



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110243845 B

(45) 授权公告日 2024.03.12

(21) 申请号 201910162820.3
 (22) 申请日 2019.03.05
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 110243845 A
 (43) 申请公布日 2019.09.17
 (30) 优先权数据
 2018-039373 2018.03.06 JP
 (73) 专利权人 富士胶片株式会社
 地址 日本东京
 (72) 发明人 清水川将 绞纒博岐 谷内光史
 (74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 72002
 专利代理师 房永峰

(51) Int. Cl.
 G01N 23/04 (2018.01)
 G01T 1/202 (2006.01)
 A61B 6/00 (2024.01)
 (56) 对比文件
 CN 103995278 A, 2014.08.20
 CN 107661110 A, 2018.02.06
 CN 1781453 A, 2006.06.07
 JP 2010014415 A, 2010.01.21
 JP 2017192090 A, 2017.10.19
 JP 2018023794 A, 2018.02.15
 US 2012250825 A1, 2012.10.04
 审查员 王文馨

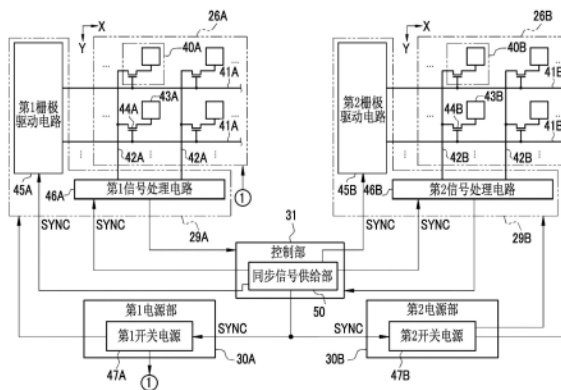
权利要求书1页 说明书8页 附图8页

(54) 发明名称

放射线图像检测装置

(57) 摘要

本发明提供一种能够确保放射线图像的再现性的放射线图像检测装置。第1电源部(30A)向第1传感器面板(11A)和第1电路部(29A)供电。第2电源部(30B)向第2传感器面板(11B)和第2电路部(29B)供电。控制部(31)的同步信号供给部(50)向第1电源部(30A)的开关电源(47A)以及第2电源部(30B)的开关电源(47B)供给使它们的动作同步进行的同步信号SYNC。在各摄影中,各电源部(30A、30B)的动作变得相同,因此能够确保X射线图像的再现性。



1. 一种放射线图像检测装置,其具备:

多个传感器面板,二维排列有感应从放射线源照射并透过被摄体的放射线来蓄积电荷的像素;

多个电路部,分别设置于多个所述传感器面板,且将所述电荷转换成数字信号并作为放射线图像输出;

多个电源部,分别设置于由所述传感器面板和所述电路部构成的对,且向由所述传感器面板和所述电路部构成的对分别供电;以及

同步信号供给部,将使多个所述电源部的动作同步进行的同步信号供给于多个所述电源部。

2. 根据权利要求1所述的放射线图像检测装置,其中,
所述放射线图像检测装置具备控制所述传感器面板的动作的控制部,
所述同步信号供给部设置于所述控制部。

3. 根据权利要求1所述的放射线图像检测装置,其中,
所述同步信号供给部设置于多个所述电源部中的1个。

4. 根据权利要求1所述的放射线图像检测装置,其中,
所述同步信号还作为规定所述电路部的动作的时钟信号而被利用。

5. 根据权利要求2所述的放射线图像检测装置,其中,
所述同步信号还作为规定所述电路部的动作的时钟信号而被利用。

6. 根据权利要求3所述的放射线图像检测装置,其中,
所述同步信号还作为规定所述电路部的动作的时钟信号而被利用。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的放射线图像检测装置,其中,
多个所述传感器面板在厚度方向上依次配置。

8. 根据权利要求7所述的放射线图像检测装置,其中,
从多个所述电路部输出的多个所述放射线图像利用于与骨相关的指标值的计算。

放射线图像检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种放射线图像检测装置。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,盛行根据利用放射线图像检测装置检测出的放射线图像来进行诊断。放射线图像检测装置具备传感器面板、电路部、电源部。传感器面板中,二维排列有感应从放射线源照射并透过被摄体(患者)的放射线来蓄积电荷的多个像素。具备这种传感器面板的放射线图像检测装置也被称作平面探测器(FPD;Flat Panel Detector)。电路部将蓄积于传感器面板的像素的电荷转换成数字信号,并将此作为放射线图像输出。电源部向传感器面板和电路部供电。在电源部设置有通过脉冲调制方式、例如脉宽调制(以下简称称作PWM;Pulse Width Modulation)方式来输出所希望的电压的开关电源。

[0003] 如在专利文献1中所记载,放射线图像检测装置中存在具备多个传感器面板的放射线图像检测装置。在专利文献1中所记载的放射线图像检测装置使用于所谓的能量减影(以下简称称作ES(Energy Subtraction))法。更详细而言,在专利文献1中所记载的放射线图像检测装置为将2个传感器面板在厚度方向上依次配置的结构,通过一次放射线的照射,在2个传感器面板的像素中同时蓄积电荷。并且,根据在2个传感器面板中分别检测出的2个放射线图像,生成骨骼组织的图像和/或除骨骼组织以外的软组织的图像,或者计算骨量、骨密度这种与骨相关的指标值。

[0004] 在专利文献1中,电路部在每一传感器面板上设置有2个。并且,在专利文献1中记载为由1个电源部来承担各传感器面板和各电路部的电源,但实际上电源部也在传感器面板和电路部的每一对设置有2个。

[0005] 专利文献1:日本特开2018-015455号公报

[0006] 在如专利文献1那样具备多个传感器面板的放射线图像检测装置中,由各电路部和各电源部的相互作用而产生噪声,由于该噪声而在放射线图像中产生伪影。

[0007] 若由上述各电路部和各电源部的相互作用而产生的噪声在每次摄影中不同,则理所当然地在放射线图像中产生的伪影也随着每次摄影而不同。因此,即使在完全相同的条件下拍摄相同的被摄体,也由于伪影的影响在每次摄影中不同而导致得到所产生的伪影不相同的放射线图像,从而无法在每次摄影中获得相同的放射线图像。即无法确保放射线图像的再现性。关于该无法确保放射线图像的再现性的问题,在如专利文献1的与骨相关的指标值的计算体系中,由于指标值的可靠性大幅下降,因此是特别需要解决的重要的问题。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种能够确保放射线图像的再现性的放射线图像检测装置。

[0009] 为了解决上述课题,本发明的放射线图像检测装置具备:多个传感器面板,二维排列有感应从放射线源照射并透过被摄体的放射线来蓄积电荷的像素;多个电路部,分别设

置于多个传感器面板,且将电荷转换成数字信号并作为放射线图像输出;多个电源部,分别设置于传感器面板和电路部的对,且向传感器面板和电路部的对分别供电;以及同步信号供给部,将使多个电源部的动作同步进行的同步信号供给于多个电源部。

[0010] 优选放射线图像检测装置具备控制传感器面板的动作的控制部,且同步信号供给部设置于控制部。或者,优选同步信号供给部设置于多个电源部中的1个。

[0011] 优选同步信号还作为对电路部的动作进行规定的时钟信号而被利用。

[0012] 优选多个传感器面板在厚度方向上依次配置。

[0013] 优选从多个电路部输出的多个放射线图像利用于与骨相关的指标值的计算。

[0014] 发明效果

[0015] 根据本发明,由于向多个电源部供给使分别向传感器面板和电路部的多个对供电的多个电源部的动作同步进行的同步信号,因此由各电路部和各电源部的相互作用而产生的噪声在各摄影中始终相同,在放射线图像中产生的伪影也在各摄影中始终相同。从而能够提供能够确保放射线图像的再现性的放射线图像检测装置。

附图说明

[0016] 图1是表示X射线摄影的状态的图。

[0017] 图2是表示电子暗盒的内部结构的图。

[0018] 图3是表示电子暗盒的电结构的框图。

[0019] 图4是表示使各电源部的动作同步进行的例子的图,表示各电源部的各开关电源的脉冲的相位对齐的情况。

[0020] 图5是表示使各电源部的动作同步进行的例子的图,表示各电源部的各开关电源的脉冲的相位偏离的情况。

[0021] 图6是表示与控制台的骨密度计算有关的结构的框图。

[0022] 图7是表示在第1电源部设置有同步信号供给部的第2实施方式的框图。

[0023] 图8是从X射线入射的前面侧观察第3实施方式的电子暗盒的图。

[0024] 图9是表示第3实施方式的电子暗盒的电结构的框图。

具体实施方式

[0025] [第1实施方式]

[0026] 在图1中,相当于本发明的放射线图像检测装置电子暗盒10中,第1传感器面板11A以及第2传感器面板11B容纳于壳体12内。各传感器面板11A、11B在俯视观察时为矩形状的薄板,在其厚度方向TD上依次配置。

[0027] 壳体12是设为长方体形状的移动型的箱子,例如为与胶片暗盒或IP(Imaging Plate,成像板)暗盒、CR(Computed Radiography,计算机X射线摄影术)暗盒大致相同的遵照国际规格ISO(International Organization for Standardization,国际标准化组织)4090:2001的大小。壳体12由混入有碳纤维的树脂或混入有铝、镍的填充剂的树脂、铝合金、镁合金等导电性材料形成。

[0028] 电子暗盒10设置于被摄体H所仰卧的摄影台13的保持架14。并且,接受从相当于放射线源的X射线源15照射并透过被摄体H的相当于放射线的X射线(以单点划线表示)来检测

相当于放射线图像的X射线图像。

[0029] 电子暗盒10连接于控制台16,它们进行各种信息的传达。各种信息中包括由电子暗盒10检测出的X射线图像、经由控制台16由操作员输入的拍摄菜单等。拍摄菜单例如为头部、胸部等拍摄部位、立位、卧位、座位等姿势、正面、侧面、背面等相对于X射线的被摄体H的朝向的组。

[0030] 控制台16例如以笔记本型个人计算机这种电脑为基础,安装操作系统等控制程序或各种应用程序而构成。控制台16具有显示器17以及触控板或键盘等输入器件18。显示器17中显示有从电子暗盒10发送的X射线图像等。

[0031] 在图2中,在X射线入射的壳体12的前面形成有矩形状的开口,在开口安装有具有X射线透过性的透过板25。并且,在该透过板25的正下方配置有第1传感器面板11A以及第2传感器面板11B。在此,各传感器面板11A、11B依次配置的厚度方向TD是指与壳体12的前面及与其相对的壳体12的背面的法线平行的方向。第1传感器面板11A由第1光检测基板26A和第1闪烁器27A构成。第1光检测基板26A和第1闪烁器27A在从X射线入射的壳体12的前面侧观察时,以第1光检测基板26A、第1闪烁器27A的顺序配置。同样地,第2传感器面板11B也由第2光检测基板26B和第2闪烁器27B构成,它们在从壳体12的前面侧观察时,以第2光检测基板26B、第2闪烁器27B的顺序配置。另外,也可以使用从壳体12的前面侧观察时以闪烁器27、光检测基板26的顺序配置的传感器面板。并且,也可以使用非晶硒等通过光导电膜将X射线直接转换成电荷的直接转换型的传感器面板。

[0032] 第1闪烁器27A具有例如被称作CsI:Tl(铯活化碘化铯)的荧光体,第2闪烁器27B具有例如被称作GOS($Gd_2O_2S:Tb$,铽激活硫氧化钨)的荧光体。各闪烁器27A、27B将入射的X射线转换成可见光来释放。各光检测基板26A、26B检测从各闪烁器27A、27B释放的可见光并转换成电荷。

[0033] 在壳体12内,除了各传感器面板11A、11B以外,还容纳有基座28、第1电路部29A、第2电路部29B、第1电源部30A、第2电源部30B以及控制部31。在基座28,在其表面(X射线入射的一侧的面)上安装有各传感器面板11A、11B,且在其背面(与表面相反的面)安装有各电路部29A、29B、各电源部30A、30B、控制部31。基座28通过树脂制的粘结剂等来固定于壳体12的内部。另外,在壳体12内除了这些以外,还容纳有用于与控制台16进行有线通信且接受来自于商用电源的电力的电缆连接器(未图示)。也可以将用于与控制台16进行无线通信的天线或用于以无线电驱动电子暗盒10的电池容纳于壳体12内。

[0034] 各电路部29A、29B、各电源部30A、30B以及控制部31均经由基座28与壳体12电连接,由此成为接地电位。即,各电路部29A、29B、各电源部30A、30B以及控制部31共用接地返回路径。

[0035] 第1电路部29A是第1传感器面板11A用,第1电源部30A是第1传感器面板11A以及第1电路部29A用。并且,第2电路部29B是第2传感器面板11B用,第2电源部30B是第2传感器面板11B以及第2电路部29B用。即,第1电路部29A以及第2电路部29B分别设置于第1传感器面板11A以及第2传感器面板11B,第1电源部30A以及第2电源部30B分别设置于第1传感器面板11A与第1电路部29A的对以及第2传感器面板11B与第2电路部29B的对。

[0036] 在图3中,第1光检测基板26A是在玻璃基板(未图示)上设置有N行×M列的以二维矩阵状排列的第1像素40A、N个第1栅极线41A以及M个第1信号线42A的基板。第1栅极线41A

在沿着第1像素40A的行方向的X方向延伸,且在沿着第1像素40A的列方向的Y方向上以规定的间距配置。第1信号线42A向Y方向延伸,且在X方向上以规定间距配置。第1栅极线41A与第1信号线42A正交,与第1栅极线41A和第1信号线42A的交点对应地设置有第1像素40A。

[0037] N、M为2以上的整数,例如为 $N=2880$ 、 $M=2304$ 。另外,第1像素40A的排列可以不是如图3的正方排列。可以将第1像素40A倾斜 45° ,且交错配置。

[0038] 如周知,第1像素40A具备通过可见光的入射而产生电荷(电子-正孔对)并将其蓄积的第1光电转换部43A以及第1TFT(Thin Film Transistor,薄膜晶体管)44A。第1光电转换部43A具有产生电荷的半导体层、以及在其上下配置上部电极和下部电极的结构。半导体层例如为PIN(p-intrinsic-n,p-本征-n)型,在上部电极侧形成有N型层,在下部电极侧形成有P型层。第1TFT44A中,栅极电极连接于第1栅极线41A,源极电极连接于第1信号线42A,漏极电极连接于第1光电转换部43A的下部电极。另外,也可以不使用TFT型而使用CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor,互补金属氧化物半导体)型的光检测基板。

[0039] 在第1光电转换部43A的上部电极连接有偏置线(未图示)。通过该偏置线来向上部电极施加正的偏置电压。通过正的偏置电压的施加,在半导体层内产生电场。因此,通过光电转换而在半导体层内产生的电子-正孔对中的电子向上部电极移动而被偏置线吸收,正孔向下部电极移动而作为电荷被收集。

[0040] 另外,第2光检测基板26B为与第1光检测基板26A相同的结构。因此,对于第2光检测基板26B的构成组件,在数字后附加注脚“B”来与第1光检测基板26A的构成组件进行区别,并省略说明。

[0041] 第1电路部29A由第1栅极驱动电路45A以及第1信号处理电路46A构成。第1栅极驱动电路45A连接于第1栅极线41A的端部,且发出驱动第1TFT44A的栅极脉冲。控制部31通过第1栅极驱动电路45A来驱动第1TFT44A且控制第1信号处理电路46A的驱动,从而控制第1传感器面板11A的动作。具体而言,控制部31使第1传感器面板11A执行以下动作:像素复位动作,从第1像素40A读出暗电荷来进行复位(废弃);像素的电荷蓄积动作,在第1像素40A蓄积与X射线的照射剂量相应的电荷;以及图像读出动作,将通过第1信号线42A蓄积于第1像素40A的电荷读出到第1信号处理电路46A。

[0042] 第1信号处理电路46A将通过图像读出动作读出的第1像素40A的蓄积电荷转换成模拟的电压信号。并且,对于模拟的电压信号实施周知的相关双采样处理来从模拟的电压信号中去除噪声成分。接着,第1信号处理电路46A将模拟的电压信号转换(模拟/数字转换)成与其电压值相应的数字信号,并向控制部31输出数字信号。控制部31在内置的存储器(未图示)中将来自于第1信号处理电路46A的数字信号作为X射线图像(第1X射线图像,参考图6)进行存储。另外,第2电路部29B为与第1电路部29A相同的结构。因此,与第2光检测基板26B的情况同样地,对于第2电路部29B的构成组件在数字后附加注脚“B”来与第1电路部29A的构成组件进行区别,并省略说明。

[0043] 第1电源部30A在控制部31的控制下向第1传感器面板11A和第1电路部29A供电。同样地,第2电源部30B在控制部31的控制下向第2传感器面板11B和第2电路部29B供电。

[0044] 在第1电源部30A设置有第1开关电源47A,在第2电源部30B设置有第2开关电源47B。各开关电源47A、47B例如通过PWM方式来将基于来自于电池或商用电源的电力的电压转换成适合于各传感器面板11A、11B和各电路部29A、29B的电压并输出(参考图4、图5)。

[0045] 在控制部31设置有同步信号供给部50。同步信号供给部50向各电源部30A、30B的各开关电源47A、47B供给同步信号SYNC。该同步信号SYNC是使各电源部30A、30B的动作同步进行的信号。

[0046] 在此，“使各电源部30A、30B的动作同步进行”是指如图4、图5所示，在各摄影中使各电源部30A、30B的动作相同。进一步而言，是指使各开关电源47A、47B的脉冲PA、PB的输出时间在各摄影中相同。

[0047] 图4表示各脉冲PA、PB的相位对齐的情况。相对于此，图5表示各脉冲PA、PB的相位偏离的情况。如此，即使各脉冲PA、PB的相位偏离，只要其偏离的一者在各摄影中相同，则可以说在各摄影中各电源部30A、30B的动作相同。

[0048] 回到图3，除了各电源部30A、30B的各开关电源47A、47B，同步信号供给部50还向各电路部29A、29B的各栅极驱动电路45A、45B和各信号处理电路46A、46B供给同步信号SYNC。各栅极驱动电路45A、45B在与同步信号SYNC对应的时间发出栅极脉冲。各信号处理电路46A、46B在与同步信号SYNC对应的时间执行模拟的电压信号的输出、相关双采样、模拟/数字转换等。即，同步信号SYNC还作为规定各电路部29A、29B的动作的时钟信号而被利用。

[0049] 在图6中，控制台16分别从第1传感器面板11A接收第1X射线图像以及第1偏移图像，且从第2传感器面板11B接收第2X射线图像以及第2偏移图像。第1X射线图像和第2X射线图像是基于感应从X射线源15照射并透过被摄体H的X射线而蓄积于各像素40A、40B的电荷的图像，其表示被摄体H的体内结构。另一方面，第1偏移图像和第2偏移图像是在X射线未照射的状态下使第1传感器面板11A和第2传感器面板11B执行图像读出动作而获得的图像，其承载了固定模式噪声。各偏移图像例如在医疗设施开始工作时，可在电子暗盒10的电源为开启状态时等获取。当然也可以在各摄影的每一次获取各偏移图像。

[0050] 如前述，各电路部29A、29B、各电源部30A、30B以及控制部31共用接地返回路径。因此，经由接地返回路径，通过返回电流从各电路部29A、29B中的一个绕回到另一个，从而接地电位发生改变。由该接地电位的变动引起的噪声是由各电路部29A、29B和各电源部30A、30B的相互作用而产生的噪声，包括各偏移图像中所承载的固定模式噪声。除此以外，固定模式噪声中还有由环境温度等电子暗盒10的使用环境引起的噪声。

[0051] 第1偏移校正部60A以像素为单位从第1X射线图像减去第1偏移图像。由此从第1X射线图像中去除因固定模式噪声而产生的伪影，以此作为完成校正的第1X射线图像。第2偏移校正部60B也同样通过以像素为单位从第2X射线图像减去第2偏移图像来从第2X射线图像中去除因固定模式噪声而产生的伪影，并将其作为完成校正的第2X射线图像。

[0052] ES图像生成部61由来自于第1偏移校正部60A的完成校正的第1X射线图像和来自于第2偏移校正部60B的完成校正的第2X射线图像来生成ES图像。具体而言，ES图像生成部61以像素为单位，从完成校正的第2X射线图像乘以规定系数而成的图像减去完成校正的第1X射线图像乘以规定系数而成的图像。通过这样的减影处理而生成的ES图像例如成为软组织被去除而强调骨骼组织的图像。

[0053] 作为与骨相关的指标值，骨密度计算部62计算被摄体H的拍摄部位中的骨密度。具体而言，骨密度计算部62首先分析来自于ES图像生成部61的ES图像，并提取ES图像内的骨骼组织区域。并且，例如将骨骼组织区域的像素值的代表值（平均值、最大值、最频值等）乘以将像素值转换成骨量的变换系数来计算骨量。骨密度计算部62通过将计算出的骨量除以

骨骼组织区域的面积来计算骨密度。

[0054] 控制台16将在骨密度计算部62中计算出的骨密度和在ES图像生成部61中生成的ES图像等一同显示于显示器17。如此,从各传感器面板11A、11B输出的各X射线图像利用于与骨相关的指标值的计算。另外,也可以除了骨密度以外或者代替骨密度而将骨量显示于显示器17。

[0055] 例如通过执行与X射线摄影相关的应用程序,各偏移校正部60A、60B、ES图像生成部61、骨密度计算部62构建于控制台16的CPU(Central Processing Unit,中央处理器)。也可以将这些各部中的一部分或全部构建于电子暗盒10的CPU,并由电子暗盒10来进行偏移校正或骨密度的计算。

[0056] 接着,对基于上述结构的作用进行说明。当进行使用了电子暗盒10的被摄体H的X射线摄影时,操作员将电子暗盒10的电源设为开启状态,并将电子暗盒10设置于摄影台13的保持架14。并且,调整电子暗盒10、X射线源15以及被摄体H相互的位置关系后,使X射线源15照射X射线。

[0057] 从X射线源15照射而透过被摄体H的X射线经由透过板25入射到第1传感器面板11A以及第2传感器面板11B。各传感器面板11A、11B接受X射线的照射,在像素复位动作后执行像素的电荷蓄积动作,在各像素40A、40B蓄积与X射线的照射剂量相应的电荷。

[0058] X射线的照射结束后,在各传感器面板11A、11B中执行图像读出动作。由此,从第1传感器面板11A输出第1X射线图像,且从第2传感器面板11B输出第2X射线图像。

[0059] 如图3所示,在电子暗盒10中,从同步信号供给部50向各电源部30A、30B的各开关电源47A、47B供给同步信号SYNC。如图4、图5所示,通过该同步信号SYNC,各电源部30A、30B的动作同步进行,在各摄影中各电源部30A、30B的动作相同。

[0060] 在各摄影中各电源部30A、30B的动作相同,因此由接地电位的变动引起的噪声在各摄影中始终相同,至少能够将由接地电位的变动引起的噪声造成的在X射线图像中产生的伪影的变动量控制在所希望的范围。因此,能够确保X射线图像的再现性。另外,所希望的伪影的变动量的范围例如为由JIS(Japanese Industrial Standards,日本工业标准)规格Z4930(X射线骨密度测定装置用性能评价)的再现性试验的变动系数导出,以绝对值计为 $1\sigma=2\text{LSB}$ (Least Significant Bit,最低位)。

[0061] 并且,这也如图3所示,同步信号供给部50设置于控制部31,且同步信号SYNC还供给至各电路部29A、29B的各栅极驱动电路45A、45B和各信号处理电路46A、46B。因此,不仅将同步信号SYNC用于使各电源部30A、30B的动作同步进行,还能够有效地利用于规定各电路部29A、29B的动作。

[0062] 各X射线图像从电子暗盒10发送到控制台16。在控制台16,如图6所示,通过各偏移校正部60A、60B从各X射线图像中去除因固定模式噪声而产生的伪影。此时,由各电路部29A、29B和各电源部30A、30B的相互作用而产生的噪声即由接地电位的变动引起的噪声造成的伪影也得到抑制。

[0063] 假如各电源部30A、30B的动作非同步且由接地电位的变动引起的噪声在每次摄影中不同,则通过各偏移校正部60A、60B去除的伪影的量(承载于各偏移图像的由接地电位的变动引起的噪声的量)在各X射线图像的拍摄时也变得不同,结果无法确保X射线图像的再现性。例如承载于第1偏移图像的由接地电位的变动引起的噪声的量为10,且承载于第1X射

线图像的由接地电位的变动引起的噪声的量为8时,成为过度进行了偏移校正。相对于此,在本发明中,使各电源部30A、30B的动作同步进行,因此不会引发这种事态。另外,确保X射线图像的再现性的含义与将由接地电位的变动引起的噪声造成的在X射线图像中重叠的伪影的变动量抑制在所希望的范围内的含义相同。

[0064] 偏移校正后,在控制台16,通过ES图像生成部61生成ES图像,进一步根据ES图像在骨密度计算部62中计算出骨密度。骨密度与ES图像等一同显示于显示器17。

[0065] 若无法确保骨密度这种成为与骨相关的指标值的计算的基础的X射线图像的再现性,则指标值的可靠性有可能大幅下降。然而,在本发明中,由于X射线图像的再现性得到确保,因此能够提高指标值的可靠性。

[0066] 并且,在将各传感器面板11A、11B在厚度方向上依次配置的结构中,朝向第2传感器面板11B的照射剂量为朝向第1传感器面板11A的照射剂量的10~20%,无论如何都会导致下降。因此,第2X射线图像的SN(Signal-Noise,信号噪声)比降低,由接地电位的变动引起的噪声的影响比较大。因此,若在将各传感器面板11A、11B在厚度方向上依次配置的结构中使用本发明,则能够发挥更大的效果。

[0067] [第2实施方式]

[0068] 在图7所示的第2实施方式中,在第1电源部30A设置同步信号供给部50而不是在控制部31设置。此时,同步信号供给部50向位于与其相同的第1电源部30A内的第1开关电源47A、第2电源部30B的第2开关电源47B以及控制部31供给同步信号SYNC。控制部31将来自于同步信号供给部50的同步信号SYNC与上述第1实施方式同样地作为时钟信号供给至各电路部29A、29B。

[0069] 第1开关电源47A从位于自己所属的第1电源部30A内的同步信号供给部50接收到同步信号SYNC的供给,因此是所谓的自激式。另一方面,第2开关电源47B从位于与自己所属的第2电源部30B不同的第1电源部30A内的同步信号供给部50接收到同步信号SYNC的供给,因此是所谓的他激式。若将该思考方式套用于上述第1实施方式,则在上述第1实施方式中,各开关电源47A、47B从位于控制部31内的同步信号供给部50接收到同步信号SYNC的供给,因此均为他激式。

[0070] 另外,同步信号供给部50也可以设置于第2电源部30B而非第1电源部30A。即,同步信号供给部50可以设置于各电源部30A、30B中的1个。并且,同步信号供给部50也可以与各电源部30A、30B、控制部31分开而独立地设置。

[0071] [第3实施方式]

[0072] 图8以及图9所示的第3实施方式并非如图1等所示那样将多个传感器面板在厚度方向TD上依次配置的方式,而是将多个传感器面板在与厚度方向TD(在图8中与纸面正交的方向)正交的同一直线上铺满的方式。

[0073] 图8是从X射线入射的前面侧观察本实施方式的电子暗盒70的图。在电子暗盒70中,与上述第1实施方式的电子暗盒10同样地,在前面的开口安装有具有X射线透过性的透过板71。并且是将第1传感器面板72A、第2传感器面板72B、第3传感器面板72C、第4传感器面板72D这共计四个传感器面板72在与厚度方向TD正交的同一直线上铺满的结构。

[0074] 此时,如图9所示,在第1传感器面板72A~第4传感器面板72D分别设置有第1电路部75A、第2电路部75B、第3电路部75C、第4电路部75D。并且,在第1传感器面板72A~第4传感

器面板72D和第1电路部75A~第4电路部75D的对分别设置有第1电源部76A、第2电源部76B、第3电源部76C、第4电源部76D。并且,从设置于控制部77的同步信号供给部80向各电路部75A~75D以及各电源部76A~76D供给同步信号SYNC。另外,也可以应用上述第2实施方式,将同步信号供给部80设置于各电源部76A~76D中的1个。

[0075] 各传感器面板72A~72D通过一次的X射线的照射在像素中同时蓄积电荷。如此从各传感器面板72A~72D检测出的第1X射线图像、第2X射线图像、第3X射线图像、第4X射线图像经由控制部77发送至控制台16。控制台16使各X射线图像在与各传感器面板72A~72D的排列对应的位置接合而生成1个X射线图像,并将其显示于显示器17。如此,多个传感器面板可以如上述第1实施方式那样在厚度方向上依次配置,也可以如本实施方式那样在同一平面上铺满。

[0076] 另外,“多个传感器面板在厚度方向上依次配置”的状态并不限于上述各实施方式的多个传感器面板密合配置的状态。还包括多个传感器面板不密合而是多个传感器面板隔着间隙的状态、在多个传感器面板之间存在限制X射线的软X射线成分的入射的X射线过滤器等夹装物的状态。

[0077] 在上述各实施方式中,作为放射线图像检测装置例示出电子暗盒,但本发明并不限于此。在固定于摄影台的固定型的放射线图像检测装置中也能够应用本发明。并且,并不限于X射线,在使用 γ 射线等其他放射线时也能够应用本发明。

[0078] 另外,根据文章脉络,在本说明书中记载的“或者”、“或”等接续词并非想要限定性地解释为由这些接续词连接的多个选项中的任一个的表达,而是还包含多个选项的组合在内的表达。例如“进行选项A或者选项B。”这样的文章,根据文章脉络,应解释为具有“进行选项A。”、“进行选项B。”、“进行选项A以及选项B。”这三种含义。

[0079] 本发明并不限于上述各实施方式,只要不脱离本发明的主旨则可以采用各种结构。

[0080] 符号说明

[0081] 10、70-电子暗盒(放射线图像检测装置),11A-第1传感器面板,11B-第2传感器面板,12-壳体,13-摄影台,14-保持架,15-X射线源(放射线源),16-控制台,17-显示器,18-输入器件,25、71-透过板,26A、26B-第1、第2光检测基板,27A、27B-第1、第2闪烁器,28-基座,29A、29B-第1、第2电路部,30A、30B-第1、第2电源部,31、77-控制部,40A、40B-第1、第2像素,41A、41B-第1、第2栅极线,42A、42B-第1、第2信号线,43A、43B-第1、第2光电转换部,44A、44B-第1、第2TFT,45A、45B-第1、第2栅极驱动电路,46A、46B-第1、第2信号处理部,47A、47B-第1、第2开关电源,50、80-同步信号供给部,60A、60B-第1、第2偏移校正部,61-ES图像生成部,62-骨密度计算部,72A~72D-第1~第4传感器面板,75A~75D-第1~第4电路部,76A~76D-第1~第4电源部,H-被摄体,TD-厚度方向,X-像素的行方向,Y-像素的列方向,SYNC-同步信号,PA、PB-第1、第2开关电源的脉冲。

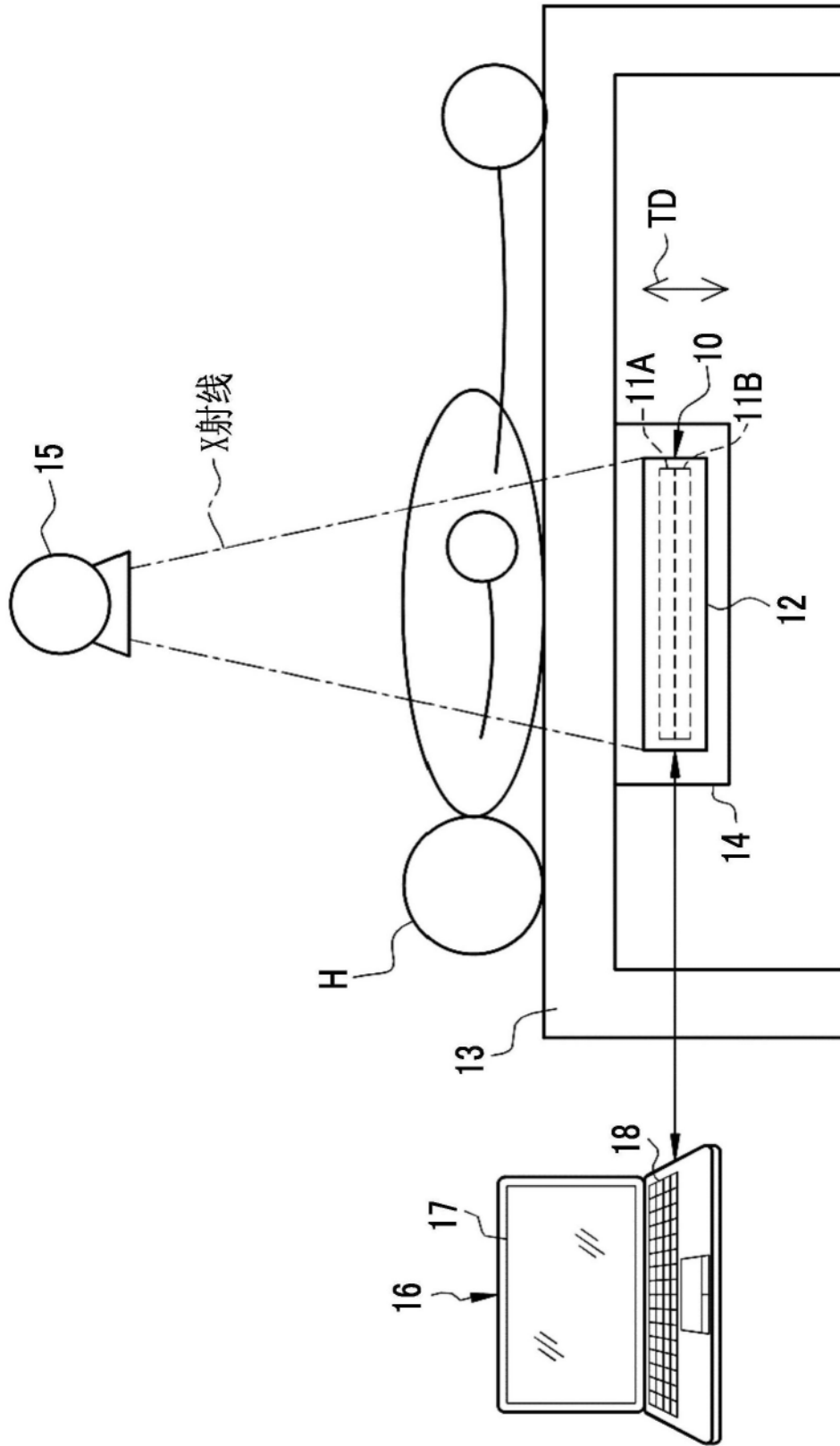


图1

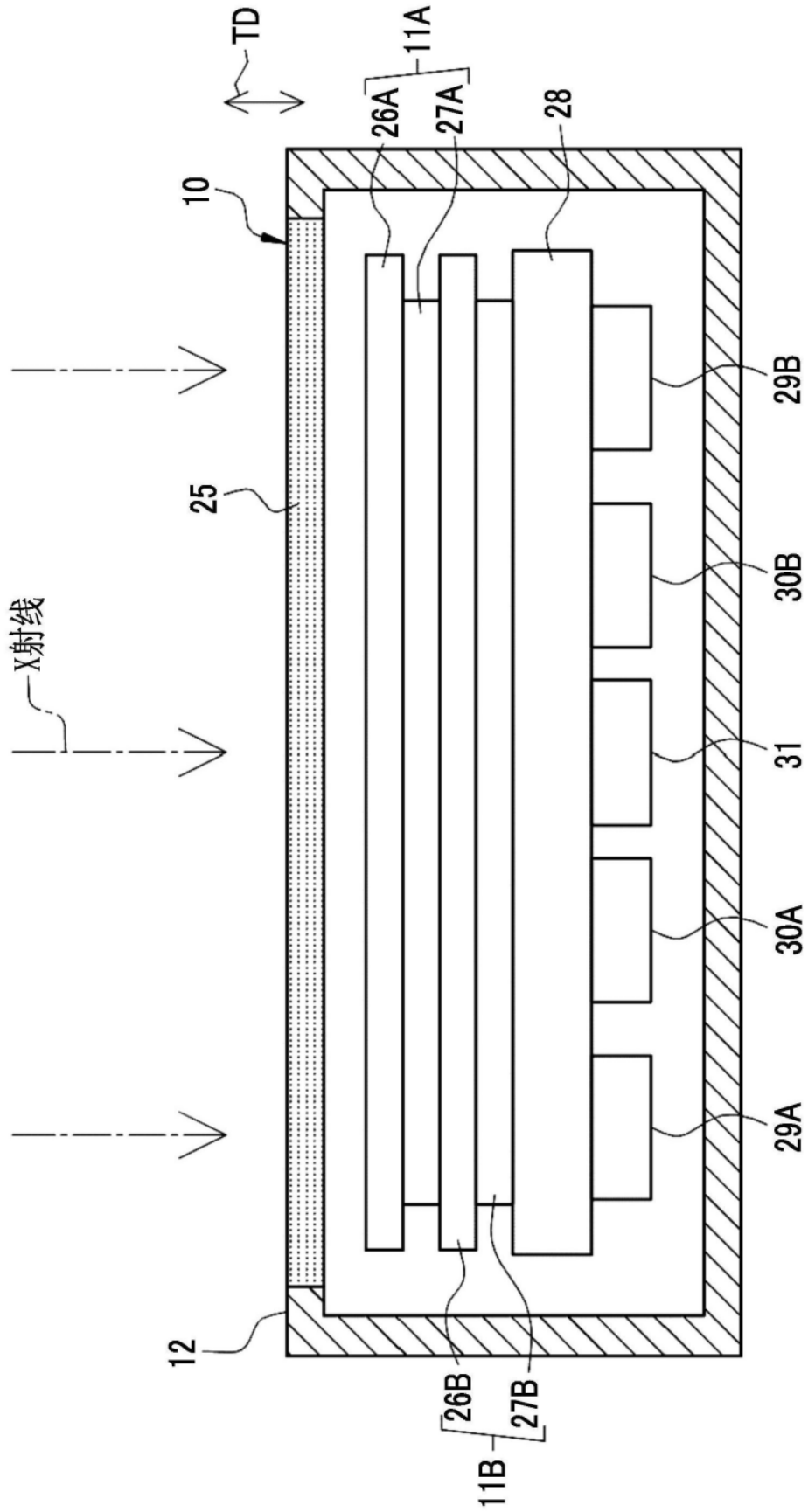


图2

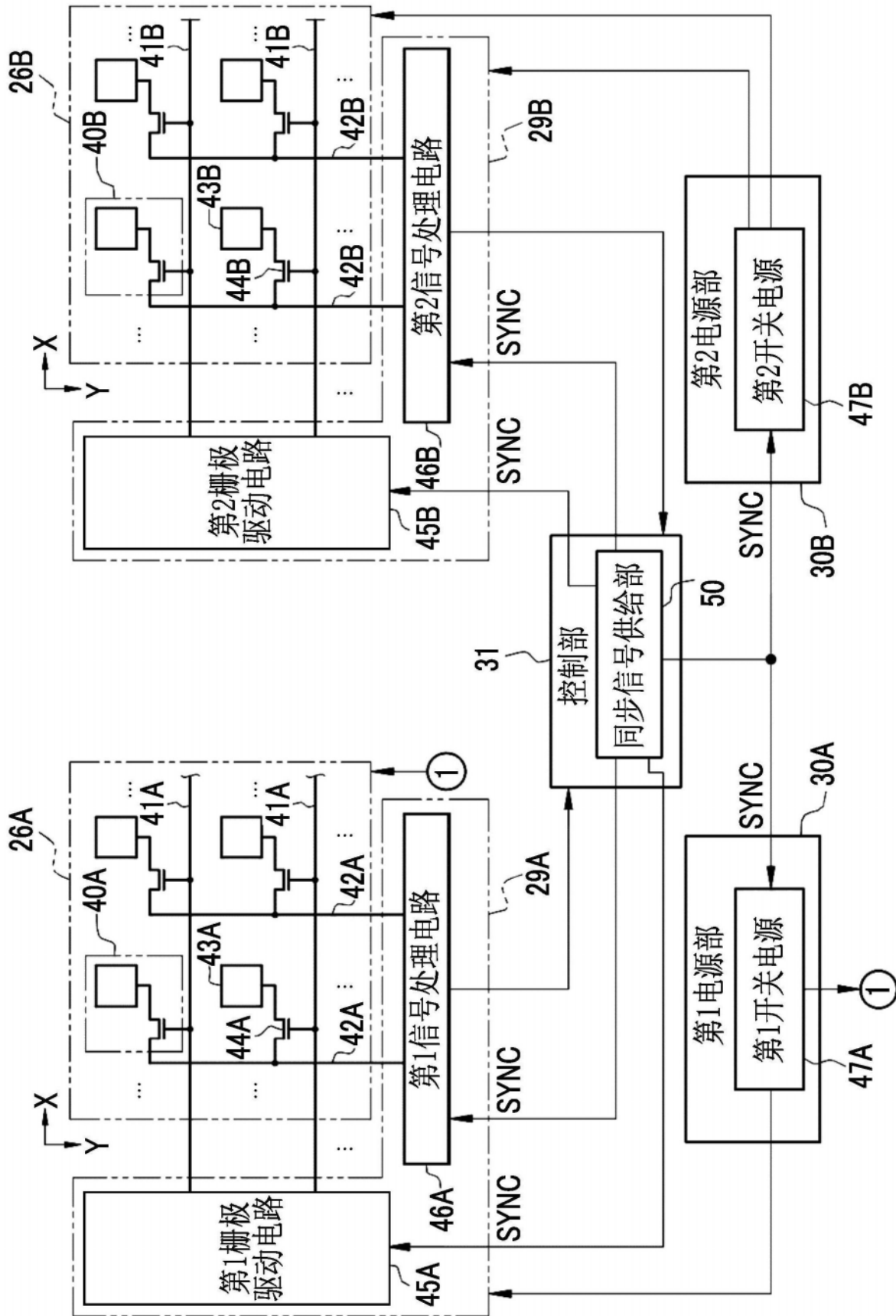
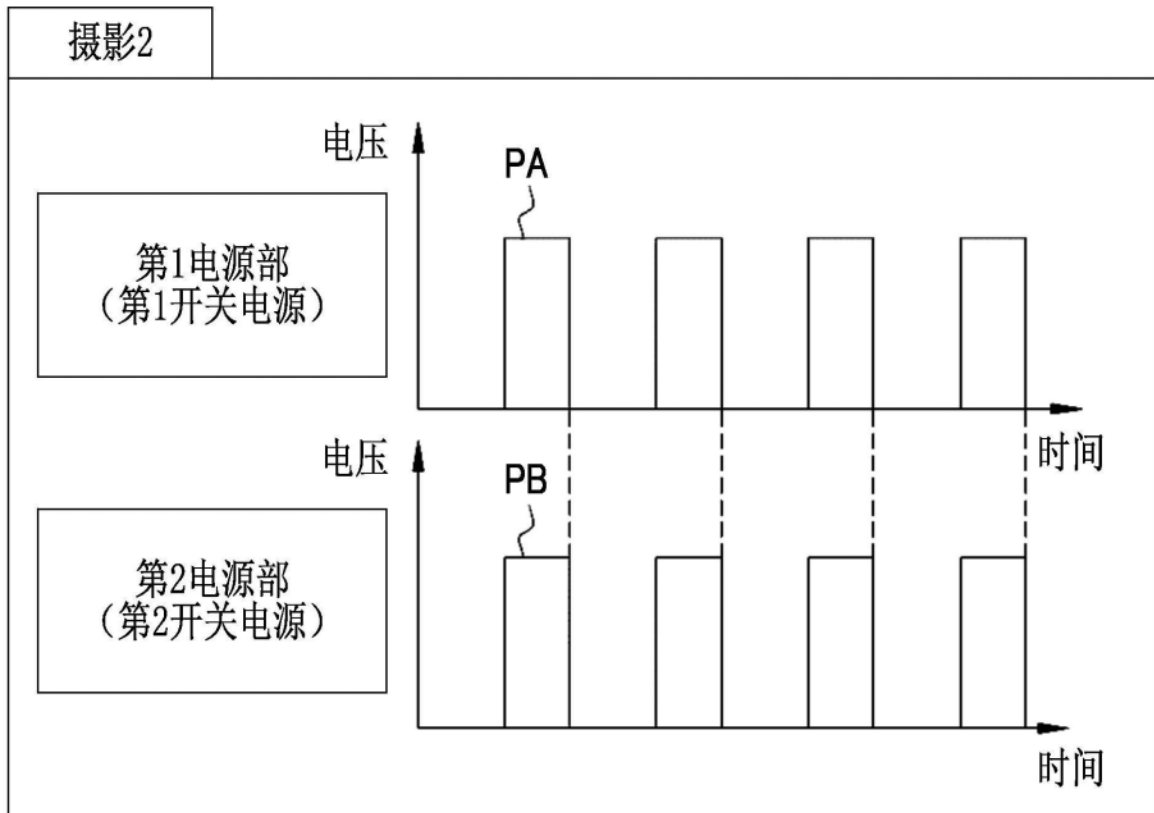
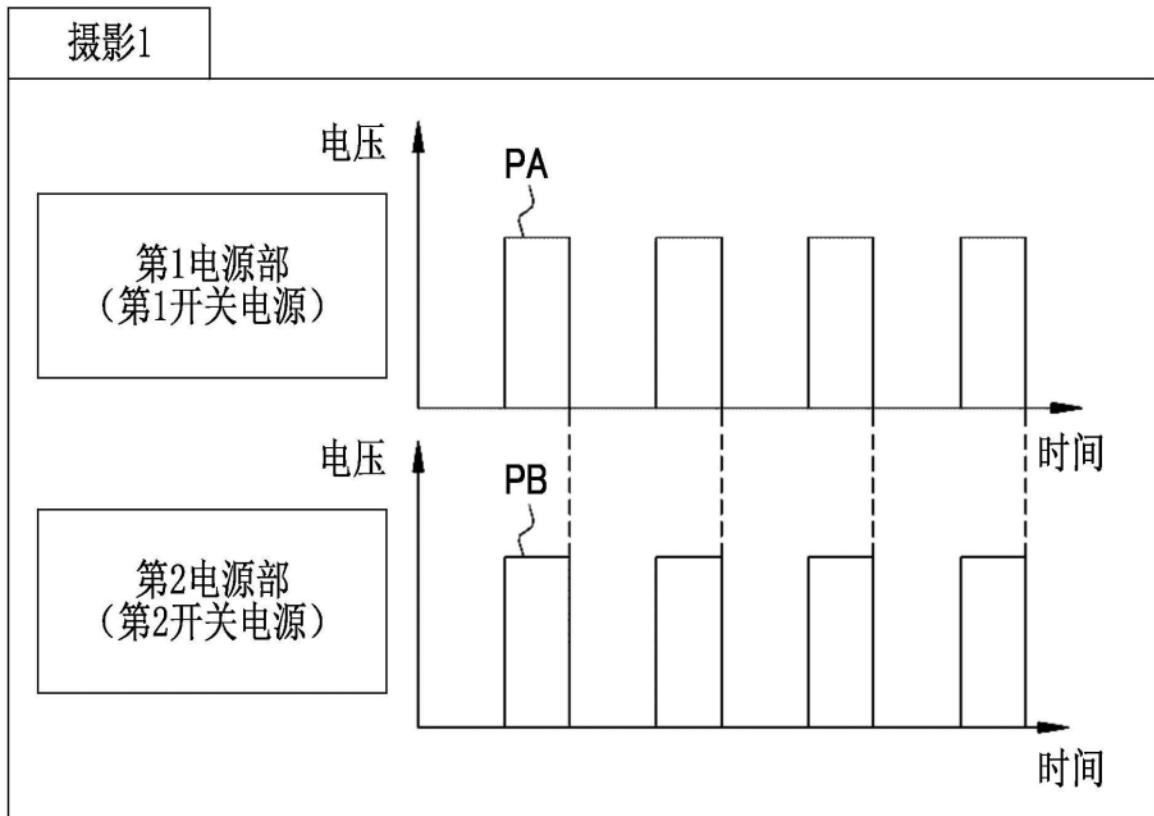
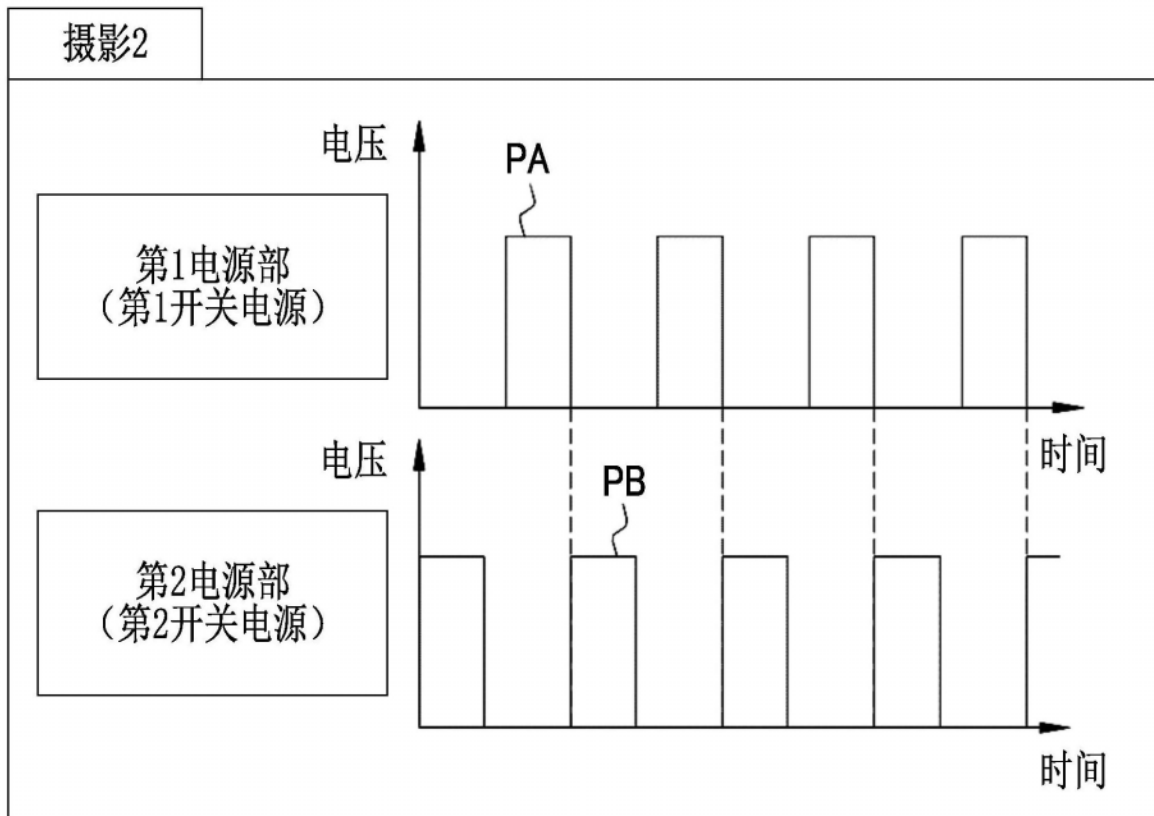
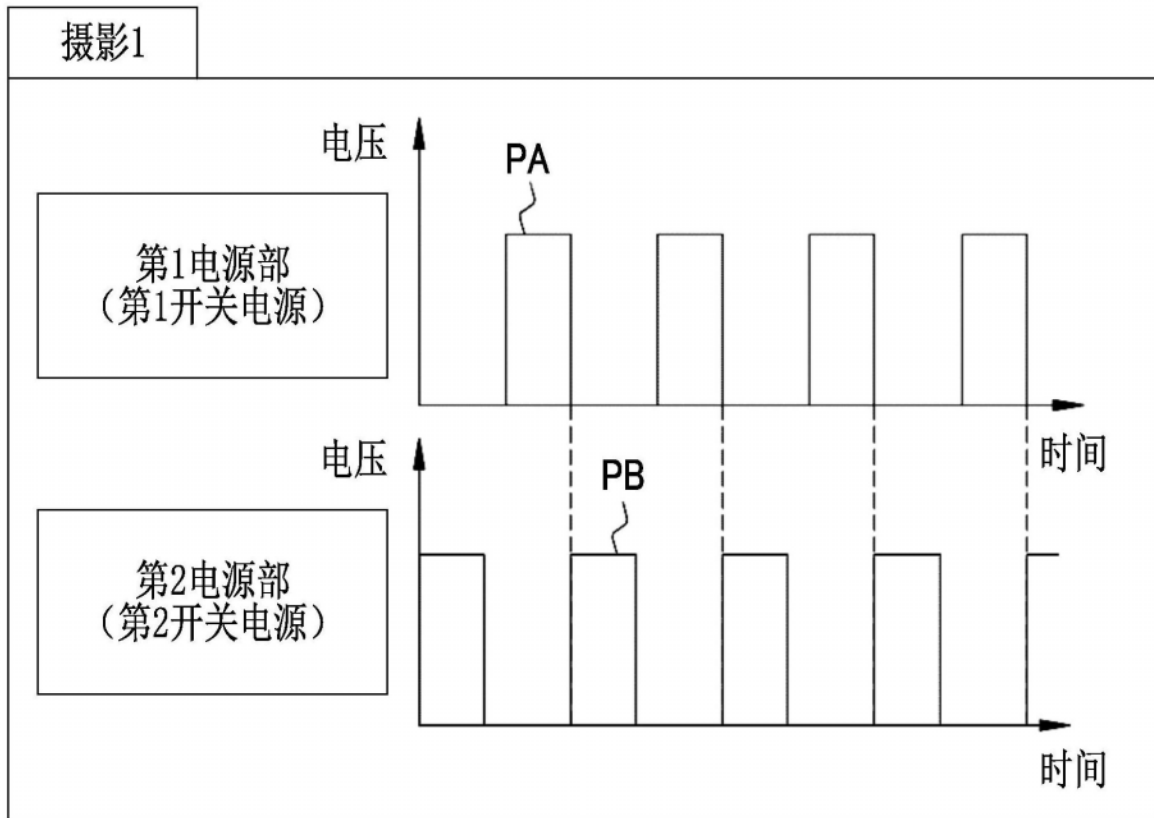


图3



⋮

图4



⋮

图5

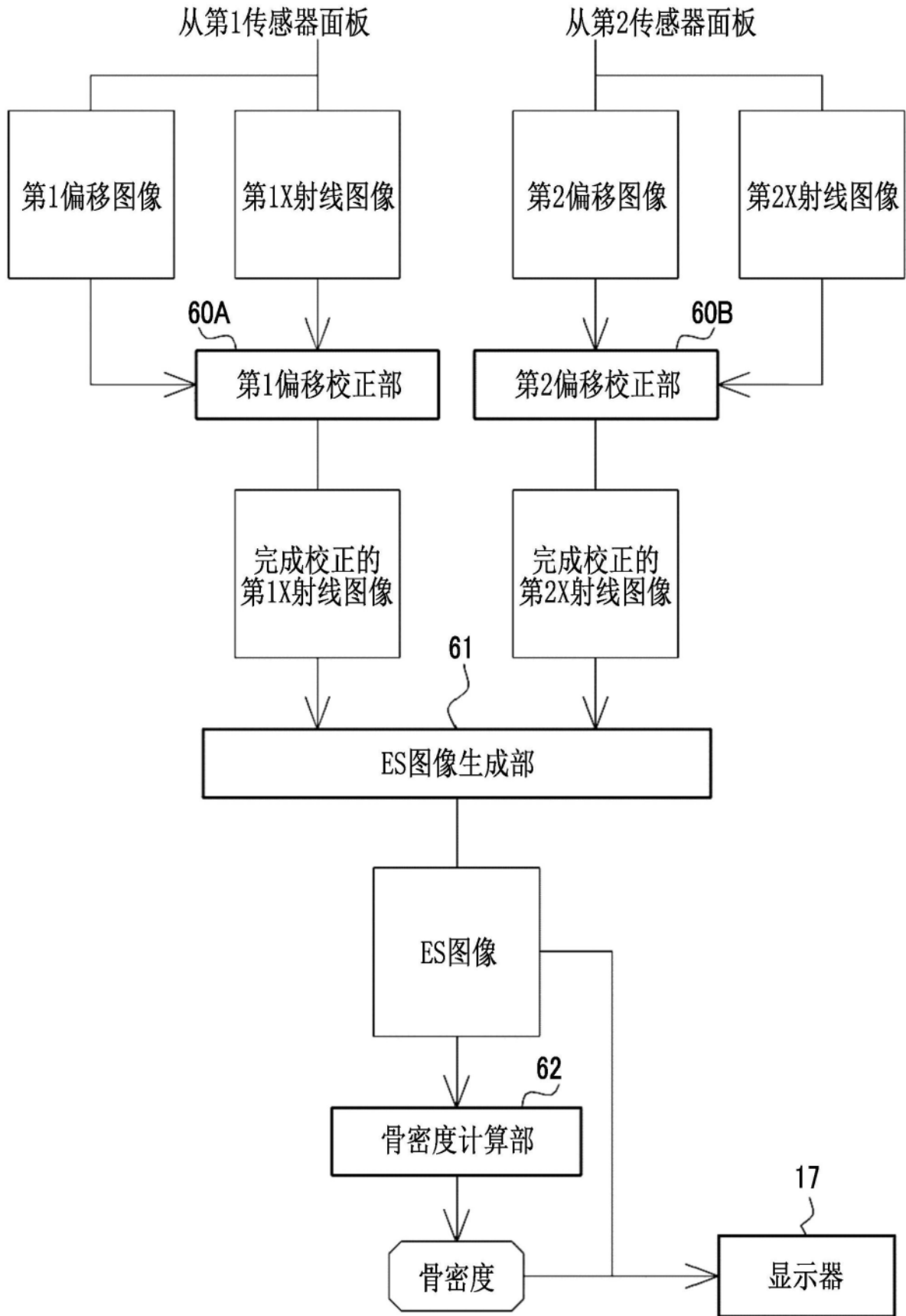


图6

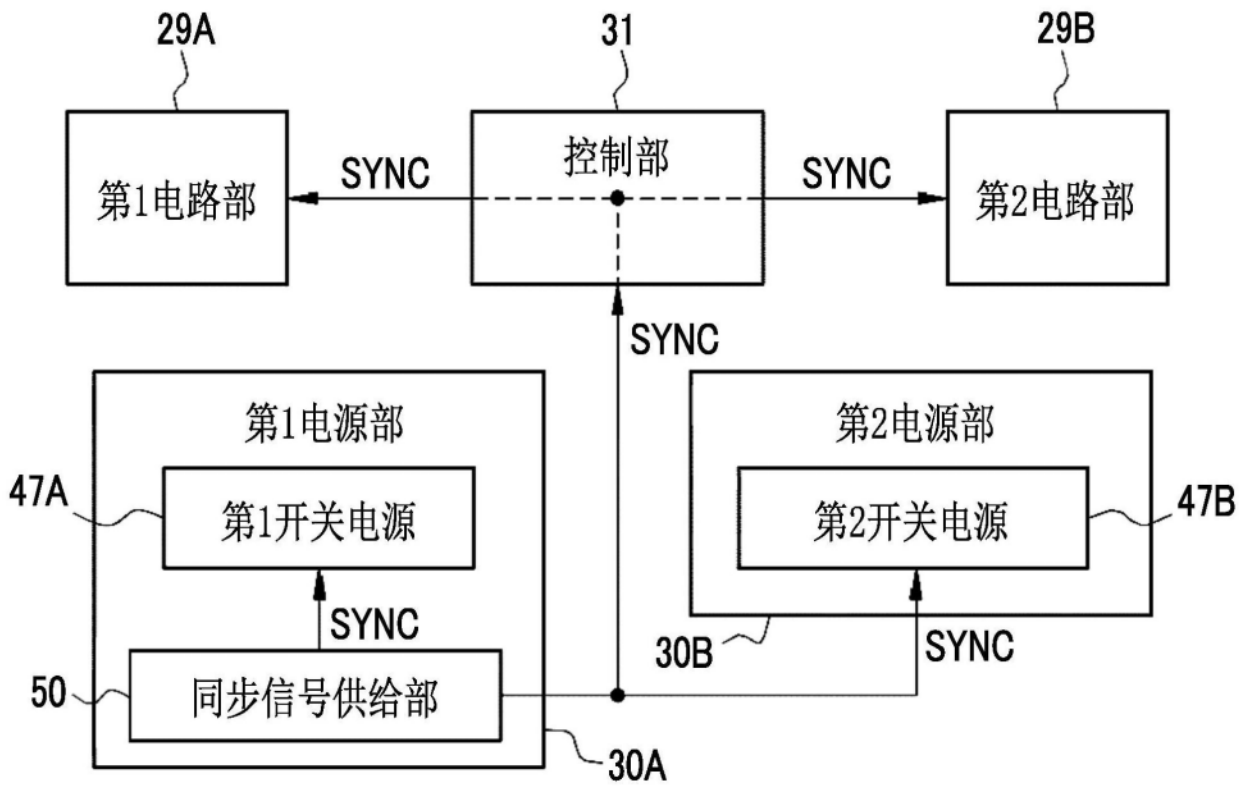


图7

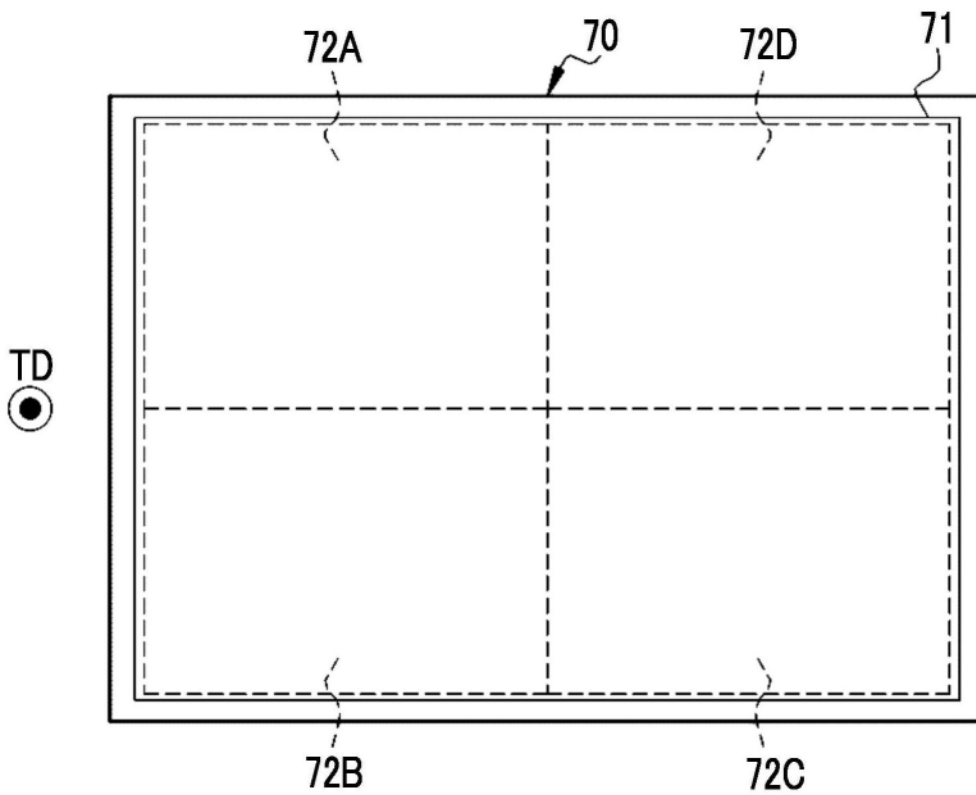


图8

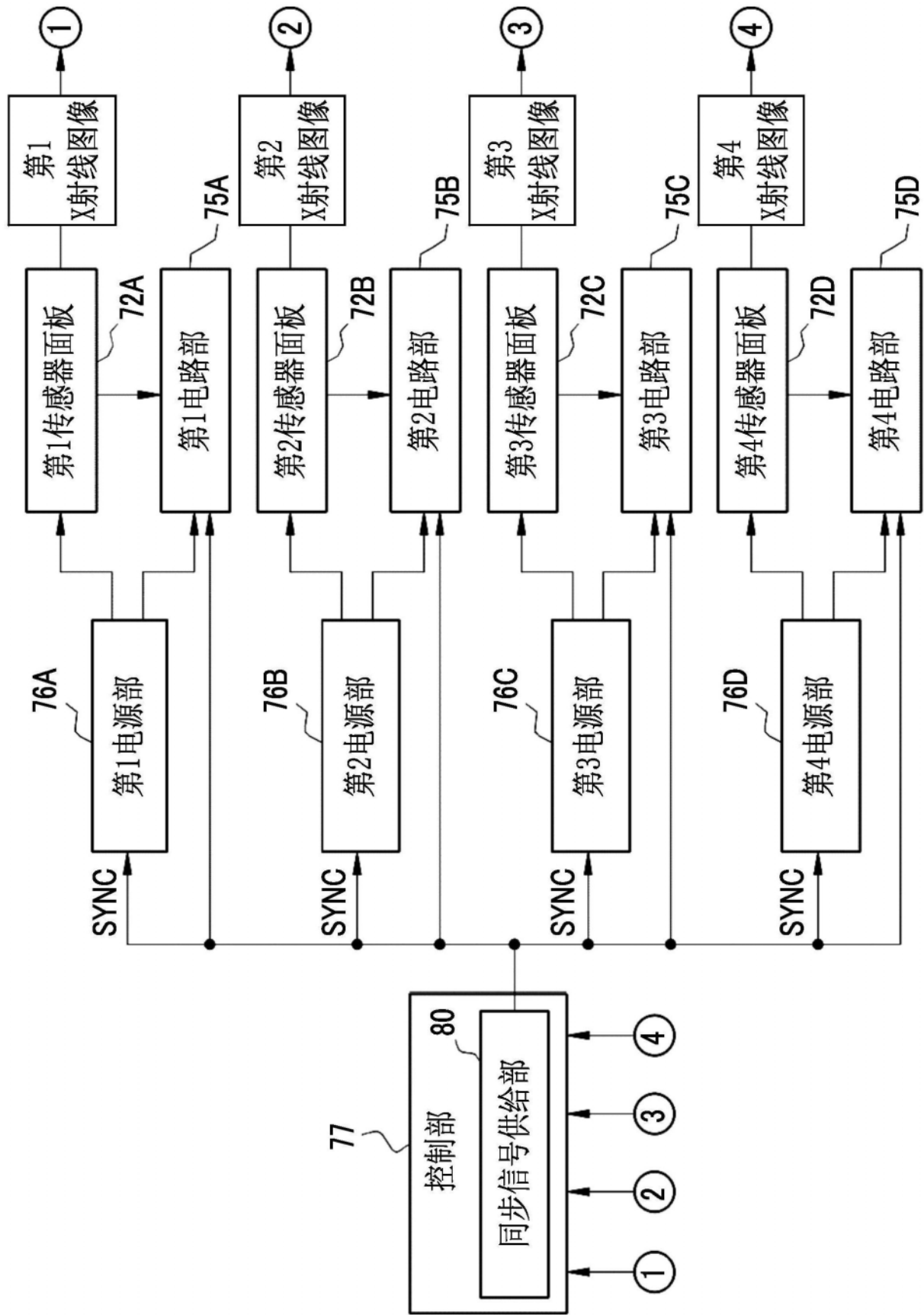


图9