

1. 一种计时电路(22),包括:

第一时间数字转换器(30),配置为基于第一参考时钟信号(40,53)并响应于探测事件而输出第一时间戳;

至少第二时间数字转换器(31),配置为基于第二参考时钟信号(42,54)并响应于所述探测事件而输出第二时间戳,所述第一参考时钟信号和所述第二参考时钟信号在时间上偏移;以及

电路(60,62),可操作地连接到每个时间数字转换器,所述电路配置为基于所述第一时间戳和所述第二时间戳输出校正的时间戳,其中如果所探测的辐射事件发生在所述第一时间数字转换器的亚稳定区域期间并且由所述第二时间数字转换器所探测的事件早于由所述第一时间数字转换器所探测的事件,则所述校正的时间戳等同于所述第二时间戳;如果所探测的辐射事件发生在所述第二时间数字转换器的亚稳定区域期间并且由所述第一时间数字转换器所探测的事件早于由所述第二时间数字转换器所探测的事件,则所述校正的时间戳等同于所述第一时间戳。

2. 根据权利要求1所述的计时电路,其中:

所述第一参考时钟信号(40,53)和所述第二参考时钟信号(42,54)以相同频率振荡;并且

所述第一参考时钟信号的上升沿(46,48,56,57)与所述第二参考时钟信号的上升沿(50,52,58)不一致,所述第一参考时钟信号的上升沿(46,48,56,57)与所述第二参考时钟信号的下降沿(50,52,58)一致。

3. 根据权利要求1和2中任一项所述的计时电路,每个时间数字转换器还包括:

粗略计数器(32,33),配置为对相应的参考时钟信号的上升沿的数量进行计数;以及

精细计数器(34,35),以高于相应的参考时钟信号的分辨率操作,并配置为测量所述探测事件和相应的参考时钟信号的下一个上升沿之间的时间差。

4. 根据权利要求3所述的计时电路,其中:

由所述精细计数器(34,35)执行的时间差测量基于根据以下之一的时间距离测量:抽头线、游标尺、脉冲收缩以及恒流电容器放电。

5. 根据权利要求3所述的计时电路,其中:每个粗略计数器(32,33)还包括:

存储元件(36,37),配置为锁存所述探测事件和所述参考时钟信号的上升沿。

6. 根据权利要求1所述的计时电路,其中:

在所述第一时间数字转换器未探测到所述辐射事件,而所述第二时间数字转换器探测到所述辐射事件时,则所述校正的时间戳等同于所述第二时间戳;

在所述第一时间数字转换器探测到所述辐射事件,而所述第二时间数字转换器未探测到所述辐射事件时,则所述时间戳等同于所述第一时间戳;并且

在所述第一时间数字转换器和所述第二时间数字转换器两者都探测到所述辐射事件时,则所述校正的时间戳基于所述第一时间戳和所述第二时间戳。

7. 根据权利要求3所述的计时电路,还包括比较器(38),所述比较器配置为探测所述第一时间数字转换器和所述第二时间数字转换器两者的第一计数器之间的差异。

8. 一种辐射探测器模块(10),包括:

闪烁器,响应于所接收的辐射产生光子;

多个光电探测器,光耦合到所述闪烁器,并配置为响应于所探测的光子而生成触发信号;以及

根据权利要求1至7中任一项所述的计时电路(22)。

9. 根据权利要求8所述的辐射探测器模块,其中:

所述光电探测器为硅光电倍增管。

10. 根据权利要求8所述的辐射探测器模块,其中:

所述闪烁器是由多个光隔离的闪烁器晶体构造的像素化闪烁器;并且

每个光电探测器光耦合到一个所述闪烁器晶体。

11. 一种核医学图像扫描仪,包括:

多个根据权利要求8至10中任一项所述的辐射探测模块,几何结构上设置在成像区域(12)周围;

并发探测器(70),探测所探测的辐射事件对并且确定对应于所述并发对的响应线;以及

重建处理器(72),将所述响应线重建为图像表示。

12. 一种用于将时间戳分配给探测事件的方法,包括:

生成第一参考时钟信号(40,53);

生成至少第二参考时钟信号(42,54),所述第一参考时钟信号和所述第二参考时钟信号是非同步的;

响应于探测事件,接收触发信号;

基于所述触发信号和所述第一参考时钟信号之间的时间关系,由第一时间数字转换器确定第一时间戳;

基于所述触发信号和至少所述第二参考时钟信号之间的时间关系,由第二时间数字转换器确定至少第二时间戳;以及

基于所述第一时间戳和所述第二时间戳,输出校正的时间戳,其中如果所探测的辐射事件发生在所述第一时间数字转换器的亚稳定区域期间并且由所述第二时间数字转换器所探测的事件早于由所述第一时间数字转换器所探测的事件,则所述校正的时间戳等同于所述第二时间戳;如果所探测的辐射事件发生在所述第二时间数字转换器的亚稳定区域期间并且由所述第一时间数字转换器所探测的事件早于由所述第二时间数字转换器所探测的事件,则所述校正的时间戳等同于所述第一时间戳。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中:

所述第一参考时钟信号和所述第二参考时钟信号以相同频率振荡;并且

所述第一参考时钟信号的上升沿与所述第二参考时钟信号的上升沿不一致。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中:

所述第一参考时钟信号的所述上升沿与所述第二参考时钟信号的下降沿一致。

15. 根据权利要求12至14中任一项所述的方法,还包括:

确定所述第一时间戳;

对所述第一参考时钟信号的上升沿的数量进行计数;

以高于所述第一参考时钟信号的分辨率,测量所述探测事件和相应的参考时钟信号的下一个上升沿之间的时间差;以及

确定所述第二时间戳；
对所述第二参考时钟信号的上升沿的数量进行计数；
以高于所述第二参考时钟信号的分辨率，测量所述探测事件和所述第二参考时钟信号的下一个上升沿之间的时间差。

16. 一种成像方法，包括：

探测辐射事件；

根据权利要求12至15中任一项所述的方法，将时间戳分配给每个辐射事件；

根据所述时间戳，匹配并发的辐射事件对；

针对每个并发的辐射事件对，定义LOR；

将所述LOR重建为图像表示。

用于提高数字硅光电倍增管的时间分辨率的方法

技术领域

[0001] 以下内容涉及探测器领域。本发明尤其应用于与用于飞行时间正电子发射断层扫描(TOF-PET)的辐射探测器结合,而且还应用于利用辐射传输和放射性药物的其它核医学成像仪,例如单光子发射计算机断层扫描(SPECT)成像仪和正电子发射断层扫描(PET)成像仪,以及平面X射线成像仪、射电天文学、用于高能粒子的探测器(例如,切伦科夫辐射、同步加速器辐射、比色法探测器等)等,并且将具体参照以上对本发明进行描述。应该理解,本发明还可以应用于其它辐射探测器模式,以及使用辐射探测器的系统和方法。

背景技术

[0002] 在正电子发射断层扫描(PET)中,放射性药物被注入成像对象,其中放射性药物的放射性衰变事件产生正电子。每个正电子与电子相互作用以产生发出两个相反指向的伽马(γ)射线的正负电子湮灭事件。使用并发(coincidence)探测电路,围绕成像对象的辐射探测器的环形阵列探测与正负电子湮灭相对应的并发的相反指向伽马射线事件。连接两个并发探测的响应线(LOR)与正负电子湮灭事件的位置相交。这样的响应线类似于投影数据并且可以被重建以产生二维或三维图像。在飞行时间PET(TOF-PET)中,使用两个并发 γ 射线事件的探测之间的小时间差对沿着LOR(响应线)的湮灭事件进行定位。

[0003] PET系统的性能受灵敏度、时间分辨率和响应以及噪声的影响。PET辐射探测器模块传统上包括光电倍增管(PMT)的阵列,其利用中间光导层与闪烁器晶体光耦合。还已经提出采用固态光电探测器,诸如光耦合到像素化闪烁器的数字硅光电倍增管(SiPM)。SiPM是基于工作在盖革(Geiger)模式下的雪崩光电二极管(APD)。它们的特征在于提高了对于 γ 射线的灵敏度而对于散射效应较不灵敏;然而,它们倾向于暗计数,这无法引起光子吸收。

[0004] 时间数字转换器(TDC)输出与每个探测辐射事件相关联的时间戳(timestamp)。该时间戳由并发探测电路用来确定并发对和对应的LOR,并且也由飞行时间测量电路使用。传统上,TDC由粗略(coarse)计数器和精细(fine)计数器构成。粗略计数器是配置为对参考时钟的上升沿计数的数字计数器。在探测到事件时,在粗略计数器的输入处的切换(switch)被锁存到寄存器中作为时间戳的一部分。精细计数器测量探测事件和参考时钟的随后上升沿之间的时间差作为时间戳的剩余部分。输出是具有通常小于100皮秒的时间分辨率的时间戳。

[0005] 然而,由于被称为亚稳定性(meta-stability)的现象,可能会或不会探测到事件。亚稳定性是通常持续不定期发生在具有一个或多个异步输入的同步电路中的不稳定状态。触发器(flip flop)是一个在某些条件下易于受亚稳定性影响的设备。触发器具有两个逻辑状态,输入处的变化使触发器在这两个状态之间交替。然而,如果输入在设置或保持时间期间改变,则触发器进入这两个逻辑状态之间的亚稳定状态。该亚稳定状态最终衰减为这两个逻辑状态之一,但是衰减时间使得难以进行准确的时间测量。

[0006] 在TDC的示例中,输入连接到响应于由光电探测器生成的探测信号而被锁存的触发器。如果在参考时钟的上升沿期间出现探测信号,由此,触发器进入亚稳定状态,则直到

参考时钟的下一个上升沿才探测到该事件。在TDC的输入处的亚稳定性会严重影响时间戳的精确性,因此减小了并发探测的精度,这会将显著的噪声引入图像。

[0007] SiPM的固态性质允许将数字TDC接近APD集成,因此提高了PET系统的时间分辨率。已经提出采用具有较短设置和保持时间的触发器;然而,传统TDC的实施方式因为电路设计仍然会受到亚稳定性的影响。

发明内容

[0008] 本申请提供一种适于PET探测器或其它电子设备的新的改善的计时电路,其克服了上述问题以及其它问题。

[0009] 根据一方面,提供一种具有第一TDC和第二TDC的计时电路。第一TDC配置为基于第一参考时钟信号来输出第一时间戳,并且第二TDC配置为基于第二参考时钟信号来输出第二时间戳。基于第一时间戳和第二时间戳,电路输出校正的时间戳。

[0010] 根据另一方面,提供一种用于分配时间戳的方法。生成第一参考时钟信号和第二参考时钟信号,其中这些参考时钟信号是非同步的。响应于探测事件,接收触发信号。基于触发信号和第一参考时钟信号之间的时间关系确定第一时间戳,并且基于触发信号和第二参考时钟信号之间的时间关系确定第二时间戳。基于第一时间戳和第二时间戳输出校正的时间戳。

[0011] 一个优点在于提高了计时电路的时间分辨率。

[0012] 另一个优点在于冗余度。

[0013] 通过阅读和理解以下详细描述,本领域技术人员可以理解本发明进一步的优点。

附图说明

[0014] 本发明可以采用各种组件和组件的排列以及各种步骤和步骤的排列的形式。附图的目的仅在于说明优选的实施例,并不能理解为限制本发明。

[0015] 图1图示化示出采用具有像素化闪烁器的辐射探测器的医疗成像系统;

[0016] 图2图示化示出图1的计时电路;

[0017] 图3是计时电路的一个实施例的时序图;

[0018] 图4是计时电路的另一个实施例的时序图。

具体实施方式

[0019] 参照图1,作为说明性示例描述辐射断层扫描仪8。一般而言,在此公开的计时电路能够在基本上任何生成用于多个随机信号脉冲的时间指数的数字表示的信号处理应用中实施。例如,计时电路可以结合用于信号脉冲表示探测事件的质谱测量法、高能粒子物理学、射电天文学、医疗成像等中。

[0020] 辐射断层扫描仪8包括取向为接收来自于成像区域12的辐射的多个辐射探测器模块10。辐射探测器模块10设置为沿轴向的若干相邻环;然而也可以采用辐射探测器模块的其它设置。通常,辐射探测器模块10安置在断层扫描仪8的壳体14内,并且因此无法从外部看到。每个环包括几百或几千个辐射探测器模块10。在一些扫描仪中,仅提供单个环的辐射探测器模块10,在其他扫描仪中,提供多达5个或更多环的辐射探测器模块10。应该理解,探

测器头部(head)可以用于替代图1中所示的探测器环结构。断层扫描仪8包括用于将目标或病人定位在成像区域12中的对象支撑台16。可选地,支撑台16在基本横切于辐射探测器模块10的环的轴向上线性移动,以有助于在延长的轴向距离上采集三维成像数据。

[0021] 每个辐射探测器模块10通常包括与检查区域相邻设置的闪烁器晶体。闪烁器晶体吸收 γ 射线(例如PET扫描仪中的511keV)以产生光子的闪烁(scintillation)。通过诸如光电倍增管、光电二极管、SiPM等的光电探测器的阵列在闪烁器晶体的相对端处探测光子。在另一个实施例中,闪烁器晶体是由多个光隔离的闪烁器晶体构造的像素化闪烁器,每一个光隔离的闪烁器晶体均耦合到单个光电探测器。在探测光子时,如果多个光电探测器正在观测闪烁事件,则光电探测器输出一个或多个信号,该闪烁事件指示所探测的辐射事件。每个光电探测器可操作地连接到监测该信号的光电探测器输出的触发单元20。如果探测到信号,触发单元产生用于计时电路22的触发信号,以对所探测的辐射事件打上时间戳。

[0022] 参照图2,计时电路22包括至少两个时间数字转换器(TDC)30、31;每一个时间数字转换器均从触发单元20接收相同的输入。每个TDC由粗略计数器32、33和精细计数器34、35构成。粗略计数器是配置为对参考时钟的上升沿计数的数字计数器,并且精细计数器测量探测事件和参考时钟的随后上升沿之间的时间差作为时间戳的剩余部分。由精细计数器执行的时间差测量是基于根据抽头线(tap line)、游标尺、脉冲收缩以及恒流电容器放电等的其中之一的时间距离测量。

[0023] 在每个TDC的输入处,在出现触发信号时,诸如触发器、锁存器等的存储元件36、37被锁存。如果输入稳定,则切换将在参考时钟的随后上升沿锁存。然而,如果在亚稳定区域期间,即在设置或保持时间期间,在输入处接收到触发信号,则切换会变成亚稳定,并且直到参考时钟的下一个上升沿才将锁存触发信号,从而导致时间戳误差的显著增大。

[0024] 为了减少来源于输入处的亚稳定性的计时误差,每个TDC被同步至唯一的参考时钟。第一TDC 30被同步至第一参考信号,并且第二TDC 32被同步至第二参考信号。在一个实施例中(图3),第一参考信号的上升沿对应于第二参考信号的下降沿,反之亦然,以使得这些参考信号为彼此求反的形式。在另一个实施例中(图4),在保持相同的振荡速率的同时,两个参考信号相对于彼此偏移。以这种方式,由每个TDC单独测量探测辐射事件,因此提供两个与互补时钟有关的独立时间戳。因为两个计数器以相同(求反或偏移)时钟频率运行,在第一参考时钟信号的上升沿之前,它们的值必须对应。比较器38可以用于探测由于例如电磁干扰、辐射事件等造成的任何差异,并且启动系统同步或重置。

[0025] 图3示出将第一参考信号40与求反的第二参考信号42相关联的时序图。如果探测辐射事件发生在第一TDC 30的亚稳定区域44期间的时刻46,整个周期TDC 1将流逝,直到在下一个上升沿的时刻48捕获该时间戳,这会是几纳秒的数量级。因为输入在第二参考信号42的随后的上升沿之前将是稳定的,第二TDC 32将在时刻50捕获所探测的辐射事件,因此减少了时间戳误差。相反,如果探测辐射事件发生在第二TDC的亚稳定区域51期间,第一TDC将在时刻48而非整个周期TDC2之后的时刻52捕获时间戳。因为两个计数器以相同(正的和求反的)的时钟运行,在正的时钟的上升沿之前,它们的值必须是相同的。比较器可以用于探测由于例如电磁干扰、辐射事件等造成的任何差异,并且启动系统同步或重置。

[0026] 图4示出将第一参考信号53与偏移的第二参考信号54相关联的时序图。如果探测辐射事件发生在第一TDC 30的亚稳定区域55期间的时刻56,整个周期TDC1将流逝,直到在

下一个上升沿的时刻57捕获该时间戳,这会是个纳秒的数量级。因为输入在第二参考信号的随后的上升沿之前将是稳定的,第二TDC32将在时刻58捕获所探测的辐射事件,因此,减少了时间戳误差。相反,如果探测辐射事件发生在第二TDC的亚稳定59期间的时刻58,第一TDC将在时刻57而非整个周期TDC2之后捕获时间戳。

[0027] 再次参照图2,如果用于单个探测辐射事件的两个时间戳是有效,诸如查找表60、62的电路连同数据处理单元64一起确定哪个TDC应该用于给定的时间戳。可选地,可以使用统计平均值或另一数学/统计关系来关联时间戳。可选地,处理单元能够禁用不可靠的事件/单元(bin)以提高效率,并且允许随着时间的推移一致的信号衰减。关于信号衰减的问题在探测显著辐射剂量的射电天文学中是普遍的。

[0028] 再次参照图1,在支撑台16上的病人被注射放射性药品。由辐射探测器模块10探测辐射事件。已校正的时间戳通过计时电路22与每个感测的闪烁相关联。并发探测器70根据由计时电路22施加的时间戳确定并发对以及由每个并发对定义的LOR。重建处理器72将LOR重建为存储于图像存储器76中的图像表示。在TOF-PET系统中,重建处理器还通过从用于每个LOR的时间戳中取得飞行时间信息来定位每个事件。时间戳越精确,能够越准确地沿着其LOR定位每个事件。图形用户界面或显示设备58包括用户输入设备,临床医生可以使用该用户输入设备来选择扫描序列和协议、显示图像数据等。应该理解,大于所描述的两个的额外的TDC可以在计时电路22中实施,以提高冗余度并提高计时分辨率。

[0029] 已参照优选实施例描述了本发明。其他人基于对先前详细的描述的阅读和理解可以进行修改和改变。本发明应理解为包含落入所附权利要求或其相等物的范围内所有这样的修改和改变。

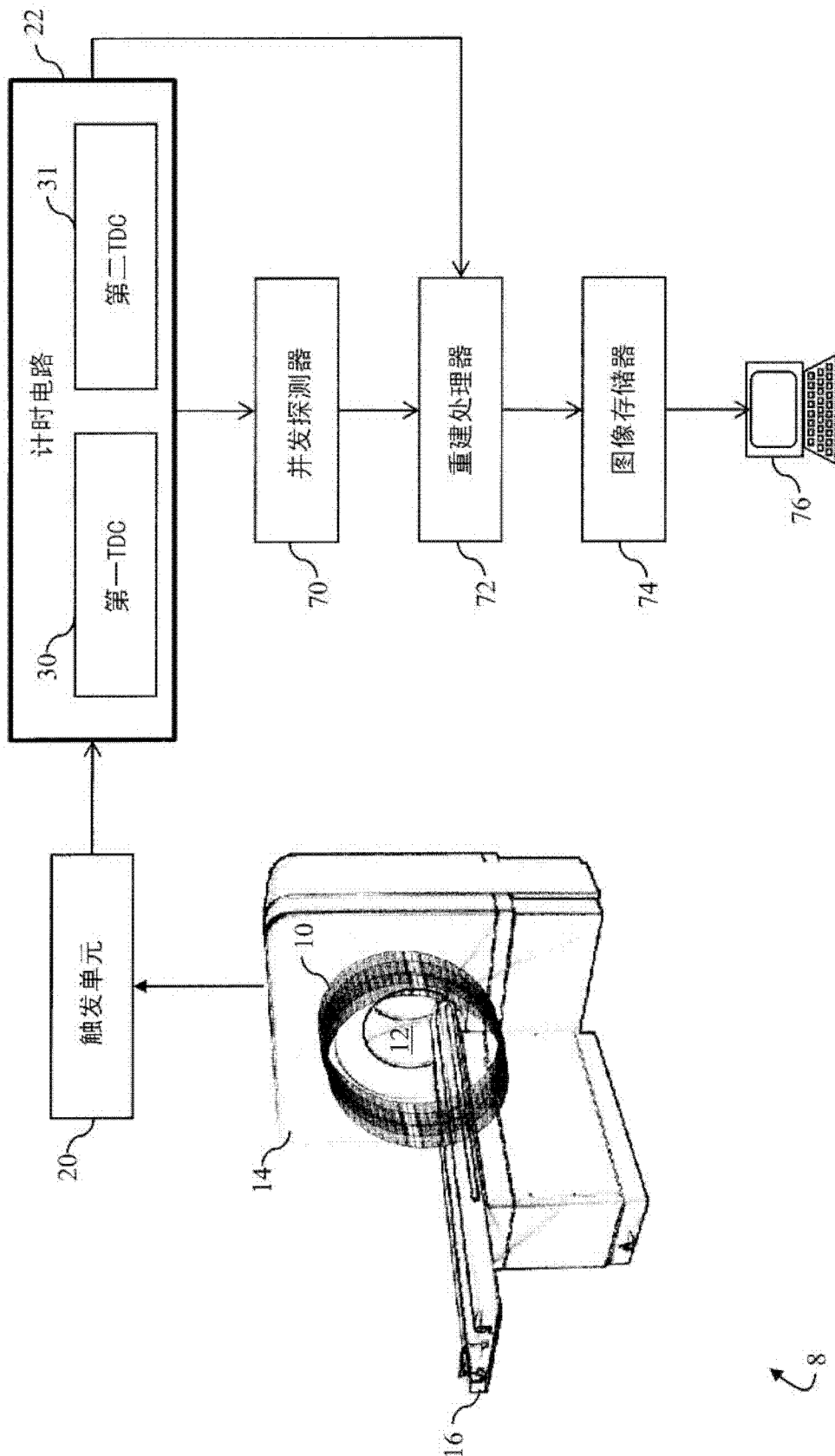


图1

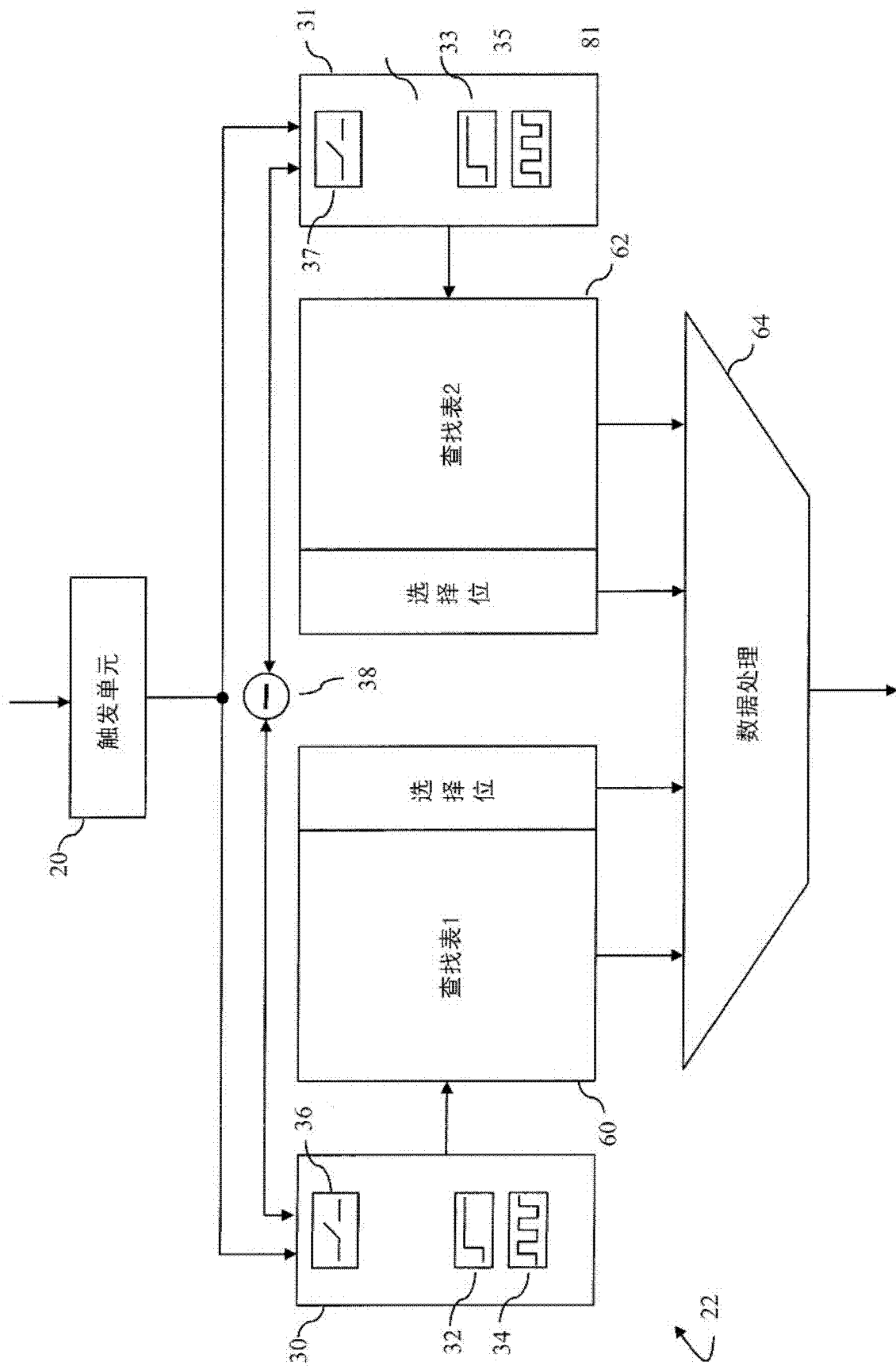


图2

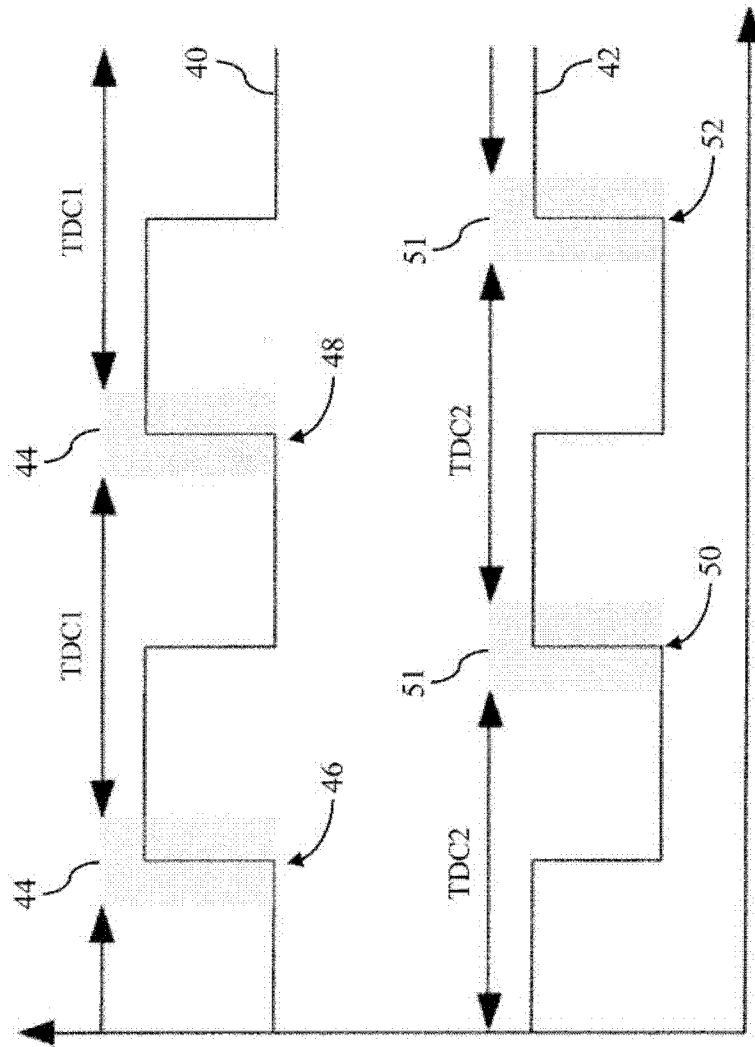


图3

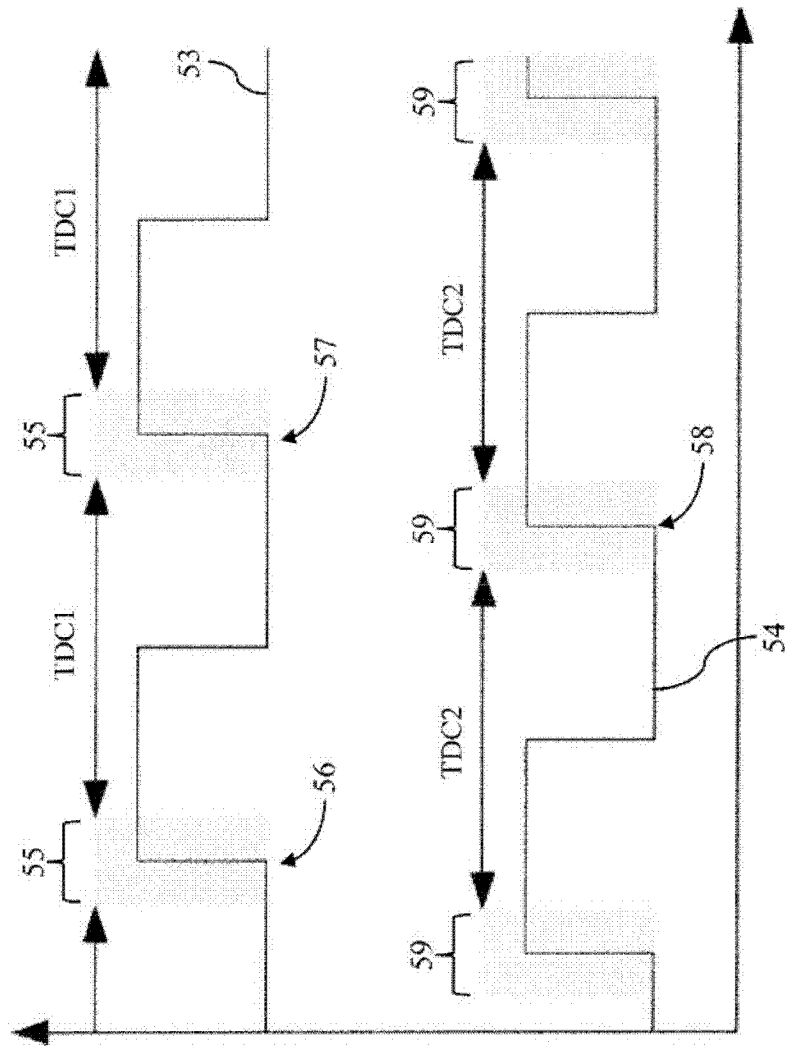


图4