

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G01T 1/17 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780030087.5

[43] 公开日 2009年8月5日

[11] 公开号 CN 101501527A

[22] 申请日 2007.8.10

[21] 申请号 200780030087.5

[30] 优先权

[32] 2006.8.14 [33] EP [31] 06118878.5

[86] 国际申请 PCT/IB2007/053182 2007.8.10

[87] 国际公布 WO2008/020379 英 2008.2.21

[85] 进入国家阶段日期 2009.2.12

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 C·赫尔曼 R·斯特德曼

G·蔡特勒 C·博伊默

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 陈松涛

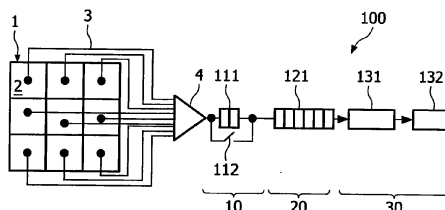
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 2 页

[54] 发明名称

具有计数电子电路的辐射探测器

[57] 摘要

本发明涉及一种辐射探测器，尤其是 X 射线探测器(100)，其包括对探测器的(子)像素(2)产生的电脉冲进行计数的计数电路(10, 20, 30)。在该计数电路中，每隔一段时间将快速计数级(10)计数的结果传送到慢速计数级(20)。快速计数级(10)例如可以包括具有低位深的快速计数器(111)，所述快速计数器(111)作为慢速计数级(20)中的高位深慢速计数器(121)前方的分频器而工作。任选地，可以由多路复用器(4)向计数电路(10, 20, 30)提供若干(子)像素(2)的信号。此外，辐射装置的像素(1, 2)可以任选提供能量分解脉冲。



1、一种辐射探测器，具体而言是一种 X 射线探测器（100，200），包括产生电脉冲的敏感单元（1，2）和对所述脉冲进行计数的计数电路（10，20，30），其中所述计数电路包括：

a)快速计数级（10），其反应时间快到足以应对给定的最大脉冲速率；

b)慢速计数级（20），其反应时间比所述快速计数级（10）的反应时间长，其中所述慢速计数级和所述快速计数级耦合在一起，使得以低于所述最大脉冲速率的速率将所述快速计数级（10）的计数结果传送到所述慢速计数级（20）。

2、根据权利要求1所述的辐射探测器，

其特征在于：所述快速计数级（10）包括作为所述慢速计数级（20）的分频器工作的快速计数器（111）。

3、根据权利要求2所述的辐射探测器，

其特征在于：所述快速计数级（10）包括用于有选择地对所述快速计数器（111）进行旁路的旁路逻辑（112）。

4、根据权利要求1所述的辐射探测器，

其特征在于：所述快速计数级（10）包括多个快速计数器（211），所述多个快速计数器（211）被提供了来自不同敏感单元（2）的输入，并且所述慢速计数级（20）包括累加器（222），在有触发信号时使所述累加器（222）增加所述快速计数器（211）的値之和。

5、根据权利要求4所述的辐射探测器，

其特征在于：它包括帧同步模块（213），在有所述触发信号时，所述帧同步模块（213）复位所述快速计数器（211）。

6、根据权利要求1所述的辐射探测器，

其特征在于：它包括用于将多个敏感单元（2）耦合到所述快速计数级（10）的输入端的多路复用器（4）。

7、根据权利要求 1 所述的辐射探测器，
其特征在于：它包括位于所述快速计数级（10）和/或所述慢速计数级（20）之前和/或之后的锁存器（131，212）。

8、根据权利要求 1 所述的辐射探测器，
其特征在于：它包括辨别逻辑，所述辨别逻辑用于辨别不同能量的辐射光子并产生针对不同能量窗口分别计数的相关电脉冲。

9、根据权利要求 1 所述的辐射探测器，
其特征在于：它包括耦合到仅具有慢速计数级的计数电路的敏感单元。

10、一种 X 射线装置，具体而言为 CT 扫描机，其包括 X 射线源和根据权利要求 1 所述的 X 射线探测器（100，200）。

具有计数电子电路的辐射探测器

技术领域

本发明涉及一种辐射探测器，其包括产生电脉冲的敏感单元和对所述脉冲进行计数的计数电路。此外，本发明还涉及一种包括这种探测器的 X 射线装置。

背景技术

辐射探测器用于对撞击在探测器的“像素”上的辐射量，尤其是 X 辐射或 γ 辐射的辐射量进行测定。根据特定的具有高精度的测量原理，以数字化方式对碰撞到像素上的光子数量进行计数，任选地可以用能量分解的方式来进行计数。在这方面，从 WO 2004/8488A2 获知：将一对像素经由中间逻辑耦合到单个计数器，以便减少探测器芯片上计数器的数量。

发明内容

基于这种情况，本发明的目的是提供一种具有计数电路的辐射探测器的可选设计。具体而言，期望的设计是仅需要相对简单、成本效益高的部件来进行电脉冲计数。

该目的是通过根据权利要求 1 所述的辐射探测器和根据权利要求 10 所述的 X 射线装置实现的。在从属权利要求中公开了优选实施例。

从原理上讲，根据本发明的辐射探测器可以用于探测能够通过可计数的电脉冲测量的任何种类的辐射，例如包括声辐射。在典型应用中，使用该探测器来测量电磁辐射的光子，尤其是 X 射线或 γ 光子。该辐射探测器包括产生电脉冲，例如电流或电压脉冲的敏感单元，其中“脉冲”一词应当表示任何种类的具有确定的、可识别形状（例如单个峰）的信号。通常将该敏感单元作为“像素”或“子像素”设置成矩阵图案，每个脉冲通常代表一个被吸收的辐射光子。该辐射探测器还包括计数电路，该计数电路被提供了前述的电脉冲，并且该计数电路用于计数这些脉冲。在计数电路

中，将下列部件串联起来：

a)快速计数级，其反应时间快到足以应对给定的最大脉冲速率，其中向所述快速计数级馈送由一个或多个敏感单元产生的电脉冲。计数级的“反应时间”表示计数级被一个脉冲的处理（即计数）所封锁的时间（如果第二个脉冲在反应时间期间到达，即仍在处理前一脉冲时到达，那么通常将丢失第二个脉冲）。因此重要的一点是第一计数级的反应时间足够短，以便能以最小损失处理所有提供的脉冲。在所提出的设计中，只要实际的脉冲速率小于给定的最大脉冲速率就能够确保这点，最大脉冲速率的值一般在 0.2×10^6 /秒与 50×10^6 个脉冲/秒之间。

b)慢速计数级，它的反应时间比所述快速计数级的反应时间长，其中所述慢速计数级和所述快速计数级耦合在一起，使得以慢于最大脉冲速率的速率将所述快速计数级的计数结果传送到所述慢速计数级。应当指出，在所指为反应时间的持续期间时，术语“快速”和“慢速”在此仅有相对的意义。

所述辐射探测器实现了相对紧凑和成本高效的计数电路设计，这是因为将其分成了快速级和慢速级。快速部件可以仅具有较小的位深，这是因为它们的结果每隔一段时间都被传送到慢速计数级。相反，慢速计数级具有较大的位深（它必需存储完整的计数），但就工作速度而言可以用更简单的方式来实现它。

根据上述原理，具有各种实现计数电路的可能。在本发明第一特定实施例中，该快速计数级包括作为慢速计数级的分频器工作的快速计数器。通常，术语“计数器”表示一种对在其输入端提供的电脉冲进行计数并将所计数的脉冲数量表示为位串的电气部件。如果（例如）位串表示被计数脉冲的二进制数值且如果仅将该数值的最高位传递到下一级，那么就可以将这种计数器用作分频器。因此，仅具有一位的快速计数器将会把输入电脉冲的速率分成两半，相应地，可以将慢速计数级中的相关计数器设计得更慢。当然，在解释慢速计数级的结果时，必需要考虑到分频的影响。

在前述实施例的进一步改进中，该快速计数级包括旁路逻辑，用于有选择性地对快速计数器进行旁路，即将敏感单元提供的电脉冲不经中间的分频直接引导到慢速计数级。只要输入脉冲的速率不超过慢速计数级可应

对的速率，就可以例如自适应地接通这种旁路处理。

在本发明的第二特定实施例中，该快速计数级包括多个快速计数器，所述多个快速计数器被提供了来自不同敏感单元的输入，并且所述慢速计数级包括累加器，每当给出触发信号时使该累加器增加所述快速计数器存储的值的和。在该设计中，每个快速计数器计数由一个（或多个）相关敏感单元提供的脉冲数量，即，它必需能够处理直到最大脉冲速率的脉冲。尽管如此，如果快速计数器具有较低的位深（例如 4 到 8 位），那么可以保持它们是简单的，其中较低的位深是足够的，这是因为它们的值每隔较短的时间都会被传送到累加器。累加器当然必需要有较大的位深，但不需要一定是高速部件。

根据前述实施例的进一步改进，该计数电路包括帧同步模块，在每次给出触发信号时，该帧同步模块复位快速计数器。因此，每次在将快速计数器的先前值传送到累加器之后，快速计数器都将重新从零开始它们的计数。帧同步模块还可以任选地用于产生触发信号。

在本发明的进一步改进中，该计数电路包括用于将多个敏感单元耦合到所述快速计数级的单个输入端的多路复用器。该多路复用器允许若干敏感单元共享一个快速计数器，这显然相应降低了硬件负担。

可以任选地在快速计数级之前和/或之后插入锁存器。类似地，也可以在慢速计数级之前和/或之后插入锁存器。锁存器允许保持信号（位值），直到下一级可以处理它们为止。此外，锁存器具有使相继部件解耦并防止不希望出现的干扰的优点。计数器前方的锁存器进一步允许使用简单的同步计数器，这是因为不同步（即随机）到达的电脉冲会被保持在锁存器中，直到对它们计数为止。

辐射探测器还可以包括辨别逻辑，其用于辨别来自不同（交迭的或不同的）能量窗口的辐射光子并用于产生被独立计数的相关电脉冲。在这种情况下，可以对入射辐射进行谱分解或能量分解的测量，这会提供大量的补充信息。

可以将计数电路的两级设计限于探测器面积中的、必需需要应对高辐射通量的区域。于是，该辐射探测器可以任选地包括耦合到仅具有慢速计数级的计数电路的敏感单元。在 CT（计算断层照相法）扫描机的 X 射线探测

器中，这例如可以是由于被检查对象吸收而导致通常接收到减少通量的探测器中心区域。

本发明还涉及一种 X 射线装置，具体而言是 CT 扫描机，其包括 X 射线源和如上所述的 X 射线探测器。

附图说明

参考下文所述的实施例，本发明的这些和其他方面将变得明了并得到阐述。将在附图的辅助下以举例的方式描述这些实施例，在附图中：

图 1 示意性示出了根据本发明第一实施例的辐射探测器，其中在慢速计数级前方设置分频器；

图 2 示意性示出了根据本发明第二实施例的辐射探测器，其中快速计数器耦合到累加器；以及

图 3 示出了用于图 2 的探测器的计数器和累加器活动的示范性时间序列。

具体实施方式

图中类似的附图标记或相差 100 的整数倍的附图标记指代相同或类似的部件。尽管图中所示的实施例涉及到将本发明应用于 CT 扫描机的 X 射线探测器，但从任何意义上讲本发明不限于这种情况。

图 1 示出了整个探测器区域的一个像素 1，该区域通常包括数千个这样的像素。由于 X 射线的光子通量通常高达 $10^9/\text{mm}^2\text{s}$ ，因此必须将 CT 探测器的每个像素 1 分成若干个子像素 2，以便降低在每个子像素中观察到的计数速率。例如，必须将 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 的 CT 像素细分成 100 个均为 $100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$ 的子像素。此外，存在若干种方式来将通常为 $1\text{mm} \times 1\text{mm} \times (1-3)\text{mm}$ （厚度取决于所用传感器材料的性质）的探测器像素的敏感体积细分成可具有相等或不一样体积的子像素。然后，必须在每个像素内部对子像素的计数进行求和，这是因为要分别读出所有子像素的计数并在读出之后对其求和实际上是不可能的（原因是有限的数据速率以及有限的读出线）。然而，每个像素中独立的加法部件将会占用相当多像素空间；此外，使用 m 序列反馈移位寄存器构建计数器也可能有问题，这是因为 m 序列计数器的

输出是位串，需要将其映射为对应的计数值，需要首先将这些位串映射为计数值，然后对计数值进行求和，m 序列反馈移位寄存器被公认为芯片面积效率非常高的计数器实现方式（参考 Fischer “An area efficient 128 channel counter chip”，Nucl. Instr. and Meth. in Physics Research A, 378 (1996)）。当在像素中实现时，也必须实现该映射功能，这又会消耗宝贵的芯片面积。

如果每个像素要能够独立计数不同能量的光子，即，如果像素能够基于多个能量范围（energy bin）而根据光子的能量对光子“分类”，那么这个问题会变得更加严重（就所需的芯片面积而言）。在这种情况下，在最简单的方法中，每个子像素 2 包含若干辨别器。仅使用一个能量阈值来定义能量范围。使用阈值最低的辨别器来将光子与噪声区别开。每个辨别器的输出连接到独立的计数器。然后，计数器对能量超过连接到该计数器的辨别器的阈值的光子数量进行计数。因此，能量高于最高阈值的光子将会被所有计数器计数（这相当于利用交迭的能量窗口进行的单阈值计数）。在更完善的实现方式中（参考 P. Fischer, H. Helmich, M. Lindner, N. Wermes, L. Blanquart, “a photon counting pixel chip with energy windowing”, IEEE Trans Nucl Sci, Vol.47, No.3 (2000)），可以存在额外的逻辑，该逻辑确保仅使恰好属于阈值最高的辨别器的、且所要计数的光子能量超过阈值的计数器增加（这相当于利用不同能量窗口进行的计数）。例如，假设每个像素有 100 个子像素和四个能量范围（这也意味着每个子像素四个能量范围），则需要针对每个能量范围独立地对 100 个子像素的计数器值进行求和。

为了解决上述问题，这里提出了一种方法，以省去用于对能量范围内的计数值进行求和的加法器或者提供面积/速度效率高的计数方案实施方式。

在所提出设计的第一任选方面中，若干子像素 2 经由线 3 和逻辑块 4 连接到单个计数电路（由若干个级 10、20、30 构成；应当指出，图 1 示出了具有某个公共能量范围的子像素 2 的示意图，如果每个子像素具有一个以上的能量范围，那么必须根据能量范围的数量来扩展该设置）。计数电路能够固有地对某个能量范围内的像素 1 的所有子像素 2（或子像素的子集）中产生的事件进行计数，从而显著减少了计数器的数量，与每个子像素一个计数器的设计相比节省了宝贵的芯片面积。作为前提条件，该计数电路

必须足够快，即，必须能够应对相关联的能量范围内的计数速率。逻辑块 4 负责处理不同子像素 2 的计数事件，使得它们产生正确的计数值；在所考虑的特别情况下，该逻辑块可以是（例如模拟）多路复用器 4 或“线或”实施方式。

也可能有利的是通过如下方式选择能量范围：对于像素能够观察到的最高计数速率（通常即直射光束中的光子速率），每个能量范围之内的（每测量区间）计数值大致相同，因此计数器可以具有相似的位数长度。然而，这种方法仅对于“利用不同能量窗口进行的计数”是可能的。

图 1 的计数电路包括具有普通计数器 121 的“慢速计数级” 20，该计数器 121 具有较高的位数（例如 16 位），用于计数由多路复用器 4 提供的复用电脉冲。如果要单独使用这种普通计数器 121，那么可能会发生计数速率高于计数器 121 能处理的速率的情况。为了防止出现这种情况，在普通计数器 121 前方的第一“快速计数级” 10 中插入预计计数器 111，其中所述预计计数器 111 比单个普通 16 位计数器 121 快得多，但仅具有非常少的位数（例如仅一位或两位）。然后，预计计数器 111 将充当“分频器”。如果 1 位预计计数器 111 在其输入端处已经观察到来自复用于像素 2 的两个计数，那么该 1 位预计计数器 111 例如将在它的输出端上仅产生用于单个普通计数器 121 的计数脉冲。

在计数电路的输出级 30 中，如现有技术所公知的，将计数器 121 的值传递到锁存器 131，并从锁存器 131 传递到数字读出电路 132。如果快速计数级 10 中的预计计数器 111 在工作，那么必须针对该情况“校正”数字读出数据，即，必须将读出的计数值乘以频率降低的因子，以便获得对正确计数值的估计。

如旁路开关 112 所示，根据探测器所观察到的计数速率，可以自适应地连接或断开预计计数器 111。

如果像素是根据它们在 CT 探测器面积上的位置配置的，则可以实现稍简单些的设计。香蕉形 CT 探测器面积的边缘中的探测器像素常常会观察到直射光束，它们例如始终要使用预计计数器，而位于探测器面积中心的那些像素可能永远不使用预计计数器（然而，该方法必需要考虑到：在全身扫描中，除非在腿之间设置特定的过滤材料，否则在光束与患者腿部相遇时中

心像素会观察到直射光束)。

必须对成组连接到单个计数电路的子像素 2 的数量进行选择 (即充分少), 使得计数电路能够应对相关面积和能量范围中的最大计数速率。在两个计数事件在同一时刻发生的情况下, 计数电路很可能仅计数到一个脉冲。然而, 这可能无关紧要, 这是因为在低计数速率下两个计数在同一时刻发生的概率非常低, 并且在高计数速率下由于同时事件造成的少量计数损失可能并不大, 或者可以采用根据寂静时间模型 (dead-time model) 的校正方案。

图 2 示出了辐射探测器 200 的第二实施例, 其利用稍微复杂的结构解决了前述问题, 该结构还在面积和速度方面提供了益处。本实施例的基本构思是对于在像素级别下实施的某个能量范围而言在快速计数级 10 中包括子像素级别的低位深的快速且非常紧凑 (异步) 的计数器 211。然后, 将这些计数器 211 的值相继

- 锁存在锁存器 212 中,
- 以周期性时间间隔 (“子帧”) 在加法器 221 中相加, 以及
- 存储到累加器 222 或宏锁存器上。

所述的时间间隔取决于快速计数器 211 的位深 (例如 4 位)。每次传送这些值时, 都将计数器复位到 0 并可以开始新的子帧。复位阶段应当比最大计数速率短, 以免计数不到任何事件。

设置于计数器 211 后方的锁存器 212 代表确保加法不干扰计数操作所需的 “同步步骤”。优选以规则的时间间隔进行加法, 该时间间隔足够短, 使得在该时间间隔期间子像素计数器 211 不会溢出。

也可以应用同步计数器 (即仅以时钟周期为间隔计数的计数器)。由于来自 (子) 像素 1、2 的电荷脉冲可以在任何时候发生, 因此计数的前置放大器的辨别器 (未示出) 可能会指出它的阈值被超过, 这是因为电荷脉冲也可能处于发生计数的时钟边沿 (clock flank) 之间。在这种情况下, 在辨别器与同步计数器之间需要 1 位锁存器, 以便确保通过阈值 (threshold passage) 在触发计数的下一时钟边沿仍然是可见的。

在累加器 222 中, 除了累加器的先前状态之外, 还存储所有计数器 211 的值。在图 3 的信号图中针对三个计数器 211a、211b、211c 的范例示出了

这种情况。

在图 2 的探测器中，如果光子速率高于计数器 211 能够处理的速率，那么也可以使用预计计数器，例如图 1 中的计数器 111。

所述类型的探测器主要有益于 X 射线和 CT 成像系统，这是因为它能够通过能量编码处理方法改善图像质量，使得使用常规积分 X 射线探测器不可见的结构变得可见（例如甚至潜在的软斑）。

最后要指出，在本申请中，“包括”这一术语不排除其他元件或步骤，“一个”或“一种”不排除多个，单个处理器或其他单元可以实现若干装置的功能。本发明体现在每个新颖性特征和这些特征的每种组合之中。此外，权利要求中的附图标记不应被示为限制它们的范围。

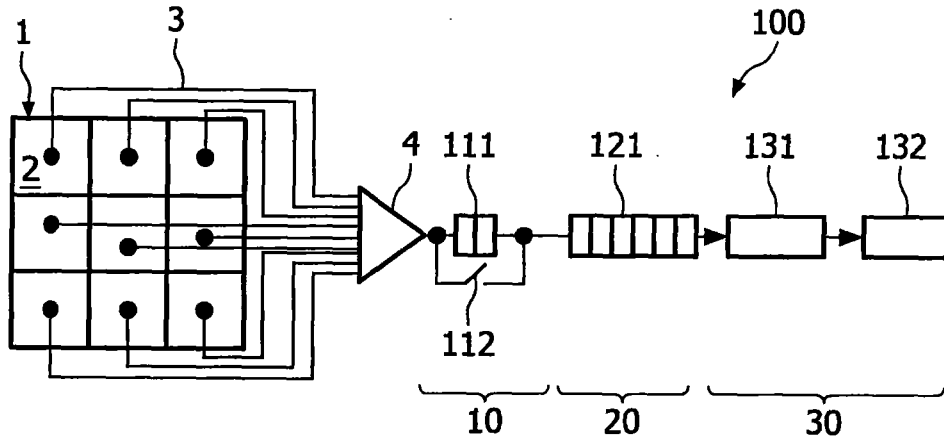


图1

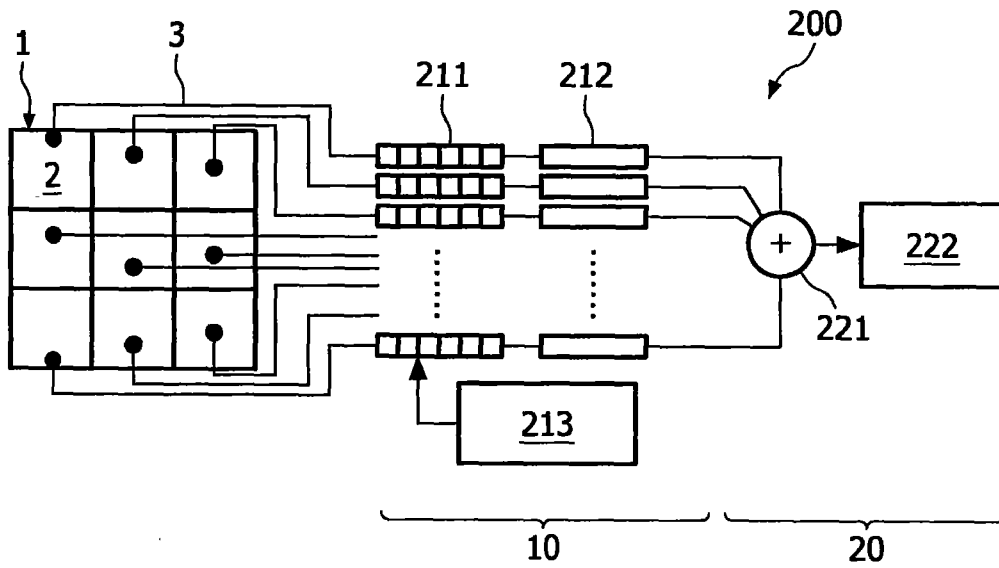


图2

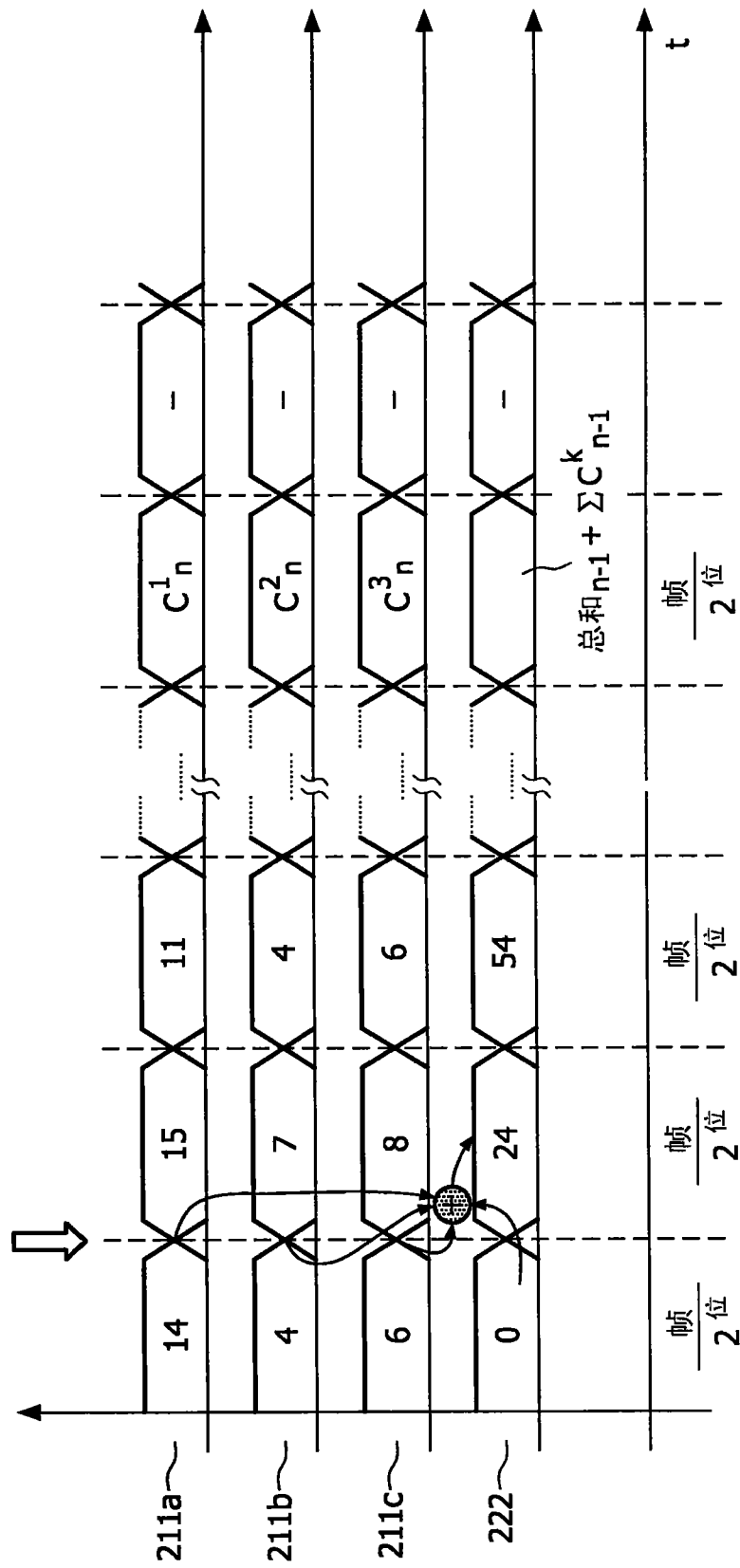


图3