



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103876766 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 25

(21) 申请号 201310713197. 9

(22) 申请日 2013. 12. 20

(30) 优先权数据

102012224258. 9 2012. 12. 21 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 M. 斯帕恩

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 6/03 (2006. 01)

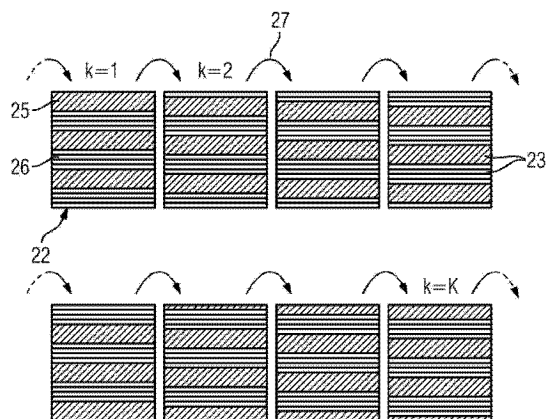
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

### (54) 发明名称

利用相位步进进行差分相位对比成像的 X 射线拍摄系统

### (57) 摘要

本发明涉及对检查对象进行差分相位对比成像的 X 射线拍摄系统, 包括至少一个产生准相关 X 射线辐射的 X 射线辐射器、具有按照矩阵布置的像素的 X 射线图像检测器、布置在检查对象和 X 射线图像检测器间的衍射或相位光栅。X 射线图像检测器可以具有带有由  $x$  个总像素构成的矩阵的检查器层, 其被结构化, 使总像素在与衍射或相位光栅的光栅线垂直的分析方向上划分为  $y$  个子像素, 其在读出过程中可以分组控制和 / 或读出: 在第一相位步骤中将  $n$  个子像素按作用综合为组, 其中在组之间不采集总像素的  $m$  个子像素; 在接下来的  $K-1$  个相位步骤中分别将  $n$  个子像素综合为组, 直到采集了子像素的所有所需组合, 其中分别将综合的子像素在分析方向上移动  $p$  个子像素的步幅。



1. 一种用于对检查对象(6)进行差分相位对比成像的X射线拍摄系统,包括:至少一个用于产生准相关的X射线辐射的X射线辐射器(3);具有按照矩阵布置的像素(22,23)的X射线图像检测器(4);布置在检查对象(6)和X射线图像检测器(4)之间的衍射或相位光栅(17),

其特征在于,所述X射线图像检测器(4)具有检测器层,该检测器层具有由x个总像素(22)构成的矩阵,所述检测器层被这样结构化,使得总像素(22)在与衍射或相位光栅(17)的光栅线垂直的分析方向上,划分为y个子像素(23),其在读出过程中能够被如下分组地控制和/或读出:

- 在第一相位步骤中将n个子像素(25)按作用综合为组,其中在组之间不采集总像素(22)的m个子像素(26),

- 在接下来的K-1个相位步骤中分别又将n个子像素(23)综合为组,直到采集了子像素(23)的所有所需的组合,其中分别将综合的子像素(25)在分析方向上移动p个子像素(23)的步幅。

2. 根据权利要求1所述的X射线拍摄系统,其特征在于,用于产生准相关的X射线辐射的X射线辐射器(3)具有吸收光栅(13)。

3. 根据权利要求1所述的X射线拍摄系统,其特征在于,用于产生准相关的X射线辐射的X射线辐射器(3)具有多个场发射X射线源。

4. 根据权利要求1所述的X射线拍摄系统,其特征在于,用于产生准相关的X射线辐射的X射线辐射器(3)具有功率足够强的微焦点源。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的X射线拍摄系统,其特征在于,在读出过程中独立地唯一一次读出所有子像素(23),并且存储其输出信号,使得子像素(23)的输出信号在多个相位步骤中被按组综合,其中在连续的相位中,分别将子像素(23)的输出信号的组合在分析方向上移动p个子像素(23)。

6. 根据权利要求1至4中任一项所述的X射线拍摄系统,其特征在于,将在读出过程中相邻的子像素(23)组合在一个总像素中,并且读出这些信号,其中在连续的相位中,分别将子像素(23)的输出信号的组合在分析方向上移动p个子像素(23)。

7. 根据权利要求1至4中任一项所述的X射线拍摄系统,其特征在于,在读出过程中将一个总像素(22)的所有对于一个相位步骤激活的子像素(23)综合,并且将该总像素的所有所需的子像素的总信号对于该相位步骤读出。

8. 根据权利要求1至6中任一项所述的X射线拍摄系统,其特征在于,所述X射线图像检测器(4)是借助作为检测器材料的CsI和用于光电二极管与读出结构的CMOS对X射线量子间接转换的集成的检测器。

9. 根据权利要求1至7中任一项所述的X射线拍摄系统,其特征在于,所述X射线图像检测器(4)作为直接转换X射线量子的光子计数的检测器实施。

10. 一种利用按照权利要求1至8中任一项所述的X射线拍摄系统对患者(6)进行血管造影的检查方法,其特征在于以下步骤:

S1) 进行X射线采集(37),

S2) 迭代地定义(38)由总像素(22)和子像素(23)构成的组合像素,

S3) 无损地读出(39)X射线图像检测器(4)的图像信息,

S4) 在第一查询(40)中确定,是否达到了总像素(22)和子像素(23)的所有所需组合,  
S5) 否定情况下返回到 S2),并且重新迭代地定义(38)由总像素(22)和子像素(23)构成的组合像素,

S6) 肯定情况下进行图像处理(41),

S7) 在第二查询(42)中确定,是否还需要另外的图像,

S8) 肯定情况下返回到 S1),并且重新进行 X 射线采集(37),以及

S9) 否定情况下引入处理结束(43),并且结束数据的采集。

11. 一种利用按照权利要求 1 至 9 中任一项所述的 X 射线拍摄系统对患者(6)进行血管造影的检查方法,其特征在于以下步骤:

S1) 进行 X 射线采集(37),

S2) 迭代地定义(38)由总像素(22)和子像素(23)构成的组合像素,

S3) 非无损地读出(39)X 射线图像检测器(4)的图像信息,

S4) 在第一查询(40)中确定,是否达到了总像素(22)和子像素(23)的所有所需组合,

S5) 否定情况下返回到 S1),并且重新进行 X 射线采集(37),

S6) 肯定情况下进行图像处理(41),

S7) 在第二查询(42)中确定,是否还需要另外的图像,

S8) 肯定情况下返回到 S1),并且重新进行 X 射线采集(37),以及

S9) 否定情况下引入处理结束(43),并且结束数据的采集。

## 利用相位步进进行差分相位对比成像的 X 射线拍摄系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对检查对象进行差分相位对比成像的 X 射线拍摄系统,包括:至少一个用于产生准相关的 X 射线辐射的 X 射线辐射器、具有按照矩阵布置的像素的 X 射线图像检测器、布置在检查对象和 X 射线图像检测器之间的衍射光栅或相位光栅。

### 背景技术

[0002] 差分相位对比成像表示一种成像方法,其特别是按照塔伯特-劳 (Talbot-Lau) 干涉仪布置自一段时间以来获得许多关注。因此例如在 F. Pfeiffer et al. 的文献 [1] "Hard X-ray dark-field imaging using a grating interferometer", Nature Materials 7, 第 134 页至 137 页中描述,采用 X 射线光学的光栅一方面允许拍摄按照相位对比的 X 射线图像,其提供关于检查对象的附加的信息。另一方面也存在如下可能性,不仅使用由相位信息散射的而且使用由振幅信息散射的射线用于成像。由此可以产生只基于通过检查对象衍射的 X 射线辐射的散射分量的成像,也就是最小角度散射的成像。由此可以非常高分辨率地显示检查对象中非常小的密度差。类似的也可以从 Joseph J. Zambelli, et al. [2], "Radiation dose efficiency comparison between differential phase contrast CT and conventional absorption CT", Med. Phys. 37 (2010), 第 2473 至 2479 页中获悉。

[0003] 粒子(诸如 X 射线量子)的波动性特征允许借助复数折射率

[0004]  $n = 1 - \delta + i\beta$

[0005] 描述诸如折射和反射的现象。在此,虚部  $\beta$  描述吸收,其作为目前临床上的 X 射线成像,例如计算机断层造影成像、血管造影、放射线照射术、荧光镜检查或乳房 X 线照相的基础,并且实部  $\delta$  描述在差分相位成像中考察的相位偏移。

[0006] 从 DE 10 2010 018 715 A1 中公知一种 X 射线拍摄系统,其中为了高质量的 X 射线图像使用用于检查对象的相位对比成像的 X 射线拍摄系统,其具有至少一个包括多个用于发送相关的 X 射线辐射的场发射 X 射线源的 X 射线辐射器、X 射线图像检测器、布置在检查对象和 X 射线图像检测器之间的衍射光栅  $G_1$  和布置在衍射光栅  $G_1$  和 X 射线图像检测器之间的另一个光栅  $G_2$ 。

[0007] 例如从 US 7500784 B2 中公知一种可以用来进行开头提到的差分相位对比成像的 X 射线拍摄系统,根据图 1 对其进行解释。

[0008] 图 1 示出了用于介入的成套设备的 X 射线拍摄系统的典型的主要特征,所述成套设备具有由按照六轴的工业或弯曲臂机器人形式的支架 1 所支撑的 C 形臂 2,在其端部安装了 X 射线源(例如具有 X 射线管和准直器的 X 射线辐射器 3)和作为图像拍摄单元的 X 射线图像检测器 4。

[0009] 借助例如从 US 7500784 B2 中公知的优选具有六个旋转轴和由此六个自由度的弯曲臂机器人,可以在空间上任意调节 C 形臂 2,例如通过将其围绕在 X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4 之间的旋转中心旋转。按照本发明的血管造影 X 射线系统 1 至 4 特别地可

以围绕在 X 射线图像检测器 4 的 C 形臂平面中的旋转中心和旋转轴旋转,优选围绕 X 射线图像检测器 4 的中点和围绕与 X 射线图像检测器 4 的中点相切的旋转轴。

[0010] 公知的弯曲臂机器人具有基座,其例如固定地安装在地板上。在其上可围绕第一旋转轴转动地固定旋转器。在该旋转器上可围绕第二旋转轴摆动地安装了机器人摇臂,在该机器人摇臂上可围绕第三旋转轴转动地固定了机器人臂。在该机器人臂的端部可围绕第四旋转轴转动地安装了机器人手。机器人手具有用于 C 形臂 2 的固定件,其可围绕第五旋转轴摆动,并且可围绕与之垂直地延伸的第六旋转轴旋转。

[0011] X 射线诊断装置的实现不依赖于工业机器人。也可以使用通常的 C 形臂设备。

[0012] X 射线图像检测器 4 可以是矩形的或方形的、平的半导体检测器,其优选由无定形硅(a-Si)制造。但是也可以使用集成的和可能的计数 CMOS 检测器。

[0013] 用于作为检查对象的待检查的患者 6 位于 X 射线辐射器 3 的射线路程中的患者支撑台的台板 5 上。在 X 射线诊断装置上连接了具有图像系统 8 的系统控制单元 7,该图像系统接收并处理 X 射线图像检测器 4 的图像信号(操作元件例如没有示出)。然后可以在接收器指示灯 9 的显示器上观察 X 射线图像。在系统控制单元 7 中还设置了公知的装置 10,还要详细描述其功能。

[0014] 替代图 1 中例如示出的具有以六轴工业或弯曲臂机器人形式的支架 1 的 X 射线系统,如在图 2 中简化示出的,血管造影 X 射线系统也可以具有用于 C 形臂 2 的通常在地板或天花板上安装的支架。

[0015] 替代例如示出的 C 形臂 2,血管造影 X 射线系统还可以具有用于 X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4 的、分开的在地板和 / 或天花板上安装的支架,它们例如电子地刚性耦合。

[0016] 在用于临床的相位对比成像的目前处于焦点中的布置中,使用了例如由 Martin Spahn[3] 在 " Digitale Röntgenbilddetektoren in der Röntgendiagnostik ", Radiologe 43(2003),第 340 至 350 页中描述的常规的 X 射线管、目前可用的 X 射线图像检测器,和以下结合图 2 详细解释的三个光栅  $G_0$ ,  $G_1$  和  $G_2$ ,该图示出了具有放大的管焦点、光栅  $G_0$ ,  $G_1$  和  $G_2$  和像素化的 X 射线图像检测器的、用于差分相位对比成像的塔伯特-劳干涉仪的示意结构。

[0017] 从不相关的 X 射线辐射器 3 的管焦点 11 发出的 X 射线 12 穿透影响 X 射线辐射源的位置相关性的吸收光栅 13( $G_0$ ) 以产生相关的辐射,以及穿透检查对象 14,例如患者 6。通过检查对象 14, X 射线 12 的波前通过相位偏移被这样偏转,如没有相位偏移的,即,没有对象的波前的法线 15,和具有相位偏移的波前的法线 16 示出的那样。然后,相位偏移的波前经过具有与 X 射线谱的典型能量匹配的光栅常数的衍射光栅或相位光栅 17( $G_1$ ) 以用于产生干涉线,并且又经过吸收的分析光栅 18( $G_2$ ) 以用于读出产生的干涉图案。分析光栅(Analysatorgitter) 18 的光栅常数是相位光栅 17 的光栅常数,并且与布置的其余几何特征匹配。分析光栅 18 例如布置在第一个或第 n 个塔伯特距离。分析光栅 18 在此将干涉图案转换为可以由检测器测量的强度图案。用于临床应用的典型的光栅常数处于几个微米,如从引用的文献 [1, 2] 中可以获悉的那样。

[0018] 如果射线源的管焦点 11 足够小并且产生的辐射功率却足够大,则可能地可以弃用第一光栅  $G_0$ 、即吸收光栅 13,如当作为 X 射线辐射器 3 例如设置多个场发射 X 射线源时

给出的那样,如从以下描述的 DE 10 2010 018 715 A1 中公知的那样。

[0019] 此时对于 X 射线图像检测器 4 的每个像素通过如下确定差分相位偏移,即,通过由箭头表示的所谓的“相位步进(Phase-Stepping)”19,在多个步骤中垂直于 X 射线 12 的辐射方向并且侧向于光栅结构的设备将分析光栅 18G<sub>2</sub> 移动光栅常数的一个相应的部分,并且在 X 射线图像检测器 4 的像素中测量对于该配置在拍摄期间形成的信号 S<sub>k</sub>,并且由此采样所形成的干涉图案。对于每个像素,然后通过合适的拟合方法(匹配或均衡方法),将描述该调制的函数的参数(例如正弦函数)确定到这样测量的信号 S<sub>k</sub>。可视性,即,从最大和最小信号的标准化的差,在此是用于表征塔伯特-劳-干涉仪的质量的度量。其定义为采样的调制的对比度。

$$[0020] \quad V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} = \frac{A}{\bar{I}}$$

[0021] 此外在该等式中, A 表示振幅,并且  $\bar{I}$  表示平均强度。可视性可以取在零和 1 之间的值,因为所有参数是正的并且  $I_{\max} > I_{\min}$ 。在真实的干涉仪中还成立  $I_{\min} > 0$ ,从而有意义地充分利用 V 的值域。大于零的最小强度和干涉仪的所有非理想的特征和缺点导致可视性降低。作为可以关于可视性定义的并且通过该测量方式产生的第三信息,作为暗场表示。暗场说明了具有对象的测量的可视性和没有对象的测量的可视性的比例。

$$[0022] \quad D = \frac{V_{\text{obj}}}{V_{\text{ref}}} = \frac{A_{\text{obj}} \cdot \bar{I}_{\text{ref}}}{A_{\text{ref}} \cdot \bar{I}_{\text{obj}}}$$

[0023] 从每个像素具有和不具有对象(或患者)的拟合函数的特定导出参数的比较中,然后可以产生三个不同的图像:

[0024] (i) 吸收图像,

[0025] (ii) 差分相位对比图像(DPC)和

[0026] (iii) 暗场图像(dark-field image)。

[0027] 如果以下提到图像,可能是指由吸收图像、DPC 图像和暗场图像组成的三者。

[0028] 该方法的实现表示许多挑战,但是特别具有一个非常重大的缺点:

[0029] 分析光栅 18G<sub>2</sub> 必须被移动到不同的位置,并且然后在每个位置中进行一次 X 射线采集。这样的方法也因此对于运动的对象(如未麻醉的患者或患者器官,例如心脏、肺部)是很不合适的,如果对象在不同的测量之间即使移动微小的距离。同样这样的结构由于分析光栅 18 的、相位步进 19 的机械移动而不合适用来实现实时成像或者说具有例如每秒 15 幅图像(B/s)或 60 至 100B/s 的较高的图像频率的成像。具有 X 射线管的 X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4 连续地围绕患者 6 旋转的三维成像由此也是不可能的。

[0030] 在 EP2633813A1 中描述了,通过光栅 G<sub>1</sub> 和 G<sub>2</sub> 以角度(Θ)在与光栅线垂直的方向上的相对旋转形成干涉图案。由此在一个像素结构 D 内部得到例如 M=5 个干涉条纹。在相应的方向上,也就是垂直于光栅线,然后也利用 Dy=D/M 的子像素大小进行检测器的读出。子像素结构 Dy 由此是像素大小 D 的 1/5 的数量级。

[0031] 此外,描述了具有光源/激光的检测器的模拟读出,其射线宽度也通过 Dy 给出,其中 Dy 具有比光栅结构明显更大的尺寸。

## 发明内容

[0032] 本发明要解决的技术问题是,这样构造一种开头提到的 X 射线拍摄系统,使得在高的图像频率的情况下可以实现具有实时性能的相位对比成像,其中 X 射线图像检测器具有如下结构,该结构没有设置分析光栅  $G_2$  或 X 射线图像检测器的机械移动。

[0033] 按照本发明,对于开头提到的 X 射线拍摄系统的技术问题通过在本发明中给出的特征解决。

[0034] 对于 X 射线拍摄系统的技术问题按照本发明通过如下解决,即,X 射线图像检测器具有检测器层,该检测器层具有由  $x$  个总像素构成的矩阵,该检测器层被这样结构化,使得总像素在与衍射或相位光栅  $G_1$  的光栅线垂直的分析方向上,被划分为  $y$  个子像素,其在读出过程中可以被如下分组地控制和 / 或读出:

[0035] - 在第一相位步骤中,将  $n$  个子像素按照作用综合为组,其中在组之间不采集总像素的  $m$  个子像素,和

[0036] - 在接下来的  $K-1$  个相位步骤中,分别又将  $n$  个子像素综合为组,直到采集了子像素的所有所需的组合,其中分别将综合的子像素在分析方向上移动  $p$  个子像素的步幅。

[0037] 在解决上述技术问题时,采样干涉图案的分析光栅  $G_2$  的通常运动是通过子像素的不同分组来实现的。

[0038] 在此也测量平行于光栅线设置的干涉图案。即,将光栅  $G_1$  和  $G_2$  的光栅线互相平行地对齐,并且不在  $x-y$  平面中相对旋转。

[0039] 对 X 射线图像检测器的分辨率要求是原始的干涉图案的数量级(或更高),其又处于光栅  $G_1$  和  $G_2$  的光栅常数的数量级。

[0040] 在此描述了一种数字的 X 射线图像检测器,其被这样结构化,即,构造为具有高于干涉图案的典型频率的子像素分辨率。不同的子像素结构被分别不同地组合,并且分别读出组合信号,以便采样干涉图案的网格点(Stützstellen)。子像素被数字地分组。

[0041] 证明有利的是,用于产生准相关的 X 射线辐射的 X 射线辐射器具有吸收光栅  $G_0$ 。

[0042] 用于产生准相关的 X 射线辐射的 X 射线辐射器以有利的方式可以具有多个场发射 X 射线源或功率足够强的微焦点源。

[0043] 如果在读出过程中独立地唯一一次读出所有子像素,并且存储其输出信号,使得子像素的输出信号在多个相位步骤中被按组地综合,则可以实现快速的检查,其中在连续的相位中,子像素的输出信号的组合分别在作用或分析方向上移动  $p$  个子像素。

[0044] 替换地,在读出过程中相邻的子像素可以被组合在一个总像素中,并且读出这些信号,其中在连续的相位中,子像素的输出信号的组合分别在作用或分析方向上移动  $p$  个子像素,或者在读出过程中将一个总像素的所有对于一个相位步骤激活的子像素综合,并且将总像素的所有所需的子像素的总信号对于该相位步骤读出。

[0045] 证明有利的是, X 射线图像检测器是借助作为检测器材料的 CsI 和用于光电二极管和读出结构的 CMOS 对 X 射线量子间接转换的集成的检测器,或者作为直接转换 X 射线量子的光子计数的检测器实现。

[0046] 对于利用上述 X 射线拍摄系统无损地读出 X 射线图像检测器的图像信息对患者进行血管造影检查方法的技术问题按照本发明通过以下步骤解决:

[0047] S1) 进行 X 射线采集,

- [0048] S2) 迭代地定义由总像素和子像素构成的组合像素，
- [0049] S3) 无损地读出 X 射线图像检测器的图像信息，
- [0050] S4) 在第一查询中确定，是否达到了总像素和子像素的所有所需组合，
- [0051] S5) 否定情况下返回到 S2)，并且重新迭代地定义由总像素和子像素构成的组合像素，
- [0052] S6) 肯定情况下进行图像处理，
- [0053] S7) 在第二查询中确定，是否还需要另外的图像，
- [0054] S8) 肯定情况下返回到 S1)，并且重新进行 X 射线采集，以及
- [0055] S9) 否定情况下引入处理结束，并且结束数据的采集。
- [0056] 对于利用上述 X 射线拍摄系统以非无损地读出 X 射线图像检测器的图像信息对患者进行血管造影检查方法的技术问题按照本发明通过以下步骤解决：
- [0057] S1) 进行 X 射线采集，
- [0058] S2) 迭代地定义由总像素和子像素构成的组合像素，
- [0059] S3) 非无损地读出 X 射线图像检测器的图像信息，
- [0060] S4) 在第一查询中确定，是否达到了总像素和子像素的所有所需组合，
- [0061] S5) 否定情况下返回到 S1)，并且重新进行 X 射线采集，
- [0062] S6) 肯定情况下进行图像处理，
- [0063] S7) 在第二查询中确定，是否还需要另外的图像，
- [0064] S8) 肯定情况下返回到 S1)，并且重新进行 X 射线采集，以及
- [0065] S9) 否定情况下引入处理结束 43，并且结束数据的采集。

#### 附图说明

- [0066] 以下借助在附图中示出的实施例详细解释本发明。其中，
- [0067] 图 1 示出介入的成套设备的公知的 C 形臂血管造影系统，具有工业机器人作为支撑装置，
- [0068] 图 2 示出用于差分相位对比成像的公知塔伯特 - 劳 - 干涉仪的示意结构，
- [0069] 图 3 按照侧视图示出一般的检测器结构的示意图，由划分为子像素的总像素的矩阵组成，
- [0070] 图 4 按照俯视图示出了按照图 3 的检测器结构，
- [0071] 图 5 示出按照图 3 的具有结构化的检测器材料的一般的检测器结构的示意图，其结构与其子像素的结构匹配，
- [0072] 图 6 以俯视图示出一个总像素的子像素的不同组合的示意图，用于解释按照本发明的相位步进，
- [0073] 图 7 在三个连续的相位步骤中，示出了具有信号源和开关装置的、总像素的子像素的连接示意图，
- [0074] 图 8 示出作为基于 CsI 和 CMOS 的集成的和间接转换的 X 射线图像检测器的实现，
- [0075] 图 9 示出了具有作为 3 个晶体管电路实施的子像素的四个总像素的示意性子图，
- [0076] 图 10 示出按照 CMOS 实现的两个总像素结构或者总像素结构的两个部分的图，
- [0077] 图 11 示出了 X 射线采集、迭代定义由总像素和子像素构成的组合像素、无损地读

出图像信息以及进一步处理图像的流程图，

[0078] 图 12 示出了 X 射线采集、迭代定义由总像素和子像素构成的组合像素、对于非无损地读出的情况读出图像信息以及进一步处理图像的流程图。

### 具体实施方式

[0079] 图 3 和 4 以侧视图(图 3)和俯视图(图 4)示意性示出一般的检测器结构。X 射线量子 20 为了转换为可见光而落到 X 射线转换层 21 上,在该 X 射线转换层之后在由半导体材料构成的层中布置了像素 22 和 23。

[0080] 像素的结构由用虚线示出的总像素 22 的矩阵构成,所述总像素又划分为在垂直于衍射或相位光栅 17 的光栅线的方向上(作用或分析方向上)的多个子像素 23。侧边相邻的子像素 23(右边和左边)按照本发明可以任意地互相组合,如后面还要描述的。对于总像素 22 的像素结构大小在维度 x 和 y 中利用  $G_x$  和  $G_y$  以及对于子像素 23 利用  $S_x$  和  $S_y$  表示,其中尺寸  $G_x$  和  $S_x$  相同。

[0081] 图 5 与按照图 3 的实施方式不同地示意性按照侧视图示出替换的一般的检测器结构,但是其中 X 射线转换层 21 由结构化的检测器材料 24 组成,其中其结构与子像素 23 的结构匹配。

[0082] 图 6 中示出从总像素 22 (或总像素的一部分)的子像素 23 中选择的子像素,其信号对于每个电子相位步进被读出,并且其以下被称为有效的或激活的子像素 25。对于当前的相位步进或相位步骤 27 不再选择的子像素(在以下称为非有效的子像素 26)的信号,可以独立地被读出和 / 或在像素中部分地或完全地在执行读出处理之前被组合。总像素 22 的所有选择的有效子像素 25 的组合信号产生对于该相位步骤  $k=1$  的像素信号。在无损地读出之后,通过将所有有效的子像素 25 移动一个子像素 23,重新组合子像素 25 和 26。其重新在相位步骤  $k=2$  中被读出。该处理被多次重复,直到电子相位步进( $1 \leq k \leq K$ )结束。在上面的例子中执行  $K=8$  个电子相位步骤 27。

[0083] 在如结合图 2 解释的“传统的”塔伯特-劳-方法中,逐步地移动分析光栅  $G_2$ (18)。该光栅的位置频率明显高于像素的位置分辨率或者说光栅间隙(例如 2 或 3  $\mu\text{m}$ )明显小于在那里可以被使用的(例如 200  $\mu\text{m}$ )的传统的 X 射线图像检测器 4 的像素的大小。分析光栅  $G_2$  被逐步地移动并且在此逐步地覆盖通过衍射光栅  $G_1$  形成的干涉图案。

[0084] 在本方法中这通过如下解决,即将 X 射线图像检测器 4 的“正常的”总像素 22(例如  $200 \times 200 \mu\text{m}^2$ )划分为例如 1  $\mu\text{m}$  宽的许多条纹形的子像素 23。替代机械地移动分析光栅  $G_2$  (该分析光栅在该情况下可以省去,因为不再需要),定义、读出和然后重新定义分别可以由一个或多个子像素组成的不同的子像素区域。

[0085] 在按照图 6 的示意图中也就是将一个总像素 22 以三个组进行划分,每个组有四个有效的子像素 25 和四个非有效的子像素 26。这三个组在八个连续的电子相位步骤 27 中按照子像素 23 的宽度向下运动,使得每次得到一个由有效的子像素 25 和非有效的子像素 26 组成的新的组合(总共 8 个)。

[0086] 切合实际地在例如 1  $\mu\text{m}$  的子像素宽度和例如 200  $\mu\text{m}$  的总像素长度的情况下,按照例如四个子像素 23 的 50 至 100 个组的数量级,其在多个相位步骤中关于总像素 22 移动。

[0087] 相邻的  $n$  个子像素 23 (其应当被连接在一起或其与  $m$  个子像素 23 邻接的区域应

当为空闲的)的数量,取决于子像素 23 的宽度,其例如可以为  $0.5\ \mu\text{m}$ 、 $1\ \mu\text{m}$ 、 $1.5\ \mu\text{m}$  或  $2\ \mu\text{m}$ 。有效的子像素 25 的数量也取决于,应当进行多少个电子相位步骤 27。在此将  $K=4$  的数量看作为最小的,并且目前使用直至  $K=8$  个,以便对于具有至少三个变量的曲线拟合具有足够的独立测量。此外取决于光谱:更高的 X 射线能量产生更细的干涉图案,因为量子以小的角度偏转。即,在给定的 X 射线图像检测器 4 的情况下,在高能量情况下可能地必须将  $n$  限制到三个或两个。

[0088] 最后是,目前从几何特征、 $G_0$ 、 $G_1$  和 X 射线检测器 4 的距离中导出  $G_2$  的光栅常数。这一点是为了标准的 X 射线能量而设计的。如果由于应用而使用其他能量或更宽的光谱,则该结构是次优的。

[0089] 相应地, X 射线图像检测器 4 的结构,也就是特别是子像素 23 的宽度,必须取决于不存在的分析光栅  $G_2$  的光栅常数。因为分析光栅  $G_2$  对于每个相位步骤被移动其光栅常数(例如是  $5\ \mu\text{m}$ )的一个部分,也就是例如移动  $0.5\ \mu\text{m}$  至  $1\ \mu\text{m}$ ,所以相应地子像素宽度也必须大约是该大小。

[0090] 图 7 (由于细节失真和不按比例而)示意地示出了具有信号源的相邻的子像素 23 的连接和总像素 22 的连接装置。通过利用开关 29 将信号源 28 与读出或数据线 30 相连,总像素 22 的底下示出的有效子像素 25 的信号源 28 的信号被读出,以便实现电子相位步骤 27。在此示出三个这样的连续的相位步骤和相应的子像素组合。示出了三个组,每个分别有两个有效的子像素 25 和三个非有效的子像素 26,以及示出了三个相位步骤 27。但是对于完整的相位步进需要  $K$  个相位步骤 27,其中  $k=1$  至  $k=K$ ,其中例如  $K=4$  至 8。

[0091] 在图 8 中,基于作为 X 射线转换层 21 的检测器材料的碘化铯(CsI)和作为像素 22 和 23 的半导体材料的 CMOS,示出了作为集成的和间接转换的 X 射线图像检测器 4 的实施。X 射线转换层 21、即 CsI 层 31,借助光学耦接和粘接层 32 与包含了光电二极管、子像素连接以及读出电子器件的 CMOS 像素结构 33 相连。CMOS 像素结构 33 的像素 22 和 23 通过电连接 34 与外围的检测器电子器件 35 相连。

[0092] 图 9 示意性示出了 X 射线图像检测器 4 的截面,具有四个部分地示出的总像素(P),其具有作为 3-晶体管电路实施的子像素(PS),其中对于每个像素,设置用于复位( $R_s$ , reset)光电二极管的晶体管  $T_r$ 、用于选择行( $R$ , row)的晶体管  $T_s$  和作为用于无损读出在列方向上( $C$ , column)的信号源极跟随器的晶体管  $T_{sf}$ 。在  $x$  或  $y$  方向上的显示不是按比例的。总像素 22 利用  $P_{i,j}$  表示在第  $i$  个列  $C_i$  和第  $j$  个总像素行  $R_j$  中的总像素 22,其中下标相应地向上计数。子像素利用  $PS_{i,j,N}$  表示在第  $i$  列  $C_i$  和第  $j$  行的第  $N$  个总像素  $R_{j,N}$  中的子像素。

[0093] 但是也可以将与一个总像素 22 对应的、连接在一起的子像素 23 的总信号通过每个总像素 22 的一条共同的导线传输到外围。同样也可以利用每个总像素 22 的一个控制装置进行对总像素 22 的子像素 23 的控制。

[0094] 在图 10 中示出了以 CMOS 实现的两个在  $x$  方向上相邻的总像素结构或总像素结构的两个部分的两个相位步骤 27,其中经由控制导线 36 通过行的相应寻址产生有效的子像素 25 的信号模拟求和。

[0095] 示出了两个组,每个分别有三个子像素 25,其与三个非有效的子像素 26 相邻。一般地,这仅是两个总像素 22 的截面,因为,如上所述,切合实际地,每个总像素 22 需要例如

200 个子像素 23, 并且对于每个相位步骤 27, 每个总像素需要例如 50 至 100 个由有效的子像素 25 构成的组。

[0096] 图 11 示出 X 射线采集、迭代定义由总像素和子像素构成的组合像素以及无损地读出图像信息和进一步处理图像的流程图。

[0097] 在第一方法步骤中进行 X 射线采集 37, 其除了缺少分析光栅 18 ( $G_2$ ) 以外, 按照图 2 所示进行。

[0098] 在第二方法步骤中进行由总像素 22 和子像素 23 构成的组合像素的迭代定义 38。

[0099] 第三方法步骤产生图像信息的无损地读出 39。

[0100] 在第一查询 40 中作为第四方法步骤, 确定是否达到了总像素 22 和子像素 23 的所有所需组合。

[0101] 在否定的情况下返回到第二方法步骤, 并且重新迭代地定义 38 由总像素 22 和子像素 23 构成的组合像素。在肯定的情况下首先在第五方法步骤中进行图像处理 41。

[0102] 然后在第二查询 42 中确定, 是否还需要另外的图像。

[0103] 在肯定的情况下返回到第一方法步骤, 并且重新进行 X 射线采集 37。在否定情况下作为最后的方法步骤达到处理结束 43, 并且结束数据的采集。

[0104] 第二方法步骤在此按照前面的图及其描述又进行由总像素 22 和子像素 23 构成的组合像素的迭代定义 38。

[0105] 在图 12 中示出 X 射线采集、迭代定义由总像素和子像素构成的组合像素以及对于非无损读出的情况读出图像信息和进一步处理图像的流程图。

[0106] 相对于按照图 11 的方法流程的主要区别在于第三方法步骤, 在该方法步骤中进行图像信息的非无损地读出 44。由此导致在读出 14 之后在否定回答第一查询 40 之后, 必须利用以下方法步骤重新进行 X 射线采集 37。

[0107] 本发明涉及一种具有 X 射线图像检测器的 X 射线拍摄系统, 用于通过所谓的“电子”相位步进在高的图像频率下能实时地进行检查对象的差分相位对比成像。

[0108] 替代如从 DE 10 2010 018 715 A1 中公知的分析光栅  $G_2$  的机械运动, 按照本发明建议一种合适的检测器结构和一种结合 X 射线采集进行 X 射线图像检测器的控制的电子方法。

[0109] “电子”相位步进的优点详细地是:

[0110] • 实现实时成像和高的图像频率。

[0111] • 利用当前的技术, 例如 CsI 和 CMOS 可以实现。

[0112] • 在该结构中不需要机械运动, 因为相位步进是电子地实现的。

[0113] • X 射线图像检测器的复杂性相对于目前的 X 射线图像检测器是清楚的。

[0114] • 在一种实施变形(作为间接转换的集成的 X 射线图像检测器的实现)中可以基本上使用检测层或检测器层(例如 CsI)的目前通常的结构, 因为只需匹配光电二极管结构。即, 不需要 X 射线转换器的结构化, 与目前已经常用的(针结构, 以便得到好的 MTF 和 DQE)不同。

[0115] • 排除了例如由于子像素结构相对于总像素结构的更小的填充系数(像素大小上光电二极管的相对份额)而引起的系统的“误差”, 因为总是相同数量的子像素对总像素作出贡献, 并且仅改变“位置”。

[0116] • 在按照 CMOS 的优选的实施中利用“无损读出”仅需要一次 X 射线采集。在 CMOS 光电二极管中存储的、总像素和子像素的信号分别可以被重新组合,以便产生并且无损地读出这样定义的总像素的信号。由于无损读出而可以多次地重复该“总像素定义处理”和读出处理,无需重新进行 X 射线采集。

[0117] 以下的考虑首先对于公知的结构进行,所述结构设置了一维的光栅,如在文献 [1, 2] 中考察的。

[0118] 实施例:

[0119] 上面描述的图 3 至图 8 示出 X 射线图像检测器 4 的相对一般的图示。按照图 3 的图示在此不讨论读出处理,而是仅示出 X 射线图像检测器 4 的结构,该结构由总像素 22 的矩阵组成,所述总像素又划分为许多子像素 23,其中该划分以及光栅  $G_0$ 、 $G_1$  以及  $G_2$  的划分是一维的,如一般地在塔伯特-劳-方法中那样。按照本发明应当取代光栅  $G_2$ 。也就是子像素 23 在垂直于衍射或相位光栅 17 的光栅线的方向(作用或分析方向)上的延伸描述了模拟的以及数字的电子相位步进。

[0120] 对于给定的电子相位步骤所需的子像素 23 的信号可以在不同的变形中被读出:

[0121] a. 对于每个子像素 23 独立地读出;信号的组合然后在检测器矩阵外进行。在该情况下仅需读出唯一一次,因为可以外围地通过相应的子像素信号的组合示出不同的相位步骤。

[0122] b. 在总像素 22 中的相邻的子像素 23 可以被组合,并且这些信号被读出(在图 5 和 6 中是对于每个电子相位步骤 27 的三个或四个子像素区域,其对于每个像素被单独地读出)。读出的总像素 22 的相邻的子像素 23 的组合信号在检测器矩阵外在一个对于该电子相位步骤 27 的总像素信号中被综合。

[0123] c. 一个总像素 22 的所有对于当前的相位步骤 27 激活的子像素 25 被综合,并且总像素 22 的所有所需的子像素 25 的总信号对于该电子相位步骤 27 被读出。

[0124] 首先不详细定义,在 b) 或 c) 中的组合是由一定的子像素模拟地还是数字地进行。但是重要的是,通过多次读出和/或组合总像素 22 中的子像素 23 可以无损地进行读出处理。

[0125] 可以考虑的应用是乳腺 X 照相、一般的放射线摄影、血管造影、计算机断层造影。以下给出两个典型的例子。

[0126] 对于总像素 22 的像素结构大小在维度 x 和 y 中利用  $G_x$  和  $G_y$  表示,并且对于子像素 23 利用  $S_x$  和  $S_y$  表示。总像素 22 的大小取决于应用,例如

[0127] i. 对于乳腺 X 照相,  $G_x=G_y=50-100\ \mu\text{m}$ ,

[0128] ii. 对于来自于放射线摄影、血管造影、外科的应用,  $G_x=G_y=130-200\ \mu\text{m}$ ,

[0129] iii. 对于来自于计算机断层造影或平板锥束 CT 的应用,  $G_x=G_y=300-1000\ \mu\text{m}$ 。

[0130] 这些值仅仅是提示,并且可以位于其上或其下。

[0131] 子像素 23 在分析方向(在图 3 和 5 中在 x 方向,在图 4 中在 y 方向)上的延伸还取决于应用、X 射线谱、X 射线管及光栅和 X 射线图像检测器的结构的几何特征、选择的光栅(特别是  $G_1$ )和所需的电子相位步骤的数量。 $S_y$  的典型数量级为大约  $1\ \mu\text{m}$ 。但是该值也可以位于其下或其上。另外的维度  $S_x$  在一维光栅的情况下与  $G_x$  一致。

[0132] 图 5 示出了检测器结构,其中检测器材料 24 的结构与子像素 23 的结构匹配。这

一点可以是优点,以便避免或降低信号的串音。

[0133] 根据图 6 解释总像素 22 的(或总像素 22 的部分的)子像素 23 的按照本发明的连接和控制,其中对于每个电子相位步骤 27 读出有效的子像素 25 的输出信号。不再选择的、对于当前的相位步骤 27 来说是非有效的子像素 26 的输出信号可以独立地被读出,并且在像素中部分地或完整地在执行读出处理之前被组合。一个总像素 22 的所有有效的子像素 25 的组合输出信号产生对于该相位步骤 27 的像素信号。在无损地读出之后,子像素 23 被重新组合并且被重新读出。该处理被多次重复,直到电子相位步进结束。在上面的例子中进行  $K=8$  个电子相位步骤 27。

[0134] 在图 7 中示意性示出了具有信号源和连接装置的子像素 25 的连接。总像素 22 的分别有效的子像素 25 的信号被读出,以便实现电子相位步骤 27。在此示出三个这样的相位步骤和相应的子像素组合。

[0135] 结合图 6 和 7 示出了,如何通过相应选择子像素 25 进行电子相位步进 27。在此需要多个子像素组合和多个读出处理。由此需要,能够无损地读出信号。也就是示出情况 b) 和 c),其中相位步进在像素上发生(而不是数字地在检测器外如在 a)中那样)。

[0136] 优选的实施或实现是基于作为检测器材料的 CsI 和作为对于光电二极管和读出结构的 CMOS,借助集成的和间接转换的检测器作为模拟的电子相位步进实现的,如结合图 8 和 9 解释的,因为在此

[0137] •可以使用目前通常的检测器材料(CsI)。即,不必进行 CsI 层的结构化(忽略目前已经常用的用于最大化调制传递函数(MTF)的针结构,但是其结构与子像素结构不相关),也参见图 8。

[0138] •CMOS 可以实现小的结构,该小的结构特别对于非常小的子像素是需要的,以便将光电二极管最大化。

[0139] •CMOS 可以实现无损地读出,并且由此利用子像素的光电二极管的信号的不同组合支持多次读出。

[0140] 检测器具有由在 x 方向上的  $i=1$  至  $I$  个总像素 22 和在 y 方向上的  $j=1$  至  $J$  个总像素 22 构成的总像素矩阵。每个总像素 22 被划分为  $n=1$  至  $N$  个子像素 23。特定的总像素 22 利用  $P_{i,j}$  表示,给定的子像素 23 利用  $PS_{i,j,N}$  表示。

[0141] 图 9 示出四个总像素 22 的部分图示和相应的子像素 23 的部分,作为可能的按照 CMOS 的子像素结构的变形的实现,其中每个子像素 23 具有光电二极管和读出电路。通过相应的行( $R_j$ )控制选择晶体管  $T_s$  的栅极。通过源极跟随器  $T_{sf}$ ,读出子像素的(和总像素  $P_{i,j}$  的其他被选择的子像素的)信号。读出处理可以对于所有的列( $j=1$  至  $J$ )同时进行。对于该行  $R_j$  的所有子像素组合(电子相位步骤)重复读出处理。然后读出下一行  $R_{j+1}$ 。在读出所有的电子相位步骤之后,借助复位晶体管  $T_r$  将光电二极管又偏置。

[0142] 替换地,当然也可以对于所有的行首先读出一定的相位步骤,并且然后对于所有的行读出下一个相位步骤。然后最后进行光电二极管的复位(施加偏置电压)。

[0143] 图 10 再次示出了具有按照 CMOS 实现的子像素结构的两个总像素结构的或总像素结构的两个部分的截面,和两个电子相位步骤,其中通过行的相应寻址产生子像素的信号模拟求和。在此标记了通过相应的行控制的并且其信号通过列线被读出的那些子像素 25。

[0144] 图 11 示出了流程图：

[0145] 进行第一 X 射线采集 37。然后形成总像素 22 和子像素 23 的第一组合，并且无损地读出总像素 22 的这样定义的总信号。这对于所有这样定义的总像素 22 进行。然后根据总像素 22 和子像素 23 的相应组合定义新的总像素 22，并且又读出。这一直按照所需电子相位步骤的数量迭代，直到经过了所有的组合。然后将这样产生的具有不同的总像素 22 的图像传输到图像处理 41，以产生吸收图像、相位对比图像和暗场图像。如果需要第二或另外的 X 射线采集 37，如一般地在运动的对象、运动的 C 形臂或运动的造影剂和 / 或引导线的情况下那样，则将整个处理迭代。

[0146] 在不能实现无损读出的检测器设计的情况下，必须互相紧跟地进行多个 X 射线采集 37，其中必须通过将总像素 22 和子像素 23 相应地一起连接，来定义期望的总像素结构。例如可以在间接转换的检测器情况下将光电二极管一起连接，或在直接转换的检测器情况下将电极一起连接，并且对于每次采集读出来自于这样定义的总光电二极管或总电极的相应信号。

[0147] 图 12 为此示出了流程图。因为读出处理是破坏性的，所以必须对于总像素 22 和子像素 23 的每个组合并且在每个读出之前进行新的 X 射线采集 37。

[0148] 一种替换的实施是，不是如结合图 8 和 9 假定的那样将信号模拟地组合到像素平面，而是将总像素 22 和子像素 23 的信号分离地读出，并且在数字化之后才进行不同的组合。优点是，每个图像仅需一个 X 射线采集 37 和一个读出处理。然而该解决方案首先具有缺点，因为总像素 22 和子像素 23 的信号近似与相对的有效面积（例如在集成的、间接转换的检测器情况下的光电二极管大小）成比例，也就是近似  $S_y/G_y$ （例如大概 1/100 的系数）。根据对于读出单元和实际的有效面积的结构大小，其还可以取其他值。即，形成对于子像素 23 的明显更小的信号，这会使得需要非常高的数字化。如果例如对于总像素来说例如 18 比特的数字化足够，则由于子像素 23 而必须附加需要大约 7 比特。

[0149] 但是以下的解决方案可以消除该问题：

[0150] 在子像素 23 中考虑，将信号这样放大地输出，使得通过子像素 23 相对于总像素 22 的有效面积来说明显更小的有效面积的损失几乎被均衡。在基于光电二极管 / CMOS 的设计的情况下，如结合图 8 和 9 描述的，这可以通过  $T_{sf}$ （源极跟随器）的相应设计完成。但是在组合、也就是从总像素 22 和子像素 23 的信号中产生总信号之前，又必须计算出放大系数。

[0151] 该方法的优点是，仅须一次地读出，从而由此可以实现更高的图像频率。

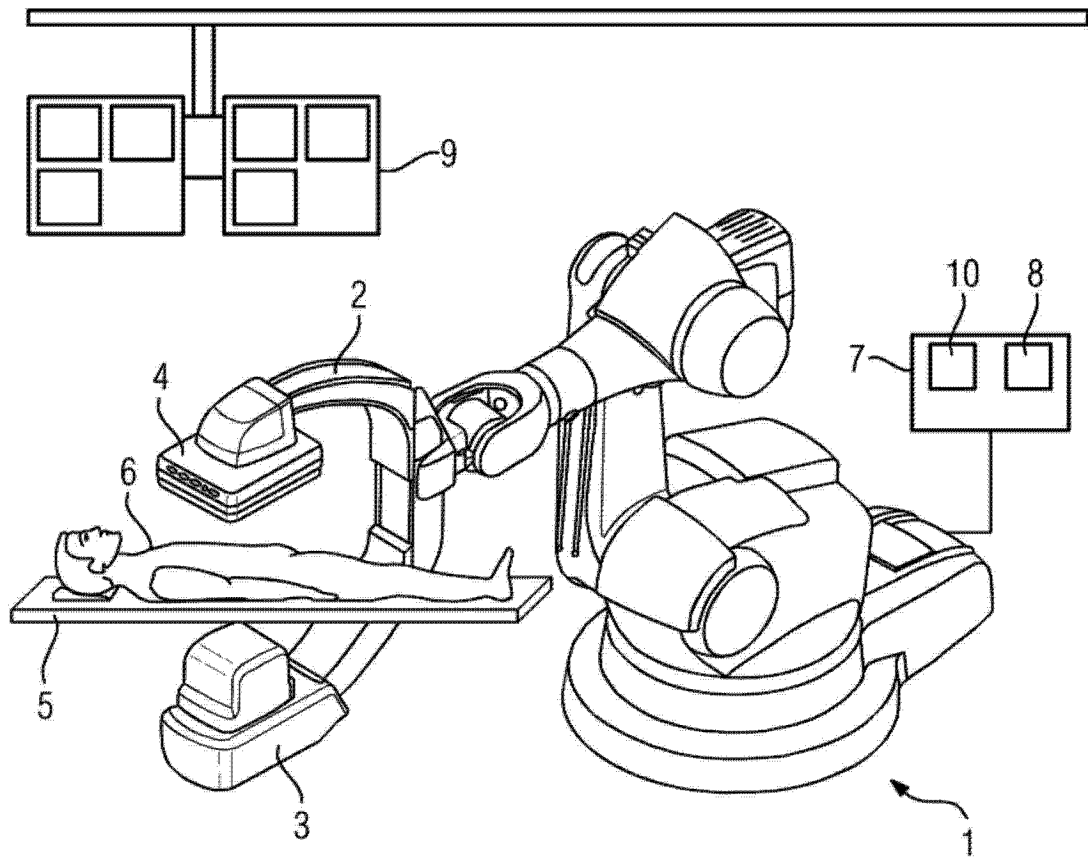


图 1

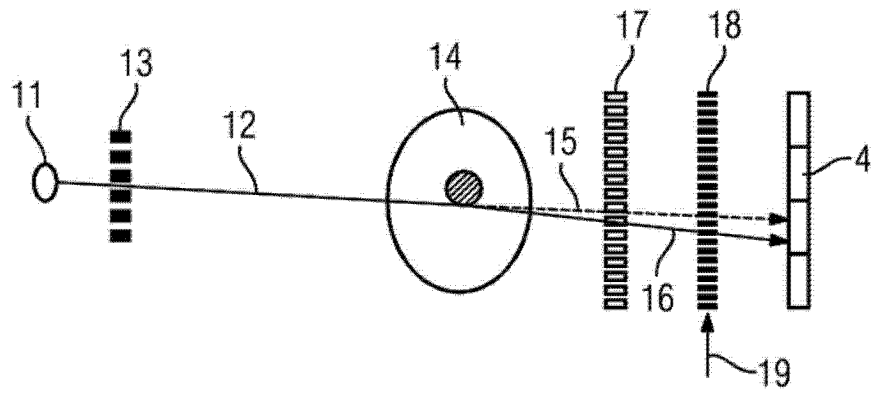


图 2

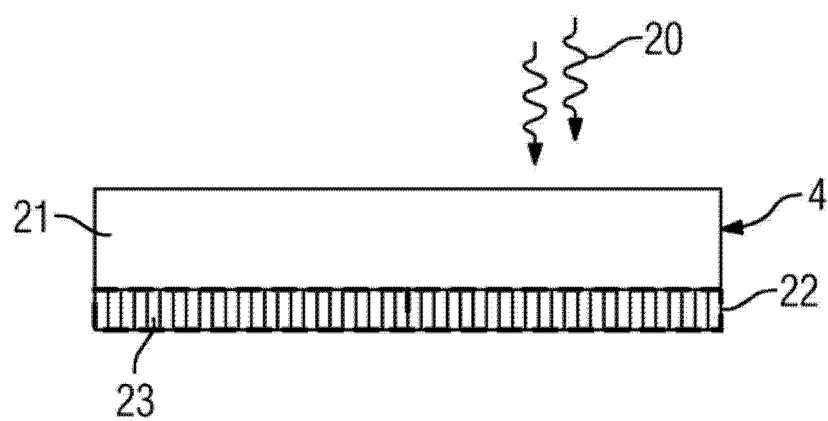


图 3

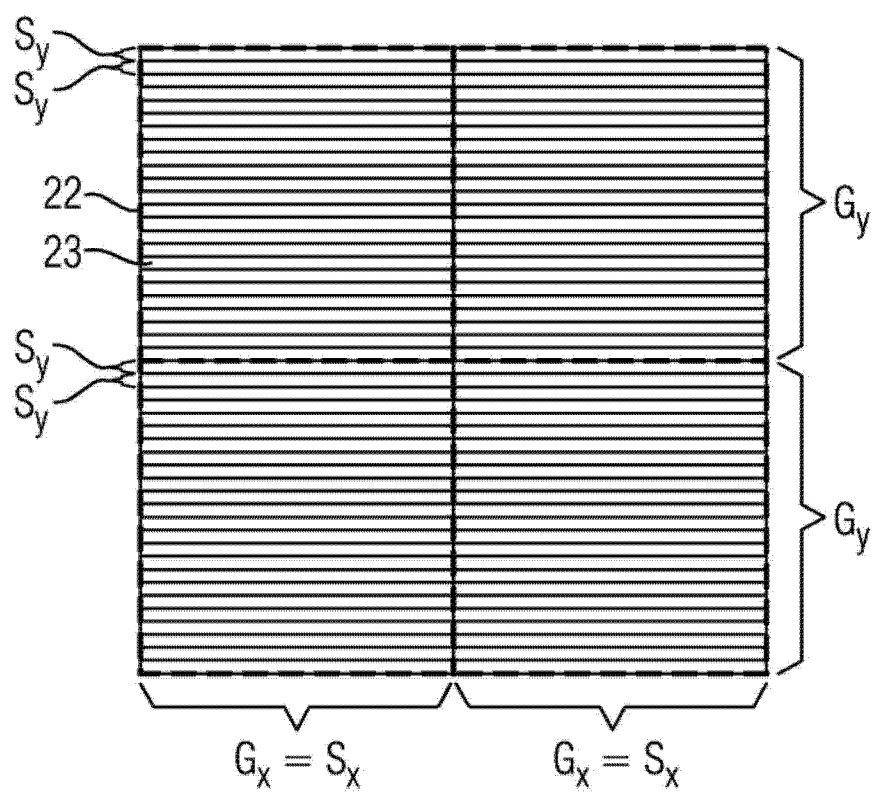


图 4

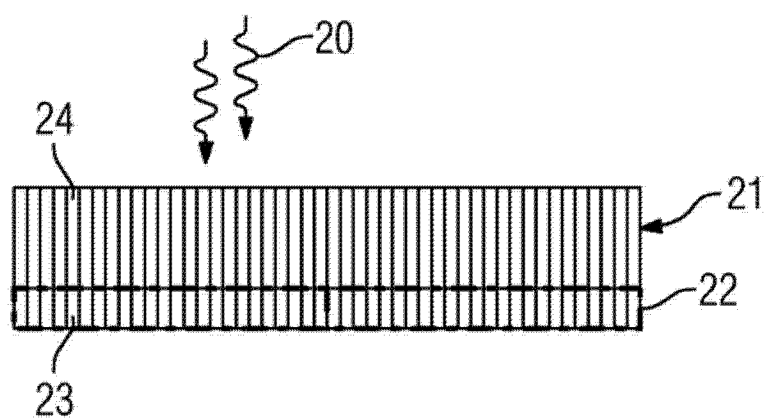


图 5

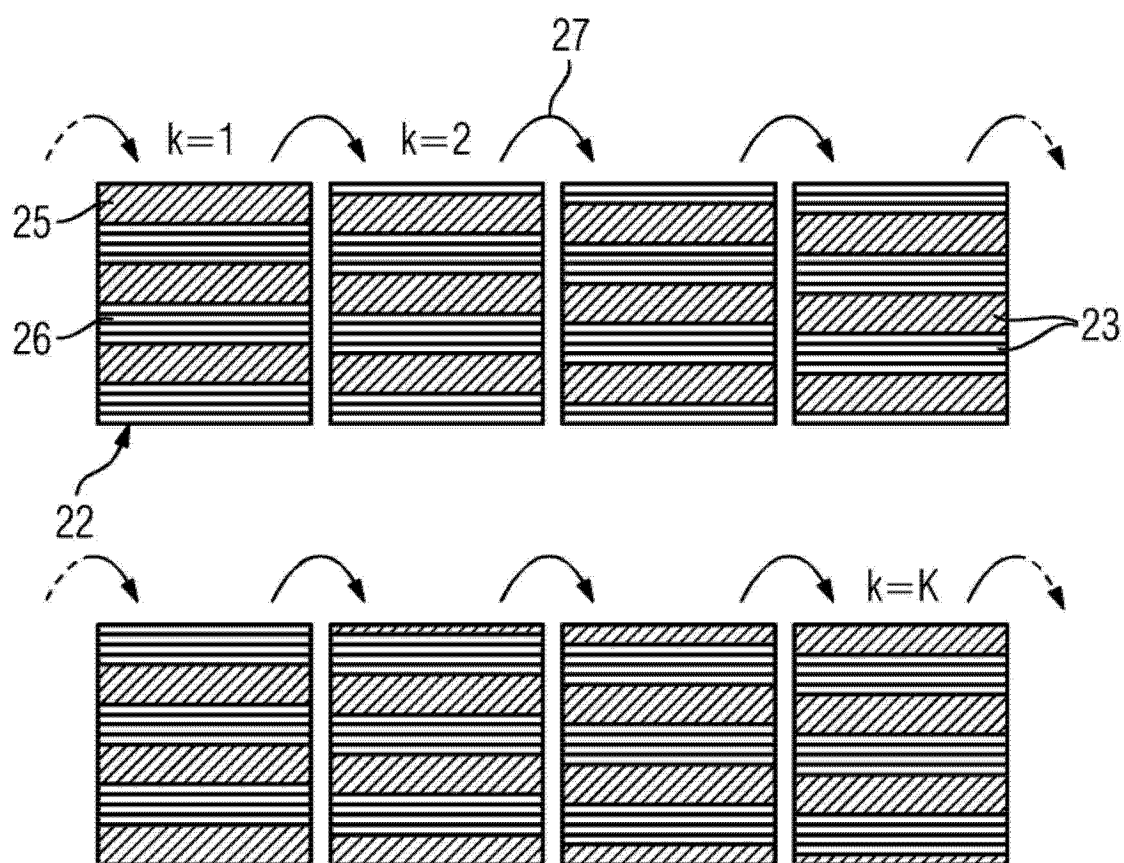


图 6

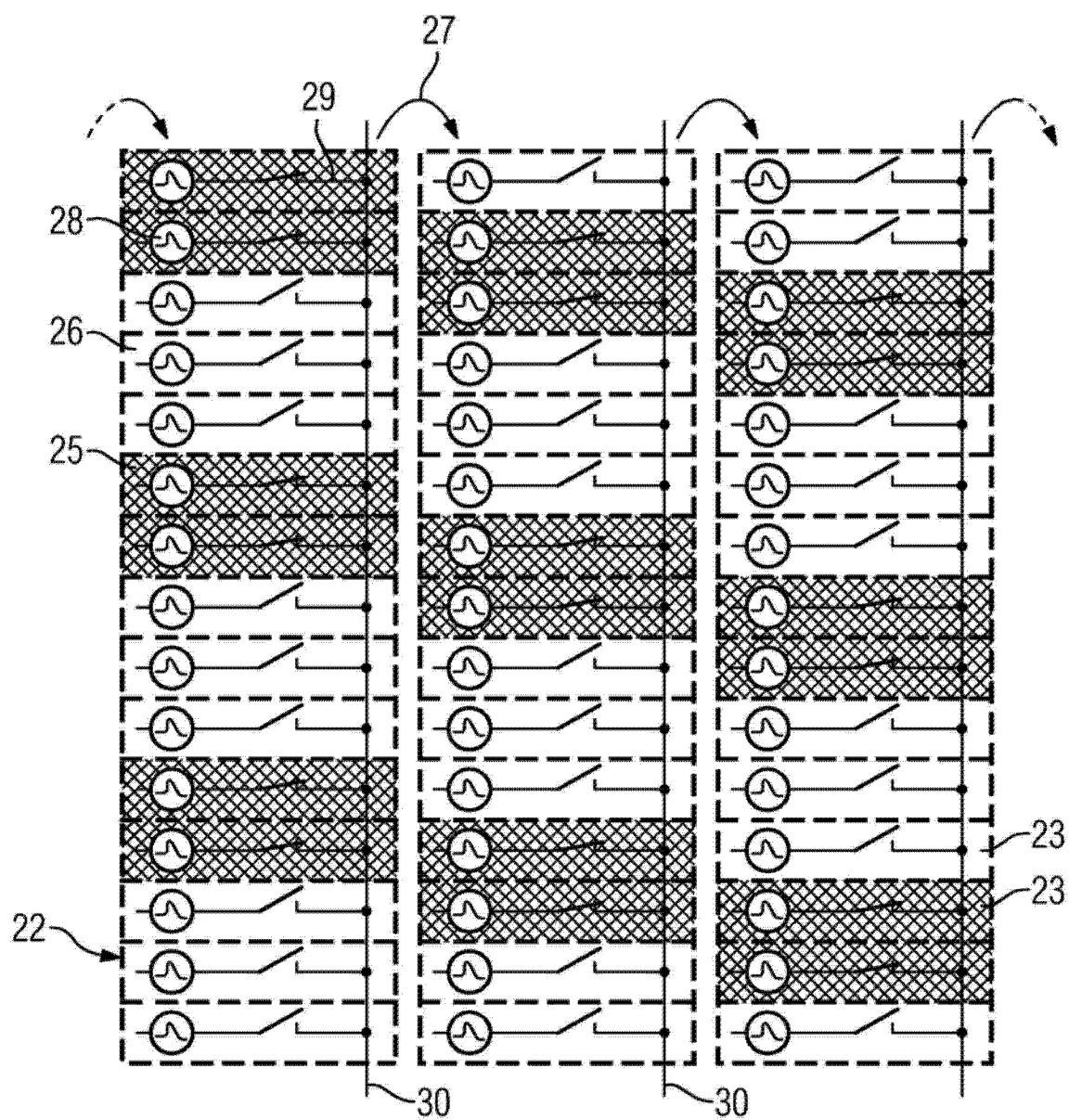


图 7

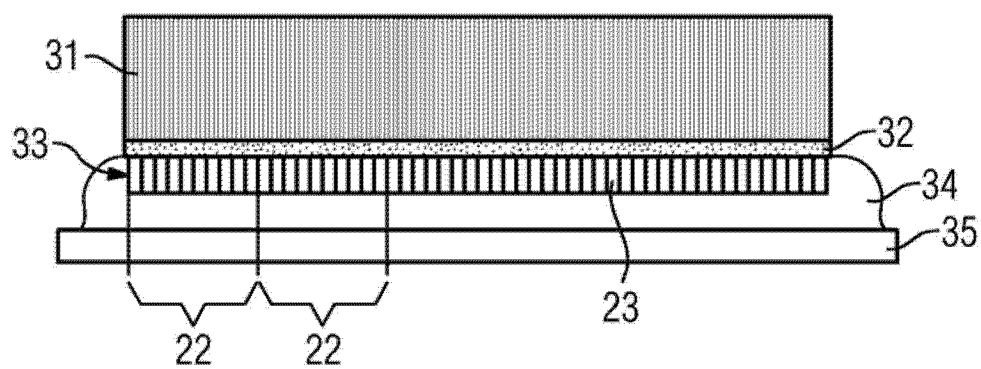


图 8

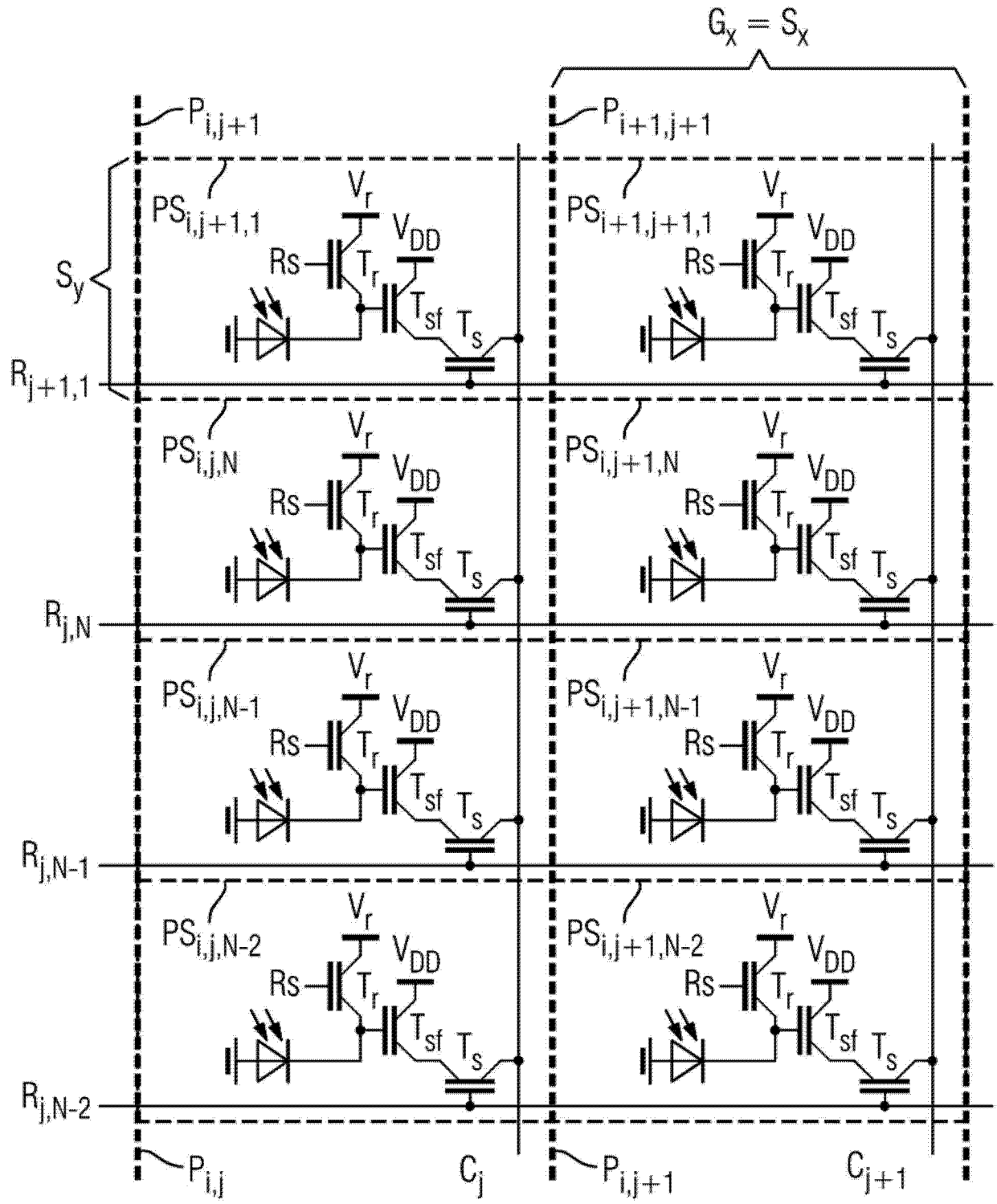


图 9

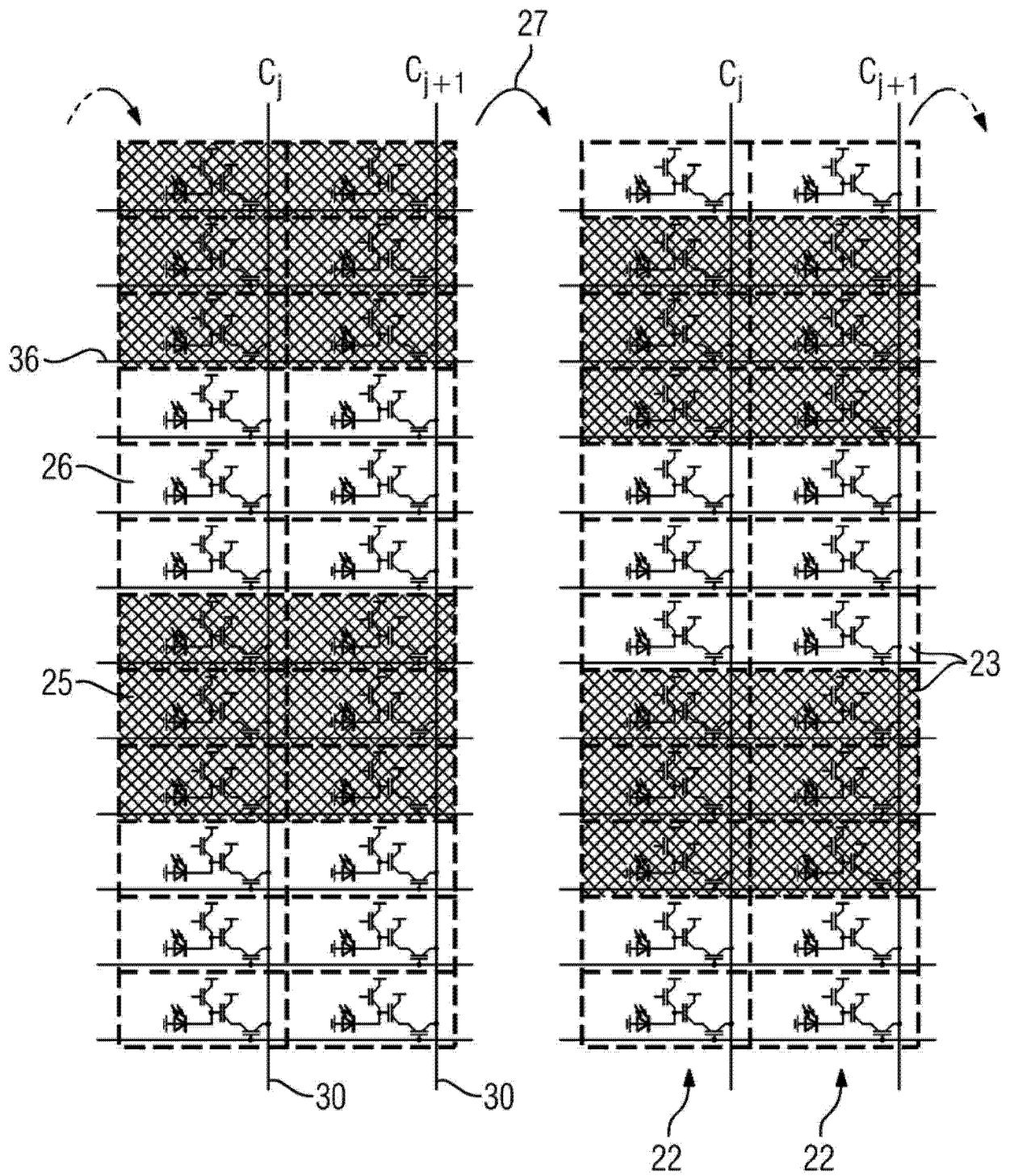


图 10

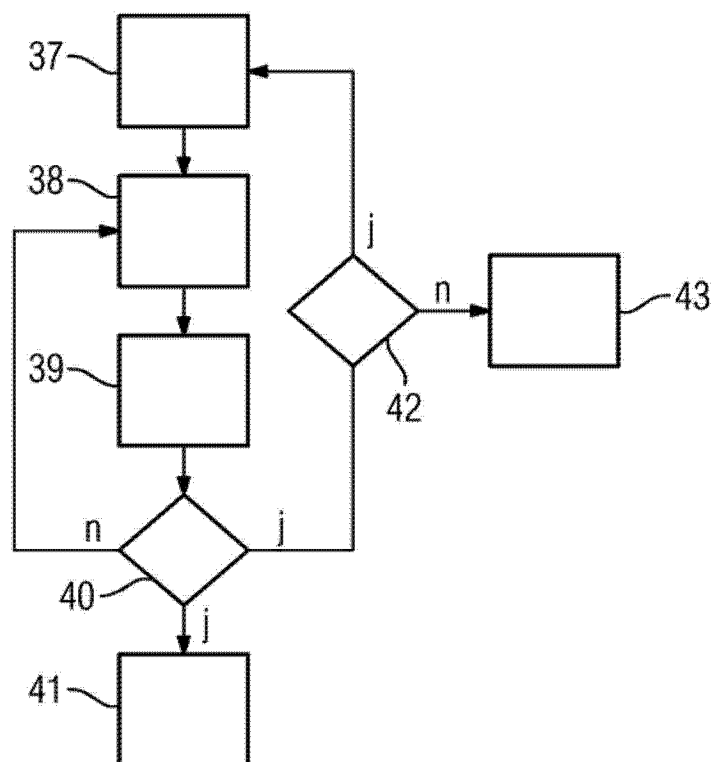


图 11

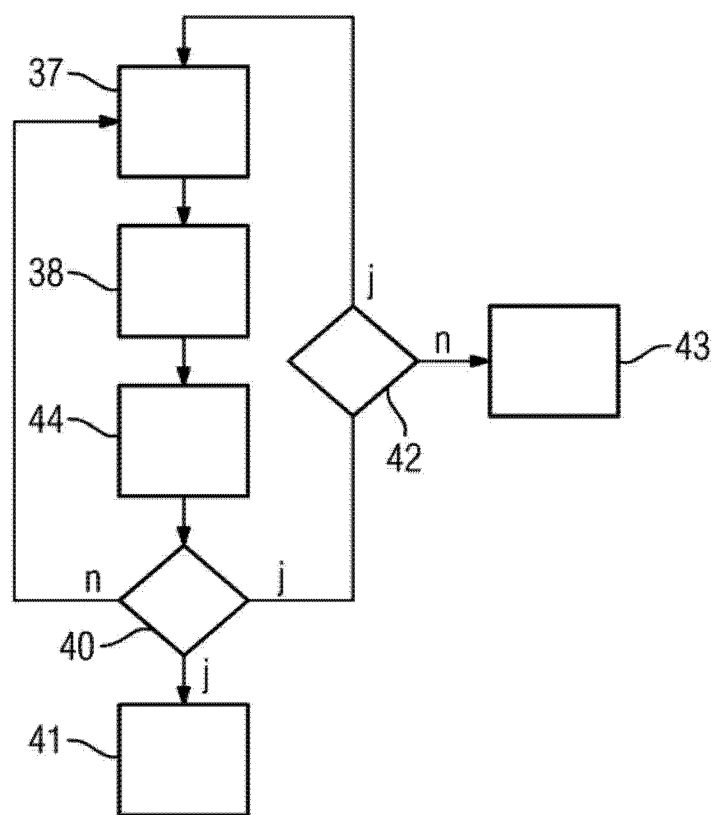


图 12