



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102858407 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201180018380. 6

角谷畅一 古川卓司 稻庭拓

(22) 申请日 2011. 02. 07

佐藤真二 野田耕司

(30) 优先权数据

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

2010-028047 2010. 02. 10 JP

代理人 陈松涛 王英

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 10. 10

(51) Int. Cl.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/052523 2011. 02. 07

A61N 5/10(2006. 01)

G21K 5/04(2006. 01)

G01T 1/29(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2011/099449 JA 2011. 08. 18

审查员 吴琳

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 国立研究开发法人放射线医学综合研究所

(72) 发明人 井关康 塙胜词 前田一尚

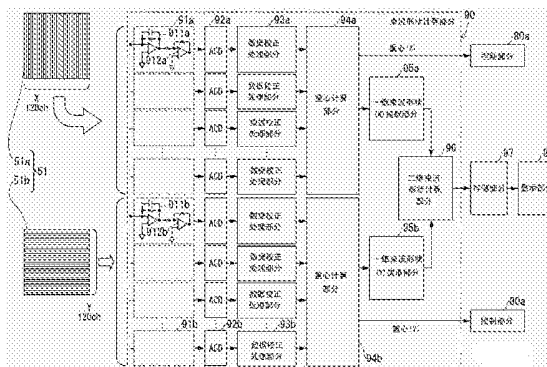
权利要求书3页 说明书11页 附图13页

(54) 发明名称

粒子束流照射装置和所述粒子束流照射装置的控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种粒子束流照射装置,其能够用简单的结构在扫描期间测量并显示剂量的二维分布,同时减少粒子束流形状的劣化。根据本发明的所述粒子束流照射装置包括:束流产生部分,其产生粒子束流;束流发射控制部分,其控制所述粒子束流的发射;束流扫描部分,其二维地扫描所述粒子束流;传感器部分,其包括多个在第一方向上平行布置的第一线电极和多个在垂直于所述第一方向的第二方向上平行布置的第二线电极;束流形状计算部分,其根据从每个所述第一线电极输出的第一信号和从每个所述第二线电极输出的第二信号计算粒子束流的重心,并且得到所述重心周围的所述粒子束流的二维束流形状;存储部分,其累积并存储所述二维束流形状;以及显示部分,其显示所述二维束流形状,作为剂量的二维分布。



CN 102858407 B

1. 一种粒子束流照射装置,包括:
束流产生部分,其产生粒子束流;
束流发射控制部分,其控制所述粒子束流的发射;
束流扫描部分,其二维地扫描所述粒子束流;
传感器部分,其包括多个在第一方向上平行布置的第一线电极和多个在垂直于所述第一方向的第二方向上平行布置的第二线电极;
束流形状计算部分,其根据从每个所述第一线电极输出的第一信号和从每个所述第二线电极输出的第二信号计算粒子束流的重心,并且根据所述第一和第二信号得到所述重心周围的所述粒子束流的二维束流形状;
存储部分,其跨越二维扫描的范围累积并存储对应于所述重心的所述二维束流形状;
以及
显示部分,其显示反映每个扫描位置的所述粒子束流的所述二维束流形状的剂量分布,所述剂量分布在切片的二维扫描范围的整个范围上并且所述剂量分布是通过所述存储部分的累积和存储的动作得到的,所述切片是通过在所述粒子束流的轴向方向上划分待照射的患区得到的。

2. 根据权利要求 1 所述的粒子束流照射装置,其中
所述束流形状计算部分

根据所述重心周围的多个所述第一和第二信号的幅值得到所述二维束流形状。

3. 根据权利要求 2 所述的粒子束流照射装置,其中
所述束流形状计算部分

根据所述重心周围的多个所述第一和第二信号的所述幅值得到所述第一方向上的轴上的第一束流形状和所述第二方向上的轴上的第二束流形状,并且基于所述第一束流形状与所述第二束流形状的乘积得到在除所述第一方向上的所述轴和所述第二方向上的所述轴以外的区域内的束流形状以得到所述二维束流形状。

4. 根据权利要求 1 所述的粒子束流照射装置,其中
所述束流形状计算部分

根据所述第一和第二信号的幅值得到位置的分散度并且将由所述重心及所述分散度确定的高斯分布形状设置为所述二维束流形状。

5. 根据权利要求 4 所述的粒子束流照射装置,其中
所述束流形状计算部分

根据所述重心周围的多个第一和第二信号的幅值得到所述第一方向上的位置处的第一分散度和所述第二方向上的位置处的第二分散度,

将所述第一方向上的轴上的所述第一束流形状设置为由所述重心和所述第一分散度确定的第一高斯分布形状,并且将所述第二方向上的轴上的所述第二束流形状设置为由所述重心和所述第二分散度确定的第二高斯分布形状,并且

基于所述第一束流形状与所述第二束流形状的乘积得到除所述第一方向上的所述轴和所述第二方向上的所述轴以外的区域的束流形状,以得到所述二维束流形状。

6. 根据权利要求 1 所述的粒子束流照射装置,其中
所述束流扫描部分

通过所述粒子束流二维地扫描所述切片，

所述存储部分

跨越所述二维扫描的范围逐个切片地累积并存储所述二维束流形状，并且

所述显示部分

逐个切片地显示所述二维束流形状，作为粒子束流剂量的二维分布。

7. 一种包括传感器的粒子束流照射装置的控制方法，所述传感器包括多个平行地布置在第一方向上的第一线电极以及多个平行地布置在垂直于所述第一方向的第二方向上的第二线电极，所述控制方法包括以下步骤：

控制粒子束流的发射；

二维地扫描所述粒子束流；

根据从每个所述第一线电极输出的第一信号以及从每个所述第二线电极输出的第二信号，计算所述粒子束流的重心；

根据所述第一和第二信号得到所述重心周围的所述粒子束流的二维束流形状；

跨越所述二维扫描的范围累积并存储对应于所述重心的所述二维束流形状；以及

显示反映每个扫描位置的所述粒子束流的所述二维束流形状的剂量分布，所述剂量分布在切片的二维扫描范围的整个范围上并且所述剂量分布是由所述存储部分的累积和存储的动作获得的，所述切片是通过在所述粒子束流的轴向方向上划分待照射的患区得到的。

8. 根据权利要求 7 所述的粒子束流照射装置的控制方法，其中

在得到所述二维束流形状的步骤中，

根据所述重心周围的多个所述第一和第二信号的幅值得到所述二维束流形状。

9. 根据权利要求 8 所述的粒子束流照射装置的控制方法，其中

在得到所述二维束流形状的步骤中，

根据所述重心周围的多个所述第一和第二信号的所述幅值得到所述第一方向上的轴上的第一束流形状以及所述第二方向上的轴上的第二束流形状，并且基于所述第一束流形状与所述第二束流形状的乘积得到除所述第一方向上的所述轴和所述第二方向上的所述轴以外的区域内的束流形状以得到所述二维束流形状。

10. 根据权利要求 7 所述的粒子束流照射装置的控制方法，其中

在得到所述二维束流形状的步骤中，

根据所述第一和第二信号的幅值得到位置的分散度，并且将由所述重心和所述分散度确定的高斯分布形状设置为所述二维束流形状。

11. 根据权利要求 10 所述的粒子束流照射装置的控制方法，其中

在得到所述二维束流形状的步骤中，

根据所述第一和第二信号的所述幅值得到所述第一方向上的位置处的第一分散度和所述第二方向上的位置处的第二分散度，

将所述第一方向上的轴上的所述第一束流形状设置为由所述重心和所述第一分散度确定的第一高斯分布形状，将所述第二方向上的轴上的所述第二束流形状设置为由所述重心和所述第二分散度确定的第二高斯分布形状，并且

基于所述第一束流形状与所述第二束流形状的乘积得到除所述第一方向上的所述轴

和所述第二方向上的所述轴以外的区域的束流形状,以得到所述二维束流形状。

12. 根据权利要求 7 所述的粒子束流照射装置的控制方法,其中

在二维地扫描的步骤中,

通过所述粒子束流二维地扫描切片,所述切片是通过在所述粒子束流的轴向方向上划分待照射的患区而得到的,

在累积并存储的步骤中,

跨越所述二维扫描的范围逐个切片地累积并存储所述二维束流形状,并且

在显示的步骤中,

逐个切片地显示所述二维束流形状,作为粒子束流剂量的二维分布。

粒子束流照射装置和所述粒子束流照射装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种粒子束流照射装置和所述粒子束流照射装置的控制方法,特别用于将碳的重粒子束流、质子束流等引导到患区 (affected area) 以治疗癌症。

背景技术

[0002] 在今天的日本,癌症是最高的致死原因,并且每年国内有超过 30 万人死于癌症。在这样的情况下,使用碳束流和质子束流的粒子放射治疗由于其高的治疗效果、较少的副作用的优良特性而备受关注。在治疗中,从加速器发射的粒子束流能够被引导到癌细胞以杀死癌细胞,同时减小对正常细胞的影响。

[0003] 在所述治疗方法中,当前使用的粒子束流照射法是一种被称为宽束流方法的方法。在所述宽束流方法中,基于被称为摇摆 (wobbler) 方法或者双散射 (double scatter) 方法的方法,将粒子束流的直径扩张至比患区大的尺寸。由大量的金属板 (叶片) 形成的多叶片准直器限制照射区域,以便根据患区的形状引导束流。被称为脊形过滤器的束流范围扩展装置在束流行进方向 (束流轴方向) 上扩展束流。被称为补偿器的聚乙烯束流范围成形装置根据在深的位置处的患区的形状 (轮廓) 调整束流的终止位置,以便引导束流。

[0004] 然而,所述宽束流方法不能根据患区的形状对束流进行精确的三维调整,并且存在对减小对患区周围的正常细胞的影响的限制。需要制造用于每个患区 (以及用于相对于所述患区的每一照射方向) 的几何准直器和补偿器,并且存在治疗照射后产生放射性废弃物的问题。

[0005] 因此,照射前将体内的患区划分为三维格子的扫描照射正在发展成为粒子束流治疗中的照射的更为先进的形式。在所述扫描照射中,能够在束流轴向上将束流精确调整至患区而不需使用几何准直器或者补偿器,并且和常规的二维照射相比,能够减少对正常细胞的暴露。

[0006] 例如,如下所述,在被称为点扫描照射 (spot scanning irradiation) 的三维照射中照射每个点。

[0007] 当引导预定的剂量到一点 (为每个照射点确定照射剂量的操作被称为治疗计划) 时,扫描控制装置从剂量监控器接收完成信号,并且输出点切换指令。束流发射控制装置基于点切换指令终止束流发射。同时,给扫描粒子束流的扫描电磁体提供激励电流的电磁体电源开始设置对应于下一个照射点的坐标的电流值。当接收到电磁电源的电流设置的完成信号时,扫描照射装置向束流发射控制装置输出束流开始指令,并且开始对下一个点的照射。这被依次地反复执行以针对一个照射切片照射治疗区域。当照射完成后,束流发射暂时终止。改变从加速器发射的束流能量,或者控制被称为范围移动装置 (shifter) 的范围调节装置以在束流行进方向上改变束流终止位置 (切片)。通过这种方式,依次执行扫描照射和切片切换,从而照射整个治疗区域。

[0008] 所述点扫描照射的弱点是:即使所述束流发射控制装置输出束流终止指令,束流发射实际上也不能立即终止。因此,当改变电磁体的激励电流时,即当移动照射位置时,泄

漏剂量会被引导至患区。当每个点的照射剂量（设定剂量）很小时，这尤其成为一个问题，因为泄漏剂量的比例（泄漏剂量 / 设定剂量）很大。为了防止该问题，需要降低束流强度，以便使泄漏剂量的比例相对较小。然而，束流强度的降低导致治疗时间的增加，并且会增加病人的身体负担。

[0009] 新近开发了一种被称为光栅扫描方法的方法以解决在所述点扫描方法中不能增加束流强度的问题（参见非专利文献 1 等）。在所述方法中，与在所述点扫描方法中不同，当照射点移动时，所述束流并不终止。因此，当粒子束流在终止照射位置（用于在粒子束流终止时，而不是在粒子束流移动时引导设定的剂量的点将被称为终止照射点）与终止照射点之间移动时，照射束流。优化治疗计划，其中治疗计划包括在照射过程中的照射总量，即在每个终止点的照射剂量。

[0010] 在所述扫描照射中，照射端口包括位置监控器以确保束流被引导到正确的位置。如果由于所述扫描电磁体电源的电流设置异常或者由于在从上游加速器到扫描装置的束流传输部分处的束流位置的位移，预定照射位置与由所述位置监控器测量的位置之间存在差异，则在扫描控制装置中的位置监控机制（在这里称为“位置监控控制器”）输出互锁信号，并且暂停治疗照射。

[0011] 用于扫描照射的所述位置监控器的一个示例在例如专利文献 1 中公开。例如，在所述位置监控器中，电离腔室的累积电极的电极部分在一个轴向方向上被划分成大量的电气非接触条，并且测量电路连接到每个条。所述测量电路包括积分（integration）部分，所述积分部分为每个照射点存储与所述条上累积的电荷相等的电力。从所述积分部分输出的电压由 A/D 转换器（在下文中，描述为“ADC 电路”）作为数字信号提取。将计算（例如重心的计算）应用到数字信号，以计算点位置。

[0012] 引用列表

[0013] 专利文献

[0014] 专利文献 1：日本专利特开 No. 2001-33560

[0015] 非专利文献

[0016] 非专利文献 1：Takuji Furukawa 及其他八人，“Design Study of Three-Dimensional Scanning Irradiation Apparatus”，National Institute of Radiological Sciences HIMAC Report：HIMAC-124，National Institute of Radiological Sciences（国家放射科学研究所）2007 年 4 月发行。

发明内容

[0017] 技术问题

[0018] 与此同时，存在来自医生和放射学技术人员对目视检查照射期间的切片的剂量分布曲线（profile），即目视检查在扫描期间的剂量的二维分布是否是正确分布的强烈需求。位置监控器配置为检查在每个照射点的位置是否正确，而不配置为输出作为二维分布的剂量分布曲线。

[0019] 测量所述剂量分布曲线的装置的例子包括被称为多阵列分布曲线监控器的装置，所述多阵列分布曲线监控器包括形成在多阵列中的平行板电离腔室的信号电极。然而，信号线路需要从所述装置中的每个阵列提取出来，并且信号电极会变厚。在扫描照射中，束流

尺寸（束流宽度）是形成良好的剂量分布过程中的一个重要参数。然而，如果具有很厚电极的装置（多阵列分布曲线监控器）布置在所述粒子束流的路径上，则束流将被散射，并且束流的尺寸（束流宽度）将被扩展到不允许的范围。束流尺寸的增加导致剂量分布带有模糊的照射区域。不能进行对应于患区形状的高精度的照射，并且患区外的正常组织更多地暴露于照射下。

[0020] 鉴于这种情况而提出本发明，并且本发明的目的是提供一种粒子束流照射装置及所述粒子束流照射装置的控制方法，其能够用简单的结构在扫描期间测量并显示剂量的二维分布，同时减少粒子束流形状的劣化。

[0021] 问题的解决方案

[0022] 为了解决所述问题，本发明提供了一种粒子束流照射装置，包括：束流产生部分，其产生粒子束流；束流发射控制部分，其控制所述粒子束流的发射；束流扫描部分，其二维地扫描所述粒子束流；传感器部分，其包括多个在第一方向上平行布置的第一线电极和多个在垂直于所述第一方向的第二方向上平行布置的第二线电极；束流形状计算部分，其根据从每个所述第一线电极输出的第一信号和从每个所述第二线电极输出的第二信号计算粒子束流的重心，并且根据所述第一和第二信号得到所述重心周围的所述粒子束流的二维束流形状；存储部分，其跨越二维扫描的范围累积并存储对应于所述重心的所述二维束流形状；以及显示部分，其显示反映每个扫描位置的所述粒子束流的所述二维束流形状的剂量分布，所述剂量分布在切片的二维扫描范围的整个范围上并且所述剂量分布是通过所述存储部分的累积和存储的动作得到的，所述切片是通过在所述粒子束流的轴向方向上划分待照射的患区得到的。

[0023] 为了解决所述问题，本发明提供了一种包括传感器的粒子束流照射装置的控制方法，所述传感器包括多个平行地布置在第一方向上的第一线电极以及多个平行地布置在垂直于所述第一方向的第二方向上的第二线电极，所述控制方法包括以下步骤：控制粒子束流的发射；二维地扫描所述粒子束流；根据从每个所述第一线电极输出的第一信号以及从每个所述第二线电极输出的第二信号，计算所述粒子束流的重心；根据所述第一和第二信号得到所述重心周围的所述粒子束流的二维束流形状；跨越所述二维扫描的范围累积并存储对应于所述重心的所述二维束流形状；以及显示反映每个扫描位置的所述粒子束流的所述二维束流形状的剂量分布，所述剂量分布在切片的二维扫描范围的整个范围上并且所述剂量分布是由所述存储部分的累积和存储的动作获得的，所述切片是通过在所述粒子束流的轴向方向上划分待照射的患区得到的。

[0024] 发明的有益效果

[0025] 根据本发明的所述粒子束流照射装置和所述粒子束流照射装置的控制方法能够用简单的结构在扫描期间测量并显示剂量的二维分布，同时减少粒子束流形状的劣化。

附图说明

[0026] 图 1 是示出常规粒子束流照射装置的结构的事例的示意图。

[0027] 图 2 是示出条型位置监控器部分（传感器部分）的结构的事例的示意图。

[0028] 图 3 是示出三维扫描照射的基本处理的事例的流程图。

[0029] 图 4 是示出在切片上的扫描模式的事例的示意图。

[0030] 图 5 是示出在常规的三维光栅扫描照射中的剂量和束流位置的管理和控制的例子的时序图。

[0031] 图 6 是示出常规位置监控器（位置监控部分和束流位置检测电路）的例子的示图。

[0032] 图 7 是示出根据第一实施例的粒子束流照射装置的结构例子的示图。

[0033] 图 8 是示出束流形状计算部分的结构的具体例子（第一实施例）的框图。

[0034] 图 9 是示出从每个通道信号获得一维束流形状的处理的概念的示图。

[0035] 图 10 是二维的表示存储部分的存储区域的示图。

[0036] 图 11 是示出切片的二维扫描范围的整个范围上的剂量分布曲线（剂量的二维分布）的显示概念的示图。

[0037] 图 12 是束流形状计算部分的处理和在所述存储部分中存储剂量分布曲线的处理的时序图。

[0038] 图 13 是示出所述束流形状计算部分的结构的具体例子（第二实施例）的框图。

具体实施方式

[0039] 将参照附图描述本发明的实施例。

[0040] (1) 常规装置的结构及操作

[0041] 图 1 是示出常规粒子束流照射装置 300 的结构例子的示图，该装置 300 用来与根据本发明的实施例的粒子束流照射装置 1（图 7）作比较。粒子束流照射装置 300 包括：束流产生部分 10，发射控制部分 20，束流扫描部分 30，X 电磁体 30a，Y 电磁体 30b，真空导管 31，剂量监控部分 50，位置监控部分 51，脊形过滤器 60，范围移动装置 70，控制部分 80 等。

[0042] 粒子束流照射装置 300 是一种将粒子束流引导到癌症病人 100 的患区 200 以治疗癌症的装置，所述束流是通过将碳粒子、质子等加速至高速度而获得。所述粒子束流照射装置 300 能够执行三维扫描照射，三维扫描照射将患区 200 分解成三维格点，并且用小直径的粒子束流对格点进行依次扫描。具体而言，粒子束流照射装置 300 沿粒子束流的轴向（在图 1 右上方示出的坐标系中的 Z 轴方向）将患区 200 划分成被称为切片的平板，并且依次扫描所划分的切片的二维格点，例如切片 Z_i ，切片 Z_{i+1} ，及切片 Z_{i+2} （在图 1 右上方示出的坐标系中的 X 轴和 Y 轴方向上的格点），从而进行三维扫描。

[0043] 束流产生部分 10 通过产生粒子（例如碳离子和质子），并且使用加速器（主加速器），例如同步加速器，将粒子加速至允许达到患区 200 的深层的能量，来产生粒子束流。

[0044] 发射控制部分 20 基于来自控制部分 80 的控制信号输出来控制所产生的粒子束流的发射的开启 / 关闭。

[0045] 束流扫描部分 30 配置为使粒子束流在 X 方向和 Y 方向上偏转，并且二维地扫描切片表面。束流扫描部分 30 控制用于 X 方向扫描的 X 电磁体 30a 的激励电流，以及用于 Y 方向扫描的 Y 电磁体 30b 的激励电流。

[0046] 范围移动装置 70 控制患区 200 在 Z 轴方向上的位置。例如，范围移动装置 70 包括：多个不同厚度的丙烯酸板。可以组合所述丙烯酸板，以便根据患区 200 的切片在 Z 轴方向上的位置而逐步改变穿过范围移动装置 70 的粒子束流的能量，即内部范围。基于范围移动装置 70 的内部范围的尺寸通常被控制为在等距范围改变，并且间隔相当于在 Z 轴方向上

格点之间的间隔。切换内部范围的方法的例子包括如在范围移动装置 70 中在粒子束流路径上插入衰减对象的方法以及基于对上游器件的控制来改变粒子束流的能量的方法。

[0047] 脊形过滤器 60 设置成在体内的深度方向上传播剂量的尖锐峰,该尖锐峰被称为布拉格峰。基于脊形过滤器 60 的布拉格峰的传播宽度设定为与切片的厚度,即在 Z 轴方向上格点之间的间隔相等。用于三维扫描照射的脊形过滤器 60 通过布置多个横截面形状实质上为等腰三角形的铝棒状构件来形成。布拉格峰的峰能够基于当粒子束流穿过等腰三角形时产生的路径长度之间的差值来传播。传播宽度可以基于等腰三角形的形状设定为所期望的值。

[0048] 剂量监控部分 50 配置为监控照射剂量。其壳体包括:电离腔室,其包括收集粒子束流电离产生的电荷的平行电极;和 SEM(二次电子监控器)装置,其测量从设置在壳体内部的二次电子发射膜发射的二次电子。

[0049] 位置监控部分 51 配置为识别由束流扫描部分 30 扫描的粒子束流是否在正确的位置。位置监控部分 51 包括用于电荷收集的类似于剂量监控部分 50 的那些平行电极的平行电极。位置监控部分 51 的用于电荷收集的电极包括在 X 方向和 Y 方向平行对齐的线电极(例如,多个条状电极或者由多个导线制成的电极)。多个对齐的条电极被称为条型电极,且多个对齐的导线电极被称为多导线型电极。

[0050] 图 2 是示出条型位置监控部分 51 的结构的事例的示图。如图 2 所示,位置监控部分 51 包括:多个在 X 轴方向(第一方向)上平行布置的条电极(多个第一线电极),和多个在 Y 轴方向(垂直于所述第一方向的第二方向)上平行布置的条电极(多个第二线电极)。

[0051] 控制部分 80 配置为控制整个粒子束流照射装置 1。控制部分 80 控制用于发射控制部分 20 的束流发射的开启/关闭,向束流扫描部分 30 发出与束流扫描有关的指令,并且控制与切片改变相关联的范围移动装置 70 的范围移动量。

[0052] 图 3 是示出三维扫描照射的基本处理的例子流程图。

[0053] 患区被相对于束流轴虚拟地划分为多个切片,并且选择其中一个所划分的切片。例如,首先选择在患区最深位置的切片 Z_i 。根据所选择的切片的位置,对粒子束流的入射能量以及范围移动装置 70 中的丙烯酸板的组合进行选择 and 设定(步骤 ST1)。

[0054] 根据患区在最深处的切片中的形状来选择要通过粒子束照射的格点的数目 M 和格点的位置 (X_i, Y_i) [$i = 1$ 至 M],即要照射的点,并且束流扫描部分 30 设定指向切片上的格点位置 (X_i, Y_i) 的粒子束流方向(步骤 ST2)。开始粒子束流的发射(步骤 ST3)。

[0055] 脊形过滤器 60 扩展了从束流扫描部分 30 输出的粒子束流在 Z 轴方向上的能量分布,从而使内部范围的分布宽度对应于切片的宽度。

[0056] 剂量监控部分 50 监控用于格点 (X_i, Y_i) 的照射剂量。当用于目标格点的照射剂量达到计划的剂量时,剂量完成信号被输出到控制部分 80,并且控制部分 80 接收该信号(步骤 ST4)。

[0057] 三维扫描照射被归类成点扫描方法和光栅扫描方法。点扫描方法是当粒子束流的位置正在从一个格点移动至下一个格点时,终止束流发射,并且在移动完成后重新启动束流发射的方法。因此,束流发射在切片扫描期间是间歇性的。

[0058] 另一方面,在光栅扫描方法中,当粒子束流的位置正在从一个格点移动至下一个格点时,束流发射继续进行而不终止。因此,在切片扫描期间束流发射是连续的,而未被中

断。

[0059] 在点扫描方法和光栅扫描方法中,直到剂量达到每个格点的计划剂量,粒子束流的位置才被终止,且在剂量达到计划剂量后,所述位置移动到下一个格点。

[0060] 在步骤 ST5,确定所述方法是点扫描方法还是光栅扫描方法。如果所述方法是点扫描方法,则束流发射暂时终止(步骤 ST6),并且束流位置移动到下一个点。重复该过程直至到达目标切片的最后的点(步骤 ST7)。

[0061] 另一方面,如果该方法不是点扫描方法,即如果该方法是光栅扫描方法,则束流发射持续到最后的点而不终止束流发射。

[0062] 当一个切片的照射结束时(步骤 ST7 中为“是”),在点扫描方法和光栅扫描方法中的束流发射都暂时终止(步骤 ST8),并且所述过程返回到步骤 ST1。选择下一切片,改变范围移动装置 70 的设置。重复该过程至最后的切片(步骤 ST9)。

[0063] 例如,在被称为照射模式文件的数据文件中描述用于照射过程的必要的参数,并且在治疗照射开始之前将参数传送到控制部分 80。所述照射模式文件依照射次序为每个格点描述了:用于提供切片的位置的范围移动装置的厚度,用于提供对应于格点(X, Y)的束流位置的 X 电磁体 30a 和 Y 电磁体 30b 的驱动电流值,用于格点的照射剂量,等等。

[0064] 图 4 是示出在切片上的扫描模式的例子的示图。在治疗计划中预先确定从左上方的开始格点到右下方的最后格点的轨迹模式,并且以沿着轨迹模式的一条路径依次扫描粒子束流。

[0065] 图 5 是示出常规的三维光栅扫描照射中的剂量和束流位置的管理和控制的例子的时序图。

[0066] 图 5(a) 和 5(b) 所示的两个电磁体的激励电流与两个轴向方向(X, Y)上的位置设定值相对应。当剂量监控器(剂量监控器积分剂量,图 5(c))测量的剂量达到设定值时,输出剂量完成信号(图 5(e))。当通过改变激励电流而使电磁体的激励电流达到设定值时,保持该激励电流值。束流照射点随电磁体的激励电流的变化而移动。

[0067] 如图 5(f) 和 5(g) 所示,对于位置监控器的每个通道,基于由常规位置监控器中的剂量完成信号所产生的信号而连续地执行:积分终止,数据读取,所积分的电荷的清除,和积分的开始。积分电荷能够作为在照射点移动期间产生的累积电荷和指向终止照射点的束流产生的累积电荷的总和而得到。

[0068] 图 6 是示出常规位置监控器(位置监控部分 51 和束流位置检测电路)的例子的示图。在常规的束流位置检测电路中,将电流输出转换为电压信号的 I/V 转换器、放大电压信号的放大器、连接到放大器的积分器,以及用于 A/D 转换的 ADC 电路连接在累积电极的每个通道中。三个电容器连接到积分器以保证照射点相对于照射时间的两位数字的精度,并且能够切换所述电容器以改变积分时间常数。

[0069] 在束流位置检测电路中,配置了 FPGA(现场可编程门阵列)等的重心计算部分布置在两个累积电极 51a 和 51b 中的每一个上。重心计算部分输入 ADC 电路的输出,并且计算重心以计算用于两个累积电极 51a 和 51b 中的每一个的重心(X_c, Y_c)。

[0070] 将计算出的重心(X_c, Y_c)与预定位置设定值(X_r, Y_r)相比较。如果所述值之间的差异($X_c - X_r$ 或 $Y_c - Y_r$)超过容限,就可以确定位置是不正常的。产生互锁信号,并终止束流发射。

[0071] 以这种方式,常规位置监控器具有计算束流重心以确定点束流的位置是否正常的功能。

[0072] 然而,从常规位置监控器得到的信息只是离散地示出各束流点的估计重心的信息。不能得到作为点位置的叠加而形成的连续的剂量分布。

[0073] 与此同时,医生和技术人员需要目视检查照射期间的剂量分布曲线(在 X 和 Y 方向上的剂量的二维分布或者从所述二维分布切出的在 X 方向和 Y 方向上的剂量的一维分布)。例如,如果剂量分布曲线是逐个切片显示的,则针对治疗能够检查照射的精度,并且可以实现安全治疗。

[0074] 因此,根据本实施例的粒子束流照射装置 1,用简单的结构提供了连续剂量分布曲线的高精度监控方法。

[0075] (2) 根据本实施例(第一实施例)的粒子束流照射装置

[0076] 图 7 是示出根据第一实施例的粒子束流照射装置 1 的结构的例子示图。除了常规粒子束流照射装置 300 的结构之外,根据第一实施例的粒子束流照射装置 1 包括:束流形状计算部分 90,存储部分 97,和显示部分 98。

[0077] 根据第一实施例的粒子束流照射装置 1 包括与常规技术相同的位置监控部分 51。然而,虽然常规的位置监控部分 51 用作用于束流位置的异常判定的传感器,但是第一实施例中的位置监控部分 51 用作用于获取剂量分布曲线的传感器。

[0078] 束流形状计算部分 90 根据从位置监控部分 51(传感器部分)的 X 电极 51a(第一线电极)输出的 X 通道信号(第一信号)以及从 Y 电极 51b(第二线电极)输出的 Y 通道信号(第二信号),来计算粒子束流的重心。束流形状计算部分 90 根据多个 X 通道信号和 Y 通道信号得到重心周围的粒子束流的二维束流形状。

[0079] 存储部分 97 累积并存储二维扫描范围上的与重心相对应的二维束流形状。显示部分 98 显示存储在存储部分 97 中的二维扫描范围内的二维形状,作为粒子束流剂量的二维分布。

[0080] 图 8 是示出束流形状计算部分 90 的结构的例子框图。

[0081] 尽管位置监控部分 51 的 X 电极 51a 和 Y 电极 51b 的数目(通道的数目)没有被特别地限制,但是将在下面描述在 X 和 Y 方向上通道的数目都是 120 个的例子。

[0082] 电流电压转换(IV 转换)电路 911a 将 X 电极 51a 的输出电流转换成电压。放大器 912a 将所述电压放大成合适的电压,并且 AD 转换器(ADC)92a 将所述电压转换为数字信号。下一阶段的数据校正处理部分 93a 对该数字信号施加偏移校正处理和平滑处理,并且将该数字信号输出到重心计算部分 94a。

[0083] IV 转换电路 911a,放大器 912b,ADC 92a,和数据校正处理部分 93a 布置在每个 X 电极 51a 上,并且在示例中为 120 个通道布置所述部件。

[0084] 类似地,IV 转换电路 911b、放大器 912b、ADC 92b 和 120 个通道的数据校正处理部分 93b 布置在 Y 电极 51a 上。

[0085] 下一级的重心计算部分 94a 和 94b 根据应用了偏移校正处理和平滑处理的 X 和 Y 方向上的通道信号的幅值,分别计算粒子束流在 X 方向上的重力和在 Y 方向上的重心。对计算重心的方法没有特别的限制,可以使用常规公知的技术。

[0086] 一维束流形状(X)提取部分 95a 根据所计算出的 X 方向上的重心附近的多个 X 通

道信号（第一信号）的幅值，得到 X 方向（第一方向）上的一维束流形状（第一束流形状）。一维束流形状 (Y) 提取部分 95b 类似地得到 Y 方向上的一维束流形状。

[0087] 图 9 是示出根据通道信号得到一维束流形状的过程的概念的示图。当得到了 X 方向的重心，从 120 个通道中指定在 X 方向上最接近重心的通道（该通道将被称为“中心通道 N_{cx} ”）。将中心通道的信号的幅值 $X(N_{cx})$ 和中心通道之前和之后的 n 个通道（例如 5 个通道）的信号的幅值提取出来。如果所提取的 $n+1$ 个通道的信号的幅值记为，例如， $X_i = X(i)$ ；($i = N_{cx}-n$ 到 $N_{cx}+n$ ； i 和 n 均为整数)，X 方向上的一维束流的形状可以由包括所提取的按通道顺序设置的 $n+1$ 个通道的信号的幅值的数据序列 $F(X_i)$ 来表示。

[0088] 类似地，如果 Y 方向上最接近重心的通道（中心通道 N_{cy} ）的信号幅值 $Y(N_{cy})$ 和中心通道之前和之后的 m 个通道的信号的幅值（例如，中心通道之前和之后的 5 个通道）记为，例如， $Y_j = Y(j)$ ；($j = N_{cy}-m$ 到 $N_{cy}+m$ ； j 和 m 均为整数)，Y 方向上一维束流的形状可以由包括所提取的按通道顺序设置的 $m+1$ 个通道的信号的幅值的数据序列 $F(Y_j)$ 来表示。

[0089] 二维束流形状计算部分 96 如下列公式所示的那样从所得到的 X 方向和 Y 方向上的一维束流形状 $F(X_i)$ 和 $F(Y_j)$ 的乘积得到二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 。

[0090] $G(X_i, Y_j) = F(X_i) \cdot F(Y_j)$ （公式 1）

[0091] $X_i = X(i)$ ；($i = N_{cx}-n$ 到 $N_{cx}+n$ ； i 和 n 均为整数)

[0092] $Y_j = Y(j)$ ；($j = N_{cy}-m$ 到 $N_{cy}+m$ ； j 和 m 均为整数)

[0093] 形成二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 的通道 m 和 n 的数目（即从所有通道中提取的通道的数目）越大，束流形状的精度越高。然而，超过必要的通道数目的增加只会导致操作时间和数据传输时间的增加。合适的通道数目主要取决于束流尺寸（束流宽度）和线电极之间的间隔。

[0094] 可以示意性地根据高斯分布的形状近似估计束流形状，并且在这种情况下，可以根据高斯分布的标准差近似估计束流的尺寸。如果束流的尺寸（标准差）为 5mm，则用于形成束流分布曲线的范围是重心周围大约 20mm。因此，如果通道间隔（线电极之间的间隔）为 2mm，则用于传输的适当的范围是在最接近重心的通道周围的 11 个通道（所述中心通道和重心之前和之后的五个通道）。

[0095] 以这种方式，形成所述二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 的合适的通道数目根据束流的尺寸而改变。因此，优选地，可以改变从所有通道中提取的通道的数目。

[0096] 由公式计算的所述二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 被传送到存储部分 97。图 10 是二维地表示存储部分 97 的存储区域的示图。图 10 示出了在对应于 X 方向上的通道数目 i 和 Y 方向上的通道数目 j 的地址上存储二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 的状态。如上所述，在所述例子中，X 和 Y 方向上的所有通道的数目是每个方向 120 个，并且 X 和 Y 方向上的形成所述二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 的所有通道的数目是每个方向 11 个。

[0097] 如果重心在从图像区域的末端（最小通道 1 或最大通道 120）开始的五个通道内，则出现不规则的数据值。为了防止这种情况，则如图 10 所示，X 和 Y 可以具有在 120 个通道外的五个通道的值为 0 的区域（虚设区域）。

[0098] 如果通过点切换而改变了所述扫描电磁体的设定电流值，则点位置会相应地改变，并且在不同重心附近形成相似分布曲线数据。所述分布曲线数据可以被累积并存储在存储部分 97 中，以得到如图 11 示出的切片的二维扫描范围的整个范围上的剂量分布曲

线（二维剂量分布）。

[0099] 例如，将在存储部分 97 中累积并存储的剂量分布曲线逐个切片地传输到显示部分 98。所述剂量分布曲线显示在对应于存储部分 97 的存储区域的显示部分 98 的屏幕 W 上，并且可以很容易地观察到剂量分布曲线。

[0100] 图 12 是由束流形状计算部分 90 所执行的过程和在存储部分 97 中存储剂量分布曲线的过程的时序图。

[0101] 为所述通道布置的 AD 转换器 92a 对所有平行的通道的通道信号进行采样（例如，每隔 $0.2 \mu s$ ），并且对所述通道信号应用 AD 转换（图 12(a)）。数据校正处理部分 93a 为 AD 转换器 92a 的输出信号校正通道的偏移，并且进一步执行平均化处理以减少噪声的影响。应用了平均化处理后的 X 方向上的通道信号被传输到用于 X 的重心计算部分 94a，例如，每隔 $5 \mu s$ 。应用了平均化处理后的 Y 方向上的通道信号类似地被传输到用于 Y 的重心计算部分 94b（图 12(b)）。

[0102] 用于 X 和 Y 的重心计算部分 94a 和 94b 使用在 X 和 Y 方向上的 120 个通道的输入数据来执行在 X 和 Y 方向上的重心计算以得到重心。一维束流形状 (X) 提取部分 95a 和一维束流形状 (Y) 提取部分 95b 提取重心附近的 11 个通道的通道数据。重心的计算和重心附近 11 个通道的数据提取以例如 $5 \mu s$ 的周期与数据输入同步地执行（图 12(c)）。

[0103] 在 X 和 Y 方向中的每一个上的 11 个通道的所提取的数据（一维束流形状 $F(X_i)$ 和 $F(Y_j)$ ）输出到二维束流形状计算部分 96。二维束流形状计算部分 96 执行公式 1 的计算，并且发送所计算的二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 到存储部分 97。存储部分 97 依次在相应的通道中累积并存储所发送的二维束流形状 $G(X_i, Y_j)$ 。

[0104] 计算二维束流形状的过程和在存储部分 97 中存储所述二维束流形状的过程（图 12(d) 所示的图像处理）也以例如 $5 \mu s$ 的周期与数据输入同步地执行。

[0105] 当从控制部分 80a 接收到切片切换指令时，存储部分 97 向显示部分 98 输出所累积和存储的二维束流形状，即剂量分布曲线，以在显示部分 98 上显示逐个切片的剂量分布曲线。

[0106] 与此同时，当从控制部分 80a 接收到点切换信号时（图 12(e)），将由重心计算部分 94a 和 94b 计算出的 X 和 Y 方向上的重心发送到控制部分 80a（图 12(f)），并且像常规技术中一样，控制部分 80a 确定束流位置的异常 / 正常。

[0107] 常规粒子束流照射装置仅具有使用从位置监控部分 51 输出的通道信号来计算粒子束流的重心以执行束流位置的异常判定的功能。

[0108] 另一方面，除了计算粒子束流的重心以执行束流位置异常判定的功能外，根据第一实施例的粒子束流照射装置 1 能够使用从位置监控部分 51 输出的通道信号来产生剂量分布曲线以在显示部分 98 上将所述剂量分布曲线显示为二维图像。作为剂量分布曲线显示的结果，医生和放射技术人员能够在照射期间目视检查扫描期间的剂量的二维分布是否是正确的分布。能够处理来自包括在常规的装置中的位置监控部分 51 的输出信号以产生剂量分布曲线，而无需在束流路径上单独设置被称为多阵列分布曲线监控器的特殊装置。因此，能够维持与在常规粒子束流照射装置中相同的尖锐的束流形状，而不会因为插置多阵列分布曲线监控器而导致束流尺寸（束流宽度）增加。

[0109] 用相对简单的过程针对来自常规存在的位置监控部分 51 的输出信号而产生剂量

分布曲线。因此,能够减小整个装置的成本增加。

[0110] (3) 第二实施例

[0111] 将对根据本发明的第二实施例进行说明。图 13 是示出根据第二实施例的粒子束流照射装置 1 的束流形状计算部分 90a 的结构的例子示意图。用与图 8 相同的附图标记来标明与所述第一实施例中功能相同的结构。

[0112] 在所述第二实施例中,在数据校正处理部分 93a 和 93b 对每个通道执行偏移校正处理和平滑化处理后,重心 / 分散度计算部分 941a 和 941b 计算在 X 和 Y 方向上的重心 (X' , Y') 并计算位置 X 和 Y 的分散度 (S_x , S_y)。

[0113] 重心 (X') 和在 X 方向上的分散度 (S_x) 通过例如下面的公式来计算。在式中, x 表示通道数目 ($x:1$ 至 120), $P(x)$ 表示通道的通道信号,以及 A 表示通道信号的总和。

[0114] [数学 . 1]

$$[0115] \quad A = \sum_{x=1}^n P(x) \quad (\text{公式 2})$$

[0116] [数学 . 2]

$$[0117] \quad X' = \frac{1}{A} \cdot \sum_{x=1}^n x \cdot P(x) \quad (\text{公式 3})$$

[0118] [数学 . 3]

$$[0119] \quad S_x = \frac{1}{A} \cdot \sum_{x=1}^n [x^2 \cdot P(x)] - X'^2 = \frac{1}{A} \sum_{x=1}^n [(x - X')^2 \cdot P(x)] \quad (\text{公式 4})$$

[0120] 与此同时,一维高斯束流计算部分 951a 假定 X 方向的一维束流形状能够根据高斯束流形状近似估计,并且使用所计算的重心 (X') 和分散度 (S_x) 通过下述公式来计算在 X 方向上的一维束流形状 $F(x, S_x)$ 。

[0121] [数学 . 4]

$$[0122] \quad F(x, S_x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi S_x}} \cdot \exp\left[-\frac{1}{2} \cdot \frac{(x - X')^2}{S_x}\right] \quad (\text{公式 5})$$

[0123] 类似地,一维高斯束流计算部分 951b 使用所计算的重心 (Y') 和分散度 (S_y) 通过下述公式来计算在 Y 方向上的一维束流形状 $F(y, S_y)$ 。

[0124] [数学 . 5]

$$[0125] \quad F(y, S_y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi S_y}} \cdot \exp\left[-\frac{1}{2} \cdot \frac{(y - Y')^2}{S_y}\right] \quad (\text{公式 6})$$

[0126] 如在第一实施例中那样,二维束流形状计算部分 96 计算两个一维束流形状 (都是第二实施例中的一维高斯束流形状) 的乘积,以用下述公式计算二维束流形状 $G(x, y)$ 。

$$[0127] \quad G(x, y) = F(x, S_x) \cdot F(y, S_y) \quad (\text{公式 7})$$

[0128] 每次发送所述重心和分散度时,一维高斯束流计算部分 951a 和 951b 都将所述重心及分散度存储在合适的存储器中。当接收到切片切换信号时,一维高斯束流计算部分 951a 和 951b 执行公式 5 和 6 的计算,并且二维束流形状计算部分 96 执行公式 7 的计算以创建剂量分布曲线。将所述剂量分布曲线累积并存储在存储部分 97 中。当累积了一个切片的剂量分布曲线时,将剂量分布曲线输出到显示部分 98 以显示所述剂量分布曲线。

[0129] 虽然在所述第一和第二实施例中都能够创建和显示剂量分布,但是所述第一和第二实施例具有以下差异。

[0130] 在所述第一实施例中,每次计算出重心,都并行执行创建所述一维束流形状和所述二维束流形状的过程以及在存储部分 97 中累积并存储所述形状的过程。因此,当接受到切片切换指令时,能够立即显示剂量分布曲线。使用原始数据来计算所述二维数据,而无需像在第二实施例中一样根据特定的分布形状(本例中的高斯分布形状)来近似估计束流形状。因此,与实际的二维分布的重合度是很高的。

[0131] 另一方面,在第二实施例中,创建所述一维束流形状和所述二维束流形状的过程在接收到所述切片切换指令后执行。因此,虽然它需要时间来输出所述图像数据,但在信号处理电路中不需要存储器来存储所述图像数据。因此,当所述位置监控器中的通道数目很大时,第二实施例是适合的。当在所述图像中发现异常时,所计算的分散度的存储有利于追踪原因。这是因为该分散度的平方根是标准差,其作为直接表示出束流尺寸的指标。

[0132] 如上所述,根据所述第一和第二实施例所述的粒子束流照射装置 1 和粒子束流照射装置 1 的控制方法能够用简单的结构在扫描期间测量并显示剂量二维分布(剂量分布曲线),同时减小粒子束流形状的劣化。

[0133] 本发明并不限于所述实施例,并且在不脱离本发明的概念的情况下,本发明在执行阶段能够通过修改构成要素来实现。能够基于在所述实施例中所公开的多个构成要素的适当组合形成各种发明。例如,可以删除在所述实施例中示出的所有构成要素中的一些构成要素。也可以适当地组合在不同实施例中的构成要素。

[0134] 符号说明

[0135] 1 粒子束流照射装置

[0136] 10 束流产生部分

[0137] 20 发射控制部分

[0138] 30 束流扫描部分

[0139] 51 位置监控部分(传感器部分)

[0140] 90 束流形状计算部分

[0141] 97 存储部分

[0142] 98 显示部分

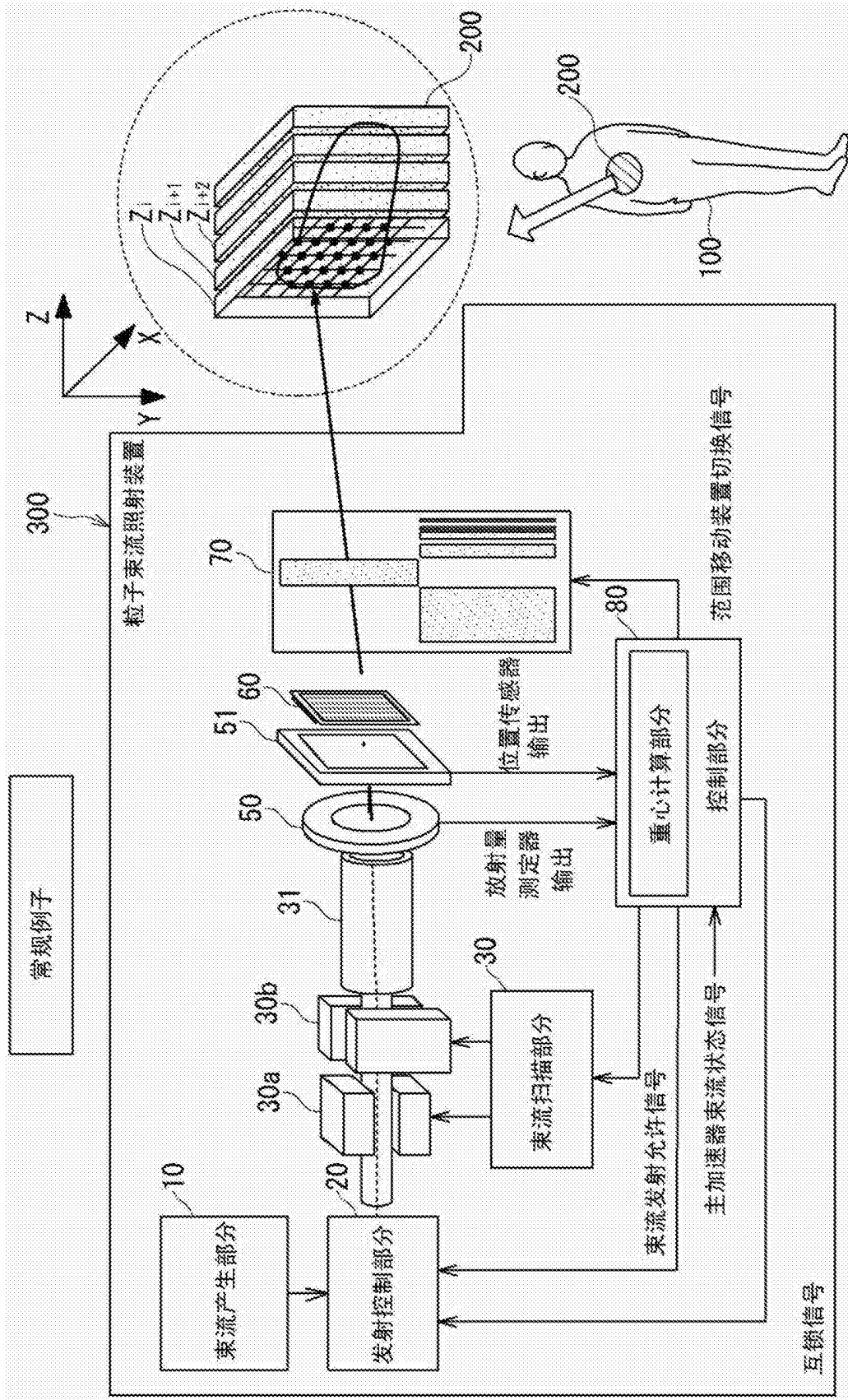


图 1

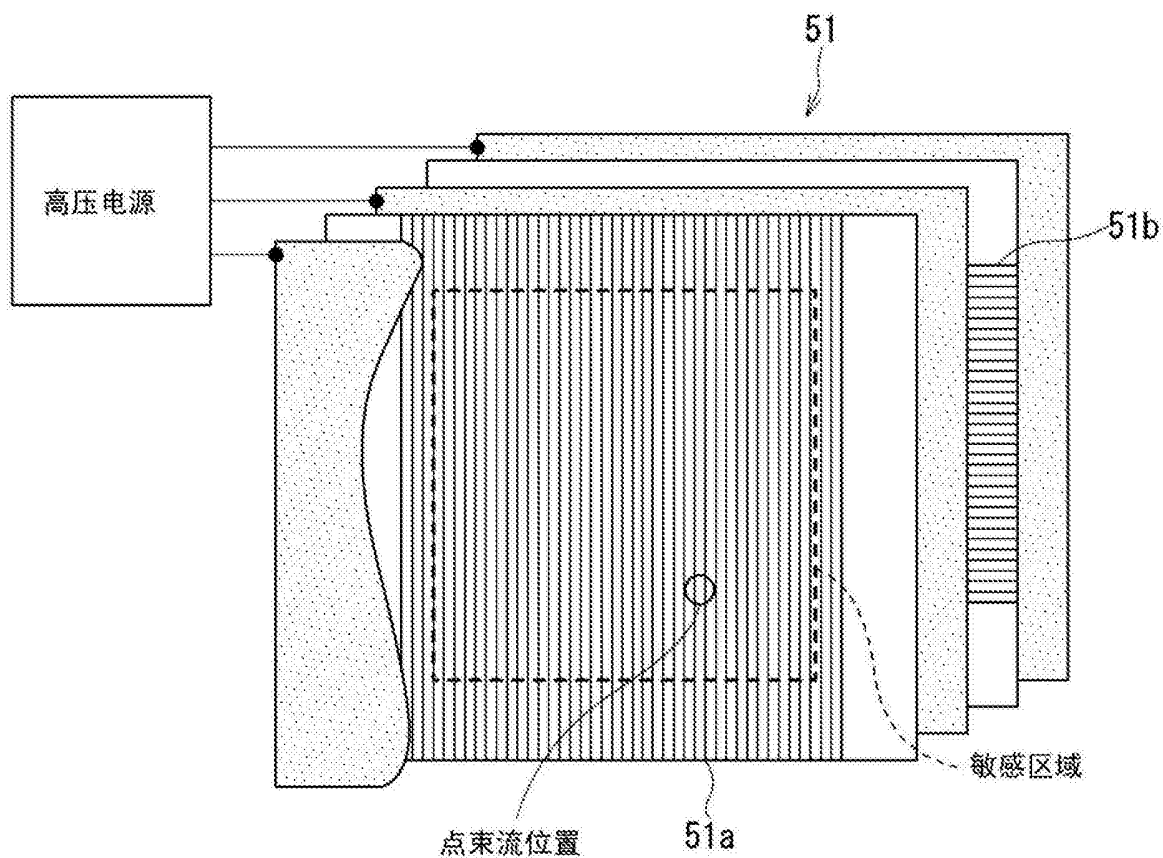


图 2

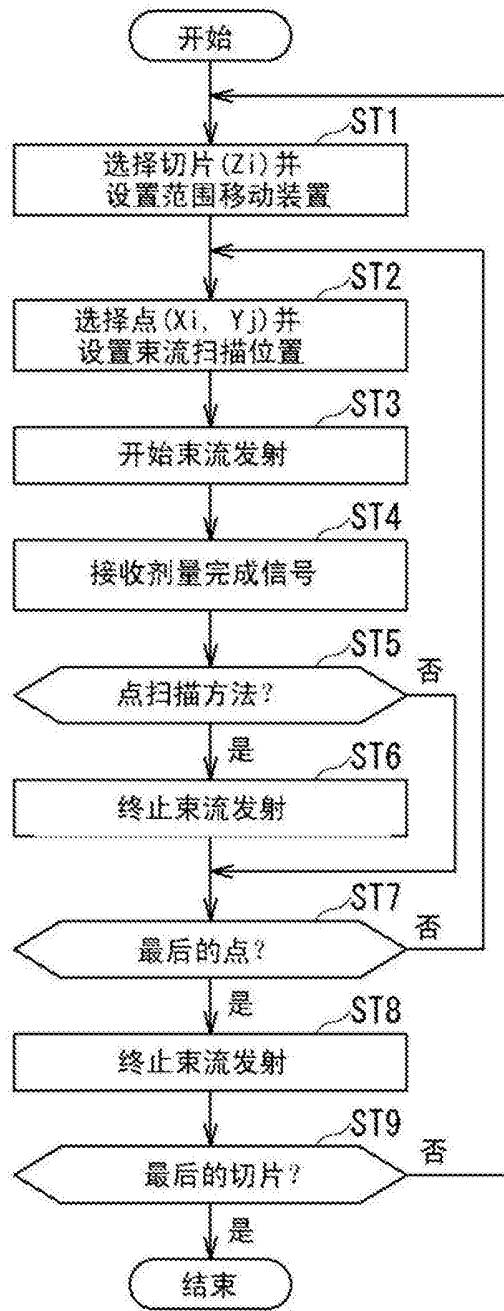


图 3

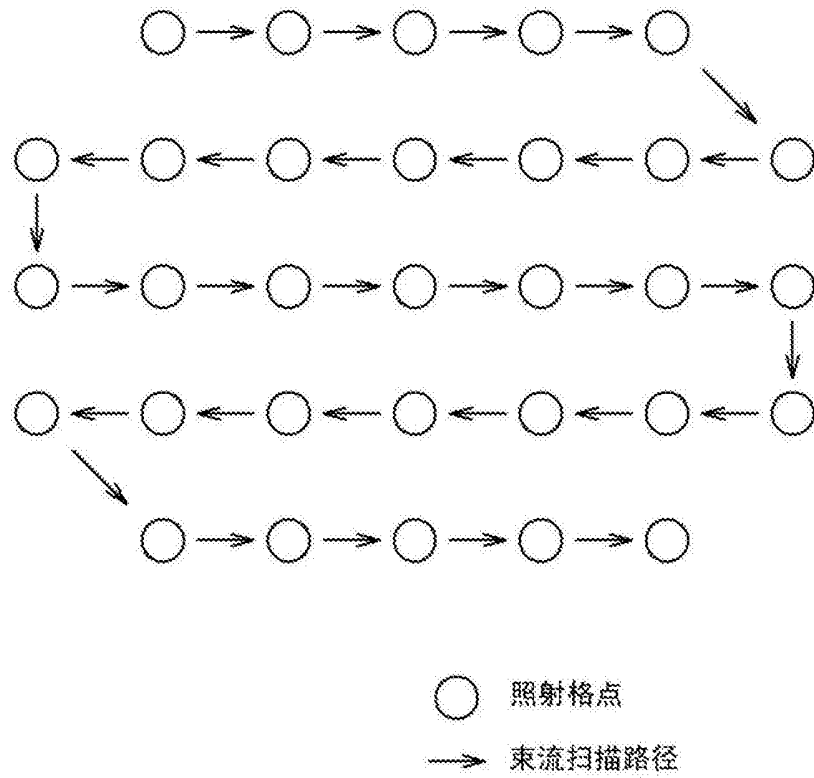


图 4

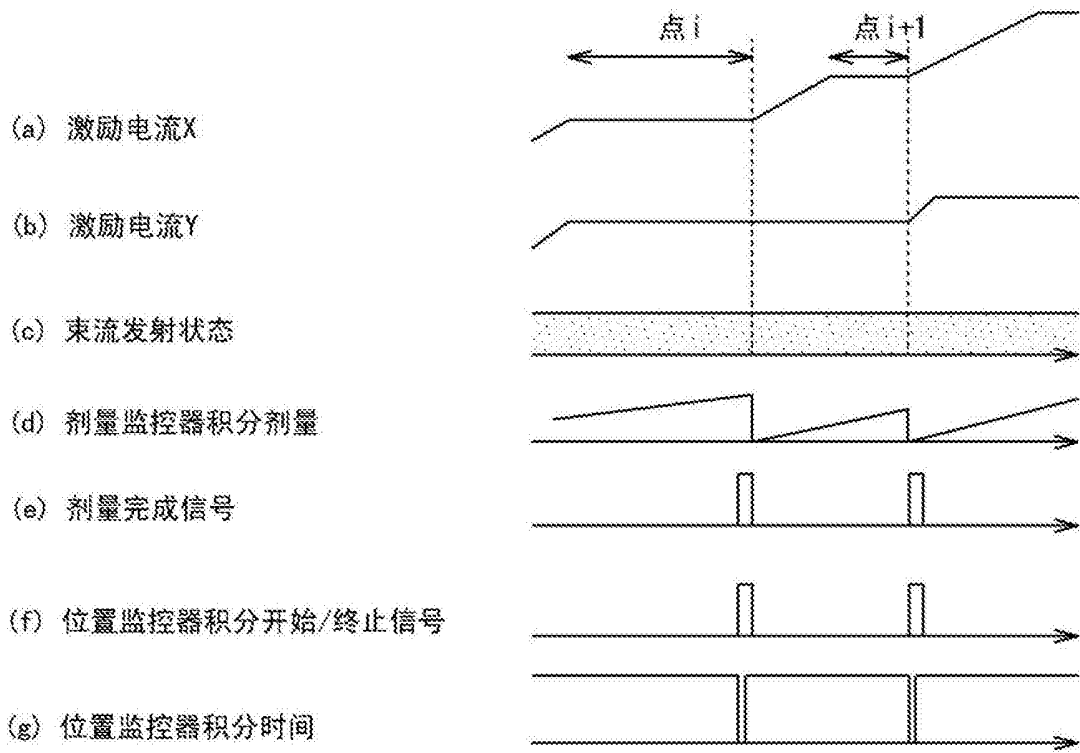


图 5

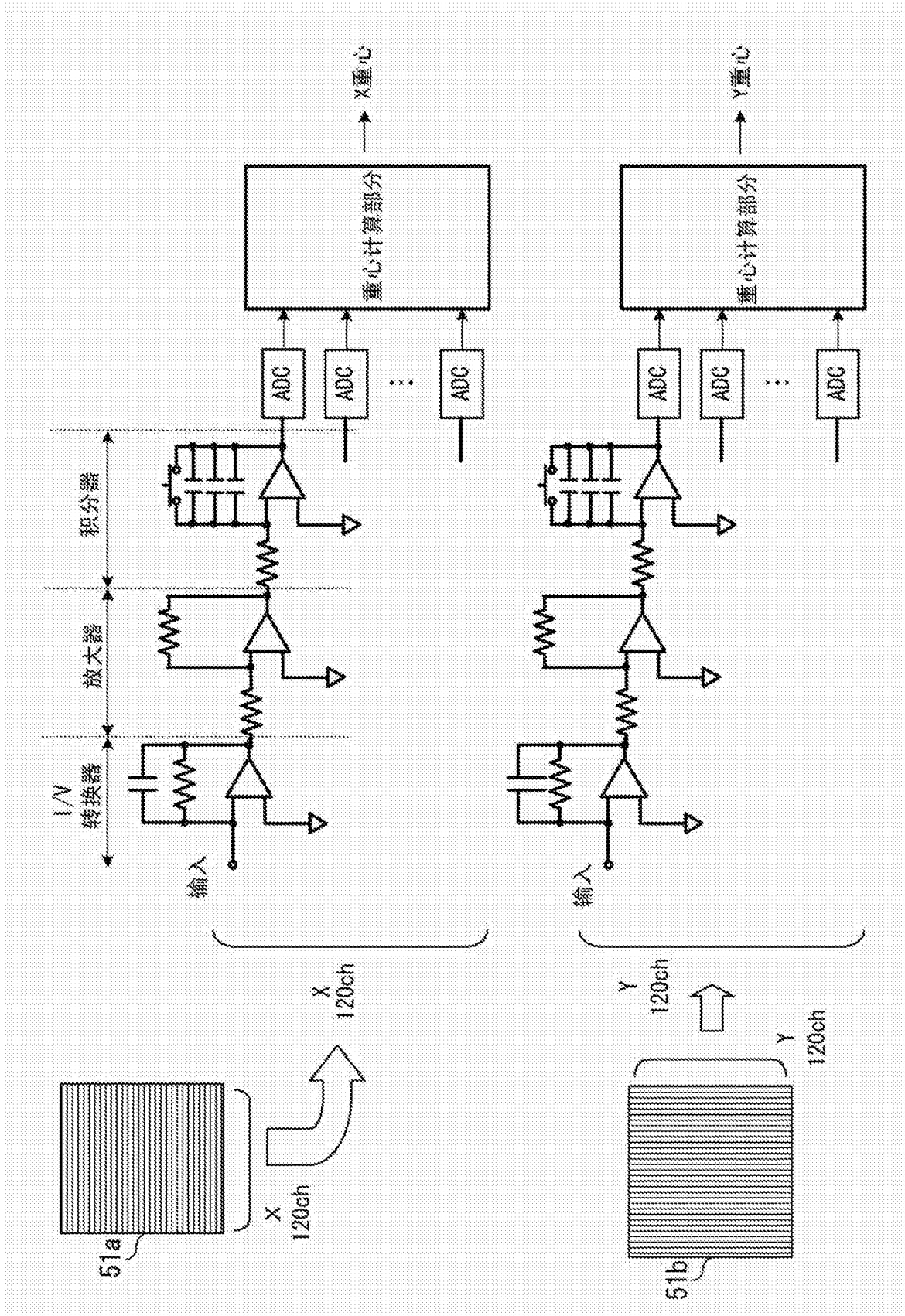


图 6

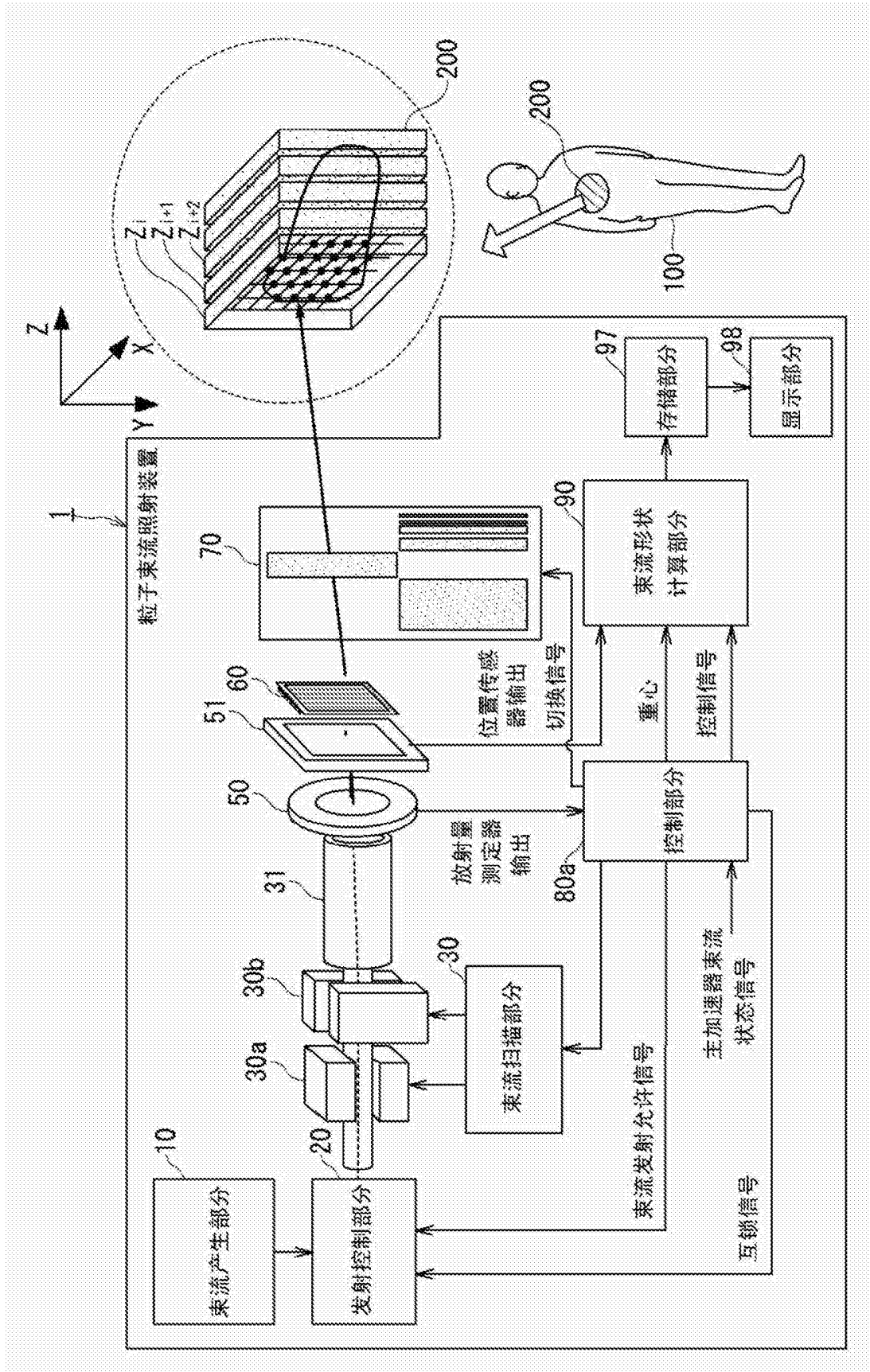


图 7

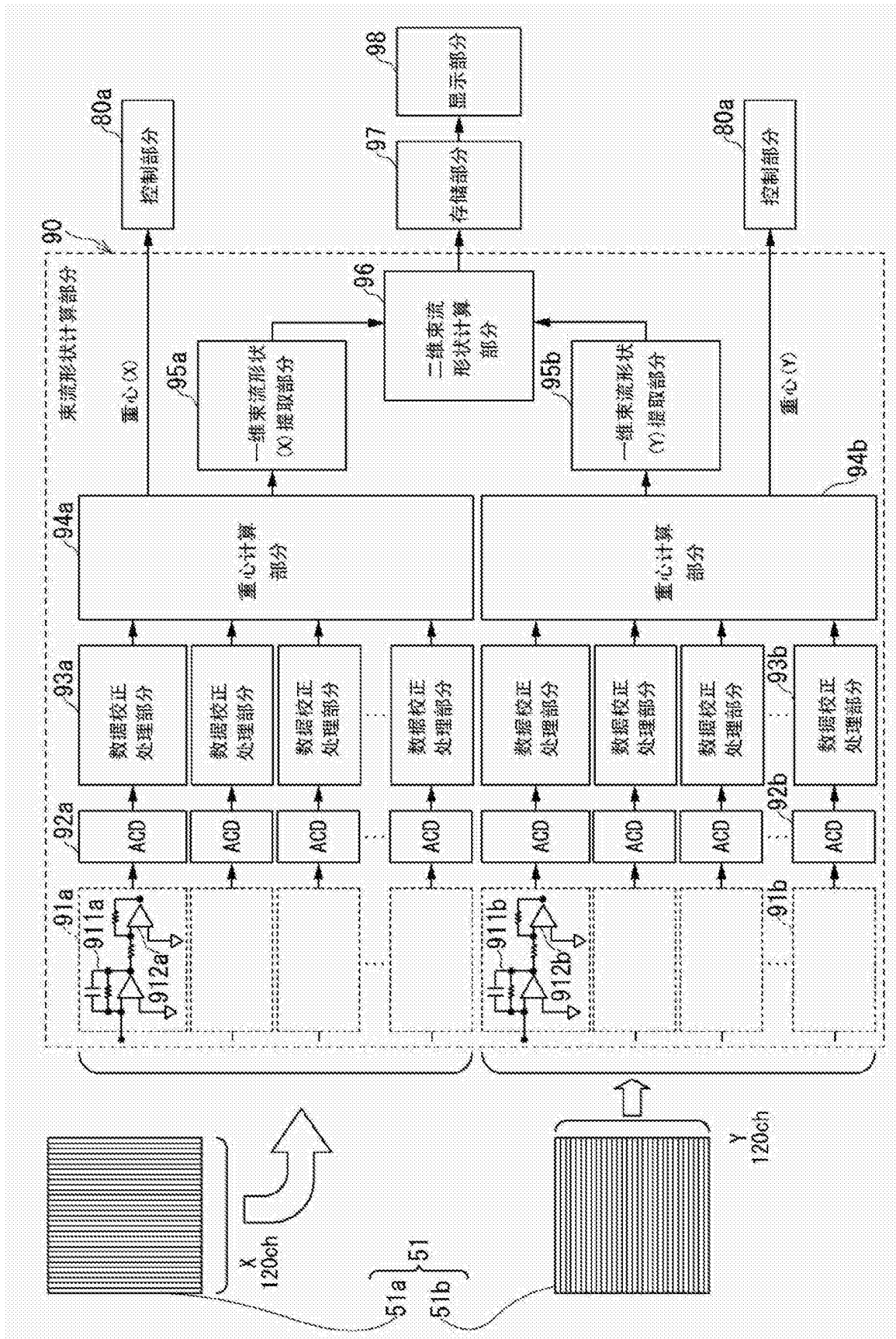


图 8

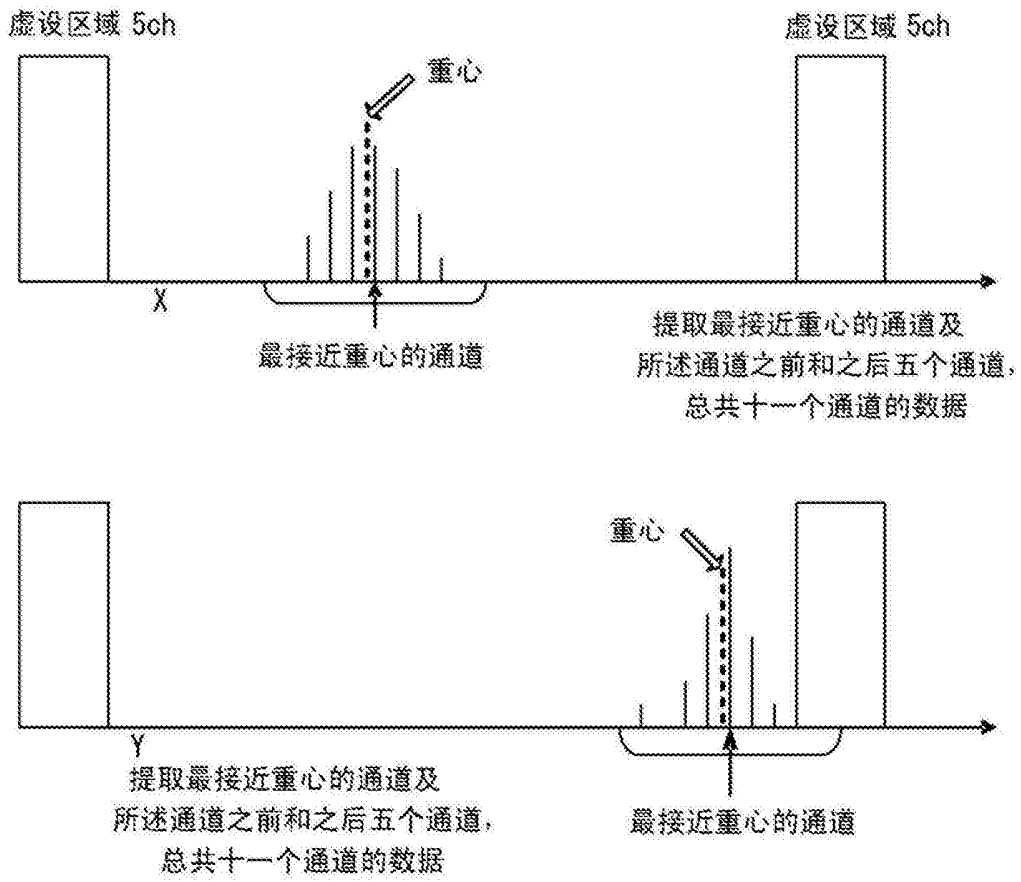


图 9

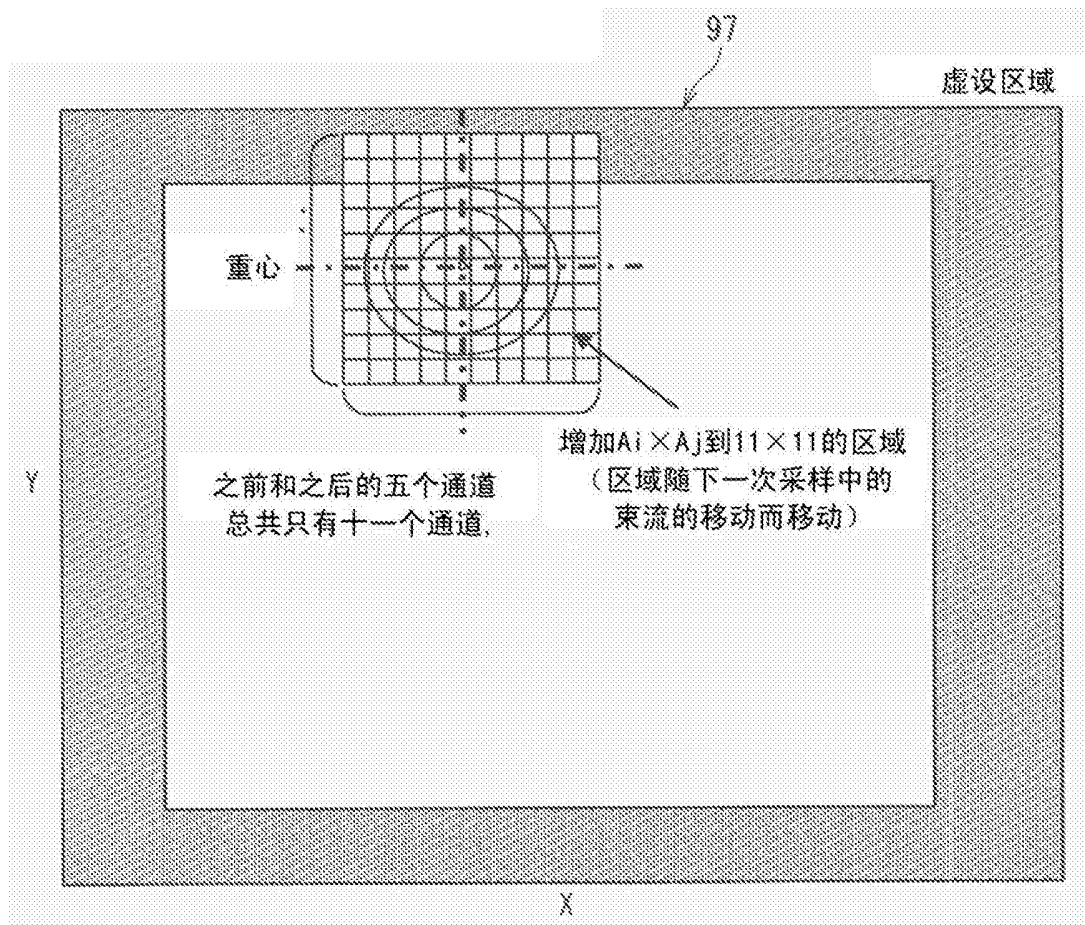


图 10

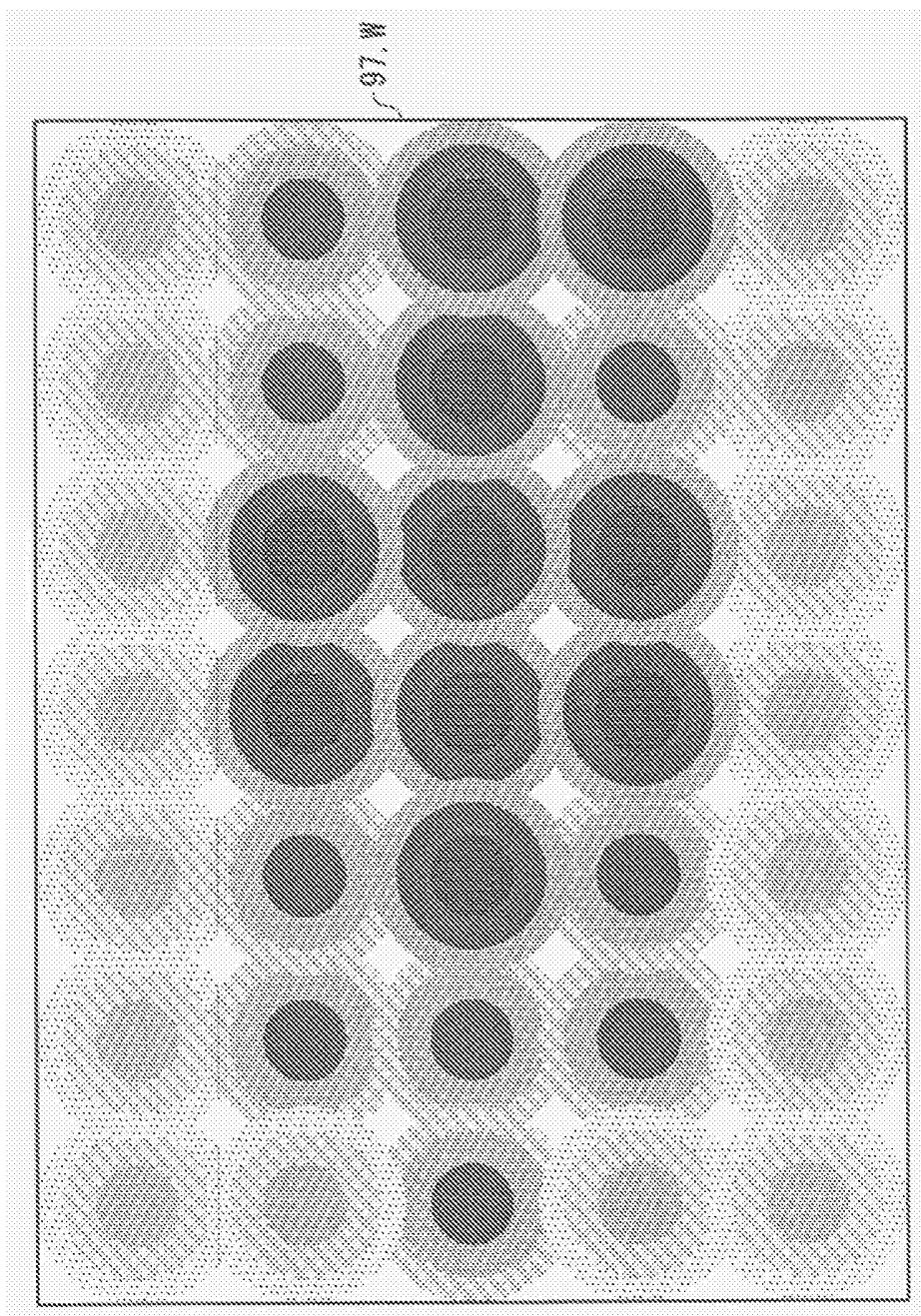


图 11

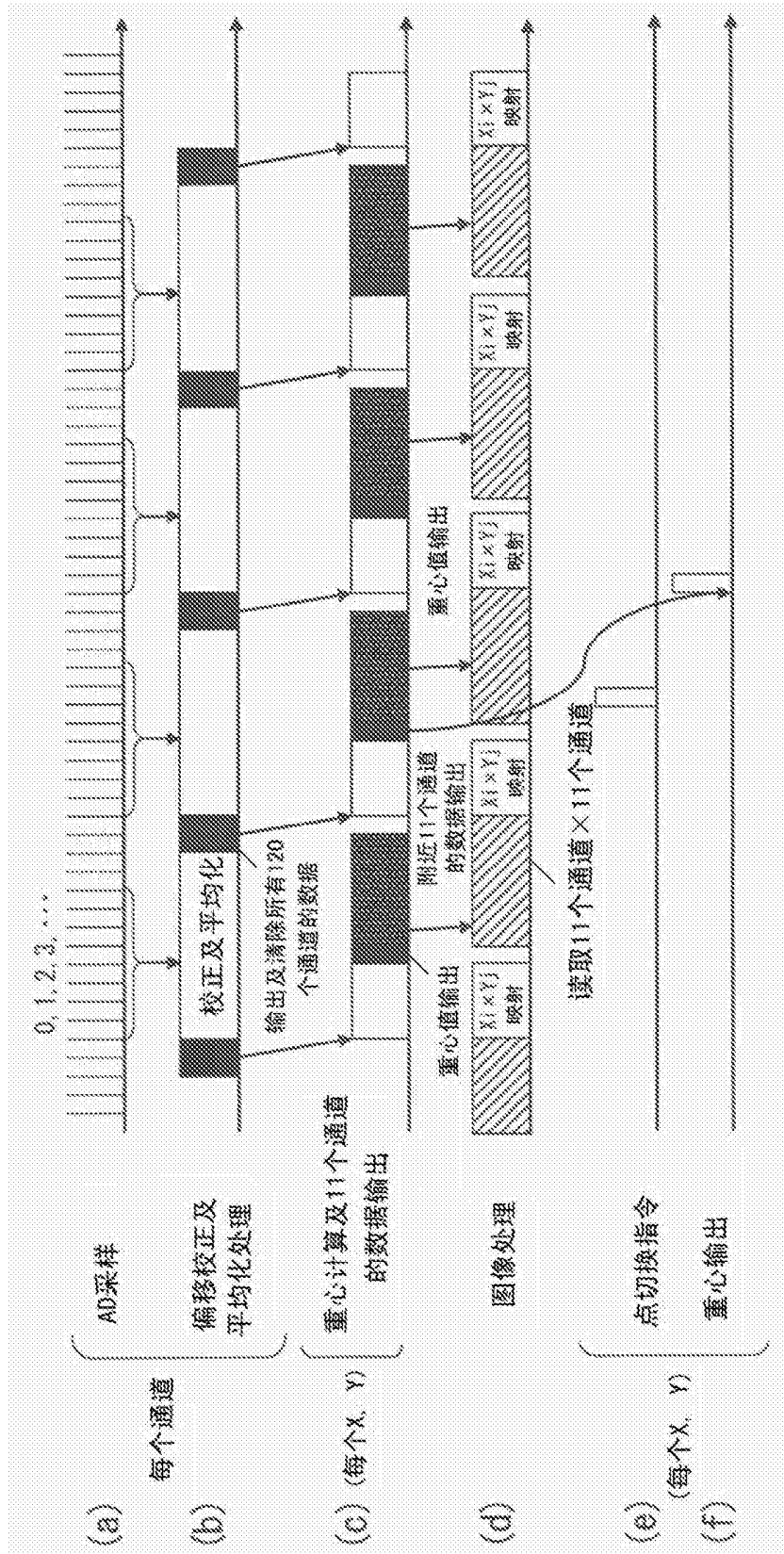


图 12

