



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118370551 A

(43) 申请公布日 2024. 07. 23

(21) 申请号 202410081328.4

(22) 申请日 2024.01.19

(30) 优先权数据

2023-008123 2023.01.23 JP

(71) 申请人 富士胶片医疗健康株式会社

地址 日本千叶县

(72) 发明人 高桥勋 松崎和喜 山川惠介

中村正

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

专利代理师 解媛媛

(51) Int. Cl.

A61B 6/40 (2024.01)

A61B 6/42 (2024.01)

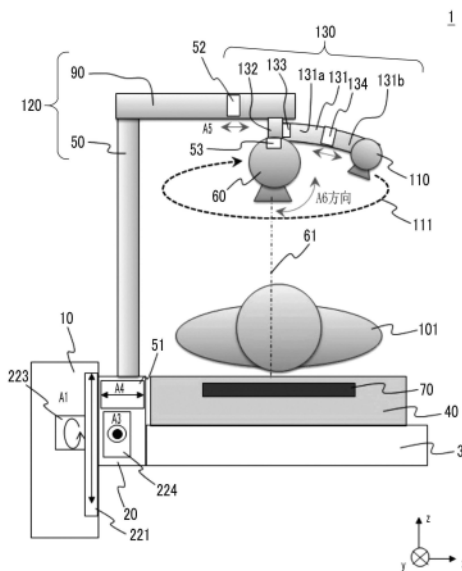
权利要求书2页 说明书12页 附图14页

(54) 发明名称

X射线摄影装置及X射线摄影方法

(57) 摘要

本发明提供一种能够在手术中实时掌握处置器具的三维位置而无需旋转X射线管的支柱的X射线摄影装置及X射线摄影方法。在向搭载于顶板的受检体的目标部位照射X射线的位置配置第1X射线管,使第2X射线管沿着以连接第1X射线管和顶板的轴为中心的圆轨道进行转动来配置第2X射线管。从第1X射线管向受检体照射X射线而获取第1X射线图像。从第2X射线管向受检体照射X射线而获取第2X射线图像。使用包含于第1X射线图像中的规定的特征部位的图像的位置和包含于第2x射线图像中的所述特征部位的图像的位置来计算规定的特征部位的图像的三维位置。



1. 一种X射线摄影装置,其特征在于,

具有搭载受检体的顶板、向所述受检体照射X射线的第1X射线管、支承所述第1X射线管的第1支承部、向所述受检体照射X射线的第2X射线管、支承所述第2X射线管的第2支承部、检测由所述第1X射线管及第2X射线管照射并通过了所述受检体的X射线的X射线检测器及运算部,

所述运算部进行如下处理:根据所述X射线检测器检测出所述第1X射线管所照射的X射线的输出获取第1X射线图像,根据所述X射线检测器检测出所述第2X射线管所照射的X射线的输出获取第2X射线图像,并使用包含于所述第1X射线图像中的规定的特征部位的图像的位置和包含于所述第2X射线图像中的所述特征部位的图像的位置来计算所述规定的特征部位的图像的三维位置,

所述第2支承部包括将所述第2X射线管支承为能够沿着以连接所述第1X射线管和所述顶板的轴为中心的圆轨道进行转动的机构。

2. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

所述第2支承部包括具有基部和先端的臂、支承轴及旋转机构,

所述支承轴设置于所述第1支承部的支承所述第1X射线管的位置,

所述臂的所述基部由所述支承轴支承,

在所述臂的先端具备所述第2X射线管,

在所述支承轴中具备使所述臂的所述基部以该支承轴为中心进行旋转的旋转机构。

3. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

在所述第2支承部具备沿着所述圆轨道改变所述第2X射线管的位置的驱动部。

4. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

所述第2支承部具备改变所述圆轨道的半径的机构部。

5. 根据权利要求2所述的X射线摄影装置,其特征在于,

在所述臂上具备通过使该臂沿轴向伸缩来改变所述圆轨道的半径的伸缩机构。

6. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

还具有:第3X射线管,向所述受检体照射X射线;及第3支承部,支承所述第3X射线管,

所述第3支承部将所述第3X射线管支承为能够沿着以通过所述第1X射线管的轴为中心的圆轨道进行转动。

7. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

所述第2X射线管向所述X射线检测器的X射线的最大照射区域小于所述第1X射线管向所述X射线检测器的X射线的最大照射区域。

8. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

所述第2X射线管的X射线的最大输出小于所述第1X射线管的X射线的最大输出。

9. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

所述运算部包括:提取部,提取并检测包含于所述第1X射线图像和第2X射线图像中的规定的特征部位的图像;及三维位置计算部,使用包含于所述第1X射线图像和所述第2X射线图像中的所述特征部位的图像的位置来计算所述特征部位的三维位置。

10. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

当检测出包含于所述第1X射线图像或所述第2X射线图像中的预先规定的目标和脊椎

的位置或者从使用者接受到所述目标和脊椎的位置且所述目标与脊椎的位置重叠时,所述运算部将促使在从所述受检体的中心轴沿左右方向偏移的位置配置所述第2X射线管的显示内容显示于显示部。

11. 根据权利要求3所述的X射线摄影装置,其特征在于,

所述运算部根据包含于所述第2X射线图像中的所述特征部位的图像的位置驱动所述驱动部以便移动所述第2X射线管,并使所述第2X射线图像的视野追随于所述特征部位的移动。

12. 根据权利要求1所述的X射线摄影装置,其特征在于,

还具备:栅格,平行地排列有配置于所述X射线检测器上的多个凸条;及旋转驱动部,使所述栅格在主平面内进行旋转,

所述旋转驱动部根据所述第2X射线管在所述圆轨道上的位置来旋转所述栅格。

13. 一种X射线摄影方法,其进行如下处理:

在向搭载于顶板的受检体的目标部位照射X射线的位置配置第1X射线管,使第2X射线管沿着以连接所述第1X射线管和所述顶板的轴为中心的圆轨道进行转动来配置所述第2X射线管;

从第1X射线管向受检体照射X射线,并由X射线检测器检测通过了所述受检体的X射线,从而获取第1X射线图像;

从第2X射线管向受检体照射X射线,并由X射线检测器检测通过了所述受检体的X射线,从而获取第2X射线图像;及

使用包含于所述第1X射线图像中的规定的特征部位的图像的位置和包含于所述第2X射线图像中的所述特征部位的图像的位置来计算所述规定的特征部位的图像的三维位置。

X射线摄影装置及X射线摄影方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种X射线摄影装置。

背景技术

[0002] 一般的X射线摄影装置通过从X射线源对受检体照射X射线并由平面状的X射线检测器检测透射了受检体的X射线,由此能够进行静止图像的X射线摄影或基于连续摄影的动画的X射线摄影(所谓的透视)。在X射线摄影及透视中,所得到的X射线图像均为二维投影图像,无法掌握受检体内的结构的厚度方向上的位置。

[0003] 因此,为了能够进行受检体的三维摄影,例如在专利文献1中,提出有一种X射线摄影装置,其中,将由M个 \times N个X射线源构成的多X射线产生装置与由K个 \times L个传感器构成的平面检测器通过臂对置。该X射线摄影装置一边使臂以滑动旋转轴和主轴为中心进行旋转,一边从多个X射线源周期性地进行X射线放射,并且使传感器同步动作,摄影多个多方向图像,基于X射线源的坐标信息进行重建,由此能够获取任意的多层断层图像(所谓的体层摄影图像)。

[0004] 并且,在专利文献2中公开有所谓的水平面的X射线摄影装置。该X射线摄影装置为将第1X射线管和第1X射线检测器通过第1C型臂对置配置,并将第2X射线管和第2X射线检测器通过第2C型臂对置配置的结构。第1C型臂和第2C型臂的旋转轴以交叉的方式设定。通过使第1C型臂和第2C型臂分别旋转并进行摄影,能够得到三维图像。

[0005] 专利文献1:日本特开2013-173015号公报

[0006] 专利文献2:日本特开2021-133036号公报

[0007] 如以往的专利文献2的水平面的X射线摄影装置为大型且价格高。另一方面,在如专利文献1那样使用M个 \times N个X射线源的多管球系统中,在使用一个X射线源摄影的图像中,当欲观察的对象物与其他结构物重叠时,能够切换为其他X射线源,但M个 \times N个X射线源的位置没有很大差异,因此位置选择的自由度不大。因此,有时无法消除欲观察的对象物与其他结构物的重叠。

[0008] 并且,在专利文献1、2的装置中,通过使支承X射线源和X射线检测器的臂在受检体的周围进行旋转,能够得到受检体的三维图像或体层摄影图像,但在手术中摄影三维图像等时,为了避免与旋转的X射线源或臂的接触,执刀医暂且需要远离受检体。因此,难以一边插入手术器具等,一边摄影三维图像。

[0009] 另一方面,当将掌握处置器具等器件的位置作为目的时,并不一定需要三维图像或体层摄影图像,因此期待掌握器件的位置而无需摄影三维图像或体层摄影图像的技术。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于提供一种能够实时掌握器件的三维位置而无需在手术中旋转支承X射线管的臂的X射线摄影装置。

[0011] 为了实现上述目的,本发明的X射线摄影装置具有搭载受检体的顶板、向受检体照

射X射线的第1X射线管、支承第1X射线管的第1支承部、向受检体照射X射线的第2X射线管、支承第2X射线管的第2支承部、检测由第1X射线管及第2X射线管照射并通过了受检体的X射线的X射线检测器及运算部。运算部进行如下处理：根据X射线检测器检测出第1X射线管所照射的X射线的输出获取第1X射线图像，根据X射线检测器检测出第2X射线管所照射的X射线的输出获取第2X射线图像，并使用包含于第1X射线图像中的规定的特征部位的图像的位置和包含于第2X射线图像中的特征部位的图像的位置来计算规定的特征部位的图像的三维位置。第2支承部包括将第2X射线管支承为能够沿着以连接第1X射线管和顶板的轴为中心的圆轨道进行转动的机构。

[0012] 发明效果

[0013] 根据本发明，能够提供一种能够在手术中实时掌握处置器具的三维位置而无需旋转X射线管的支柱的X射线摄影装置。

附图说明

[0014] 图1是表示从侧面观察本发明的实施方式1的X射线摄影装置1时的两个X射线管的配置和移动方向的框图。

[0015] 图2是表示实施方式1的X射线摄影装置1的主要部分的结构框图。

[0016] 图3是表示向实施方式1的X射线摄影装置1的第1X射线管60及第2X射线管110供给管电流的时刻和从X射线检测器收集数据的时刻的时序图。

[0017] 图4中，(a)是表示实施方式1的X射线摄影装置1的第1X射线管60和第2X射线管110的三维位置S1、S2和投影到X射线检测器70上的处置器具的特征部位的三维位置D1、D2的说明图，(b)是表示第1X射线图像的一例的图，(c)是表示第2X射线图像的一例的图，(d)是表示处置器具的特征部位的三维位置的计算方法的图。

[0018] 图5是表示实施方式1的X射线摄影装置1的动作的流程图。

[0019] 图6是表示显示于实施方式1的X射线摄影装置1的显示部的画面例的图。

[0020] 图7是表示从侧面观察实施方式2的X射线摄影装置1时的两个X射线管的配置和移动方向的框图。

[0021] 图8是表示从侧面观察实施方式3的X射线摄影装置1时的两个X射线管的配置和移动方向的框图。

[0022] 图9是表示实施方式4的X射线摄影装置2的主要部分的结构框图。

[0023] 图10中，(a)是表示投影实施方式4的X射线摄影装置2所获取的事先摄像三维图像而计算二维投影图像的说明图，(b)是表示第1二维投影图像的一例和第1X射线图像的图，(c)是表示第2二维投影图像的一例和第2X射线图像的图。

[0024] 图11是表示实施方式4的X射线摄影装置2的动作的流程图。

[0025] 图12是表示显示于实施方式4的X射线摄影装置2的显示部的画面例的图。

[0026] 图13中，(a)是表示受检体101的肿瘤和脊椎相对于实施方式5的X射线摄影装置的第1X射线管60和第2X射线管110的位置关系的图，(b)及(c)是表示实施方式5的第2X射线图像的图。

[0027] 图14中，(a)是表示实施方式7的栅格与X射线的入射方向的关系的图，(b)是表示第2X射线管110的光轴与栅格的列的方向交叉的配置的图，(c)是表示第2X射线管110的光

轴与栅格的列的方向平行的配置的图。

[0028] 符号说明

[0029] 1-X射线摄影装置,2-X射线摄影装置,10-台座,20-支柱支承臂,30-支承框,40-顶板,50-支柱,51-第1滑动机构,52-第2滑动机构,53-第1转动机构,60-第1X射线管,61-轴,70-X射线检测器,90-第1X射线支承臂,101-受检体,110-第2X射线管,111-圆轨道,120-第1支承部,130-第2支承部,131-臂,132-支承轴,133-旋转机构,134-伸缩机构,140-运算部,141-X射线图像生成部,142-特征部位提取部,143-三维位置计算部,144-三维图像获取部,145-二维投影图像制作部,146-图像对位部,150-运算控制部,151-驱动控制部,152-输出控制部,153-高电压产生器,154-数据收集部,160-显示部,170-医用图像服务器,223-立起/倒下移动机构,224-移动机构,701-第1X射线图像,702-三维图像,703-计算投影图像。

具体实施方式

[0030] 以下,使用附图对本发明的实施方式进行说明。

[0031] 《实施方式1》

[0032] 对实施方式的X射线摄影装置1的结构进行说明。

[0033] 图1是表示从侧面分别观察X射线摄影装置1时的两个X射线管的配置和移动方向的图。图2是表示X射线摄影装置1的主要部分的结构框图。图3是表示向两个X射线管供给管电流的时刻和从X射线检测器收集数据的时刻的图。

[0034] 如图1及图2所示,X射线摄影装置1具备搭载受检体的顶板40和向受检体照射X射线的第1X射线管60及第2X射线管110。第1X射线管60由第1支承部120支承。第2X射线管110由第2支承部130支承。第1X射线管60及第2X射线管110所照射的X射线通过受检体101。在顶板40内,在照射通过了受检体101的X射线位置配置有X射线检测器70。

[0035] 第1支承部120包括由台座10支承的支柱50和第1X射线支承臂90。

[0036] 第2支承部130包括将第2X射线管110支承为能够沿着以连接第1X射线管60和顶板40的轴61为中心的圆轨道111进行转动的机构。轴61可以与第1X射线管60的光轴一致,也可以不一致。当第1X射线管60在与第1支承部120的连接部具备能够沿任一方向转动的摇头机构时,轴61与第1X射线管60的光轴有可能不一致。

[0037] 使用图1对第2支承部130的具体的结构例进行说明。第2支承部130包括臂131、支承轴132及旋转机构133。支承轴132设置于第1支承部120的支承第1X射线管60的位置。在此,支承轴132为设置于第1支承部120的第1X射线支承臂90的先端的下部且在支承轴132的下端支承有第1X射线管60的结构。

[0038] 臂131具有基部131a和先端,基部131a由支承轴132支承。旋转机构133为使臂131的基部131a以支承轴132为中心进行转动的机构。例如,旋转机构133能够设为具备沿着支承轴132的外周的周向设置的引导轨道和设置于臂131的基部131a并与引导轨道卡合的卡合部的结构。通过设为这种结构,能够使臂131沿着支承轴132的外周进行转动。在臂131的先端131b支承有第2X射线管110。由此,能够使第2X射线管110沿着以轴61为中心的圆轨道111在第1X射线管60的周围进行旋转。

[0039] 并且,虽然可以由使用者沿着圆轨道111手动旋转第2X射线管110,但在第2支承部130也可以具备沿着圆轨道111改变第2X射线管110的位置的驱动部。例如,将旋转机构133

的引导轨道设为齿条结构,将与上述齿条结构啮合的小齿轮配置于卡合部,配置使小齿轮旋转的马达作为驱动部,由此能够使第2X射线管110沿着圆轨道111旋转移动与马达的旋转量相当的量。

[0040] 另外,在第2支承部130也可以设置将第2X射线管110从能够沿着圆轨道111进行旋转的状态切换为固定的状态的止动件。例如,能够将设置于支承轴132的周围的可出没的突起用作止动件。通过使突起突出来阻止臂131的旋转,由此能够固定第2X射线管110。

[0041] 此外,第2支承部130也能够设为具备改变圆轨道111的半径的机构部的结构。例如,将能够使臂131伸缩的伸缩机构134配置于臂131内。具体而言,作为伸缩机构134,能够使用滑动轨道机构。由此,能够使臂131伸缩至所期望的长度,从而能够改变圆轨道111的半径。

[0042] 并且,通过将臂131设为如图1那样弯曲的形状,能够将第1X射线管60的高度与第2X射线管110的圆轨道111的高度的关系设为所期望的关系。例如,如图1那样,能够将第2X射线管110的圆轨道111的高度设为与第1X射线管60的高度大致相同的高度。

[0043] 另外,第2支承部130的结构并不限定于上述的结构,只要为能够使第2X射线管110沿着圆轨道111进行旋转的结构即可,也可以为第2支承部130直接设立于台座10上的结构。

[0044] 如此,通过设为能够沿着第2X射线管110的圆轨道111围绕第1X射线管60进行转动的结构,即使在由第2X射线管110摄影的图像中欲检测受检体101内的位置的特征部位(例如,导管等处置器具的先端等)与受检体101的骨等结构物重叠而无法在图像上掌握特征部位的图像的情况下,也能够通过使第2X射线管110进行转动来从不同的角度进行摄影,从而能够检测特征部位的位置。

[0045] 对进行X射线摄影装置1的控制及运算的结构进行说明。如图2所示,x射线摄影装置1具有运算控制部150,在运算控制部150内配置有运算部140、驱动控制部151、输出控制部152、数据收集部154及高电压产生器153。

[0046] 运算部140具备X射线图像生成部141、特征部位提取部142及三维位置计算部143。X射线图像生成部141根据X射线检测器70检测出第1X射线管60所照射的X射线的输出获取第1X射线图像,并根据X射线检测器70检测出第2X射线管110所照射的X射线的输出获取第2X射线图像。特征部位提取部142提取包含于第1X射线图像中的规定的特征部位的图像的位置和包含于第2X射线图像中的特征部位的图像的位置。三维位置计算部143根据特征部位提取部142的提取结果来计算规定的特征部位的图像的三维位置。

[0047] 第2X射线管110向X射线检测器70的X射线的最大照射区域可以小于第1X射线管60向X射线检测器70的X射线的最大照射区域。

[0048] 并且,第2X射线管110的X射线的最大输出可以小于第1X射线管60的X射线的最大输出。

[0049] 在支承第1X射线管60的第1支承部120的第1X射线支承臂90内具备使第1X射线管60的位置沿顶板40的宽度方向(A5方向=x方向)移动的第2滑动机构52。在此,支承轴132及第2X射线管110也被第1X射线支承臂90支承,因此第2X射线管110也与第1X射线管60一同移动。

[0050] 此外,使第1X射线管60在第1X射线支承臂90的先端(在图1中为支承轴132的下端)以与顶板40的长轴(y轴)平行的轴为中心进行(A6方向)转动的第1转动机构53配置于第1X

射线管60与支承轴132的连接部。

[0051] 并且,在本实施方式中,第1支承部120的支柱50搭载于具备在台座10上的支柱支承臂20上。在第1支承部120的支柱50的下端与支柱支承臂20之间具备使支柱50的下端相对于台座10沿顶板40的宽度方向(A4方向=x方向)移动的第1滑动机构51。第1滑动机构51使第1支承部120和第2支承部130一体地沿x方向移动。

[0052] 在支柱支承臂20上不仅搭载有第1支承部120,还搭载有支承顶板40的支承框30。在台座10中内置有使支柱支承臂20上下移动(A1方向=z轴)的驱动机构221。由此,能够在保持第1X射线管60与顶板40的位置关系的状态下使顶板40、第1X射线管60及第2X射线管110升降。

[0053] 并且,在台座10的支柱支承臂20中内置有使第1支承部120沿顶板40的长轴方向(A3方向=y轴)移动的移动机构224。由此,能够使第1X射线管60及第2X射线管110相对于顶板40沿顶板40的长轴方向(y轴)移动。

[0054] 并且,在台座10上具备使支柱支承臂20以支柱支承臂20的中心轴(x轴)为旋转中心进行旋转(A9方向)的立起/倒下移动机构223。由此,能够在保持第1X射线管60与顶板40的位置关系的状态下使顶板40进行立起/倒下移动。

[0055] 此外,在支柱支承臂20中,在与第1支承部120的连接部具备使第1支承部120沿着半圆型的轨道相对于支柱支承臂20以支柱支承臂20的中心轴(x轴)为旋转中心进行转动的倾斜机构(未图示)。由此,能够使第1支承部120相对于顶板40以X轴为旋转中心倾斜。

[0056] 此外,虽未图示,但在顶板40内具备使X射线检测器70相对于顶板40沿顶板40的长轴方向及短轴方向移动的驱动机构(未图示)。

[0057] 各驱动机构51~53、133~134、221、224~224可以为任何结构。作为一例,能够设为具备沿着移动方向配置的齿条、与齿条啮合的小齿轮及使小齿轮旋转的马达的结构。

[0058] 运算控制部150具备控制上述的各驱动机构51~53、133~134、221、223~224的运动的驱动控制部151、输出控制部152、高电压产生器153、数据收集部154及运算部140。

[0059] 输出控制部152对第1X射线管60和第2X射线管110在如图3所示的时刻以分别设定的电压值及电流值供给高电压产生器153所产生的高电压,使得从第1X射线管60和第2X射线管110照射X射线。输出控制部152能够个别地控制第1X射线管60和第2X射线管110的输出。

[0060] 数据收集部154收集二维排列于X射线检测器70中的X射线检测元件在图3所示的时刻接受X射线的照射而输出的信号。并且,数据收集部154根据由输出控制部152控制的管电流/管电压获取从各X射线管开始和结束照射的信息。

[0061] 如已说明,运算部140具备X射线图像生成部141、特征部位提取部142及三维位置计算部143。X射线图像生成部141从数据收集部154接受X射线检测器70检测出第1X射线管所照射的X射线的输出而生成第1X射线图像(参考图4的(b))。并且,X射线图像生成部141从数据收集部154接受X射线检测器70检测出第2X射线管所照射的X射线的输出而生成第2X射线图像(参考图4的(c))。

[0062] 特征部位提取部142通过公知的方法提取包含于第1X射线图像中的规定的特征部位的图像的位置和包含于第2X射线图像中的特征部位的图像的位置。特征部位例如是指导管等处置器具的先端。

[0063] 三维位置计算部143使用包含于第1X射线图像中的规定的特征部位的图像的位置和包含于第2X射线图像中的特征部位的图像的位置来计算规定的特征部位的三维位置。

[0064] 对具体的特征部位的计算方法的一例进行说明。如图4的(a)所示,将第1X射线管60的三维位置(实际空间坐标)设为S1,将第1X射线图像中的特征部位的三维位置(实际空间坐标)设为D1,将连接S1和D1的直线设为L1。并且,将第2X射线管110的三维位置设为S2,将第2X射线图像中的特征部位的三维位置设为D2,将连接S2和D2的直线设为L2。D1和D2是同一个处置器具的先端等特征部位的投影。因此,直线L1和L2如图4的(a)那样理想地相交于一点。实际上,如图4的(d)那样,也存在因测量误差等而不相交的情况。因此,求出两个直线的距离最靠近的直线S1-D1上的点Q1和直线S2-D2上的点Q2,例如能够将该两个点的中点u设为特征部位的图像的位置。

[0065] 图4的(d)所示的点Q1及点Q2能够按照以下的式1求出。

$$[0066] \quad Q1 = S1 + (D1 - D2 * Dv) / (1 - Dv * Dv) * v1$$

$$[0067] \quad Q2 = S2 + (D2 - D1 * Dv) / (Dv * Dv - 1) * v2 \cdots (1)$$

[0068] 其中,

$$[0069] \quad D1 = (S2 - S1) \cdot v1$$

$$[0070] \quad D2 = (S2 - S1) \cdot v2$$

$$[0071] \quad Dv = v1 \cdot v2$$

[0072] 根据通过上述的式求出的点Q1及点Q2的三维位置并使用下式2,能够计算特征部位的三维位置u。

$$[0073] \quad u = (Q1 + Q2) / 2 \cdots (2)$$

[0074] 接着,使用图5的流程对利用本实施方式的X射线摄影装置1在X射线透视图像下检测在手术中处置器具(器件)的先端的三维位置时的各部的动作进行说明。

[0075] (步骤S600)

[0076] 将受检体101搭载于顶板40,使用者在驱动控制部151的控制下使各驱动机构51~53、221、223~224动作来将第1X射线管60配置于能够摄影插入器件的目标部位的位置。并且,使用者根据目标部位和/或所使用的器件的事先信息并利用机构133~134使第2X射线管110沿着圆轨道111移动,将第2X射线管110配置于能够从与脊椎等骨或肝脏等器官不重叠的朝向摄影所插入的器件的先端的位置。此时,可以通过利用伸缩机构134调整臂131的长度来调整第1X射线管60与第2X射线管110的距离。

[0077] (步骤S601)

[0078] 若从操作者有开始操作的指示,则如图3所示,向第1X射线管60供给管电流,从第1X射线管60向受检体101照射X射线,开始进行X射线摄像。

[0079] (步骤S602)

[0080] X射线图像生成部141利用第1X射线管60所照射的X射线来获取X射线图像。

[0081] 具体而言,由X射线检测器70检测从第1X射线管60照射并通过了受检体101的X射线,在图3所示的时刻由数据收集部154收集X射线检测器70的输出。

[0082] X射线图像生成部141从数据收集部154接受X射线检测器70的输出而生成第1X射线图像(参考图4的(b))。X射线图像生成部141将第1X射线图像显示于显示部160。

[0083] 执刀医一边观察显示部160的第1X射线图像,一边将处置器具(导管等)插入到受

检体内。

[0084] (步骤S603)

[0085] 特征部位提取部142对步骤S602中所生成的第1X射线图像进行图像处理,并提取第1X射线图像内的处置器具的特征部位(例如,处置器具的先端)。

[0086] (步骤S604)

[0087] 三维位置计算部143根据第1X射线图像内的处置器具的位置来计算处置器具的特征部位被投影到的X射线检测器70上的三维位置D1(实际空间坐标)。

[0088] (步骤S605)

[0089] 三维位置计算部143计算连接处置器具的特征部位在X射线检测器上的三维位置D1(实际空间坐标)和第1X射线管60的三维位置S1(实际空间坐标)这两个点的直线L1。

[0090] (步骤S606)

[0091] 如图3所示,在第1X射线管60的X射线照射结束的时刻,从第2X射线管110向受检体101照射X射线,进行X射线摄像。

[0092] 具体而言,输出控制部152停止向第1X射线管60供给管电流、管电压,而向第2X射线管110供给由操作者设定的管电流、管电压,仅进行规定时间的X射线的照射。

[0093] (步骤S607)

[0094] X射线图像生成部141利用第2X射线管110所照射的X射线来获取X射线图像。

[0095] 具体而言,由X射线检测器70检测从第2X射线管110照射并通过了受检体101的X射线,在图3所示的规定的时刻由数据收集部154收集X射线检测器70的输出。

[0096] X射线图像生成部141从数据收集部154接受X射线检测器70的输出而生成第2X射线图像(参考图4的(c))。

[0097] 由此,执刀医能够在显示部160确认从与第1X射线图像不同的角度摄影的第2X射线图像。

[0098] (步骤S608)

[0099] 特征部位提取部142对步骤S607中所生成的第2X射线图像进行图像处理,并提取第2X射线图像内的处置器具的特征部位(处置器具的先端)。

[0100] (步骤S609)

[0101] 三维位置计算部143根据第2X射线图像内的处置器具的位置来计算处置器具的特征部位被投影到的X射线检测器70上的三维位置D2(实际空间坐标)。

[0102] (步骤S610)

[0103] 三维位置计算部143计算连接处置器具的特征部位在X射线检测器上的三维位置D2(实际空间坐标)和第2X射线管110的三维位置S2(实际空间坐标)这两个点的直线L2。

[0104] (步骤S611)

[0105] 三维位置计算部143根据两个直线L1、L2的位置关系并使用上述的式1及式2来计算处置器具的特征部位的三维位置。

[0106] (步骤S612)

[0107] 三维位置计算部143例如如图6的三维图像702那样显示所计算出的处置器具的特征部位的当前时点的三维位置。由此,在显示部160的显示画面上并排显示时序列表示第1X射线图像701和处置器具的特征部位的位置的三维图像702。执刀医能够利用第1X射线图像

701掌握受检体101和处置器具的投影图像,并且能够利用三维图像702掌握处置器具的尖端深度的随时间变化。

[0108] (步骤S613)

[0109] 由操作者确认继续摄影的指示,若为继续摄影,则返回到步骤S601,继续进行基于第1X射线管60的摄影,并且以一定的时间间隔进行步骤S606~S610的基于第2X射线管110的摄影,计算处置器具的特征部位的位置并更新显示。由此,以一定的时间间隔时序列获取处置器具的特征部位的位置。

[0110] 如上所述,本实施方式的X射线摄影装置1具备第2X射线管110,能够使第2X射线管110沿着围绕第1X射线管60的圆轨道111进行移动,能够在手术中一边从第1X射线管60进行摄影,一边利用第2X射线管110从处置器具(器件)与骨或其他器官不重叠的朝向摄影器件。因此,本实施方式的X射线摄影装置1的结构简单,并且能够实时掌握处置器具的特征部位的三维位置。

[0111] 并且,在图5的流程中,在实施步骤S601、S602、S606、S607之后,第1X射线图像和第2X射线图像如图4的(b)、(c)那样显示于显示部160,因此在计算器件位置之前,使用者能够参考从多个方向摄影了器件的第1及第2X射线图像来掌握处置器具(器件)的位置或朝向。

[0112] 另外,在上述的实施方式中,在步骤S606、S607中的基于第2X射线管110的第2X射线图像的摄影之前或并行实施了步骤S603~S605中的对第1X射线图像的器件的特征部位提取,但也可以在步骤S606、S607之后实施步骤S603~S605。

[0113] 并且,作为第2X射线管110,能够使用输出小、照射范围窄的、小型的X射线管,而且,由于能够使第2X射线管110沿着圆轨道111移动,因此第2X射线管110不会妨碍第1X射线管60的摄影或执刀医。因此,能够利用第1X射线管60和第2X射线管110在手术中实时进行摄影。

[0114] 《实施方式2》

[0115] 使用图7对实施方式2的X射线摄影装置进行说明。

[0116] 实施方式2的X射线摄影装置为如下结构:第1X射线管60由第1X射线支承臂90直接支承,支承轴132立设于第1X射线支承臂90的上表面。臂131的基部131a在支承轴132的周围旋转。由此,能够使第2X射线管110沿着圆轨道111进行转动。

[0117] 其他结构及动作与实施方式1相同,因此省略说明。

[0118] 《实施方式3》

[0119] 使用图8对实施方式3的X射线摄影装置进行说明。

[0120] 实施方式3的X射线摄影装置具备多个第2X射线管110。多个第2X射线管110为通过多个臂131分别在支承轴132的周围进行旋转的结构。另外,多个第2X射线管110可以配置于隔着第1X射线管60对称的位置,也可以配置于不对称的位置。

[0121] 实施方式3的X射线摄影装置能够利用多个第2X射线管110从多个方向摄影成为目标的部位或处置器具(器件),因此能够获取更多的信息。

[0122] 另外,支承轴132可以与实施方式1同样地具备在第1X射线支承臂90的下方,也可以与实施方式2同样地具备在第1X射线支承臂90的上方。

[0123] 其他结构及动作与实施方式1相同,因此省略说明。

[0124] 《实施方式4》

[0125] 在实施方式4的X射线摄影装置2中,具有如下功能:根据由CT装置或MRI装置等预先拍摄的三维图像生成执刀医所期望的方向的二维投影图像,并在所生成的二维投影图像上显示处置器具的特征部位的位置。

[0126] X射线摄影装置2的其他结构与实施方式1相同,因此关于与实施方式1相同的结构及相同的动作,省略说明。

[0127] 图9是表示实施方式4的X射线摄影装置2的主要部分的结构的框图。图10的(a)~(c)是说明投影事先摄像三维图像而生成二维投影图像的图。

[0128] X射线摄影装置2为与实施方式1的X射线摄影装置1大致相同的结构,但与实施方式1的不同点在于,在运算部140内具备三维图像获取部144、二维投影图像制作部145及图像对位部146。三维图像获取部144连接于外部的医用图像服务器170。在医用图像服务器170中存放针对受检体101预先由CT装置或MRI装置摄影的三维图像。

[0129] 使用图11的流程对X射线摄影装置2的动作进行说明。

[0130] 图11的流程为在实施方式1的图5的流程中添加了步骤S801~S808、S809的结构。

[0131] (步骤S600)

[0132] 首先,通过实施方式1的图5的流程的步骤S600,使用者配置第1X射线管60,并且使用者根据目标部位和/或所使用的器件的事先信息使第2X射线管110沿着圆轨道111移动,将第2X射线管110配置于能够从与脊椎等骨或肝脏等器官不重叠的朝向摄影所插入的器件的先端的位置。

[0133] (步骤S801)

[0134] 接着,三维图像获取部144从医用图像服务器170获取针对受检体101事先拍摄的三维图像。

[0135] (步骤S802)

[0136] 从第1X射线管60向受检体101照射X射线,X射线图像生成部141获取第1X射线图像。

[0137] (步骤S803)

[0138] 如图10的(a)那样,二维投影图像制作部145在和步骤S802的第1X射线管60与X射线探测器70的位置关系相同的位置对事先摄像三维图像配置模拟的第1X射线管60和模拟的X射线探测器70上,将事先摄像三维图像投影到模拟的X射线探测器70,计算第1二维投影图像。

[0139] (步骤S804)

[0140] 如图10的(b)那样,图像对位部146对步骤S802中所获取的第1X射线图像与步骤S803中所计算出的第1二维投影图像进行比较。当不同时,变更事先摄像三维图像相对于模拟的第1X射线管60和模拟的X射线探测器70的位置,再次计算第1二维投影图像,将其与步骤S802中所获取的第1X射线图像进行比较。重复该过程,直至步骤S802中所获取的第1X射线图像与步骤S803中所计算出的第1二维投影图像一致。

[0141] (步骤S805)

[0142] 接着,从第2X射线管110向受检体101照射X射线,X射线图像生成部141获取第2X射线图像。

[0143] (步骤S806)

[0144] 如图10的(a)那样,二维投影图像制作部145在和步骤S805的第2X射线管110与X射线检测器70的位置关系相同的位置对事先摄像三维图像配置模拟的第2X射线管110和模拟的X射线检测器70,将事先摄像三维图像投影到模拟的X射线检测器70上,计算第2二维投影图像。

[0145] (步骤S807)

[0146] 如图10的(c)那样,图像对位部146对步骤S805中所获取的第2X射线图像与步骤S806中所计算出的第2二维投影图像进行比较。当不同时,变更事先摄像三维图像相对于模拟的第2X射线管110和模拟的X射线检测器70的位置,再次计算第2二维投影图像,将其与步骤S805中所获取的第2X射线图像进行比较。重复该过程,直至步骤S805中所获取的第2X射线图像与步骤S806中所计算出的第2二维投影图像一致。

[0147] (步骤S808)

[0148] 图像对位部146根据步骤S802中所获取的第1X射线图像和步骤S803中所计算出的第1二维投影图像一致时的事先摄像三维图像相对于模拟的第1X射线管60和模拟的X射线检测器70的位置计算将事先摄像三维图像的坐标系与实际空间坐标建立对应关系的参数(配准)。同样地,根据步骤S805中所获取的第2X射线图像和步骤S806中所计算出的第2二维投影图像一致时的事先摄像三维图像相对于模拟的第1X射线管60和模拟的X射线检测器70的位置计算将事先摄像三维图像的坐标系与实际空间坐标建立对应关系的参数(配准)。在此,由于可得到从第1X射线图像得到的参数和从第2X射线图像得到的参数,因此通过选择其中任一个或求出平均等,求出使事先摄像三维图像的坐标系与实际空间坐标建立对应关系的参数。

[0149] (步骤S601~S612)

[0150] 步骤S601~S612与实施方式1相同地执行,计算处置器具的特征部位的当前时点的三维位置,并将表示所计算出的位置的三维图像702和第1X射线图像701显示于显示部160。

[0151] (步骤S809)

[0152] 利用使在步骤S808中求出的事先摄像三维图像的坐标系与实际空间坐标建立对应关系的参数,将事先摄像三维图像转换为实际空间坐标之后,沿执刀医所期望的方向二维投影,计算出计算投影图像703。在所计算出的计算投影图像703上重叠步骤S611中计算出的处置器具的特征部位的位置,如图12那样进行显示。

[0153] 根据实施方式4的X射线摄影装置2,能够将实时识别出的处置器具的特征部位的位置示于将事先摄像三维图像沿执刀医所指定的方向投影而得的二维投影图像上,容易掌握处置器具的特征部位的位置与受检体的解剖结构的对应。

[0154] 另外,与实施方式1同样地,图11的步骤S603~S605可以在步骤S606、S607之后执行。

[0155] 《实施方式5》

[0156] 在上述的实施方式1及实施方式4中为如下结构:在步骤S600中,使用者根据目标部位和/或所使用的器件的事先信息使第2X射线管110沿着圆轨道111移动,将第2X射线管110配置于能够从与脊椎等骨或肝脏等器官不重叠的朝向摄影所插入的器件的先端的位置。

[0157] 在实施方式5中为如下结构:X射线摄影装置使第2X射线管110移动到适当的位置,或者,催促使用者移动到适当的位置,而不是由使用者决定第2X射线管110的位置。

[0158] 例如,如图13的(a)那样,若以作为目标的肿瘤为例子进行记载,则当肿瘤位于靠近沿体轴方向延伸的脊椎的位置时,X射线摄影装置利用下述的检测单元检测该情况。具体而言,特征部位提取部142作为检测单元发挥功能,从第1X射线管60所摄影的第1X射线图像或第2X射线管110所摄影的第2X射线图像中提取肿瘤及脊椎,并核对所提取的肿瘤与脊椎的位置关系是否重叠。或者,使用者通过使用指示(pointing)器件等在第1X射线图像或第2X射线图像上指示肿瘤及脊椎的位置等来向X射线摄影装置中输入肿瘤及脊椎的位置作为“部位重叠”的判定对象。X射线摄影装置核对由使用者输入的肿瘤与脊椎的位置关系是否重叠。并且,也可以构成为,使用者利用指示器件等仅指定肿瘤位置,而脊椎的位置由特征部位提取部142提取。

[0159] 当X射线摄影装置检测出肿瘤与脊椎的位置重叠时(参考图13的(b)),催促使用者进行如下显示:第2X射线管110观察脊椎的角度与第1X射线管60不同,即将第2X射线管110配置于相对于受检体101的中心轴(脊椎)沿左右方向偏移的位置。使用者基于该显示调整第2X射线管110的位置。或者,也可以构成为,使用者同意X射线摄影装置调整第2X射线管110的位置。在后者的情况下,X射线摄影装置使第2X射线管110的位置移动规定的量,或者,以在第2X射线图像中肿瘤与脊椎不重叠的方式使第2X射线管110移动。

[0160] 当第2X射线管110相对于脊椎沿左右方向配置时,可得到肿瘤与脊椎不重叠的第2X射线图像(参考图13的(c))。由此,朝肿瘤插入的器件的先端与脊椎不重叠,能够确保第1X射线图像及第2X射线图像中的器件的先端的图像的S/N。

[0161] 《实施方式6》

[0162] 在实施方式5中,X射线摄影装置为检测肿瘤与脊椎的位置重叠的结构,但也可以设为如下结构:使用者观察第1X射线图像或第2X射线图像,当肿瘤与脊椎的位置重叠而难以观察两者时,按下预先在画面上准备的“重叠消除按钮”。

[0163] 当由使用者按下重叠消除按钮时,X射线摄影装置使第2X射线管110的位置移动规定的量。

[0164] 由此,能够得到肿瘤与脊椎不重叠的第2X射线图像。

[0165] 《实施方式7》

[0166] 若在手操作中由执刀医插入并移动处置器具(器件),则器件有可能脱离至基于第2X射线管110的图像(第2X射线图像)外。因此,特征部位提取部142提取器件的特征部位的结果,当该位置位于自第2X射线图像的例如视野端10%以内的区域时,运算部140可以进行如下对应。

[0167] 例如,运算部140向使用者进行催促移动第2X射线管110的位置的显示,由使用者沿着圆轨道111移动第2X射线管110的位置,由此使特征部位进入到第2X射线图像的视野内。或者,运算部140指示驱动控制部151使第2X射线管110的位置沿着圆轨道111移动规定量,由此使特征部位进入到第2X射线图像的视野内。在后者的情况下,运算部140可以在使第2X射线管110的位置移动之前,向使用者确认是否可以变更第2X射线管110的位置。

[0168] 另外,运算部140不仅使第2X射线管110沿着圆轨道111移动,还可以通过沿圆轨道111的移动和使臂131基于伸缩机构134伸缩来变更第2X射线管110的位置。

[0169] 即,在实施方式7中,运算部140根据包含于第2X射线图像中的特征部位的位置来驱动旋转机构133等以移动第2X射线管110,由此能够使第2X射线图像的视野追随于特征部位的移动。

[0170] 《实施方式8》

[0171] 实施方式8的X射线摄影装置为与实施方式1~4相同的结构,但还具备:栅格,平行地排列有配置于X射线检测器上的多个凸条;及旋转驱动部,使栅格在主平面内进行旋转。旋转驱动部根据第2X射线管在圆轨道上的位置而使栅格进行旋转。

[0172] 栅格对X射线检测器具有减少散射线的作用,但根据第2X射线管110在圆轨道111上的位置,X射线检测器的S/N会下降。

[0173] 具体而言,如图14的(a)及图14的(b)所示,当第2X射线管110的光轴(X射线照射方向)为与栅格的凸条的长度方向交叉的朝向时,在X射线检测器70上明显产生栅格的影子,X射线检测器70的输出的S/N会下降。因此,如图14的(c)那样,通过以使第2X射线管110的光轴与栅格的凸条的长度方向平行的方式使栅格进行旋转,能够维持S/N。

[0174] 具体而言,旋转驱动部在顶板40内包括使栅格在主平面内进行旋转的机构部。旋转驱动部也可以同步于第2X射线管110的转动而使栅格进行旋转。

[0175] 并且,旋转驱动部可以在介由驱动控制部151检测出第2X射线管110的位置被固定(位置信息的变动消失)之后,根据第2X射线管110的位置信息,使栅格自动旋转。

[0176] 并且,也可以由使用者在手动旋转第2X射线管110之后,手动旋转栅格。

1

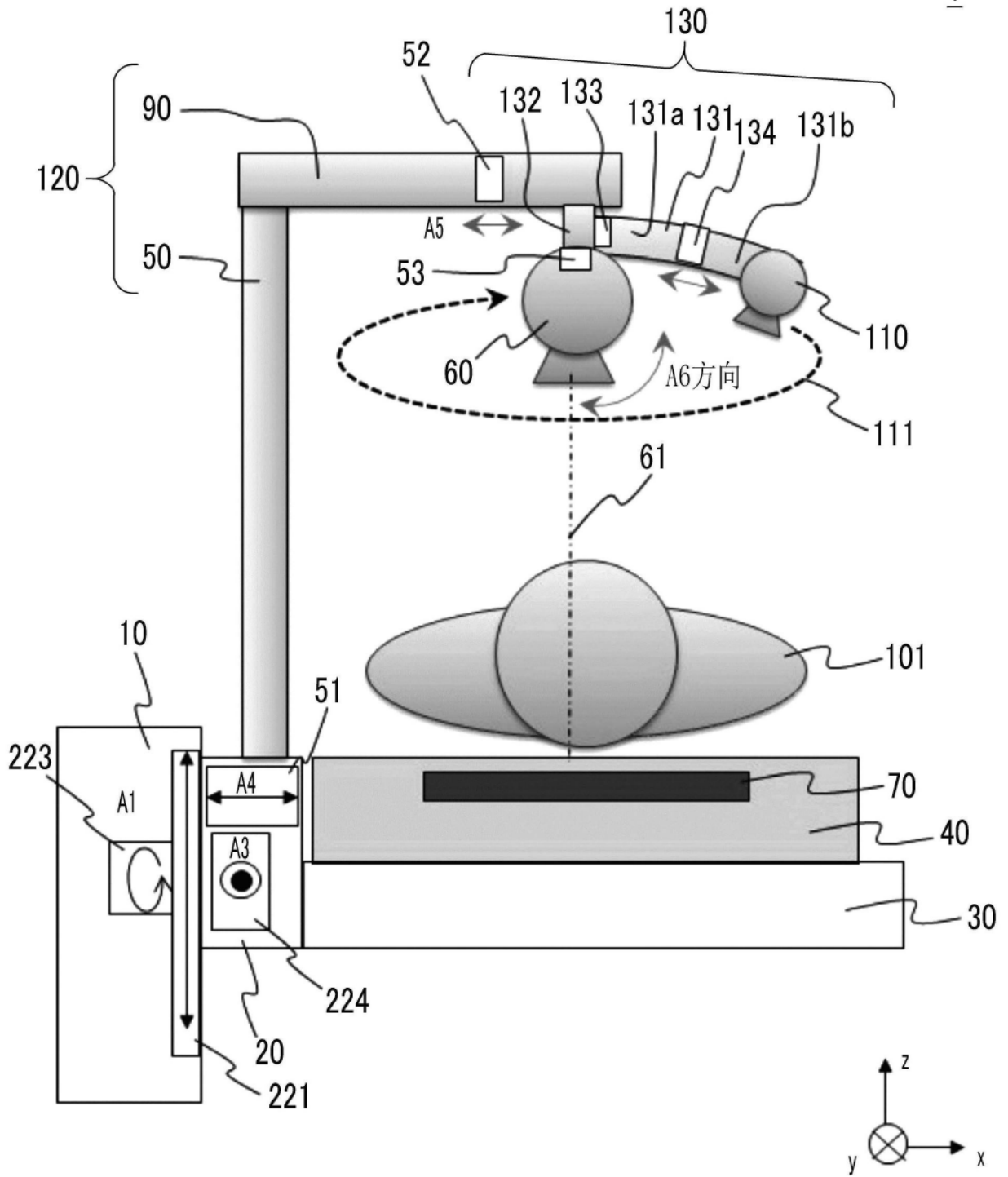


图1

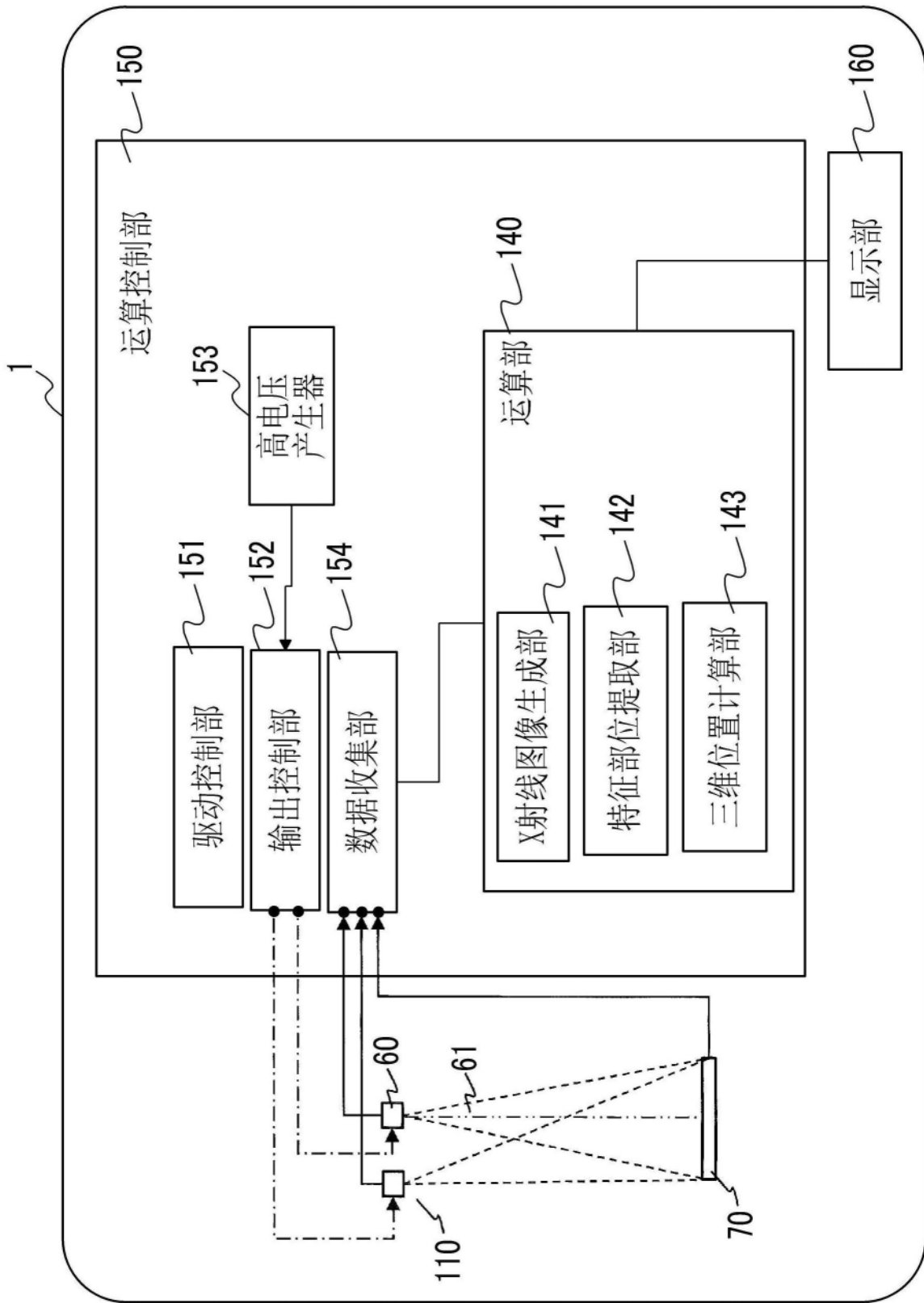


图2

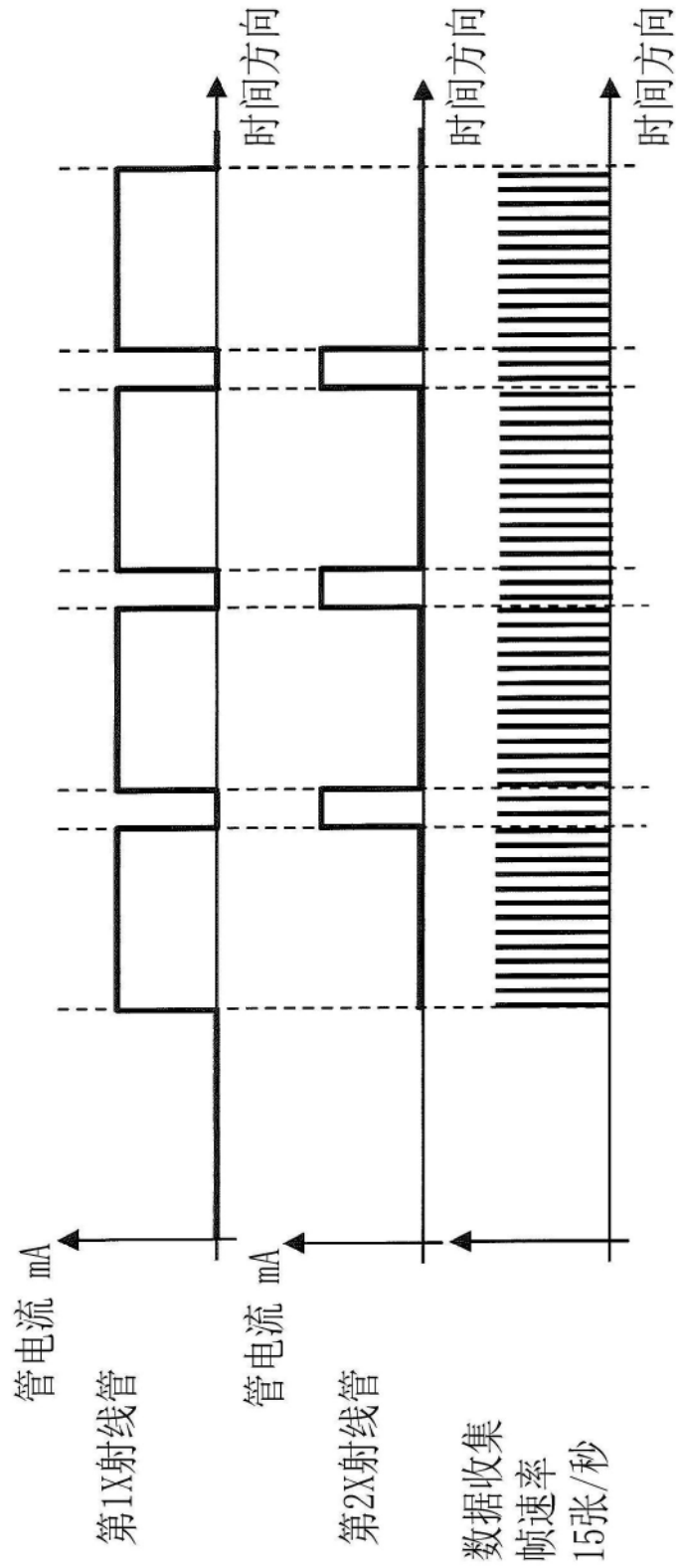


图3

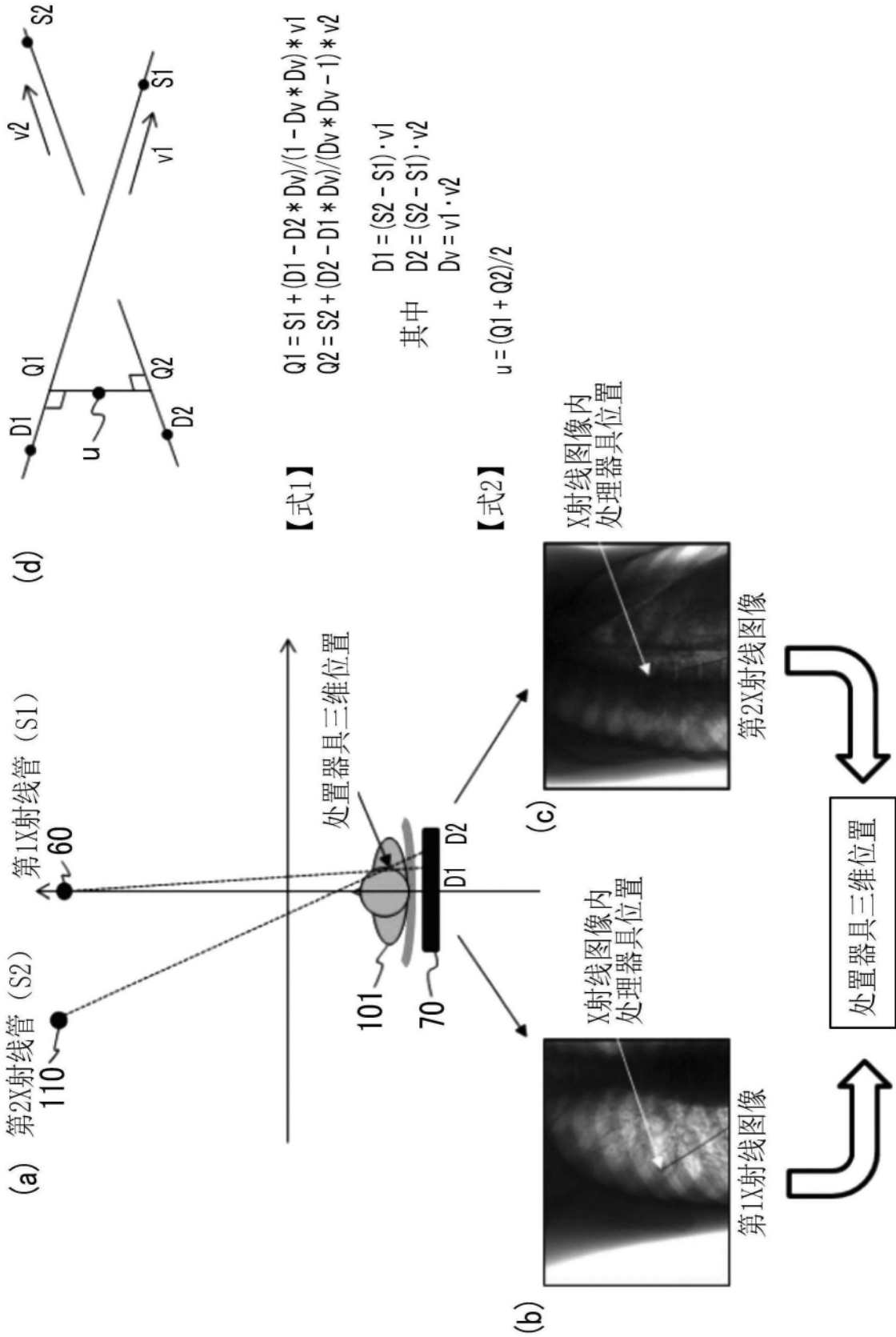


图4

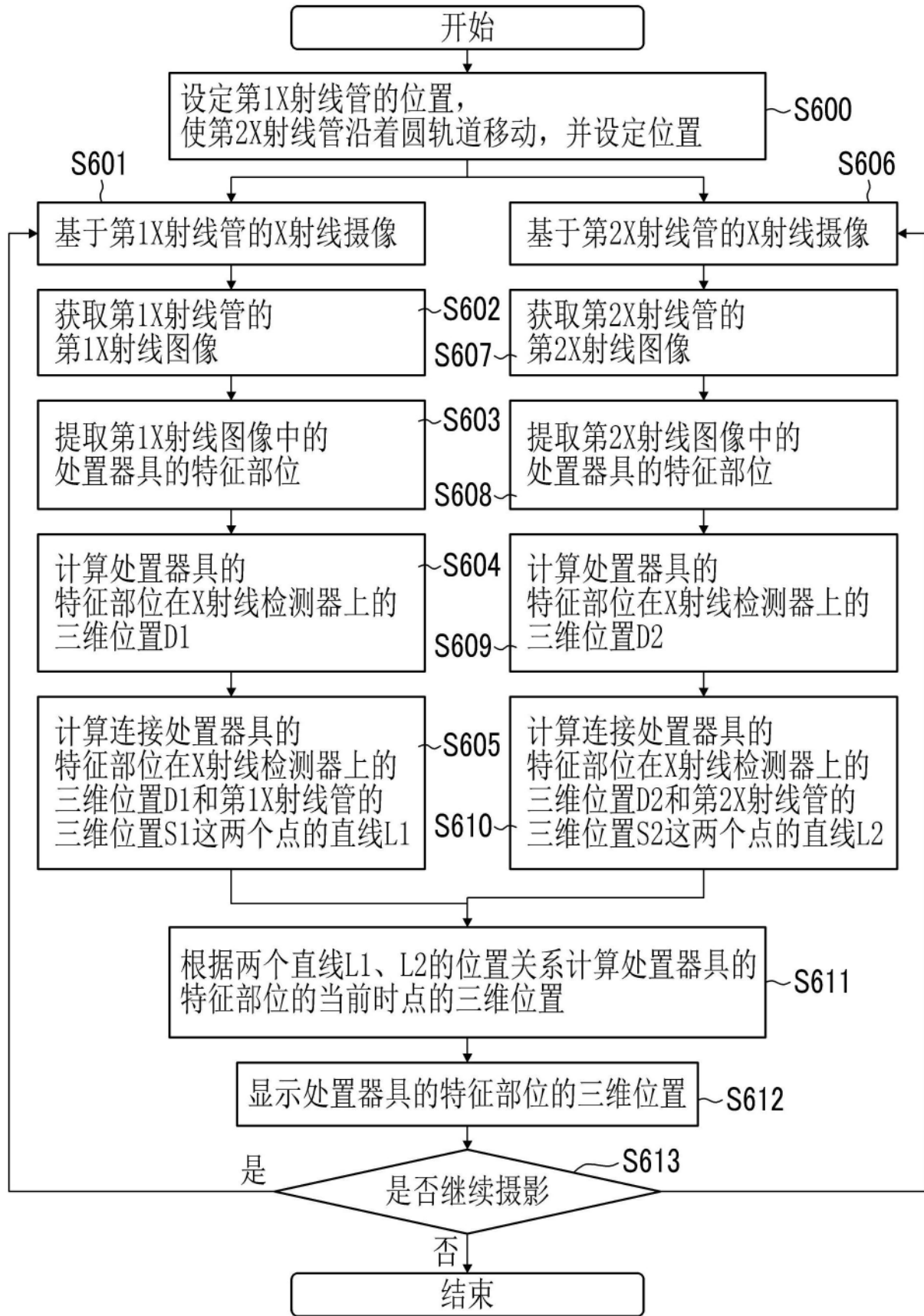


图5

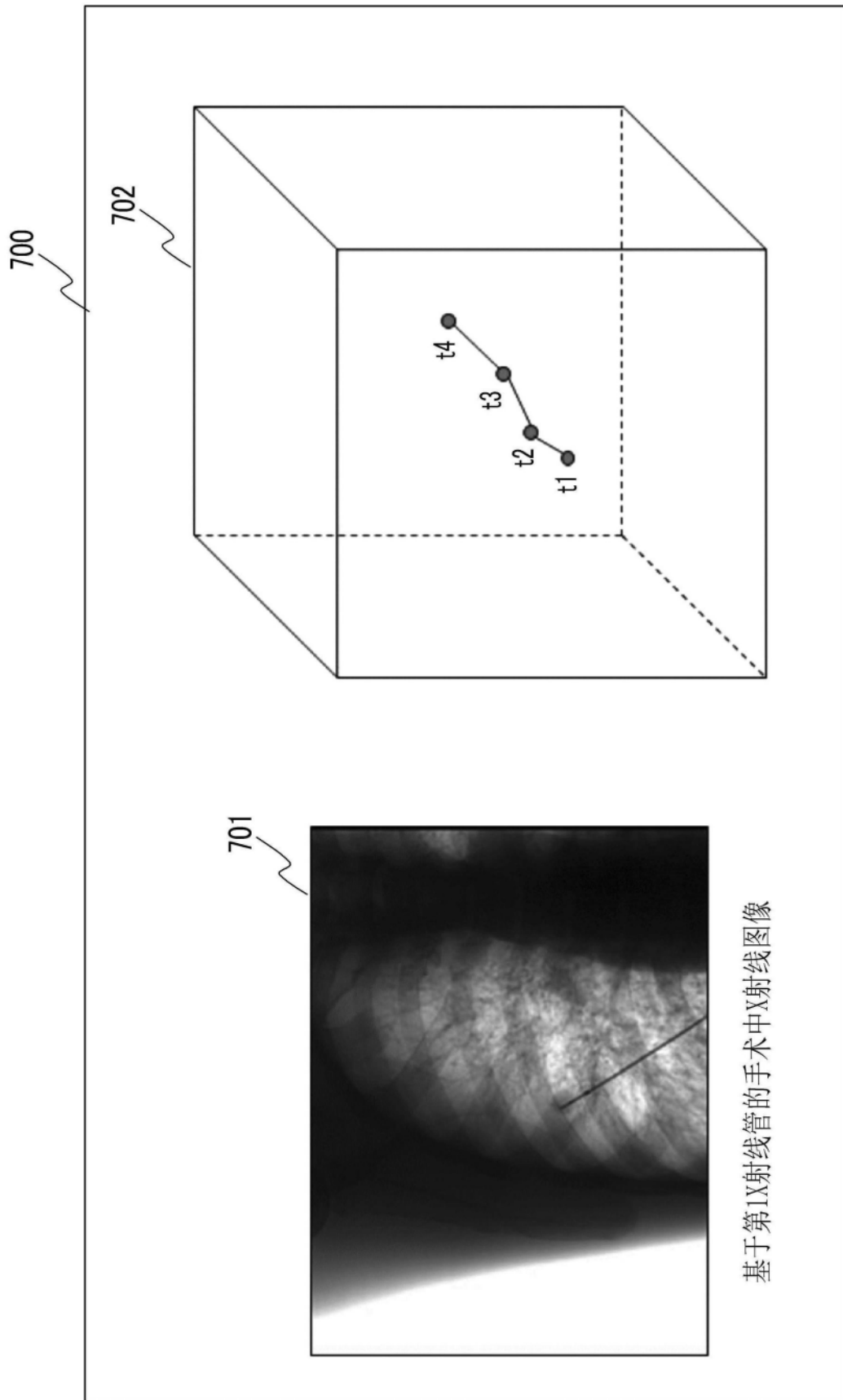


图6

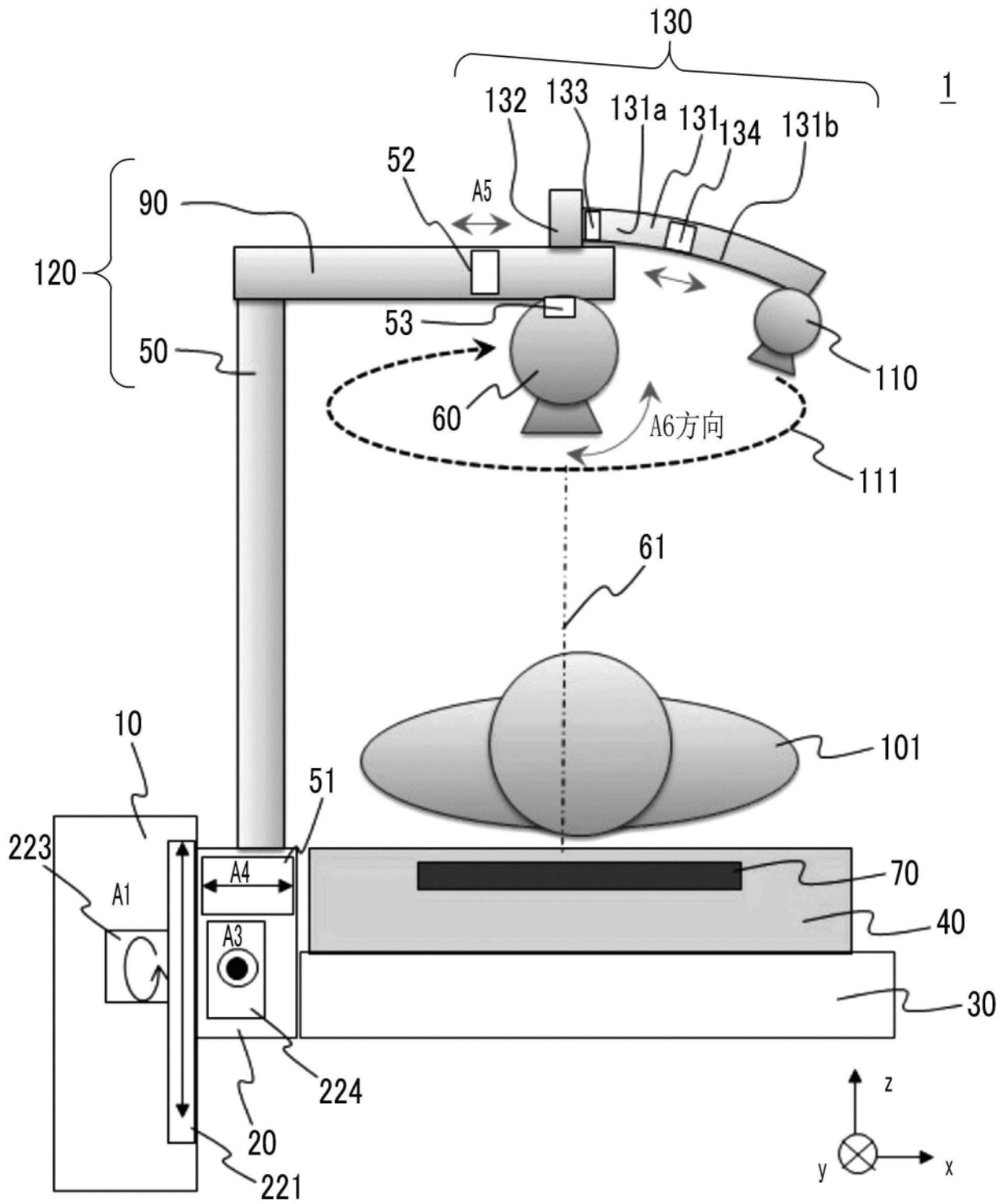


图7

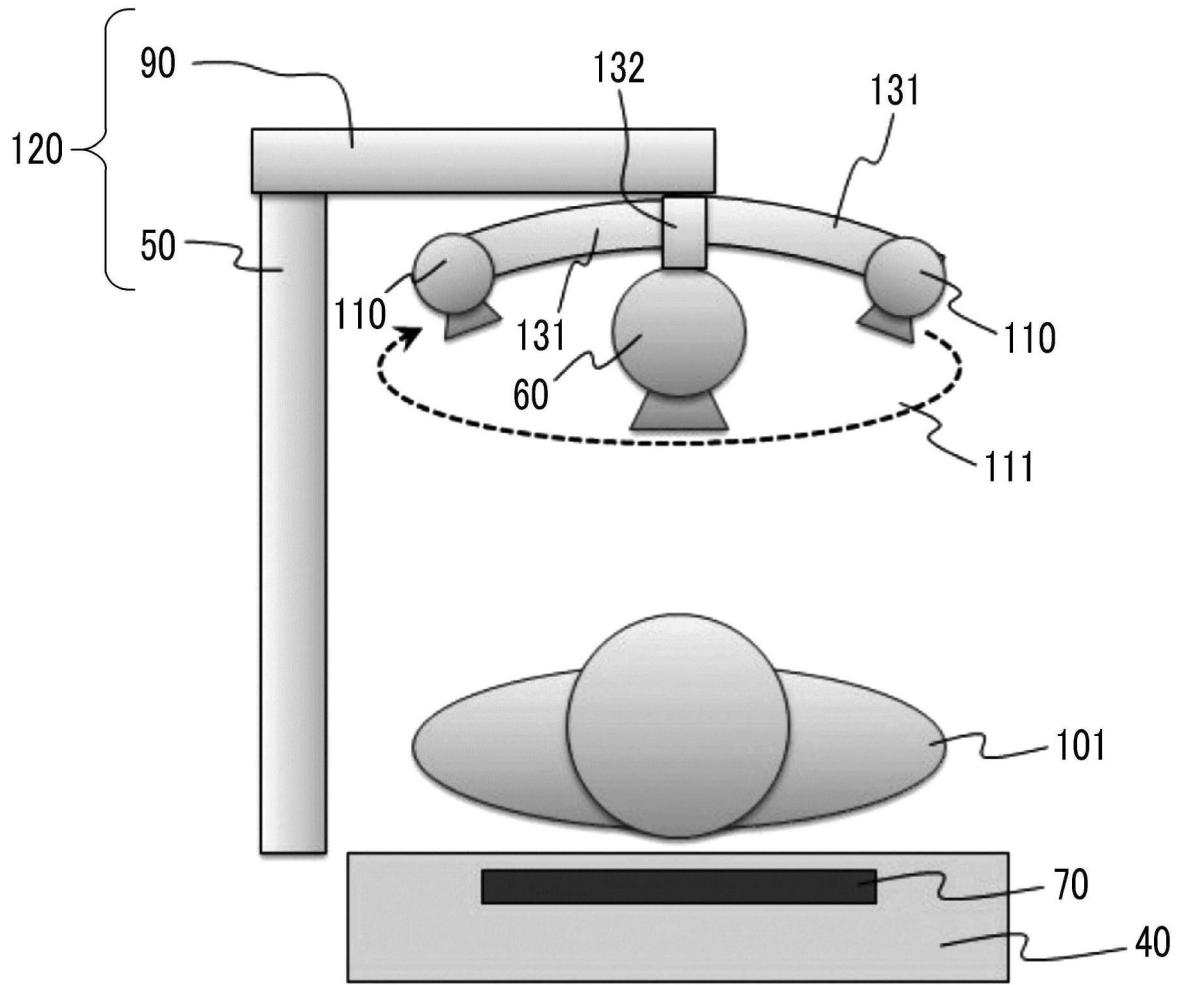


图8

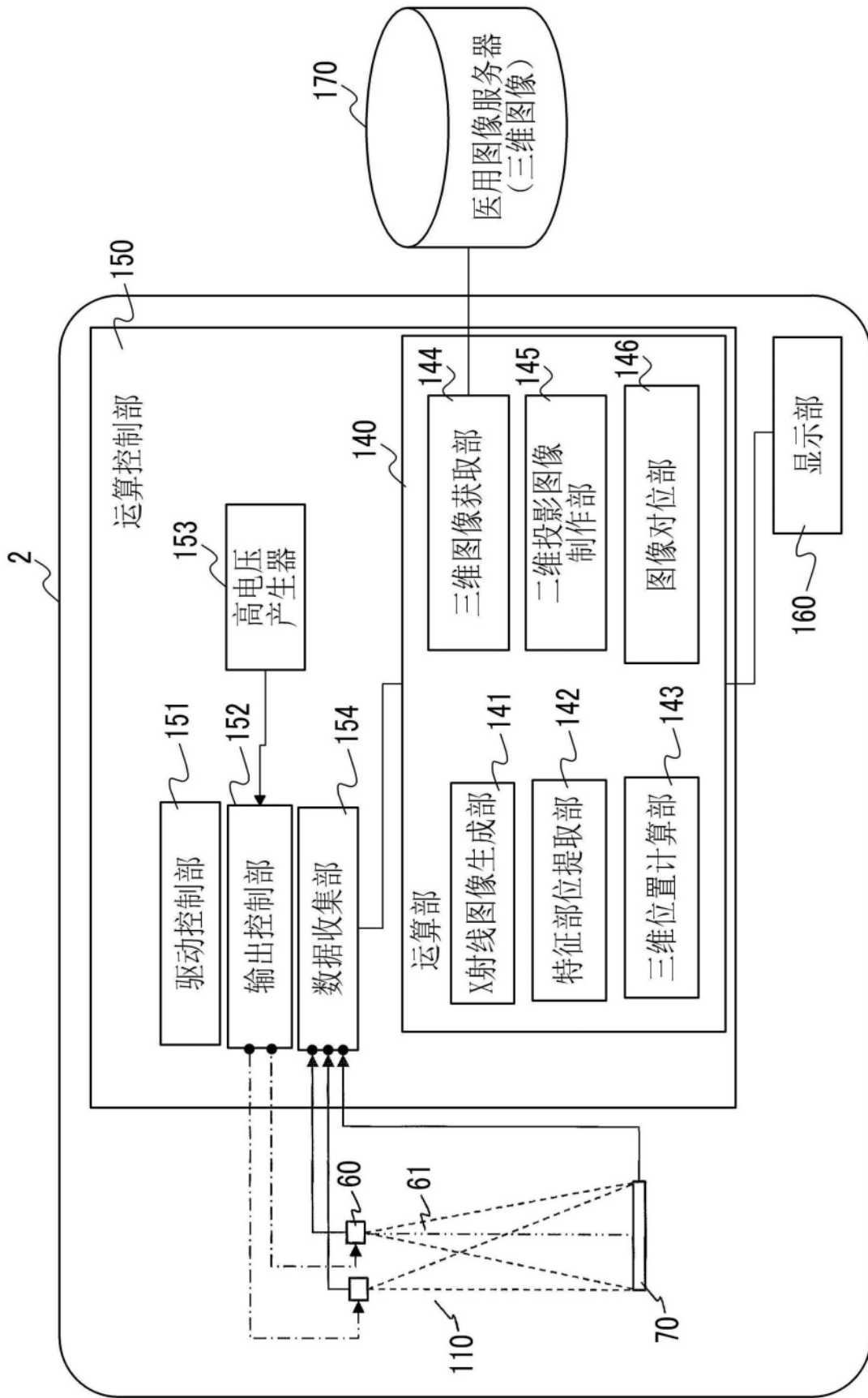


图9

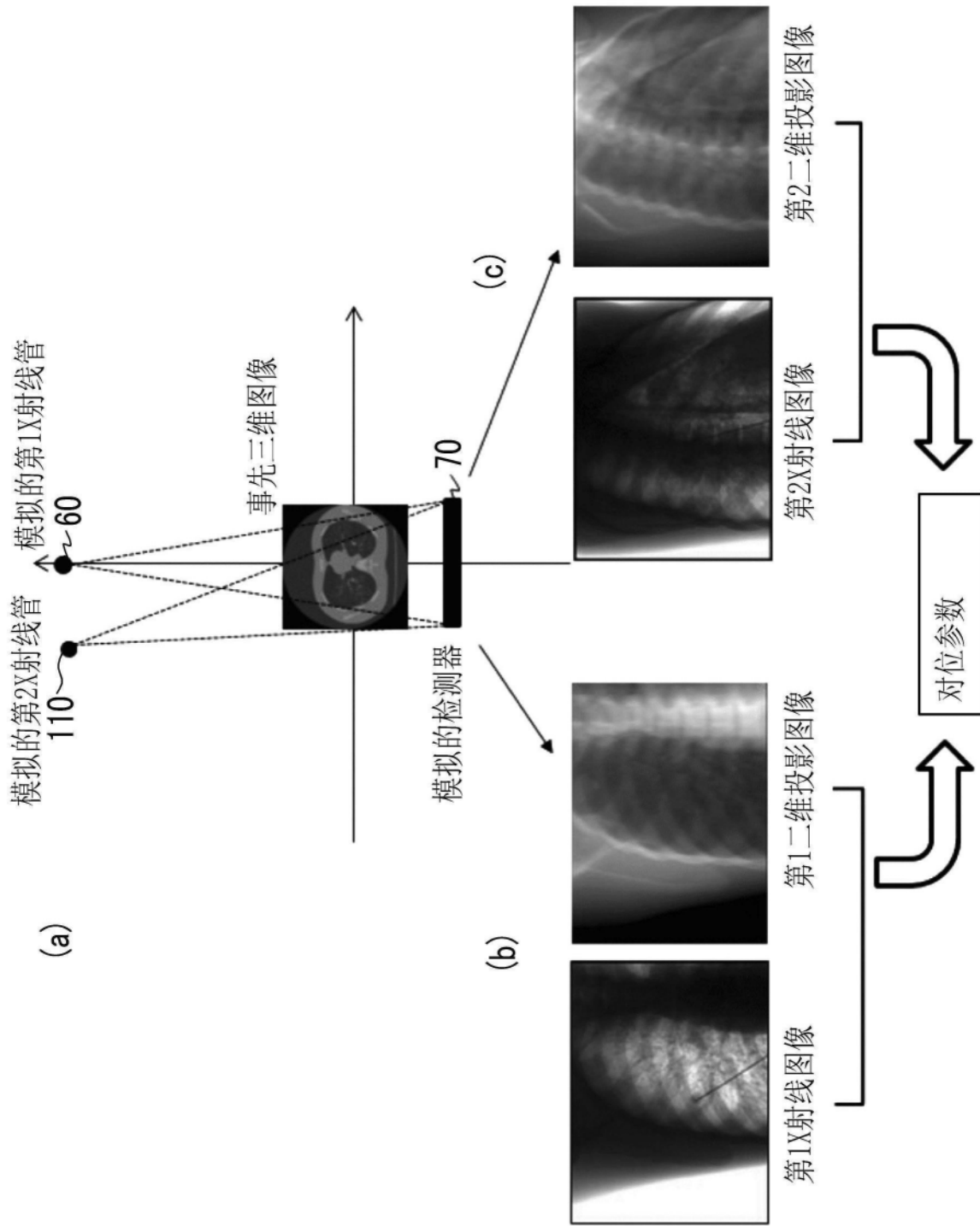


图10

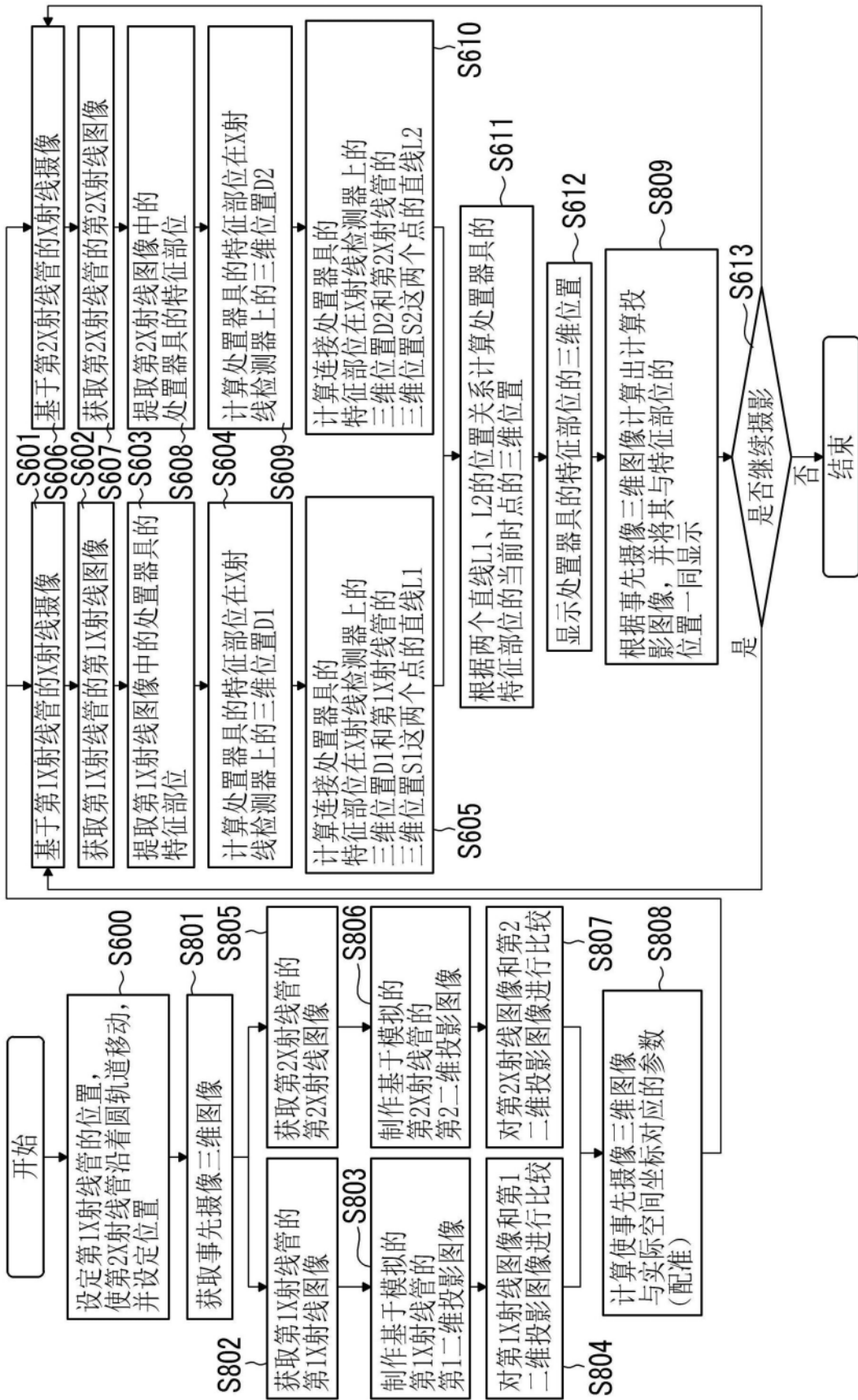


图11

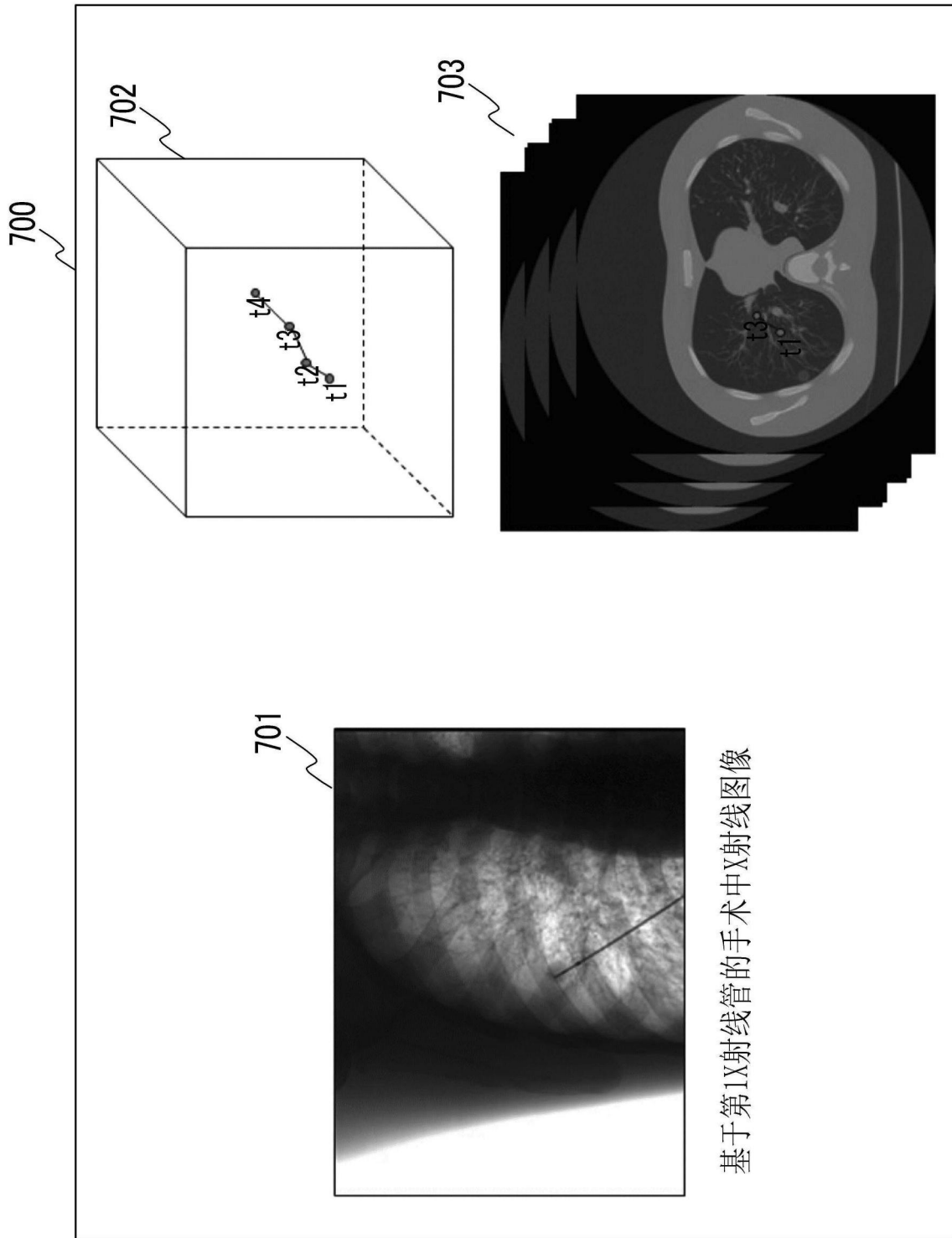


图12

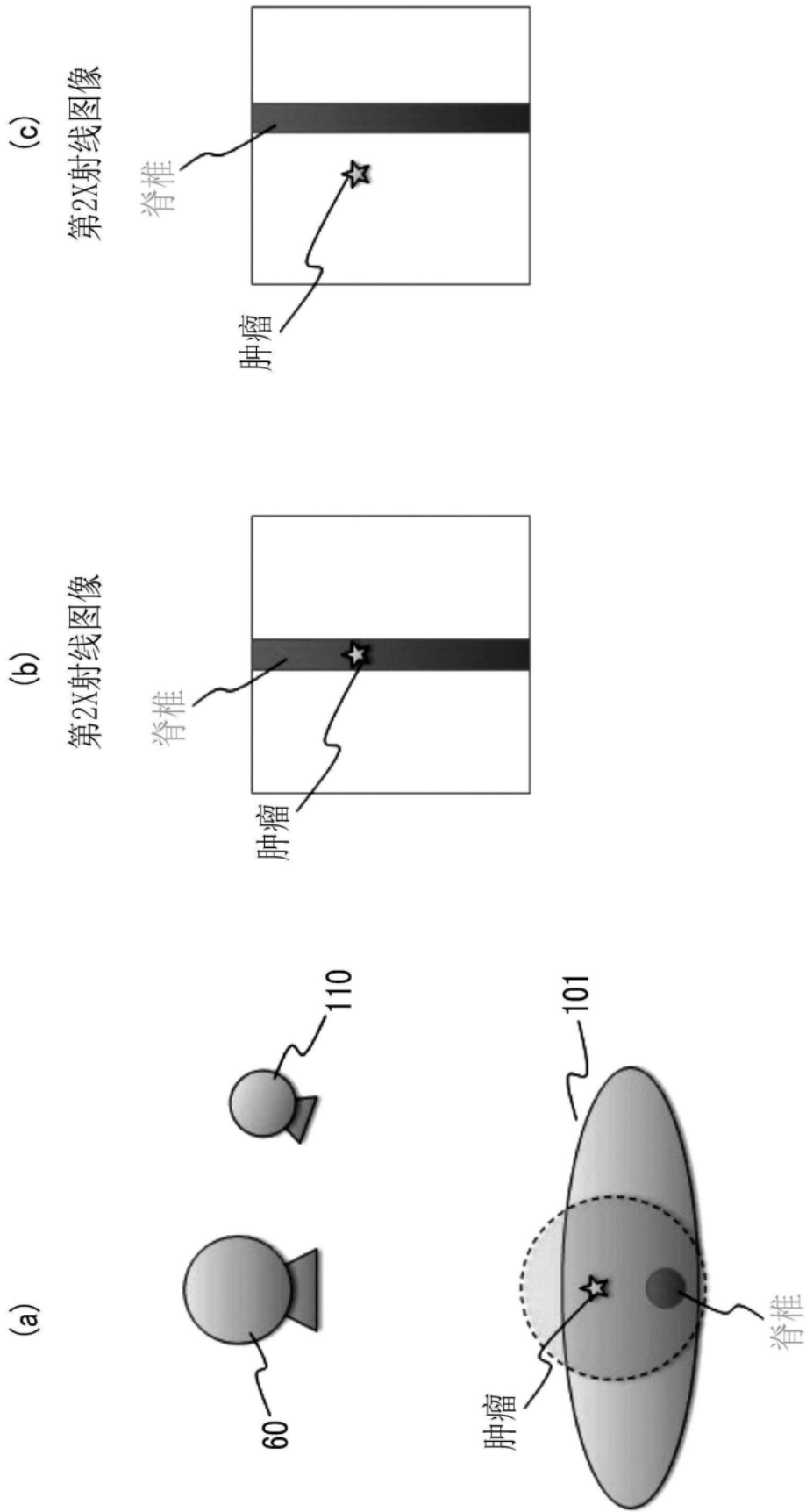


图13

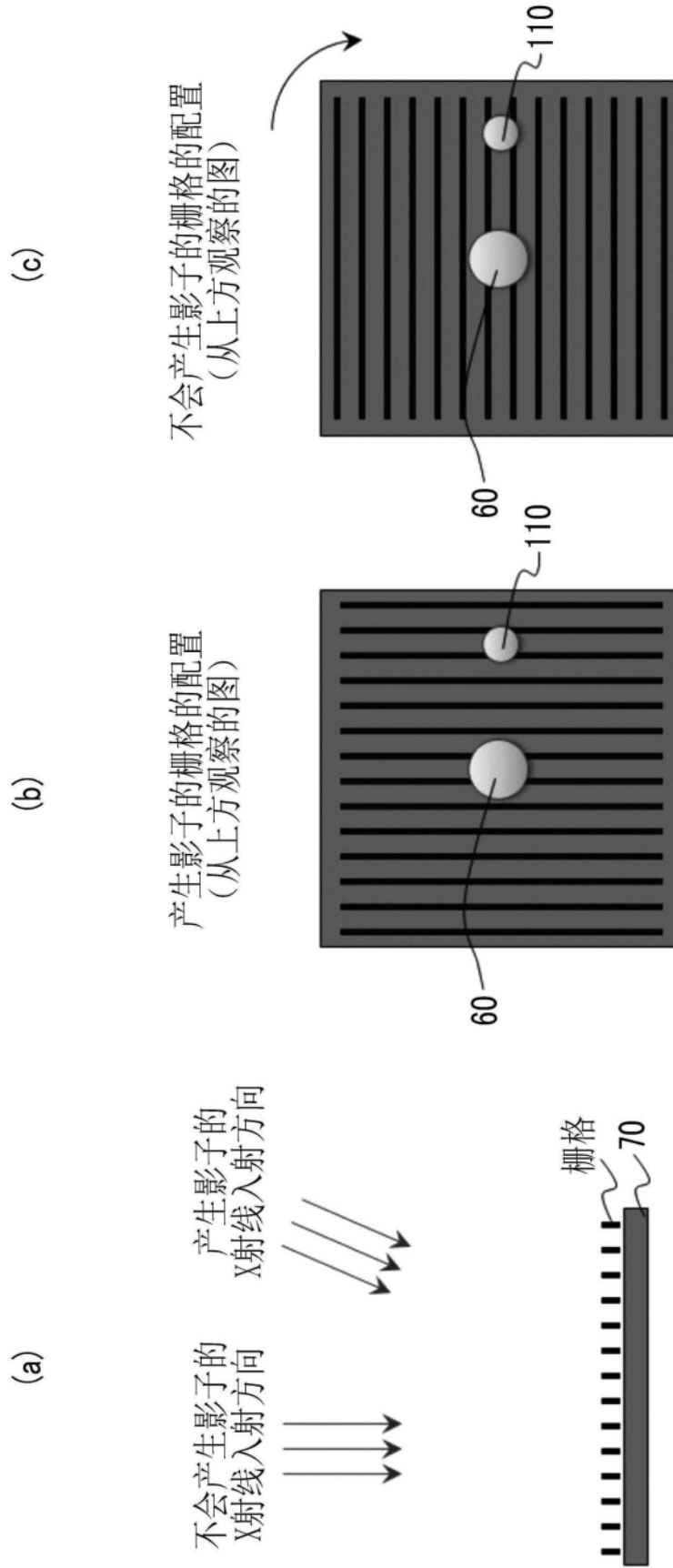


图14