与患者的相对位置的信息即可。

[0102] 控制部130从通信部110逐次接受X射线图像的输入,将该X射线图像和与治疗部位相关的信息输入到学习模型143(步骤S1603)。由此,治疗控制部131确定应照射带电粒子束的定时(步骤S1604)。

[0103] 然后,治疗控制部131经由通信部110对带电粒子束照射装置发送指示照射的指示信息,以便在特定定时照射带电粒子束(步骤S1605)。

[0104] 由此,信息处理装置100能在适当的定时控制带电粒子束的照射。

[0105] 在本实施例中,对于呼吸性移动的脏器,通过在信息处理装置100中确定照射对象脏器的相对位置、其他脏器与照射对象脏器的位置关系,能减少经由放射线技术员的作业,能减少基于X射线放射的辐射剂量。例如,连续地获取呼吸一个周期量的X射线图像来作为体内信息,通过设置于外部的多个体外信息获取装置同时获取信息。作为例子,通过使呼吸波形、体表面等的运动与体内监测信息同步,在治疗中仅通过体外信息就能从信息处理装置100预测照射对象脏器的相对位置、其他脏器与照射对象脏器的位置关系,并在适当的定时进行照射。因此,在照射中不需要放射,能减少患者的辐射量。而且,也可以仅在根据体外监测信息而担心不稳定的呼吸波形的情况下,进行X射线拍摄来确认相对关系。

[0106] 图17是根据存储于计算部140的存储部142中的数据预测不稳定的呼吸波形并实施照射的第一控制例、即示意性地表示X射线的照射、带电粒子束的放射等的定时等的时序图。在图17中,从上方起,依次表示体外监测信息的波形、基于体外监测信息的射束接通信号的波形、基于X射线放射的照射对象位置信息的波形、X射线放射接通信号的波形、基于照射对象位置信息的射束接通信号的波形、带电粒子束的照射波形。体外监测信息可以是拍摄患者的外部而得到的影像的信息,例如可以是拍摄患者的腹部而得到的影像,也可以是基于这些影像示意性地表示腹部的扩张程度的波形信息。基于体外监测信息的射束接通信号是指表示带电粒子束的照射指示的信息、即基于体外监测信息的在患者的呼吸稳定时生成的照射指示的信息。基于X射线放射的照射对象位置信息是指通过进行X射线放射来拍摄患者的体内,表示治疗部位(带电粒子束的照射对象部分)的位置的信息。此外,X射线照射接通信号是指对X射线产生部20指示X射线的放射的信号。此外,基于照射对象位置信息的射束接通信号是指对通过X射线放射而确定的治疗对象部位指示带电粒子束的照射的信号。而且,图17的最下部的照射表示根据基于照射对象位置信息的射束接通信号进行的带电粒子束的照射定时。

[0107] 首先,图像处理部141分析治疗中的患者的体外监测信息。体外监测信息可以是患者的腹部等的拍摄影像。带电粒子束照射装置基本上在能根据来自体外监测信息的信息检测出呼吸稳定的情况下(图17的体外监测信息表示稳定的波系的部位),在表示患者的身体为规定的状态、例如在图17的例子中体外监测信息的值为正值(规定值以上)的情况下、即在患者的腹膜扩张了规定以上的定时,根据体外监测信息将射束接通信号设为接通(ON),执行带电粒子束的照射。

[0108] 此时,参照登记于计算部140的存储部142的患者的体外监测信息和此时的呼吸波形的数据,事先预测不稳定的呼吸波形。例如,预测以图17的体外监测信息中的箭头部分为起点呼吸波形的由虚线包围的不稳定的呼吸波形1701。即,将体外监测信息作为输入而输入到学习模型143中,推定是否可能发生患者的呼吸紊乱。当产生不稳定的呼吸波形时,无法高精度地进行治疗照射。因此,当预测到产生不稳定的呼吸波形时,实施基于X射线的拍摄。即,对X射线产生部20指示X射线的放射开始、由检测部21进行的拍摄。然后,在通过X射线放射检测出的治疗部位(照射对象位置信息)来到照射位置时,执行带电粒子束的照射。在执行X射线照射的期间,继续基于学习模型143和体外监测信息的呼吸波形的预测。然后,在根据体外监测信息预测到呼吸波形稳定的阶段(图17的虚线1702所包围的区域的阶段)停止X射线拍摄。由此,能降低不需要的辐射剂量。然后,返回基于体外监测信息的带电粒子束的照射控制。需要说明的是,返回基于体外监测信息的带电粒子束的照射控制的定时也可以是预测到呼吸波形稳定的阶段,并且是基于体外监测信息的治疗对象部位的位置与通过X射线放射检测出的治疗对象部位的位置取得同步的定时。根据第一控制例,X射线放射仅在呼吸不稳定的定时进行,因此与在治疗中持续放射X射线相比,能减轻装置的处理负担。此外,根据第一控制例,即使在基于体外监测信息的治疗对象部位的检测因呼吸紊乱而无法进行的情况下,也能恢复到基于体外监测信息的治疗对象部位的检测。

[0109] 或者,进而,在呼吸同步照射中,仅在照射门的开始定时和结束定时(呼吸门的接通信号开始附近和接通信号结束附近的定时)进行X射线拍摄,确认照射对象处于规定的范围内,在偏离当初的相对关系的情况下,通过修正基于呼吸波形的照射的定时,也能减少基

于X射线摄影的辐射剂量。图18示出了在进行基于体外监测信息的照射的呼吸门的接通信号附近和接通信号结束附近的定时实施X射线拍摄的第二控制例。图18中的各信号的内容与图17的情况相同,但追加了表示根据体外监测信息预测的治疗对象部位的位置的照射对象位置预测的波形。在第二控制例中,如图所示,周期性地执行基于X射线放射的照射对象位置的检测。患者的呼吸基本上是周期性的,因此仅在吸气和呼气的定时进行X射线放射,判定照射对象位置是否存在于所期望的位置。在未预测到不稳定的呼吸的情况下,与第一控制例同样地,基于体外监测信息来执行带电粒子束的接通控制。即,在体外监测信息为规定值以上的定时,执行带电粒子束的照射。

[0110] 另一方面,在基于X射线图像检测出照射对象位置不在所期望的位置的情况下(参照图18的虚线1801),能检测出在与体外监测信息、X射线放射的周期性定时的相对关系中产生了偏移。在检测出这样的偏移的情况下,带电粒子束照射系统将X射线放射从间歇的放射切换为持续的放射。在进行持续的X射线放射的期间,基于X射线图像来持续地确定治疗对象部位的位置。然后,在治疗对象部位来到照射位置的定时,执行带电粒子束的照射。然后,带电粒子束照射系统在患者的呼吸稳定时,取得通过X射线放射确定的治疗对象部位的位置与根据体外监测信息确定的治疗对象部位的位置的同步,确定周期性地进行的X射线放射的照射定时。当确定了该照射定时时,中止持续性的X射线放射,返回间歇性的X射线放射。

[0111] 此外,在实施例2的具有不旋转的机架的照射射束装置50与实施例3的组合的情况下,能确保患者周围的宽阔的空间,因此体外信息获取装置例如能设置3D摄像机、超声波装置等。不仅是体外信息,为了更精密地确定位置,还能确保设置作为比较大的装置的MRI等没有放射的装置的空间。例如,MRI为比X射线图像的帧率低的帧率,但能从信息处理装置100更高精度地确定照射对象脏器的相对位置、其他脏器与照射对象脏器的位置关系,并能在适当的定时进行照射。

[0112] 图19是示意性地表示以往的全机架、半机架中的X射线产生部20与检测部21的相对位置关系和本发明中的X射线产生部与检测部的相对位置关系的图。图19的(a)是表示本发明的并非旋转机架的带电粒子束照射系统中的X射线产生部和检测部的配置例的图,图19的(b)是表示全机架中的X射线产生部与检测部的相对位置关系的图,图19的(c)是表示半机架中的X射线产生部与检测部的相对位置关系的图。图19的(a)～图19的(c)中的虚线表示由所照射的带电粒子束的多个轨道生成的假想平面P(17)。此外,F1、F2分别表示检测部,X1、X2表示X射线产生部。此外,关于上游、下游,上游是带电粒子束照射装置的带电粒子束的产生源侧,下游表示带电粒子束的射出侧。

[0113] 比较图19的(a)、图19的(b)以及图19的(c)可知,本发明的并非旋转机架的带电粒子束照射系统与以往的全机架、半机架的共同之处在于,连结X射线产生部(X1、X2)和检测部(F1、F2)的对的轴、即连结X射线产生部X1和检测部F1的线与连结X射线产生部X2和检测部F2的线(均未图示)在假想平面P上交叉。另一方面,在本发明的并非旋转机架的带电粒子束照射系统和以往的全机架、半机架中,在从装置的上游向下游的朝向相对于假想平面P是平行还是正交这一点上可以说是不同的。此外,比较图19的(a)和图19的(c)可知,本发明的并非旋转机架的带电粒子束照射系统与以往的全机架在全部的检测部是否位于比X射线产生部靠上游侧这一点上不同。而且,比较图19的(a)和图19的(b)可知,两者的不同之处在

于,X射线产生部(X1、X2)和检测部(F1、F2)是否隔着假想平面P而位于同一侧。根据以上情况,作为本发明的并非旋转机架的带电粒子束照射系统的特征之一,可以列举出满足以下两个条件:(i)X射线产生部和检测部各自相对于假想平面P不存在于同一侧;(ii)全部的检测部(或X射线产生部)相对于X射线产生部(或检测部)配置于上游侧。

[0114] <总结>

[0115] 在上述实施方式的带电粒子束照射系统中,作为照射带电粒子束的装置,不使用旋转式机架,而是将第一X射线产生部和第二X射线产生部配置为由带电粒子束照射装置所能选择的所述带电粒子束的多个轨道形成的假想平面的面对称,在将所述带电粒子束射入所述带电粒子束照射装置的一侧设为上游侧,将所述带电粒子束从所述带电粒子束照射装置射出的一侧设为下游侧时,第一检测部和第二检测部位于比第一X射线产生部和第二X射线产生部靠上游或下游,由此能抑制带电粒子束照射装置的巨大化,并且能使用X射线来实现呼吸同步法。

[0116] 通过将X射线产生部和检测部配置于带电粒子束照射装置的左右的地面和天花板来从照射装置分离,因此在治疗射束照射时不使X射线产生部和检测部退避,患者周围的空间被确保得较大。因此,X射线产生部和检测部的设置精度不会因由插入/退避引起的驱动而发生改变,治疗精度不会降低。此外,能变更治疗照射角度,并且能进行患者定位,能缩短治疗时间,能增加每个治疗室的治疗患者数。而且,能确保治疗台绕等中心旋转的空间,并且能使X射线拍摄以固定的几何学配置确认患者的位置,非共面照射中的治疗精度提高。

[0117] 在呼吸同步照射中,在一系列的治疗中,作为患者定位和照射中的体内监测获取到的图像能在不依赖于照射角度的情况下以相同的几何学配置进行评价。在患者定位时,需要以呼吸性移动的影响少的骨骼为基准,还考虑呼吸性移动的脏器的运动与骨骼的相对位置关系的定位,进行两个阶段的位置确认。此时,由于患者定位时和体内监测时的两对X射线产生部和检测部的几何学配置相同,因此呼吸同步照射的治疗精度提高。

[0118] <变形例>

[0119] 上述实施方式所示的带电粒子束照射系统以及信息处理装置100并不限于上述实施方式所示的方案。可以在本领域技术人员的知识范围内适当地变更。以下,对各种变形例进行说明。

[0120] (1)上述信息处理装置100也可以设为具备用于对学习模型143进行学习的学习部。即,也可以具备基于多个示教数据,按照规定的算法进行学习,生成学习模型143的功能。

[0121] 此外,信息处理设备100也可以设为具备重新学习部,该重新学习部接受新的示教数据的输入并对学习模型143进行重新学习。通过具备重新学习部,得到更多的示教数据(知识),由此能提高推定的精度。

[0122] (2)在上述实施方式中对学习模型143为一个的情况进行了说明,但学习模型143也可以是多个。即,学习模型143例如也可以按照成为治疗对象的每个脏器来制作。通过按每个脏器对学习模型143进行细分,能进行更高精度的学习,能实现高精度的带电粒子束的照射。

[0123] (3)在上述实施方式中,学习模型143可以按照接受治疗的每个患者来制作,在该情况下,学习模型143也可以将患者的治疗部位作为注释的信息赋予给X射线图像来进行学

习。通过按照每个患者生成学习模型143,能实现更高精度的带电粒子束的照射。此外,进而,有时学习模型143不仅根据接受治疗的相应患者在治疗前拍摄的事先的图像信息等来构建,还根据此前实施了治疗的不特定的患者的X射线图像等患者数据在相应患者的治疗前构建。由此,能期待由学习数据数的增加带来的治疗精度的提高。在该方法中,不仅期待在伴随着呼吸性移动的脏器的治疗时的照射控制,还期待使用骨骼的X射线图像的骨骼定位的定位精度提高。

[0124] (4)在上述实施方式中,X射线与假想平面17所成的角度是任意的,X射线产生部20只要是具备于不妨碍移动车辆10的移动的带电粒子束照射装置的两侧的构成即可。此时,X射线产生部20尽量设于带电粒子束照射装置的附近能防止治疗室的巨大化,但理想的是带电粒子束照射装置的壳体、处于治疗位置时的移动车辆10配置于不妨碍X射线图像的获取的位置。此外,在上述实施方式中,示出了设置与两个X射线产生部20对应的检测部21的例子,但其可以是一对,也可以设置多于两对的与X射线产生部对应的检测部的对。

[0125] (5)本公开的各实施例的程序可以以存储于能由信息处理装置读取的存储介质的状态提供。可以是,存储介质能将程序存储于“非暂时性的有形介质”中。程序例如可以包括软件程序、信息处理装置程序。

[0126] 在适当的情况下,存储介质可以包括一个或多个基于半导体的或者其他的集成电路(IC)(例如,现场可编程门阵列(FPGA)、面向特定用途的IC(ASIC)等)、硬盘驱动器(HDD)、混合硬盘驱动器(HHD)、光盘、光盘驱动器(ODD)、磁光盘、磁光驱动器、软盘、软盘驱动器(FDD)、磁带、固态硬盘(SSD)、RAM(随机存取存储器)驱动器、安全数字卡或者驱动器、任意其他适当的存储介质、或它们的两个以上的适当组合。在适当的情况下,存储介质可以是易失性、非易失性或易失性和非易失性的组合。

[0127] 此外,本公开的程序可以经由能传输该程序的任意传输介质(通信网络、广播波等)被提供给信息处理装置100。

[0128] 此外,本公开的各实施方式也能以通过电子传输来具体化程序的、嵌入在载波中的数据信号的方式来实现。

[0129] 需要说明的是,本公开的程序例如可以使用JavaScript(注册商标)、Python等脚本语言、C语言、Go语言、Swift、Koltin、Java(注册商标)等任意的编程语言来实现。

[0130] (6)本发明也可以是由信息处理装置100进行的来自带电粒子束照射装置的带电粒子束的控制方法。即,本发明的一个方案是一种由带电粒子束照射系统进行的带电粒子束的照射控制方法,该带电粒子束照射系统具备带电粒子束照射装置、照射X射线的X射线产生部以及检测所述X射线的检测部,其中,该带电粒子束照射装置具备:偏向电磁铁,通过使带电粒子束偏向,连续地改变带电粒子束向等中心的照射角;照射口,沿着所述偏向电磁铁的有效磁场区域的射出侧的形状连续地移动,从所述偏向电磁铁射出的带电粒子束穿过所述照射口被照射至所述等中心,以连结所述X射线产生部和所述检测部的假想线相对于由从所述照射口对所述等中心照射的带电粒子束形成的假想平面不平行而相交的方式配置所述X射线产生部和所述检测部,在该带电粒子束的照射控制方法中,执行:第一接受步骤,信息处理装置接受由所述检测部检测出的X射线图像;第二接受步骤,对接受基于带电粒子束的治疗的患者的治疗部位的信息进行接受;以及控制步骤,使用由所述检测部检测出的X射线图像、学习了与该X射线图像中的脏器的位置的关系的学习模型、在所述第一接

受步骤中接受到的X射线图像以及在所述第二接受步骤中接受到的所述患者的治疗部位的信息来控制照射所述带电粒子束的定时。

[0131] (7)图16所示的流程图的处理可以在得到同样的结果的范围内适当变更。例如,对于步骤S1601和步骤S1602的处理而言,可以先执行步骤S1602的处理,也可以同时执行步骤S1601的处理和步骤S1602的处理。

[0132] 附图标记说明

[0133] 1:带电粒子束照射系统;

[0134] 10:移动车辆;

[0135] 11:照射口;

[0136] 15:治疗台;

[0137] 16:臂;

[0138] 20、20a、20b:X射线产生部;

[0139] 21、21a、21b:检测部;

[0140] 50:带电粒子束照射装置;

[0141] 70:分配电磁铁;

[0142] 80:偏向电磁铁;

[0143] 100:信息处理装置;

[0144] 110:通信部;

[0145] 120:输入部;

[0146] 130:控制部;

[0147] 131:治疗控制部;

[0148] 132:X射线控制部;

[0149] 140:计算部;

[0150] 141:图像处理部;

[0151] 142:存储部;

[0152] 143:学习模型;

[0153] 150:输出部。

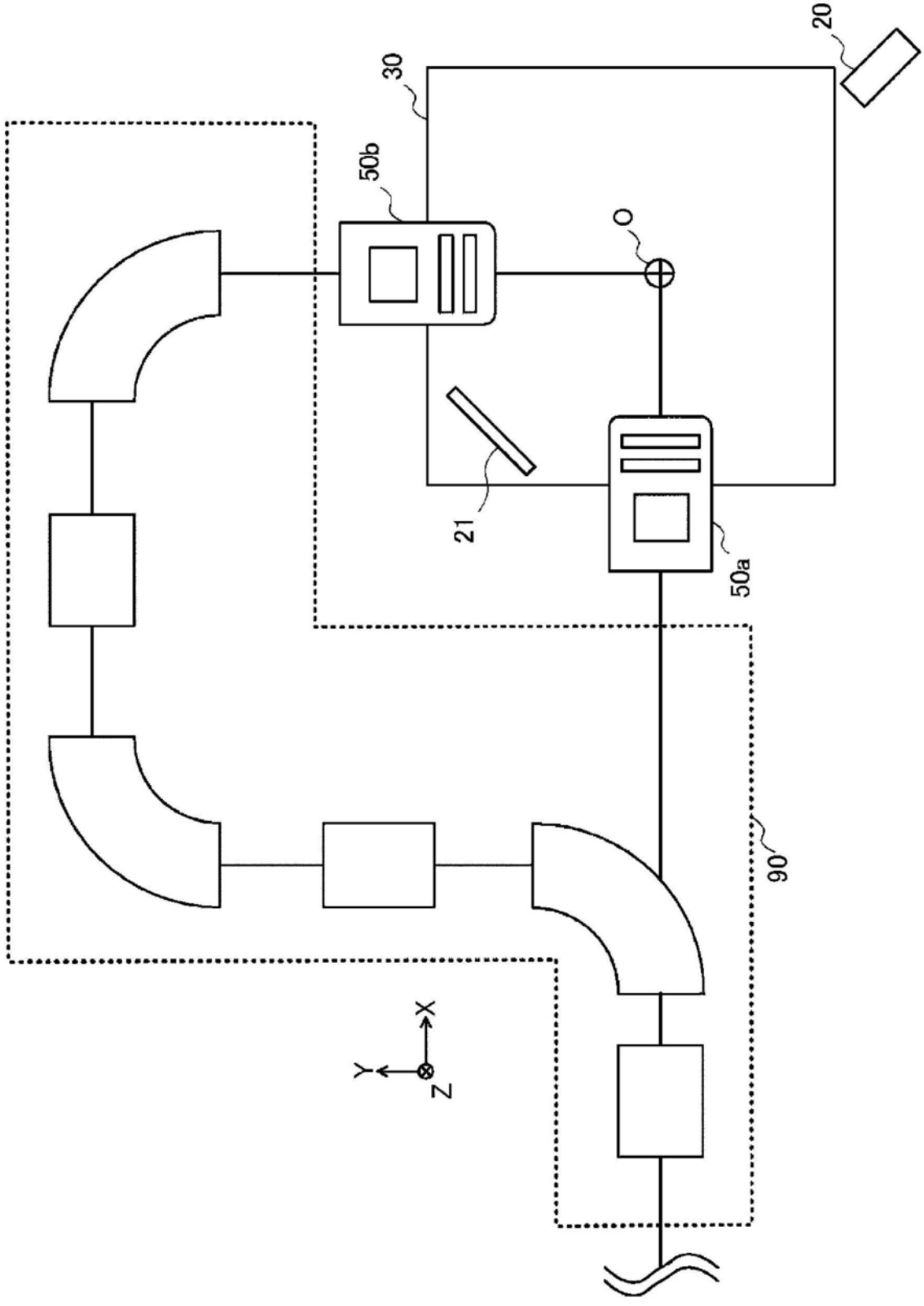
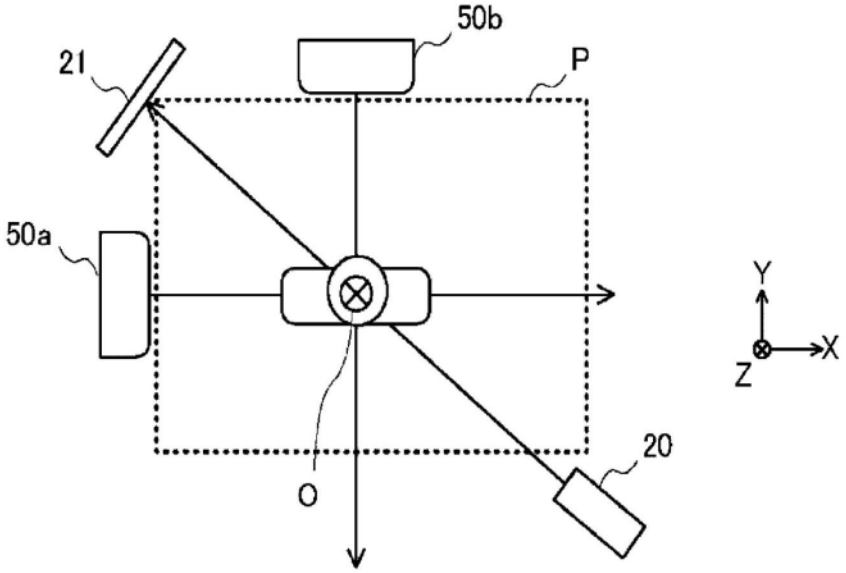


图1

(a)



(b)

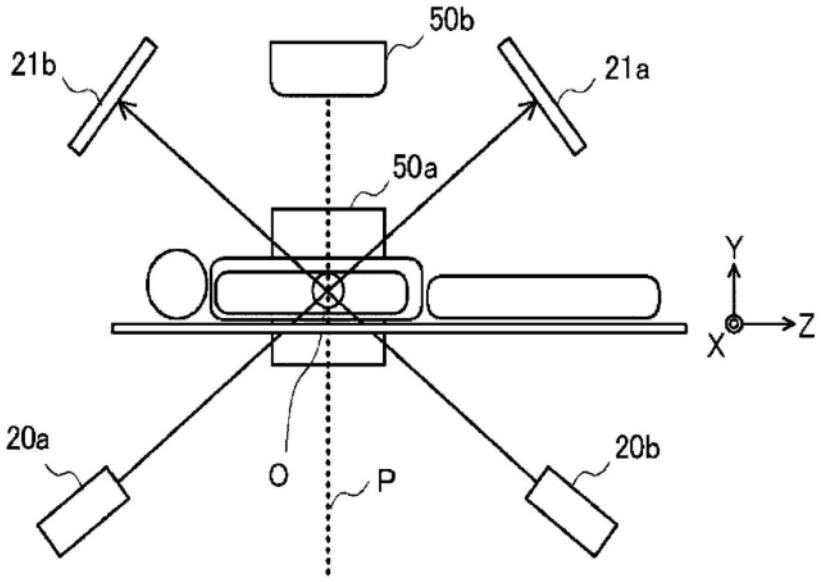


图2

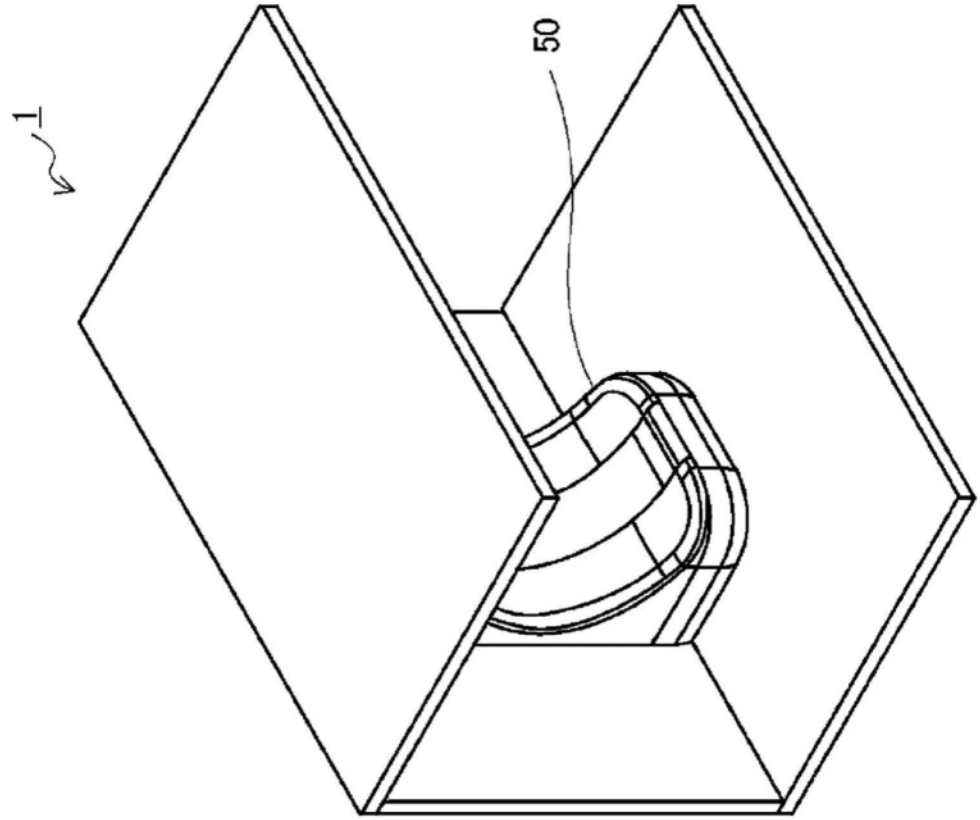


图3

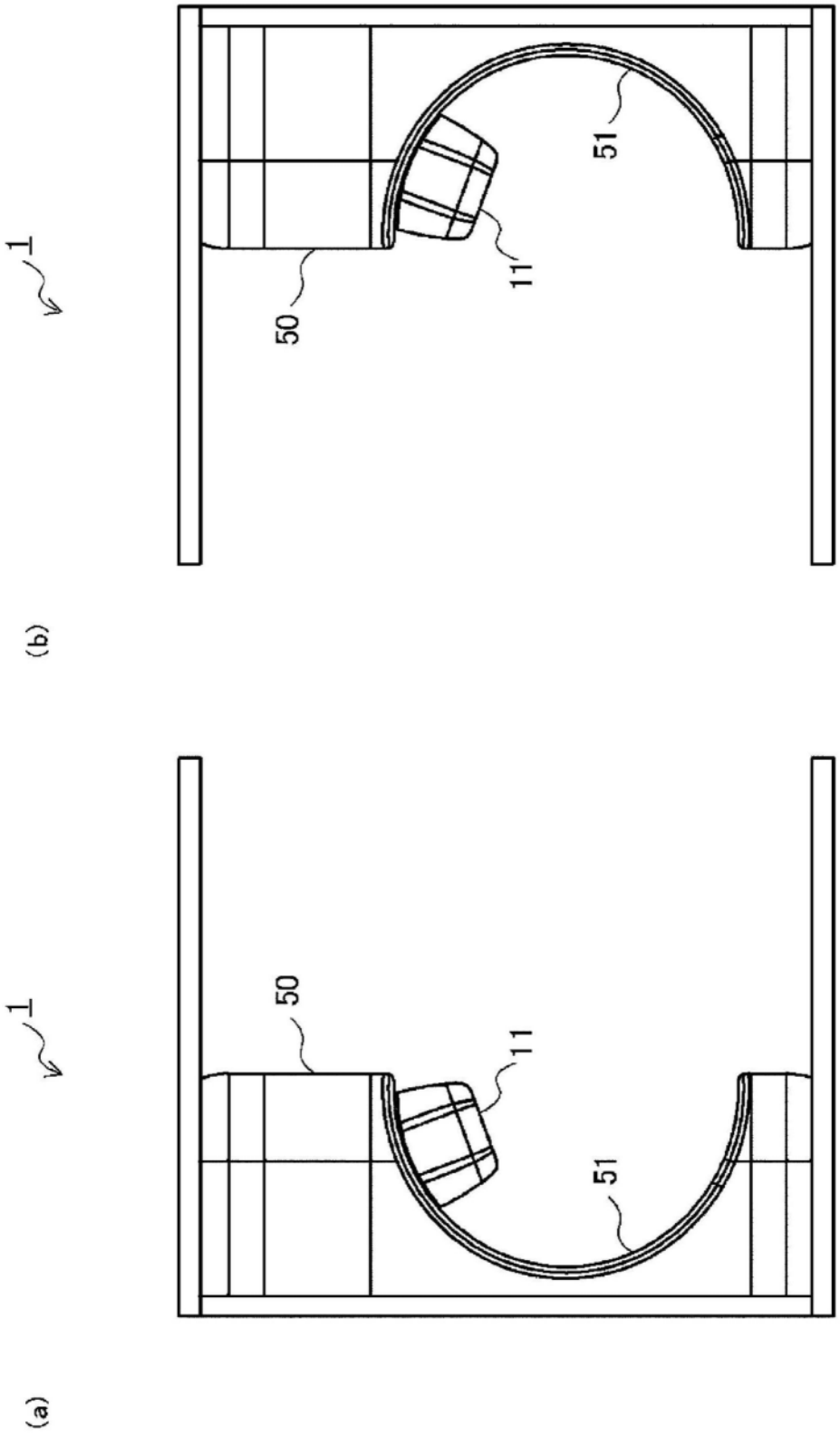


图4

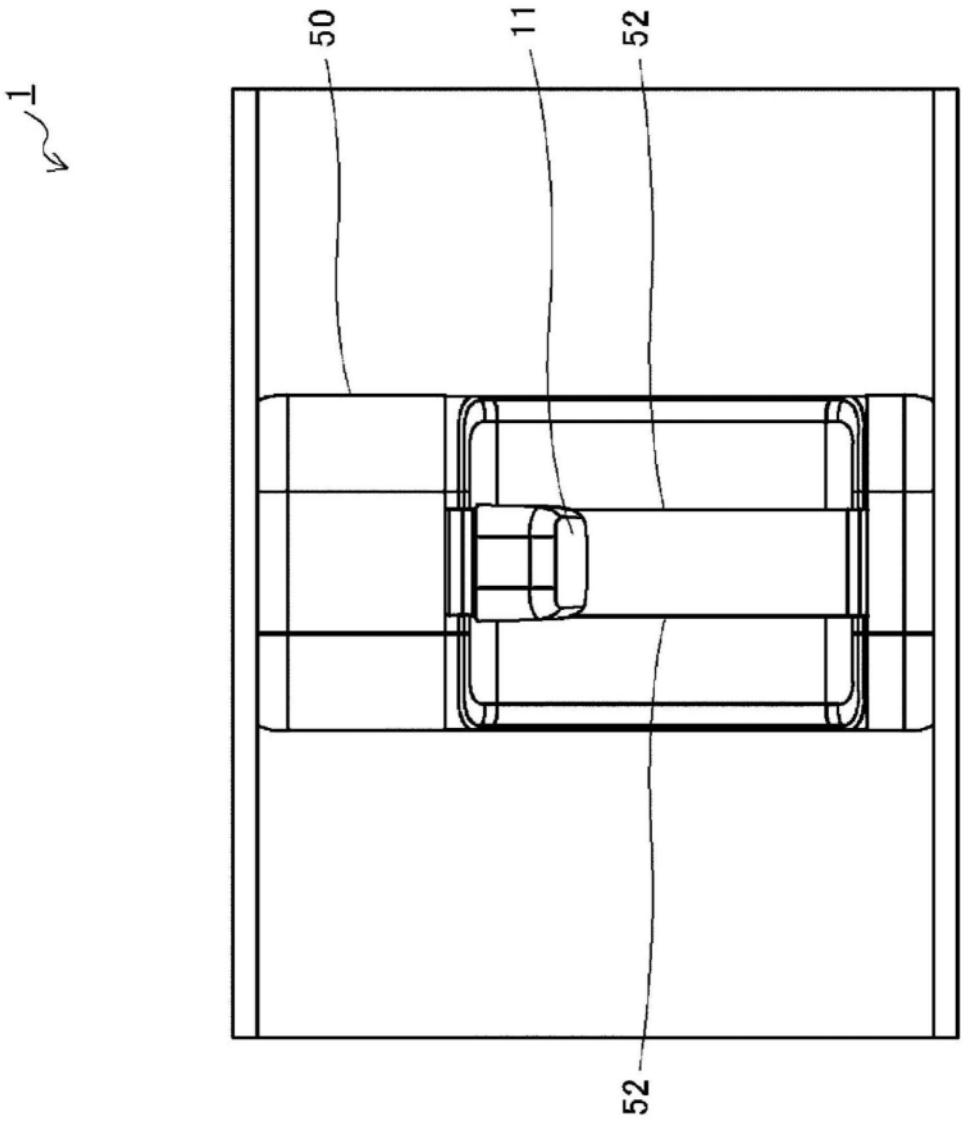


图5

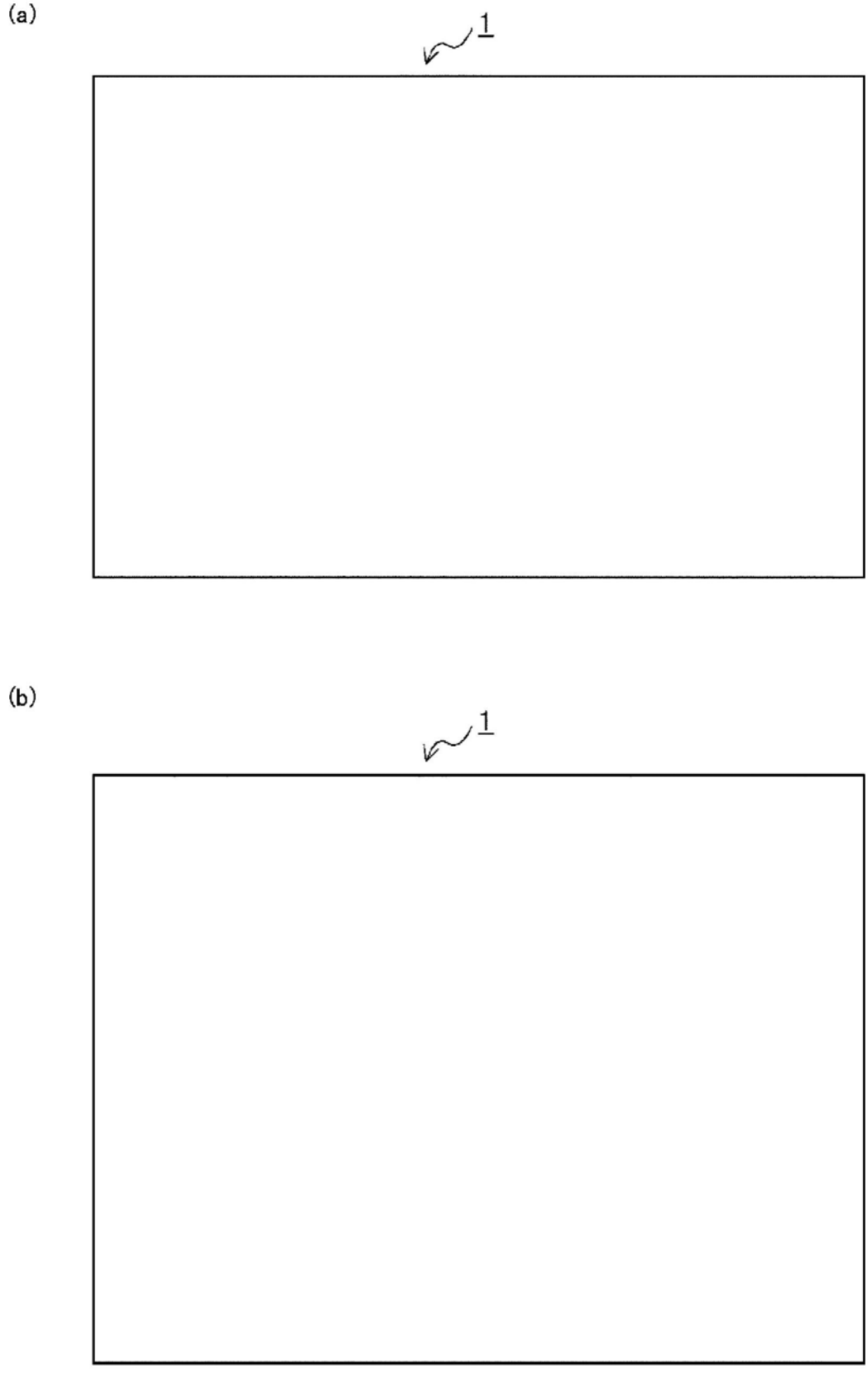


图6

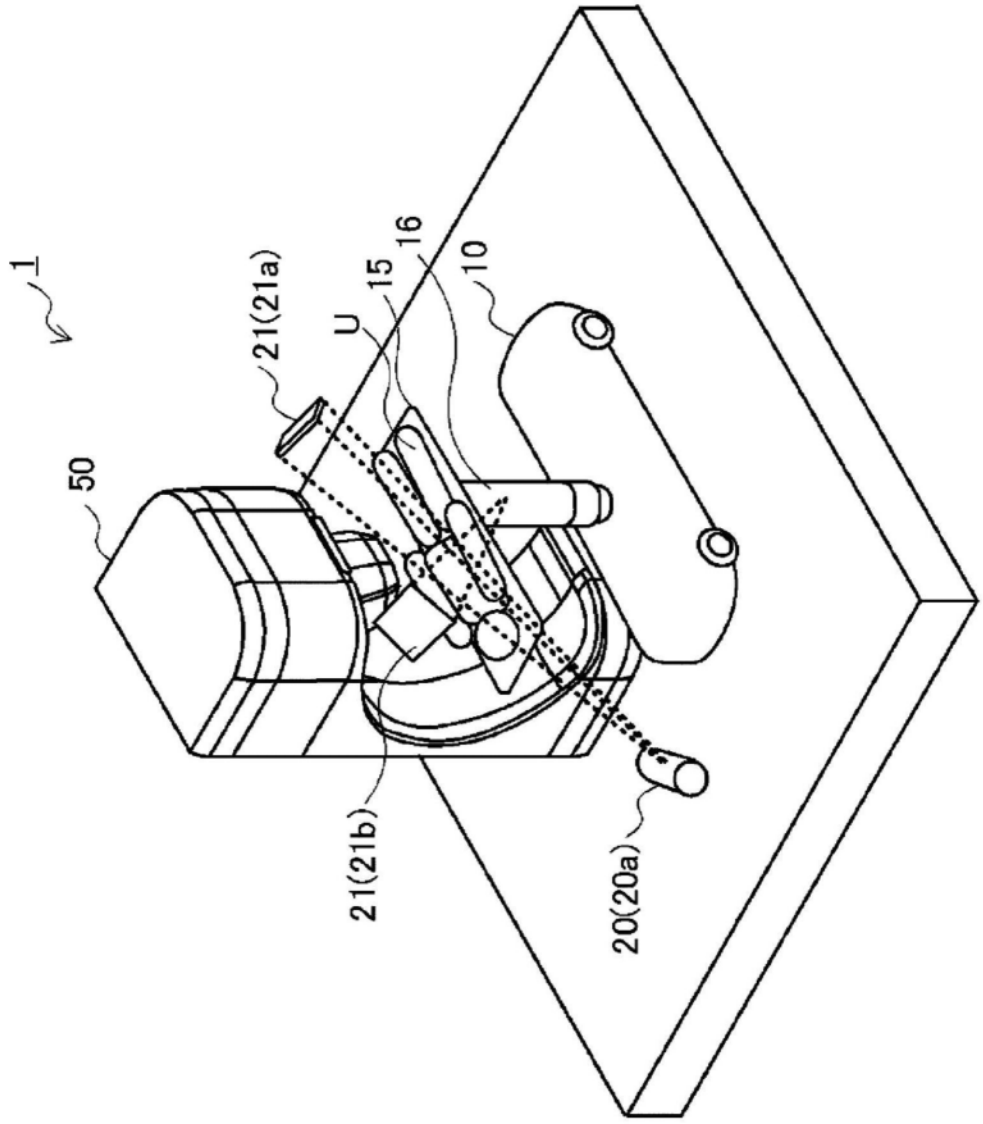


图7

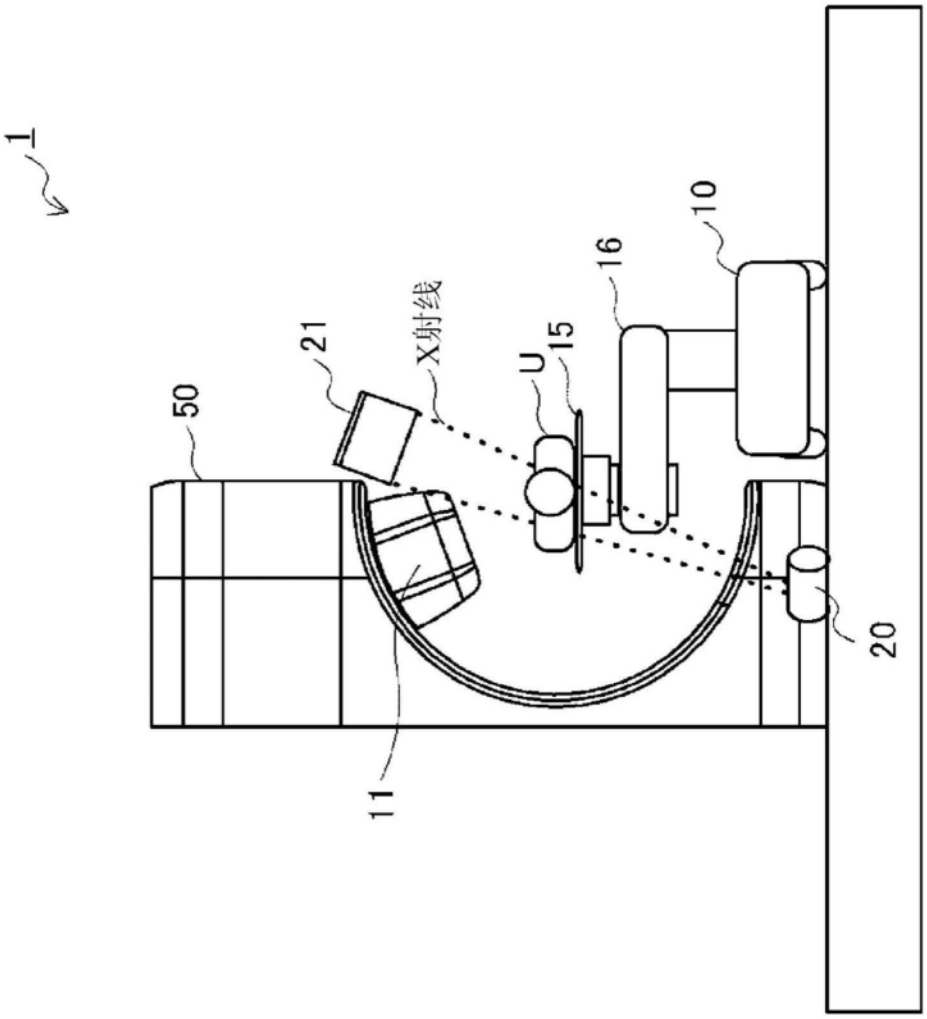


图8

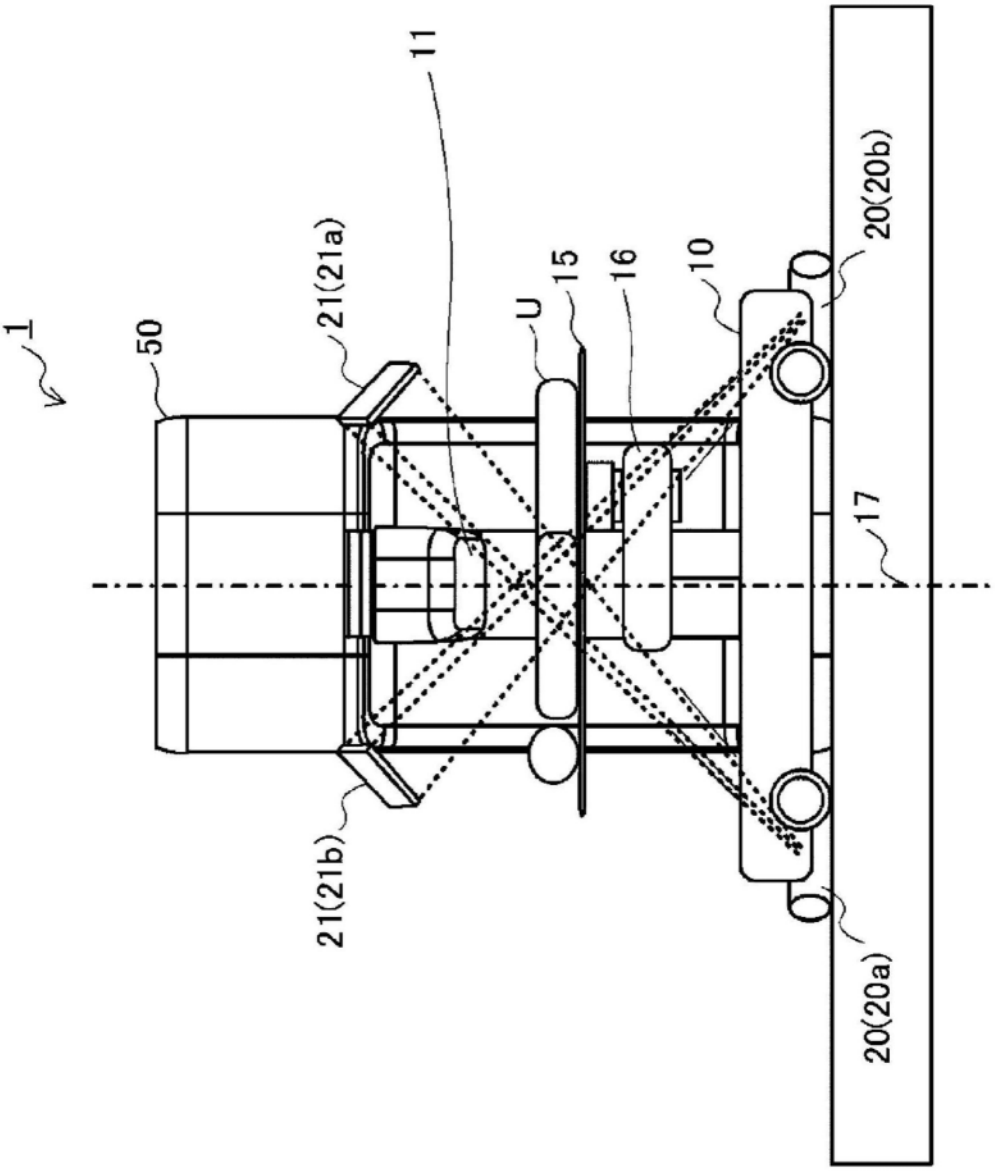


图9

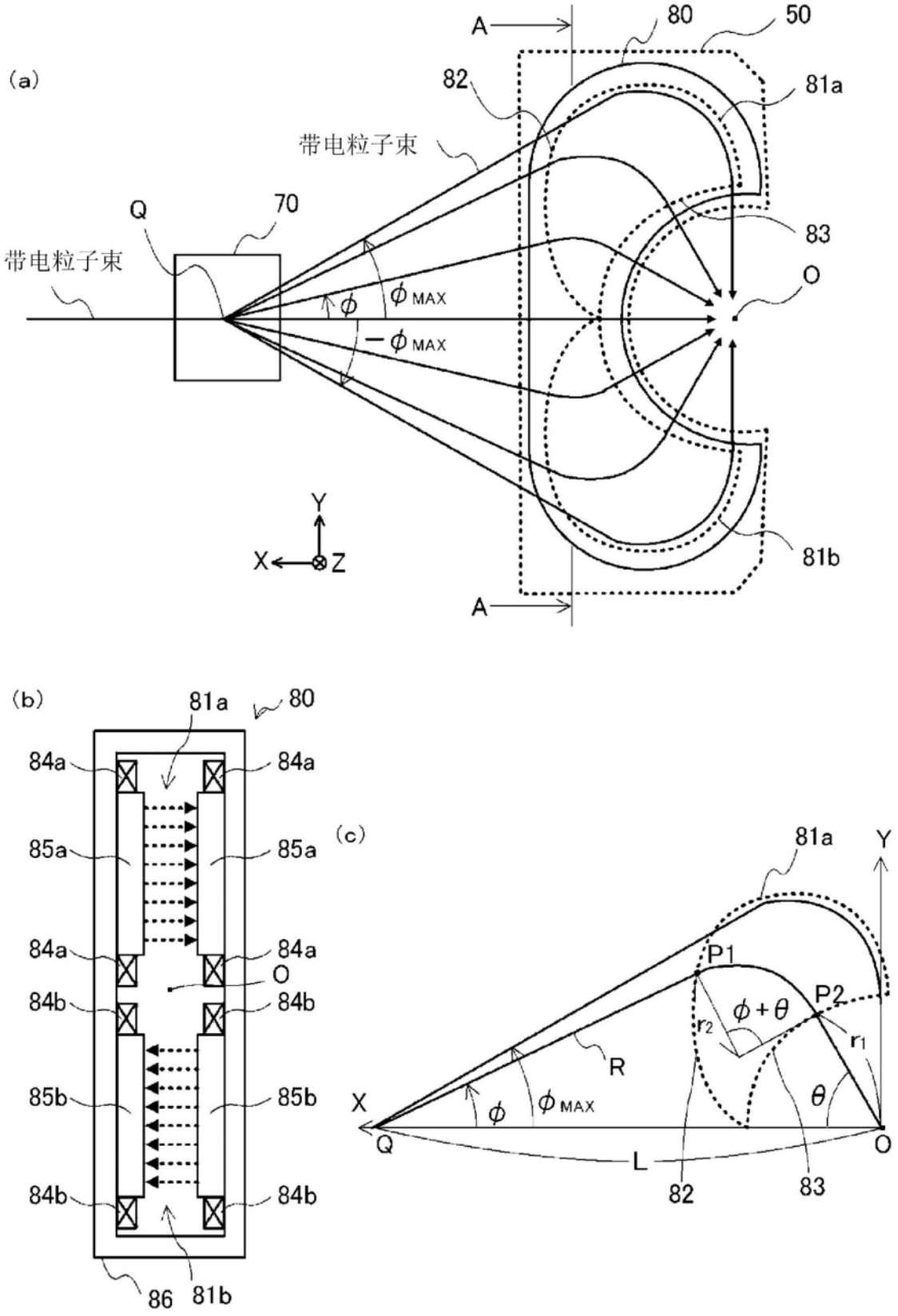

(a)
A
80
50
82
81a
带电粒子束
Q
70
83
带电粒子束
O
ϕ
ϕ_{MAX}
$-\phi_{MAX}$
Y
X
Z
81b
A
(b)
81a
80
84a
84a
85a
85a
84a
84a
O
84b
84b
85b
85b
84b
84b
86
81b
(c)
81a
Y
P1
P2
$\phi+\theta$
r_2
r_1
R
X
ϕ
ϕ_{MAX}
θ
Q
L
O
82
83

图10

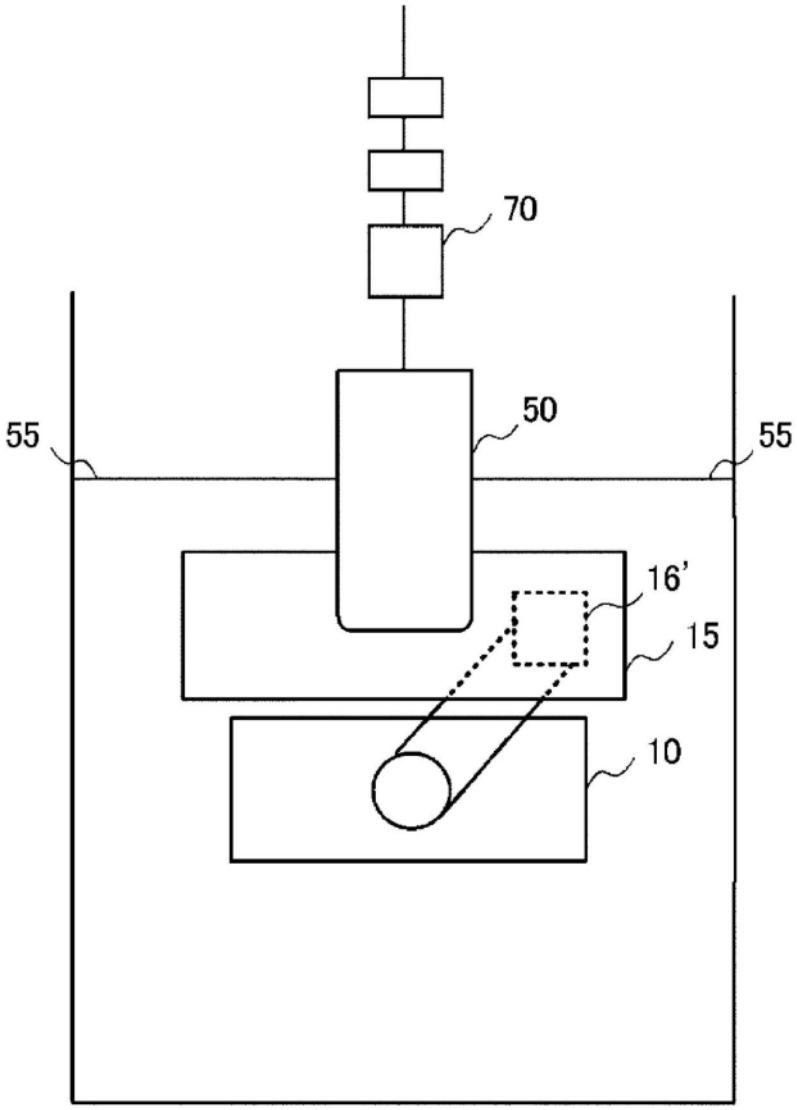


图11

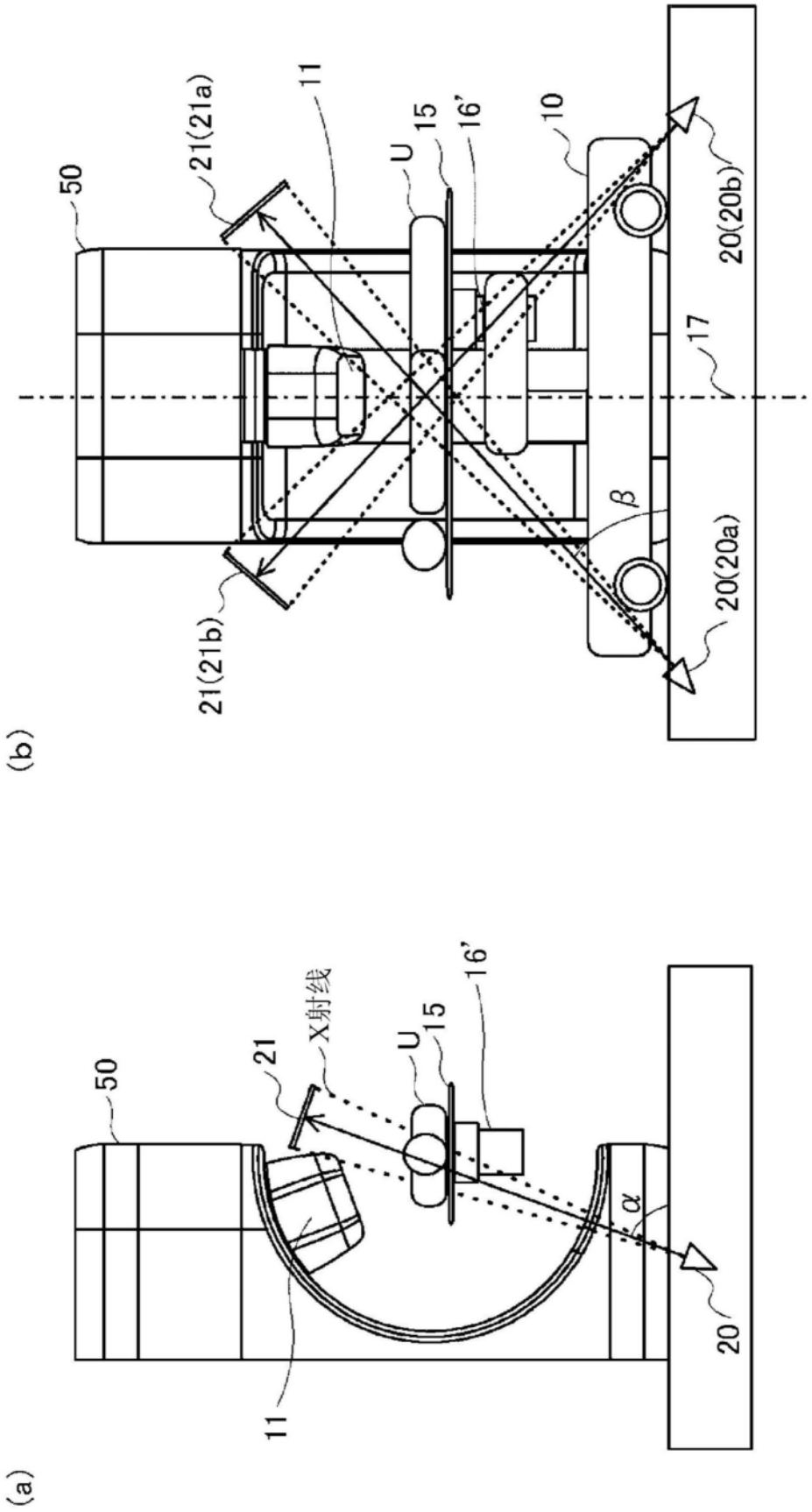

(b)
50
21(21a)
11
U
15
16'
10
20(20b)
17
β
20(20a)
21(21b)
(a)
50
21
X射线
U
15
16'
α
20
11

图12

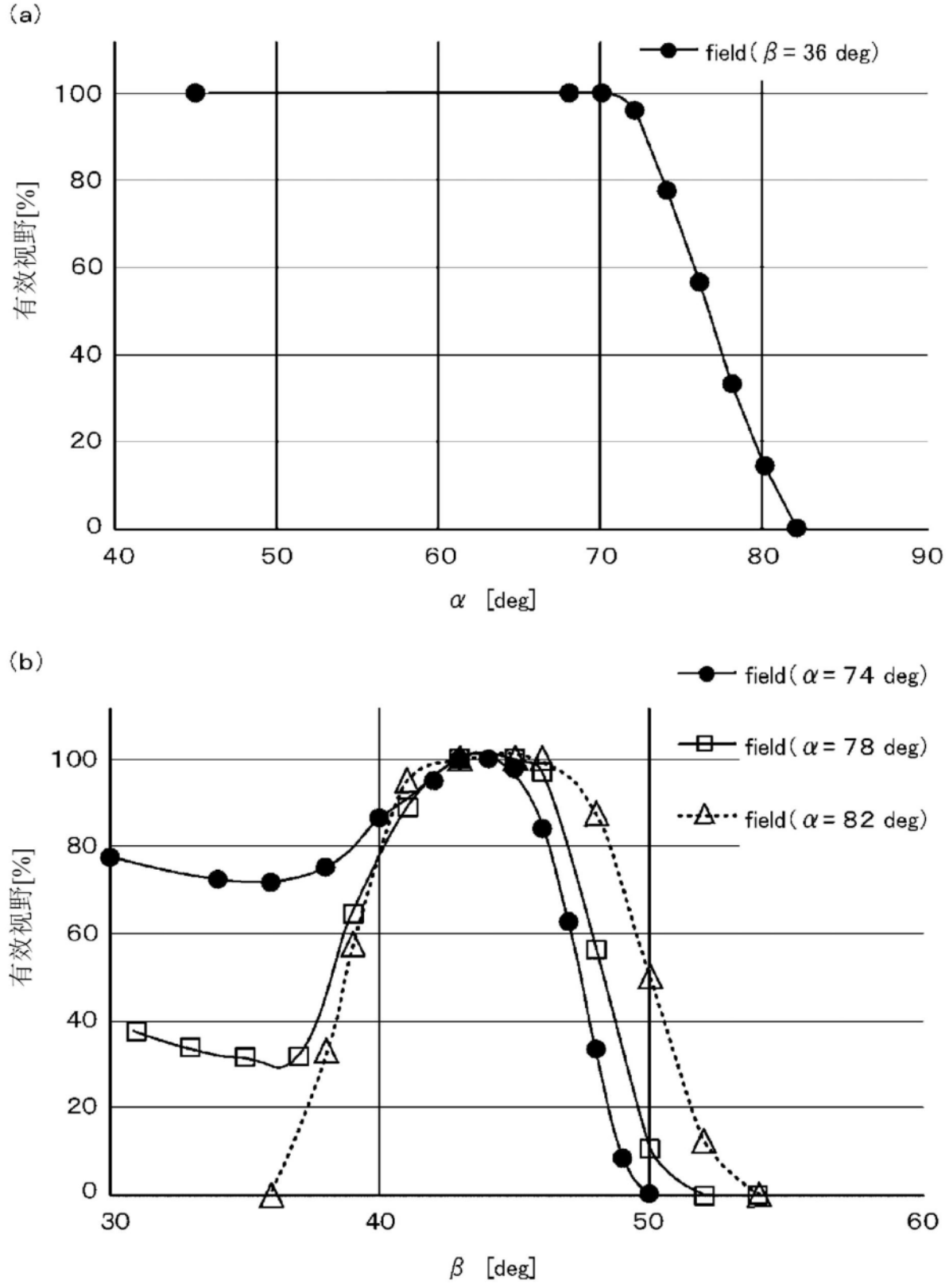

(a)
field(β = 36 deg)
100
80
60
40
20
0
有效视野[%]
40
50
60
70
80
90
α [deg]
(b)
field(α = 74 deg)
field(α = 78 deg)
field(α = 82 deg)
100
80
60
40
20
0
有效视野[%]
30
40
50
60
β [deg]

图13

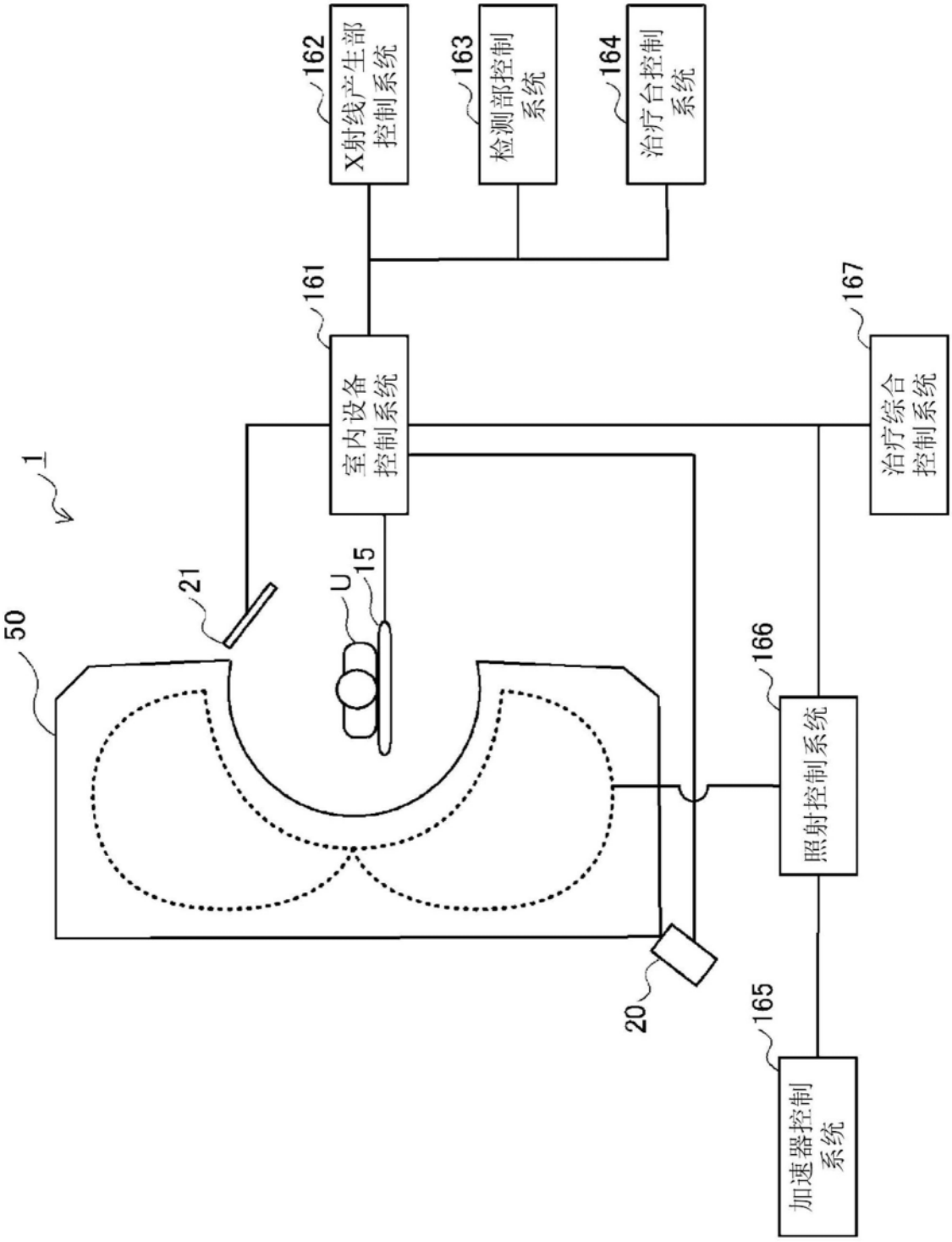

162
X射线产生部控制系统
163
检测部控制系统
164
治疗台控制系统
161
室内设备控制系统
167
治疗综合控制系统
1
21
U
15
50
166
照射控制系统
20
165
加速器控制系统

图14

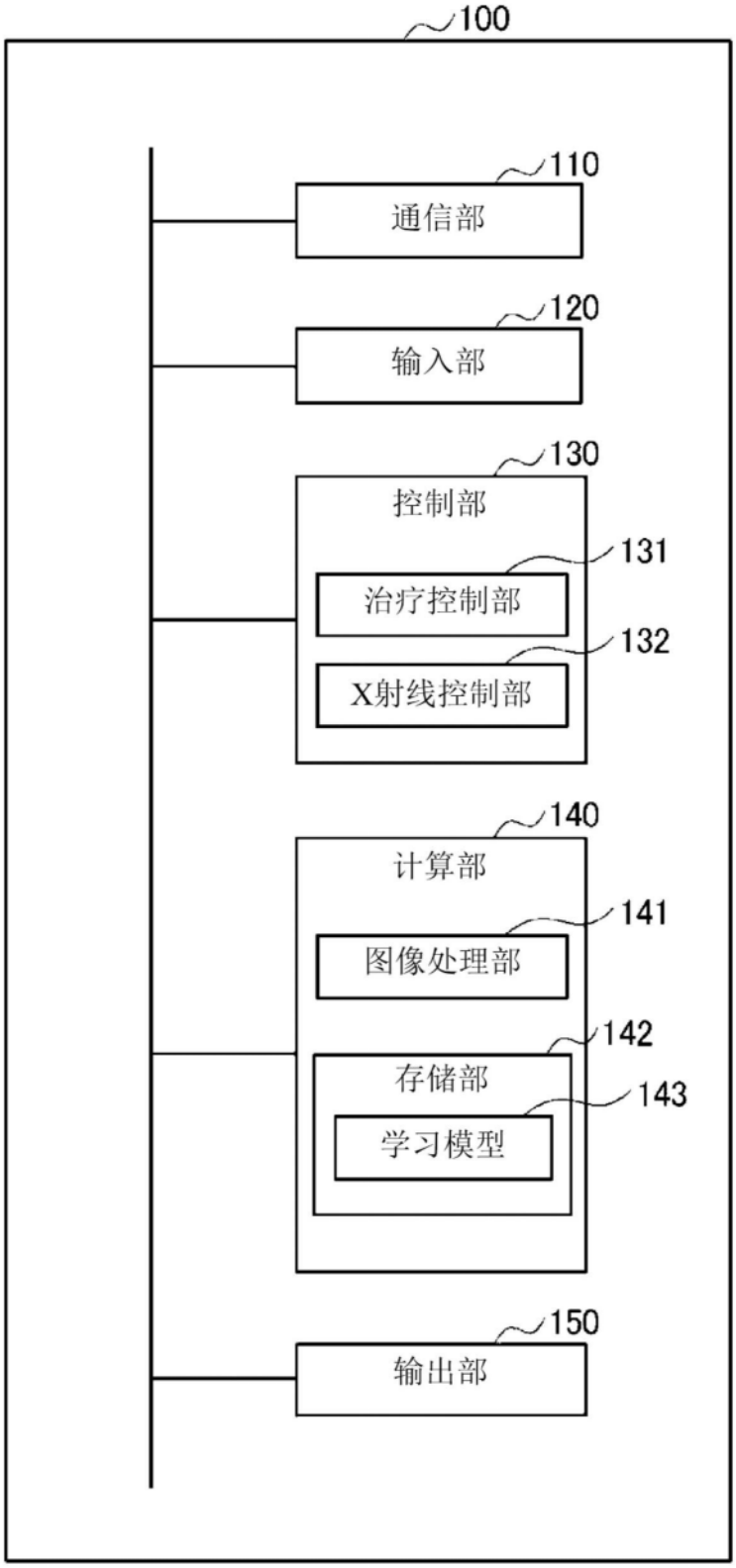

100
110
通信部
120
输入部
130
控制部
131
治疗控制部
132
X射线控制部
140
计算部
141
图像处理部
142
存储部
143
学习模型
150
输出部

图15

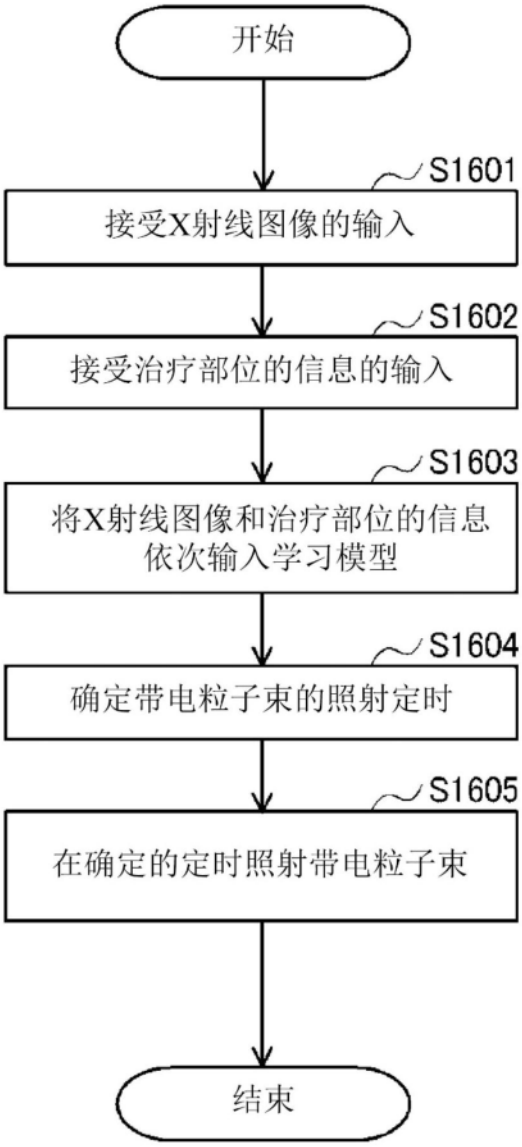

开始
S1601
接受X射线图像的输入
S1602
接受治疗部位的信息的输入
S1603
将X射线图像和治疗部位的信息
依次输入学习模型
S1604
确定带电粒子束的照射定时
S1605
在确定的定时照射带电粒子束
结束

图16

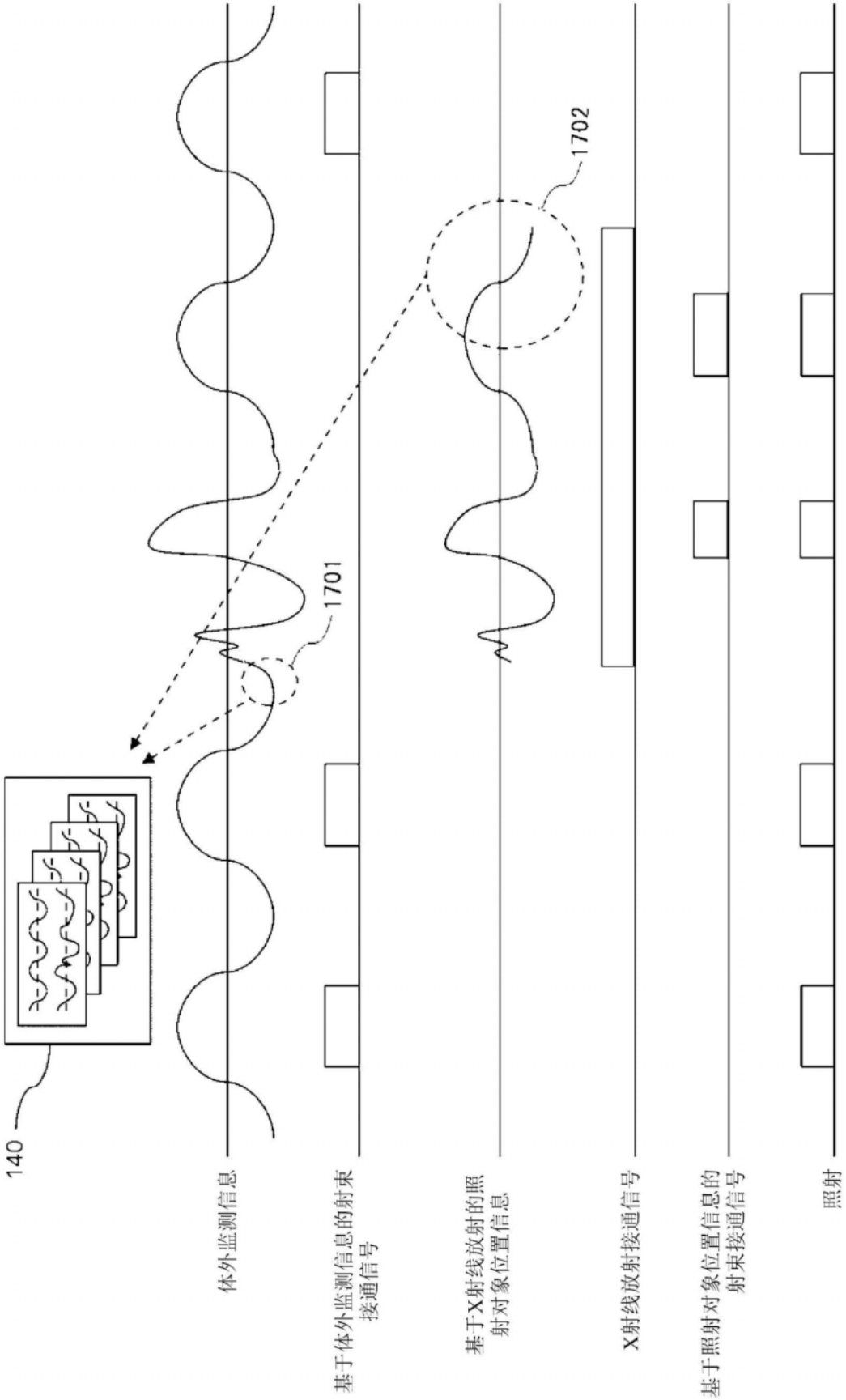

140
1701
1702
体外监测信息
基于体外监测信息的射束接通信号
基于X射线放射的照射对象位置信息
X射线放射接通信号
基于照射对象位置信息的射束接通信号
照射

图17

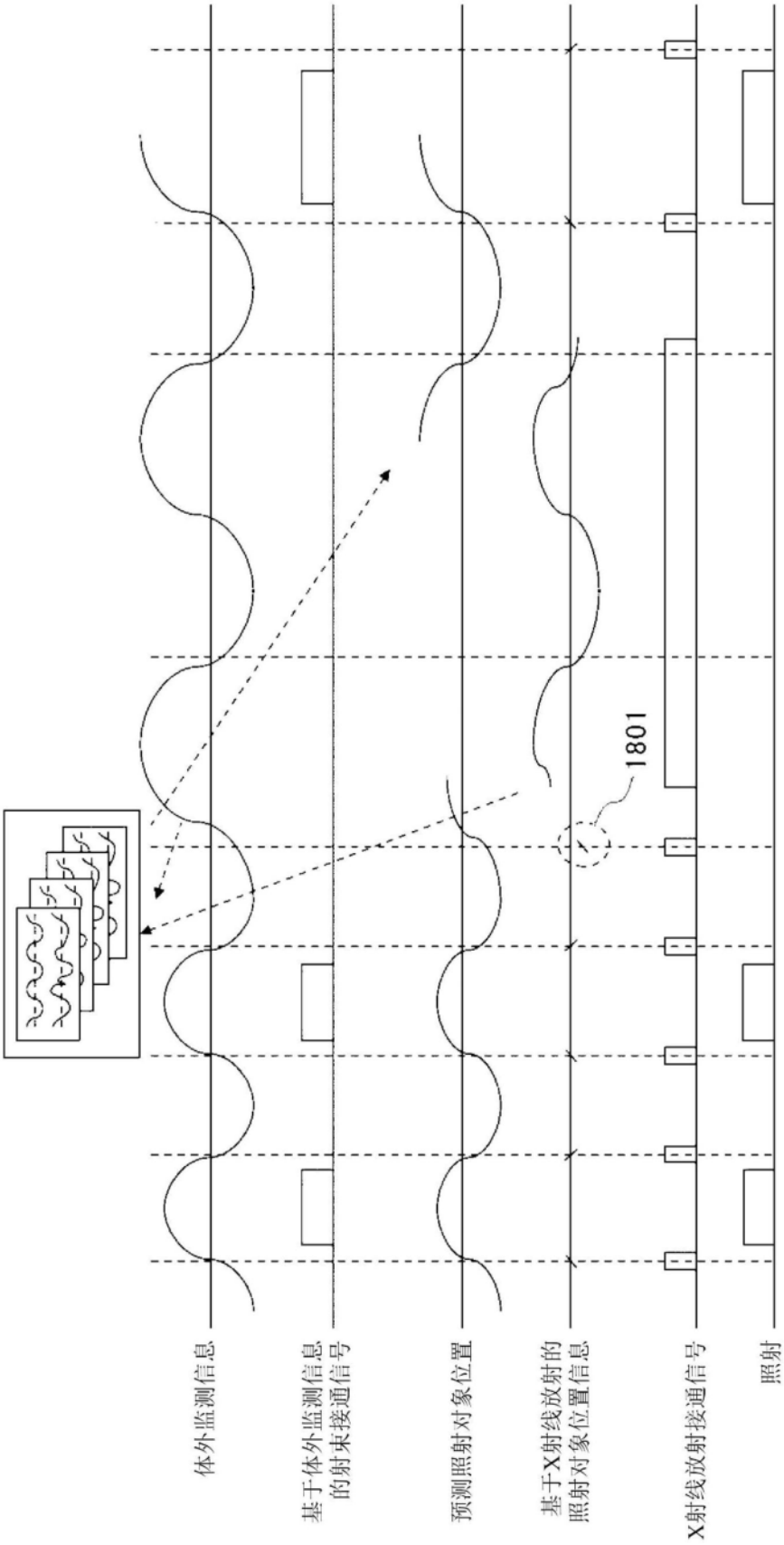

1801
体外监测信息
基于体外监测信息的射束接通信号
预测照射对象位置
基于X射线放射的照射对象位置信息
X射线放射接通信号
照射

图18

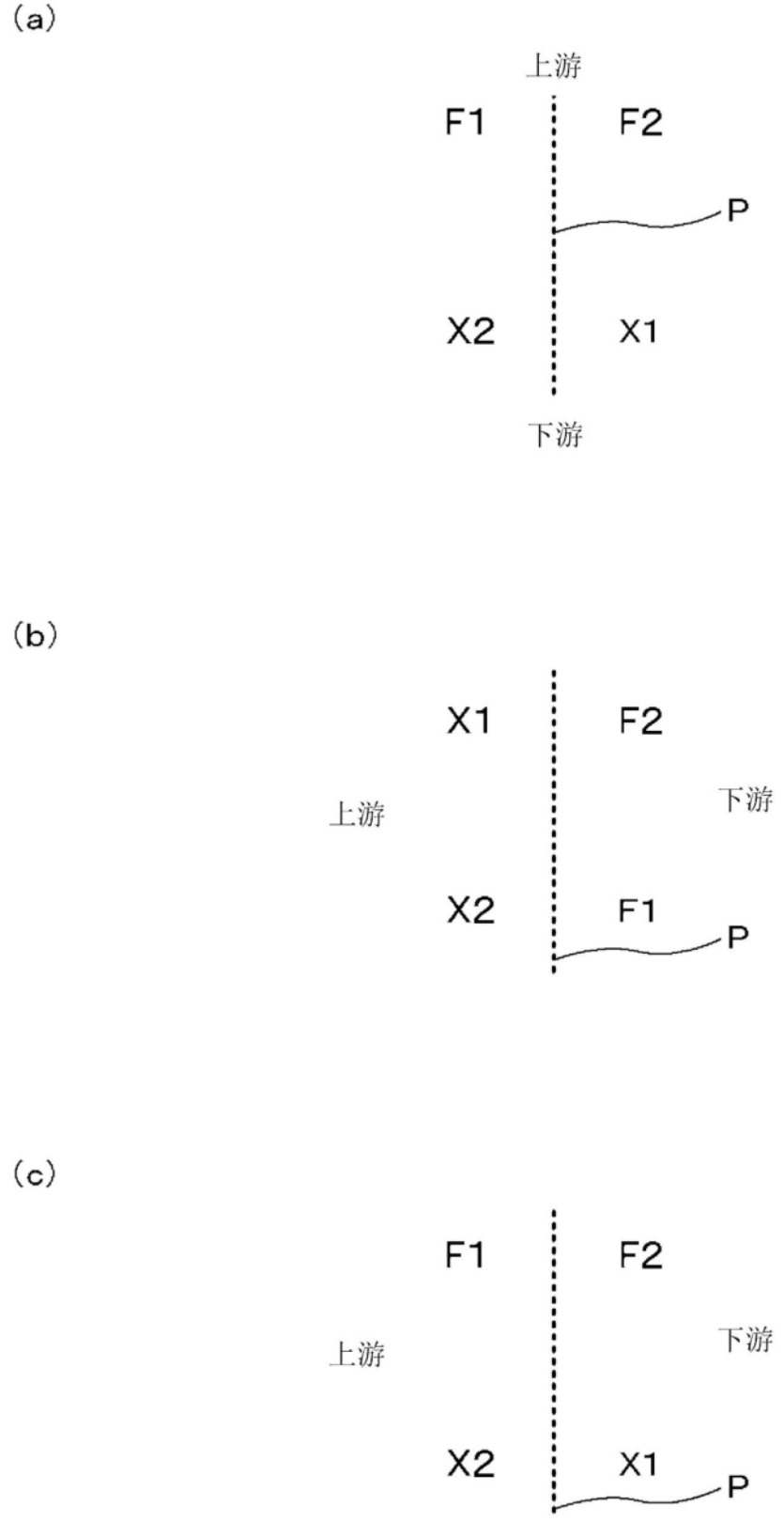


图19