



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110494770 A

(43)申请公布日 2019. 11. 22

(21)申请号 201880024382.8

(22)申请日 2018.03.06

(30)优先权数据

15/484,705 2017.04.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/SE2018/050209 2018.03.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/190760 EN 2018.10.18

(71)申请人 棱镜传感器公司

地址 瑞典斯德哥尔摩

(72)发明人 马茨·丹尼尔松 斯塔凡·卡尔松

刘学进

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 刘彬

(51)Int.Cl.

G01T 1/24(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

G01N 23/04(2018.01)

G01N 23/046(2018.01)

G01N 23/083(2018.01)

G01T 1/36(2006.01)

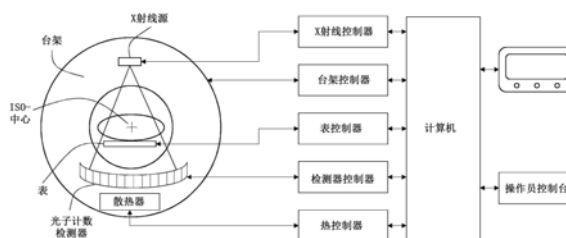
权利要求书3页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

光子计数检测器的热管理

(57)摘要

X射线检测器系统包括光子计数检测器(20),其具有多个包括相应的耗电电路(30)的检测器模块。至少一些检测器模块包括温度传感器,以监测检测器模块上的温度并生成温度表示信号。对于检测器模块中的至少一个子集,检测器控制器选择性地在检测器模块的至少相应部分断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。检测器模块中的至少一个子集的耗电电路(30)基于温度表示信号生成校准数据,以校正由光子计数检测器(20)生成的图像数据的任何温度引起的变化。



1. 一种X射线检测器系统,包括:

光子计数检测器(20),包括多个检测器模块,每个所述检测器模块包括耗电电路(30),并且所述多个检测器模块中的至少一个子集包括温度传感器,所述温度传感器被配置为监测所述检测器模块上的温度并生成温度表示信号;以及

检测器控制器,连接到所述光子计数检测器(20)并且被配置为针对所述多个检测器模块中的至少一个子集选择性地在所述检测器模块的相应至少一部分断电的空闲模式和所述检测器模块接通的运行模式之间切换所述检测器模块,其中,所述检测器模块中的至少一个子集的耗电电路(30)被配置为基于相应的温度表示信号生成校准数据,以校正由所述光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

2. 根据权利要求1所述的X射线检测器系统,其中,每个所述温度传感器被集成在所述多个检测器模块的所述至少一个子集的相应耗电电路(30)中。

3. 根据权利要求1或2所述的X射线检测器系统,其中,每个耗电电路(30)是相应的专用集成电路ASIC。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的X射线检测器系统,其中,每个温度传感器是基于振荡器的温度传感器,所述基于振荡器的温度传感器被配置为测量在所述多个检测器模块的所述至少一个子集的相应耗电电路(30)中实现的振荡器中的频率变化。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的X射线检测器系统,其中,

每个所述耗电电路(30)包括多个比较器,所述多个比较器被配置成将响应于光子检测而生成的电流脉冲与一组阈值进行比较;并且

所述检测器模块的所述至少一个子集的所述耗电电路(30)被配置为基于所述温度表示信号在多个不同校准集中选择相应的校准集,每个所述校准集定义所述一组阈值的值。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的X射线检测器系统,其中,所述检测器控制器被配置为针对所述多个检测器模块的所述至少一个子集,选择性地在所述空闲模式和所述运行模式之间以小于30%的占空比切换所述检测器模块,其中,所述占空比定义了所述检测器模块处于所述运行模式的总时间相对于X射线成像会话的总时间。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的X射线检测器系统,其中,

所述检测器控制器被配置为在开始从X射线源发射X射线之前在0.1秒至10秒内的时间点,针对所述多个检测器模块的所述至少一个子集将所述检测器模块从所述空闲模式切换到所述运行模式;并且

所述光子计数检测器被配置成检测来自所述X射线源的X射线。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的X射线检测器系统,其中,

每个所述耗电电路(30)包括模拟处理电路(32)和数字处理电路(34);并且

所述检测器控制器被配置为针对所述多个检测器模块的所述至少一个子集且在保持所述数字处理电路(34)接通的同时,选择性地在所述模拟处理电路(32)断电的所述空闲模式和所述模拟处理电路(32)接通的所述运行模式之间切换所述模拟处理电路(32)。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的X射线检测器系统,其中,所述光子计数检测器(20)包括多个半导体检测器模块。

10. 根据权利要求9所述的X射线检测器系统,其中,所述光子计数检测器(20)包括多个硅检测器模块。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的X射线检测器系统,其中,
所述光子计数检测器(20)是光子计数边缘检测器,并且每个所述检测器模块具有面向入射X射线的相应边缘;并且

所述多个检测器模块的所述边缘的总面积大于 200cm^2 。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的X射线检测器系统,其中,

所述光子计数检测器(20)包括:

所述检测器模块的中心子集;以及

所述检测器模块的至少一个外围子集,所述至少一个外围子集沿着所述光子计数检测器的轴布置在所述中心子集的相应侧上;并且

所述检测器控制器被配置为在保持所述检测器模块的所述中心子集的所述耗电电路(30)接通的同时,在所述空闲模式和所述运行模式之间选择性地切换所述检测器模块的所述至少一个外围子集。

13. 根据权利要求1至12中任一项所述的X射线检测器系统,还包括:

散热器;以及

多个热导体,其中,每个所述热导体将所述检测器模块的所述耗电电路和所述散热器互连。

14. 根据权利要求13所述的X射线检测器系统,其中,所述多个热导体由氮化铝制成。

15. 一种X射线成像系统(100),包括:

X射线源(10),被配置为发射X射线;

X射线控制器,连接到所述X射线源(10)并配置成控制从所述X射线源(10)发射的X射线;以及

根据权利要求1至14中任一项所述的X射线检测器系统,其中,所述检测器控制器被配置为针对所述多个检测器模块的所述至少一个子集,在所述空闲模式和所述运行模式之间选择性地切换所述检测器模块,同时所述X射线源(10)和所述X射线控制器的电源是接通的。

16. 根据权利要求15所述的X射线成像系统,其中,所述检测器控制器被配置成在所述X射线源(10)和所述X射线控制器的电源接通时选择性地断开所述多个检测器模块的所述至少一个子集的所述耗电电路(30)的所述至少一部分的电源,所述多个检测器模块与控制停止从所述X射线源(10)发射X射线的所述X射线控制器相连。

17. 根据权利要求16所述的X射线成像系统,其中,所述检测器控制器被配置成在所述X射线源(10)和所述X射线控制器的电源接通时,选择性地断开所述多个检测器模块的所述至少一个子集的所述耗电电路(30)的所述至少一部分的电源,所述多个检测器模块与控制停止从所述X射线源(10)发射X射线的所述X射线控制器同步。

18. 根据权利要求15所述的X射线成像系统,其中,所述检测器控制器被配置为在所述X射线控制器控制从所述X射线源(10)开始发射X射线之前的时间点,在所述X射线源(10)和所述X射线控制器的电源接通时选择性地接通所述多个检测器模块的所述至少一个子集的所述耗电电路(30)的至少一部分的电源。

19. 一种包括指令的计算机程序(225、235),当被至少一个处理器(210)执行时,所述指令使所述至少一个处理器(210):

针对光子计数检测器(20)中的多个检测器模块中的至少一个子集,选择性地在所述检测器模块的相应至少一部分断电的空闲模式和所述检测器模块接通的运行模式之间切换所述检测器模块;并且

基于表示在所述多个检测器模块中的至少一个子集上的相应温度的相应温度表示信号,生成校准数据以对由所述光子计数检测器(20)生成的图像数据的任何温度引起的变化进行校正。

20.一种载体(230),包括根据权利要求19所述的计算机程序(235),其中,所述载体(230)是以下中的一种:电子信号、光信号、电磁信号、磁信号、电信号、无线电信号、微波信号和计算机可读存储介质。

21.一种X射线检测器系统的热控制方法,所述方法包括:

监测光子计数检测器(20)中的多个检测器模块中的至少一个子集的温度(S1);

基于所述监测为所述多个检测器模块的所述至少一个子集的每个检测器模块生成温度表示信号(S2);

针对所述多个检测器模块中的至少一个子集,选择性地在所述检测器模块的相应至少一部分断电的空闲模式和所述检测器模块接通的运行模式之间切换所述检测器模块(S3);并且

基于相应的温度表示信号生成校准数据,以对由所述光子计数检测器(20)生成的图像数据的任何温度引起的变化进行校正(S4)。

光子计数检测器的热管理

技术领域

[0001] 本实施方式总体涉及光子计数检测器和包括这种光子计数检测器的X射线检测器系统,尤其涉及光子计数检测器的热管理。

背景技术

[0002] 现代临床计算机断层扫描(CT)系统包括具有X射线源的缺少扇形束几何形状或管面向弧形检测器。通过在不到一秒的时间内连续旋转源和检测器360度来执行对患者周围的不同角度处的大量X射线投影的采集。记录衰减(在患者之后)和未衰减(在患者之前)X射线强度,从中重建患者体内线性衰减系数的3D空间分布,从而准确描绘器官和组织。

[0003] 检测器是CT系统最重要的组成部分之一。闪烁检测器由耦接到光电二极管的闪烁器组成,是现代CT系统最常实用的检测器。在这些检测器中,首先将相互作用的X射线光子转换成闪烁器中的闪烁光。通过吸收光电二极管中的闪烁光生成电子-空穴对。由相互作用的光子在一定的曝光时间内沉积的能量被积分以获得由光电二极管输出的电信号,该电信号与总的沉积能量成比例。以这种方式,由检测器中的检测器元件和读出电子器件生成的电子噪声也被集成到输出信号中,该输出信号通过模数转换专用集成电路(ASIC)传输到数据处理系统以进行图像重建。

[0004] 能量积分检测器内的组件(例如闪烁检测器)对温度非常敏感,特别是光电二极管。例如,如果光电二极管由硅制成,则来自体硅的暗电流(其是电子噪声的主要来源)将在温度每升高8°C时加倍。因此,希望在其操作和系统校准期间将能量积分检测器保持在受控温度下,以避免可能由检测器部件中的温度漂移引起的图像质量问题。

[0005] 用于现代CT检测器中的热控制的方法和设备通常采用冷却器和/或加热器,以在检测器电子设备连续接通时提供恒温环境[1-4]。能量积分检测器的典型工作温度高于36°C[5],其允许变化小于0.5°C。

[0006] 与能量积分检测器相比,可用于下一代X射线和CT成像系统的光子计数检测器以完全不同的方式工作。入射X射线光子直接被转换为电脉冲,其脉冲幅度与光子能量成比例。然后将这些电脉冲馈送到相应的ASIC通道中。每个ASIC通道通常包含一个电荷敏感的前置放大器,一个脉冲整形器,多个脉冲高度比较器和计数器。在被放大和成形之后,将每个电脉冲与多个可编程阈值进行比较,并根据其脉冲高度进行分类,并且计数器相应递增。

[0007] 与能量积分检测器相比,光子计数检测器具有以下优点。首先,可以通过在光子计数检测器中将最低能量阈值设置在噪声基底之上来拒绝由能量积分检测器集成到信号中的电子噪声。其次,通过使用由检测器提取的能量信息,可以很容易实现物质分解,从而可以识别和量化被检查患者中的不同组分[6]。第三,可以使用有益于分解技术的两种以上的基础材料,例如K边缘成像,由此定量地确定造影剂(例如碘或钆)的分布[7]。最后(但并非最不重要的)是,通过使用较小的像素尺寸可以实现更高的空间分辨。与1mm²的当前能量积分检测器的典型像素尺寸相比,光子计数检测器通常使用亚平方毫米像素尺寸。例如,硅条光子计数检测器可以保持0.2mm²的像素尺寸[8]。

[0008] 用于光子计数X射线检测器的最有希望的材料是碲化镉(CdTe)、碲化镉锌(CZT)和硅。CdTe和CZT被用于几个光子计数光谱CT项目,用于临床CT中使用的高能X射线的高吸收效率。然而,由于CdTe/CZT的一些缺点,这些项目进展缓慢。CdTe/CZT具有低电荷载流子迁移率,其导致严重的脉冲堆积,其通量率比临床实践中的低十倍。缓解这个问题的一种方法是减小像素尺寸,而由于电荷共享和K-escape导致频谱失真增加。此外,CdTe/CZT遭受电荷俘获,当光子通量达到一定水平以上时,会导致极化,导致输出计数率迅速下降。

[0009] 相反,硅具有更高的电荷载流子迁移率并且没有极化问题。成熟的制造工艺和相对较低的成本也是其优势。但硅具有CdTe/CZT所没有的局限性。硅传感器必须非常厚,以补偿其低截止电源。通常,硅传感器需要几厘米的厚度来吸收大部分入射光子,而CdTe/CZT仅需几毫米。另一方面,硅的长衰减路径也使得它可以将检测器分成不同的深度段,这些深度段被单独读出。这反过来又提高了检测效率,并使得基于硅的光子计数检测器可以正确处理CT中的高通量。

[0010] 然而,在深度段中使用检测器元件也给基于硅的光子计数检测器带来了问题。必须采用大量ASIC通道来处理从检测器元件馈送的数据。这些ASIC通道中的每一个通常具有几毫瓦的功耗[9]。总面积大于200cm²的全光子计数检测器可以包含数百万个这样的ASIC通道,这意味着ASIC的总功耗达到数千瓦的水平。因此,基于硅的光子计数检测器对热管理系统提出了挑战,因为光子计数检测器生成大量热量并且必须被运走,例如,通过水冷或先进的空调,这将是昂贵的。

[0011] 致力于维持能量积分检测器的一般恒温环境的现有技术热管理系统将不适用于光子计数检测器。因此,需要一种适用于光子计数检测器的热管理。

发明内容

[0012] 总体目的是为光子计数检测器提供有效的热管理。

[0013] 通过本文公开的实施方式满足该目的和其他目的。

[0014] 实施方式的一个方面涉及X射线检测器系统。X射线检测器系统包括具有多个检测器模块的光子计数检测器。每个检测器模块包括耗电电路,并且多个检测器模块中的至少一个子集包括温度传感器,该温度传感器被配置为监测检测器模块上的温度并生成温度表示信号。X射线检测器系统还包括连接到光子计数检测器的检测器控制器。检测器控制器被配置为针对多个检测器模块中的至少一个子集选择性地在检测器模块的至少相应部分断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。检测器模块中的至少一个子集的耗电电路被配置为基于相应的温度表示信号生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0015] 实施方式的另一方面涉及一种X射线检测器系统的热控制方法。该方法包括监测光子计数检测器中的多个检测器模块中的至少一个子集的温度。该方法还包括为多个检测器模块中的至少一个子集的每个检测器模块基于监测生成温度表示信的。该方法还包括针对多个检测器模块中的至少一个子集,选择性地在检测器模块的至少相应部分断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。该方法还包括基于相应的温度表示信号生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0016] 本发明的另一方面涉及一种包括指令的计算机程序,指令在由至少一个处理器执

行时,使至少一个处理器针对光子计数检测器中的多个检测器模块中的至少一个子集选择性地检测器模块的至少相应部分断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。还使得至少一个处理器基于表示在多个检测器模块中的至少一个子集上的相应温度的相应温度表示信号来生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0017] 实施方式的相关方面定义了包括根据上述的计算机程序的载体。载体是以下中的一种:电子信号、光信号、电磁信号、磁信号、电信号、无线电信号、微波信号或计算机可读存储介质。

[0018] 本实施方式通过在X射线成像会话期间通过在低电源空闲模式和耗电运行模式之间选择性地切换检测器模块中的至少一个子集的至少一部分来实现光子计数检测器的有效热管理。在空闲模式中,光子计数检测器消耗的电源显著降低,从而生成比在运行模式中少得多的热量。然而,空闲模式和运行模式之间的选择性切换导致检测器模块的温度梯度引起由光子计数检测器生成的图像数据的温度引起的变化。因此,基于检测器模块上的温度监测生成校准数据,以校正由空闲和工作模式之间的选择性开关引起的温度梯度引起的任何这种温度引起的变化。

附图说明

[0019] 通过参考以下描述并结合附图,可以最好地理解实施方式及其进一步的目的和优点,其中:

[0020] 图1是根据实施方式的X射线成像系统的示意性框图;

[0021] 图2是根据另一实施方式的X射线成像系统的示意性框图;

[0022] 图3是根据一个实施方式的光子计数检测器的示意图;

[0023] 图4是根据一个实施方式的光子计数检测器的检测器模块的示意图;

[0024] 图5是根据另一实施方式的光子计数检测器的检测器模块的示意图;

[0025] 图6是根据另一实施方式的光子计数检测器的检测器模块的示意图;

[0026] 图7是具有若干能量阈值的光子计数检测器的示意图;

[0027] 图8是根据实施方式的X射线成像系统的散热的示意图;

[0028] 图9是根据另一实施方式的X射线成像系统的示意性框图;

[0029] 图10是根据实施方式的X射线成像系统的热管理的示意框图;

[0030] 图11是表示根据实施方式的X射线成像系统的占空比和相应的电源的图;

[0031] 图12A和图12B是如图10所示的散热器的温度曲线图;

[0032] 图13是示出根据实施方式的计算机实现的示例的示意框图;以及

[0033] 图14是示出根据实施方式的X射线成像系统的热控制方法的流程图。

具体实施方式

[0034] 本实施方式总体涉及光子计数检测器和包括这种光子计数检测器的X射线检测器系统,且尤其涉及光子计数检测器的热管理。

[0035] 将X射线检测器维持在总体恒温环境下的现有技术不适合与包括多个检测器模块的光子计数检测器结合使用。在典型的实时情况下,这种光子计数检测器将包括耗电电路

(例如ASIC),其具有大约数千瓦的总功耗。这反过来意味着耗电电路和检测器模块生成大量热量,并且需要通过热管理系统(例如水冷和/或先进的空调设备)传输。然后,这种热管理系统的性能需要非常高,以便能够将光子计数检测器保持在恒定温度,这导致热管理系统的大成本和大空间。作为进一步的缺点,与X射线成像系统相比,这种热管理系统通常不太可靠,如果发生故障则导致整个X射线成像系统关闭。

[0036] 本实施方式通过选择性地在空闲模式和运行模式之间切换光子计数检测器的检测器模块来解决上述缺点。空闲模式是省电模式,其中至少一部分检测器模块断电以降低功耗并降低由此生成的热量。在运行模式中,检测器模块接通,并且因此可以检测来自X射线源的入射光子。然而,在空闲和运行模式之间的选择性切换从而断开和接通至少一部分检测器模块中的至少一个子集,在光子计数检测器和检测器模块中生成温度梯度。这些温度梯度可能负面地引起由光子计数检测器生成并由检测器模块输出的图像数据的温度引起或相关的变化。然而,实施方式通过基于检测器模块的当前温度生成校准数据来解决由空闲和运行模式之间的选择性切换引起的温度梯度引起的这些变化。这意味着本实施方式可以通过生成校准数据来补偿温度引起的对图像数据的变化。

[0037] 因此,本实施方式在包括多个检测器模块的光子计数检测器中实现有效的热管理,该热管理不会导致光子计数检测器的性能或通过光子计数检测器输出的图像数据的显著劣化。

[0038] 参考图1,对说明性整体X射线成像系统的简要概述可能是有用的。在该说明性但非限制性示例中,X射线成像系统100基本上包括X射线源10、X-射线检测器系统20和相关的图像处理设备40。通常,X射线检测器系统20被配置成记录来自X射线源10的辐射,该辐射可选地已经通过可选的X射线光学器件聚焦并传递目标、物体或其一部分。X射线检测器系统20可通过合适的耗电电路连接到图像处理设备40,以使图像处理设备40能够进行图像处理和/或图像重建。

[0039] 图2是作为X射线成像系统的说明性示例的CT系统的示意性框图。CT系统包括计算机,其通过操作员控制台从操作员接收命令和扫描参数,操作员控制台具有显示器和某种形式的操作员界面,例如键盘和鼠标。然后,计算机使用操作员提供的命令和参数来向X射线控制器、台架控制器和桌式控制器提供控制信号。具体而言,X射线控制器向X射线源提供电源和定时信号,以控制X射线对躺在桌子上的物体或患者上的发射。台架控制器控制包括X射线源和光子计数检测器的台架的旋转速度和位置。桌式控制器控制并确定患者桌的位置和患者的扫描范围。

[0040] 在实施方式中,计算机还对从光子计数检测器输出的图像数据执行后处理和图像重建。因此,计算机对应于如图1所示的图像处理设备。相关的显示器允许操作者观察来自计算机的重建图像和其他数据。

[0041] 布置在机架中的X射线源发射X射线。X射线检测器以光子计数检测器的形式在X射线穿过患者后对其进行检测。光子计数检测器由多个传感器(也称为检测器元件)和相关的耗电电路(例如ASIC)布置在检测器模块中形成。ASIC包括模拟处理部分和数字处理部分,模拟处理部分处理来自检测器元件的原始电信号并将其数字化,数字处理部分可以对测量数据执行进一步处理操作,例如进行校正、临时存储和/或滤波。光子计数检测器还连接到冷却区或散热器,由此可以有效地散发ASIC产生的热量。在扫描以获取X射线投影数据期

间,台架和安装在其上的部件围绕等中心旋转。

[0042] 实施方式的X射线检测器是包括多个检测器模块的光子计数检测器。图3是根据示例性实施方式的光子计数检测器的示意图。在该示例中,示出了具有发射X射线的X射线源的光子计数检测器的示意图。光子计数检测器的检测器模块优选地布置成略微弯曲的整体配置。指示了光子计数检测器的两种可能的扫描运动E、F。在每次扫描运动中,X射线源可以是静止的或移动的。在由E表示的扫描运动中,X射线源和光子计数检测器可能会围绕位于其间的物体或患者旋转。在用F指示的扫描运动中,光子计数检测器和X射线源可以相对于物体或患者平移,或者物体或患者可以移动。同样在扫描运动E中,物体或患者可以在旋转期间被平移,即所谓的螺旋扫描。举例来说,对于CT实施方式,X射线源和光子计数检测器可以安装在围绕待成像的物体或患者旋转的台架中。

[0043] 图4是示出根据示例性实施方式的光子计数检测器的检测器模块的示例的示意图。这是半导体检测器模块的示例,其中传感器部分被分成带状的检测器元件,其中,每个检测器元件通常基于二极管。X射线通过半导体检测器模块的边缘进入。

[0044] 图5是示出根据另一示例性实施方式的检测器模块的示例的示意图。在该示例中,再次假设X射线通过边缘进入,半导体检测器模块的基于条带的检测器元件在深度方向上被分成所谓的深度段。

[0045] 检测器模块可以实现为所谓的多芯片模块(MCM),从某种意义上说,检测器模块具有用于电子路由的半导体基础基板和多个ASIC,参见图6。该布线将包括用于从每个检测器元件到ASIC输入的信号,以及从ASIC到外部存储器的连接和/或数字数据处理(未示出)。考虑到这些连接中的大电流需要的横截面的增大,可以通过类似的路由提供对ASIC的供电,但是也可以通过单独的连接提供电源。

[0046] 在一个实施方式中,基于硅作为检测器模块的半导体材料来制造光子计数检测器。

[0047] 因此,在实施方式中,光子计数检测器包括多个半导体检测器模块。在特定实施方式中,光子计数检测器包括多个硅检测器模块。

[0048] 为了补偿硅的低停止电源,检测器模块通常以边缘几何形状定向,其边缘指向X射线源,如图4-图6所示,从而生成几厘米的吸收厚度。为了应对临床CT中的高光子通量,优选地应用基于条带的检测器元件到深度段中的分段结构,这是通过在硅基板上植入深度段中的各个检测器元件来实现的,如图5和图6所示。每个单独的检测器元件(有时称为电极)连接到随后的ASIC通道,其中采用MCM技术将ASIC和电子路由集成在硅基板上。

[0049] 在实施方式中,光子计数检测器是光子计数边缘检测器,并且每个检测器模块具有面向入射X射线的相应边缘。在特定实施方式中,多个检测器模块的边缘的总面积大于 200cm^2 。边缘的这个大的总面积为光子计数边缘检测器提供了足够的检测器区域。

[0050] 在检测器模块中使用深度段和单独读出会导致大量ASIC通道。此外,用于CT应用的全光子计数检测器通常具有大于 200cm^2 的总面积,这导致大量的检测器模块,例如1500-2000个检测器模块,如图3中示意性示出的。

[0051] 结果,光子计数检测器将包含非常大量的耗电并因此产生热量的ASIC,并因此通常比现有技术的平板CT检测器消耗更多的电源。如果像当前的CT系统这样连续接通这种光子计数检测器,那么热管理系统将光子计数检测器的检测器模块保持在恒定温度并将检测

器模块中耗电的ASIC生成的热量带走将是一个挑战。

[0052] 因此,实施方式的一个方面涉及X射线检测器系统。X射线检测器系统包括具有多个检测器模块的光子计数检测器。每个检测器模块包括耗电电路。多个检测器模块中的至少一个子集包括温度传感器,参见图6。温度传感器配置成监测检测器模块上的温度并生成温度表示信号。

[0053] X射线检测器系统还包括连接到光子计数检测器的检测器控制器,参见图2。检测器控制器被配置成针对多个检测器模块中的至少一个子集选择性地空闲模式和运行模式之间切换检测器模块。在空闲模式中,至少检测器模块的相应部分被断电。相应地,在运行模式中,检测器模块接通。

[0054] 检测器模块中的至少一个子集的耗电电路被配置为基于相应的温度表示信号生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0055] 在实施方式中,由温度传感器生成的温度表示信号表示基于温度监测确定的检测器模块上的当前温度。然后,温度表示信号由检测器模块的耗电电路使用,以补偿由于在低功耗模式(即空闲模式,其中耗电电路生成少量热量)和全功耗模式(即运行模式,其中由耗电电路生成相对大量的热量)之间选择性地切换检测器模块而引起的温度梯度。光子计数检测器的检测器模块的这些温度梯度将导致温度引起的变化和检测器模块输出的图像数据的劣化。因此,本实施方式通过基于来自温度传感器的温度表示信号生成校准数据来补偿温度梯度。校准数据由此补偿温度引起的变化,从而由光子计数检测器生成温度补偿或校正的图像数据。

[0056] 在实施方式中,每个温度传感器集成在多个检测器模块中的至少一个子集的相应耗电电路中,如图6所示。在这种情况下,由图中的ASIC表示的每个耗电电路可以包括相应的温度传感器。或者,每个检测器模块仅有耗电电路的子集(例如ASIC)包括相应的温度传感器。例如,每个检测器模块只有一个ASIC可以包括温度传感器。

[0057] 还可以将温度传感器布置在检测器模块上的其他位置而不是集成在耗电电路中。例如,温度传感器可以布置在半导体基板上。

[0058] 在实施方式中,由温度传感器产生的温度表示信号被输出到单个耗电电路并由其使用,优选地由其中集成了温度传感器的耗电电路来使用。在另一个实施方式中,温度传感器的温度表示信号输出到检测器模块的多个(即至少两个)耗电电路并由其使用。在这种情况下,这些至少耗电电路使用相同的温度表示信号来生成相应的校准数据。

[0059] 例如,检测器模块可包括单个温度传感器。在实施方式中,单个温度传感器集成在前端耗电电路中,即,检测器模块的耗电电路最靠近面向X射线的边缘。

[0060] 在实施方式中,每个耗电电路是相应的ASIC,如图6所示。

[0061] 在实施方式中,每个温度传感器是基于振荡器的温度传感器,其被配置为测量在多个检测器模块中的至少一个子集的相应耗电电路中实现的振荡器中的频率变化。温度传感器的这种实施方式特别适合于集成在ASIC中。

[0062] 在一个实施方式中,光子计数检测器是所谓的能量区分或能量分辨光子计数检测器,有时称为光谱X射线检测器。在该实施方式中,参见图7,每个配准的光子生成电流脉冲,该电流脉冲与一组阈值(T_1 - T_N)进行比较,从而对入射在多个能量仓中的每一个中的光子的数量进行计数。

[0063] 通常,包括康普顿散射之后的光子的X射线光子在检测器模块的半导体基板内被转换成电子-空穴对,其中电子-空穴对的数量通常与光子能量成比例。电子和空穴向检测器元件漂移,然后离开光子计数检测器。在该漂移期间,电子和空穴在检测器元件中感应出电流,例如,可以通过电荷敏感放大器(CSA)测量电流,然后是整形滤波器(SF),如图7中示意性所示。

[0064] 由于来自一个X射线事件的电子和空穴的数量与X射线能量成比例,因此一个感应电流脉冲中的总电荷与该能量成比例。电流脉冲在CSA中被放大,然后由SF滤波器滤波。通过选择SF滤波器的适当整形时间,滤波后的脉冲幅度与电流脉冲中的总电荷成比例,因此与X射线能量成比例。在SF滤波器之后,通过在一个或多个比较器(COMP)中将其值与一个或多个阈值(T_1-T_N)进行比较来测量脉冲幅度,并引入计数器,通过该计数器可以记录脉冲大于阈值时的情况的次数。以这种方式,可以计算和/或记录能量超过对应于在特定时间帧内检测到的相应阈值(T_1-T_N)的能量的X射线光子的数量。

[0065] 当使用几个不同的阈值时,获得所谓的能量区分光子计数检测器,其中检测到的光子可以被分类成对应于各种阈值的能量仓。有时,这种类型的光子计数检测器也称为多箱检测器。

[0066] 通常,能量信息允许创建新类型的图像,其中,可获得新信息并且可以去除传统技术固有的图像伪像。

[0067] 换句话说,对于能量区分光子计数检测器,将脉冲高度与比较器中的多个可编程阈值(T_1-T_N)进行比较,并根据脉冲高度进行分类,脉冲高度又与能量成比例。

[0068] 然而,任何电荷敏感放大器的固有问题是它会给检测到的电流增加电子噪声。因此,为了避免检测噪声而不是真实的X射线光子,重要的是将最低阈值设置得足够高,以使得噪声值超过阈值的次数足够低,以免干扰X射线光子的检测。

[0069] 通过将最低阈值设置在噪声基底以上,可以显著降低电子噪声,这是降低X射线成像系统的辐射剂量的主要障碍。

[0070] 整形滤波器具有的一般的特性是,较大的整形时间值将导致由X射线光子引起的长脉冲,并且减小滤波器之后的噪声幅度。较小的整形时间值将导致短脉冲和较大的噪声幅度。因此,为了对尽可能多的X射线光子进行计数,需要较大的整形时间以使噪声最小化并允许使用相对小的阈值水平。

[0071] 在比较器中比较脉冲高度的阈值组或表的值影响由光子计数检测器生成的图像数据的质量。此外,这些阈值与温度有关[10]。因此,在实施方式中,由耗电电路生成的校准数据是组或表或阈值(T_1-T_N)。

[0072] 在实施方式中,每个耗电电路包括多个比较器,其被配置为将响应于光子的检测而生成的电流脉冲与一组阈值进行比较,参见图7。然后,检测器模块中的至少一个子集的耗电电路被配置为基于温度表示信号在多个不同的校准集中选择相应的校准集。每个这样的校准集定义了该组阈值的值。

[0073] 例如,可以在针对不同操作温度的校准过程中生成不同的校准集。事实上,可以生成相对较大温度范围(例如10-70°C)的校准集。在这种情况下,每个校准组包括适用于特定操作温度 t °C或特定操作温度范围 t_k-t_{k+1} °C的阈值(T_1-T_N)的值。

[0074] 生成校准集的校准过程可以在预定的时间实例处执行一次,或者响应于检测到的

图像数据中的漂移或劣化而执行一次。在实施方式中,作为说明性但非限制性的示例,可以在当天的第一X射线成像会话之前或在每个X射线成像会话开始时执行校准过程。

[0075] 在任一情况下,优选地将不同的校准集存储在一个或多个存储器中以供耗电电路使用。在这种情况下,耗电电路可以基于来自温度传感器的温度表示信号选择合适的校准集,从而在比较器中使用适合于检测器模块上的当前温度的阈值。

[0076] 在特定实施方式中,校准集存储在耗电电路中,例如存储在耗电电路的数字部分中。

[0077] 在另一实施方式中,校准集被存储在耗电电路和检测器模块外部。在这种情况下,耗电电路通过输出相应的温度表示信号来选择相应的校准集,以从外部存储或存储器中检索适当的校准集。

[0078] 根据实施方式,当光子计数检测器用于图像采集时,接通其电源。由此使用确定光子计数检测器的电源的检测器控制器来实现空闲和运行模式之间的选择性切换。借助检测器控制器,可以将光子计数检测器设置在空闲模式,在该模式下,光子计数检测器的电源将断开,并在图像采集时切换到运行模式,在此模式下,光子计数检测器的电源接通。请注意,无论占空比如何,启动后,整个X射线成像系统的主电源始终接通。

[0079] 在临床实际中,典型的图像采集时间小于0.5秒。为了稳定性能,光子计数检测器可以在图像采集之前的某个时间接通,例如,在0.1秒到10秒前。根据临床统计,两次连续使用X射线成像系统之间的空闲时间通常大于15分钟。这样,占空比仅为1%。当然,在某些特定应用中,图像采集时间可以更长。但占空比被认为低于30%。

[0080] 因此,在一个实施方式中,检测器控制器被配置为针对多个检测器模块中的至少一个子集选择性地空闲模式和运行模式之间切换具有小于30%的占空比的检测器模块。占空比定义了检测器模块相对于X射线成像会话的总时间处于运行模式(即,用于图像采集)的总时间。

[0081] 在特定实施方式中,占空比小于25%、小于20%、小于15%、小于10%、小于5%或甚至小于2.5%或1%。

[0082] 这意味着对于X射线成像会话的较大部分,检测器控制器控制检测器模块中的至少一个子集处于空闲模式,其中电源消耗以及由此检测器模块和光子计数检测器生成的热量减少。

[0083] 在实施方式中,占空比被定义为 $\text{time}_{\text{operational}} / (\text{time}_{\text{idle}} + \text{time}_{\text{operational}})$,其中 $\text{time}_{\text{operational}}$ 定义X射线成像会话的总时间,在此期间检测器模块处于运行模式,并且 $\text{time}_{\text{idle}}$ 定义X射线成像会话的总时间,在此期间检测器模块处于空闲模式。

[0084] 将检测器模块中的至少一个子集从运行模式切换到空闲模式意味着检测器模块产生的热量降低,从而降低了检测器模块和光子计数检测器的温度。由此将存在从高温到低温的温度梯度。相应地,将检测器模块中的至少一个子集从空闲模式切换到运行模式意味着检测器模块产生的热量增加,从而增加了检测器模块和光子计数检测器的温度。由此将存在从低温到高温的温度梯度。

[0085] 为了在图像采集之前允许温度梯度发展一段时间,检测器模块优选地,在图像采集和从X射线源发射X射线之前的短时间内,将检测器模块从空闲模式切换到运行模式。通常,当给检测器模块接通时,温度会出现初始急剧的快速升高,然后温度会逐渐升高。因此

可能优选的是,在图像采集之前将检测器模块从空闲模式切换到运行模式足够的时间段以通过初始陡峭的温度梯度,在该温度梯度中存在温度的快速变化,即温度增加。原因在于,如果温度快速变化,所生成的校准数据(例如所选校准集)可能会快速过时。

[0086] 因此,在实施方式中,检测器控制器被配置为针对多个检测器模块中的至少一个子集,在开始从X射线源发射X射线之前的0.1至10秒内的时间点将检测器模块从空闲模式切换到运行模式。然后配置光子计数检测器以检测来自该X射线源的X射线。

[0087] 在特定实施方式中,检测器控制器在开始从X射线源发射X射线之前的0.1至5s、0.5至5s或1至5s的时间点将检测器模块从空闲模式切换到运行模式。

[0088] 在实施方式中,检测器控制器被配置为针对多个检测器模块中的至少一个子集选择性地检测器模块断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。

[0089] 因此,在该实施方式中,在空闲模式中断开该至少一个子集的检测器模块的总电源。例如,断开这些检测器模块的耗电电路的电源。

[0090] 在另一实施方式中,在空闲模式中仅断开至少一个子集中的部分检测器模块。这意味着检测器模块的相应部分断电,而检测器模块的相应剩余部分在空闲模式期间接通。在该方法中,通常即使在空闲模式期间检测器模块也将消耗一些电源,从而在空闲模式期间将生成一些热量。然而,与在运行模式中使完整的检测器模块接通相比,功耗和发热仍然显著降低。

[0091] 如图9所示,X射线成像系统100的另一个示例包括发射X射线的X射线源10;X射线检测器系统20,在X射线穿过物体后检测X射线;耗电电路30,例如ASIC,集成在光子计数检测器的检测器模块中。在实施方式中,耗电电路30包括模拟处理电路32,其处理来自检测器元件的原始电信号并将其数字化,以及数字处理电路34,其可以对测量数据执行进一步处理操作,例如应用校正、临时存储和/或滤波。X射线成像系统100还包括计算机40,其存储处理的数据并且可以执行进一步的后处理和/或图像重建。

[0092] 常用的X射线成像系统的一个例子是CT系统,其可包括生成扇形或锥形X射线束的X射线源10和用于记录透过患者或物体的X射线部分的相对X射线检测器系统20。X射线源10和光子计数检测器通常安装在围绕成像物体旋转的台架中,如箭头15所示。

[0093] 因此,在实施方式中,每个耗电电路包括模拟处理电路和数字处理电路。然后,检测器控制器被配置成针对多个检测器模块中的至少一个子集,并且在维持数字处理电路接通的同时,选择性地模拟处理电路断电的空闲模式和模拟处理电路接通的运行模式之间切换模拟处理电路。

[0094] 因此,在该实施方式中,在空闲模式和运行模式之间选择性地切换检测器模块的相应模拟处理电路,同时检测器模块的相应数字处理电路保持接通。

[0095] 在该实施方式中,空闲和运行模式之间的切换仅应用于检测器模块的功耗最大的部分。例如,消耗了光子计数检测器[9]总电源的80%以上的ASIC的模拟部分根据占空比接通和断电。优选地存储和应用校准数据的ASIC的数字部分被连续接通。该实施方式实现了显著的优点。首先,选择性地关闭检测器模块中最耗电且由此最热的部分,即模拟处理电路(ASIC的模拟部分),从而在图像采集之间断电。然而,数字处理电路(ASIC的数字部分)优选地在完整的X射线成像会话期间接通。原因在于,如果数字处理电路在图像采集之间断电,则重新加载校准数据可能花费很长时间。因此,每次检测器控制器将检测器模块从空闲模

式切换到运行模式时,需要重新加载这种校准数据。

[0096] 图11是示出根据实施方式的光子计数检测器的占空比和相应电源的图。该图的上部示出了X射线成像会话的占空比。在该说明性示例中,X射线成像会话涉及三个图像采集周期,之后是相对较长的“静音”周期,在此期间没有X射线发射或检测。

[0097] 在该说明性示例中,ASIC的数字部分在完整的X射线成像会话期间接通,如图的中间部分所示。这放松了数字部分重新加载校准数据的需要,否则会在每次ASIC的数字部分接通时发生。

[0098] 该图的下部示出了在模拟部分断电的空闲模式和模拟部分接通的运行模式之间的ASIC的模拟部分的选择性切换。

[0099] 在实施方式中并且如图所示,ASIC的模拟部分在X射线发射开始之前的短时间内从空闲模式切换到运行模式(由阴影线表示)。这意味着模拟部分完全可以工作,并且在开始图像采集之前,温度升高有时趋于稳定。

[0100] 实施方式的另一方面涉及X射线检测器系统。在这方面,X射线检测器系统包括光子计数检测器,其包括多个检测器模块。每个检测器模块具有包括模拟处理电路和数字处理电路的处理电路。在这方面,X射线检测器系统还包括连接到光子计数检测器的检测器控制器。检测器控制器被配置为针对多个检测器模块中的至少一个子集并且在维持数字处理电路接通的同时,选择性地模拟处理电路断电的空闲模式和模拟处理电路接通的运行模式之间切换模拟处理电路。

[0101] 因此,实施方式的这个方面不一定包括任何温度传感器,也不包括基于温度表示信号的校准数据的生成。

[0102] 可以对光子计数检测器中的所有检测器模块执行空闲模式和运行模式之间的选择性切换。在这种情况下,所有这些检测器模块的耗电电路在空闲模式期间断电,然后在运行模式期间接通。或者,诸如模拟部分的耗电电路的一部分在空闲模式期间断电,而耗电电路的剩余部分(例如数字部分)在空闲模式期间接通。在运行模式期间,耗电电路,即模拟和数字部分被接通。

[0103] 在另一个实施方式中,空闲模式和运行模式之间的切换仅应用于检测器模块的子集,而不是光子计数检测器中的所有检测器模块。例如,位于光子计数检测器侧面的外围检测器模块根据占空比接通和断电,同时中心检测器模块持续接通。这在图3中示意性地示出,其中检测器模块的中心子集由阴影环指示,并且检测器模块的外围子集布置在中心子集的相应侧上。

[0104] 该实施方式可能是有利的,因为无论待成像物体的尺寸如何,中心检测器模块通常总是在扫描和成像采集期间收集有用信息。通过保持这些“最重要的”中心检测器模块接通,这些中心检测器模块上的任何温度变化和梯度都被最小化。这反过来意味着避免或至少减少了对图像数据的任何温度引起的变化或劣化,从而减少了对从中心检测器模块输出的图像数据的这种温度引起的变化的校准的需要。

[0105] 外围检测器模块通常收集较少的信息或甚至未衰减的X射线,这对于图像重建来说不太重要。这些外围检测器模块在大多数实际应用中构成光子计数检测器中的大多数检测器模块。例如,外围检测器模块可构成光子计数检测器中检测器模块总数的约75-80%。因此,在空闲模式和运行模式之间选择性地切换这些外围检测器模块将显著降低电源消耗

和来自光子计数检测器的热量生成。

[0106] 因此,该实施方式将显著降低光子计数检测器的总功耗和发热,同时降低由最重要的中心检测器模块生成的温度引起的变化和图像数据劣化的风险,从而放宽了在所有检测器模块的图像采集期间执行校准的需要。

[0107] 因此,在实施方式中,光子计数检测器包括检测器模块的中心子集和检测器模块的至少一个外围子集,检测器模块沿着光子计数检测器的轴(参见图3中的虚线曲线)布置在中心子集的相应侧上。在该实施方式中,检测器控制器被配置为,在保持检测器模块的中心子集的耗电电路接通的同时,在空闲模式和运行模式之间选择性地切换检测器模块的至少一个外围子集。

[0108] 实施方式的另一方面涉及X射线检测器系统。在这方面,X射线检测器系统包括光子计数检测器,该光子计数检测器包括检测器模块的中心子集和沿着光子计数检测器的轴布置在中心子集的相应侧上的检测器模块的至少一个外围子集。每个检测器模块都具有耗电电路。在这方面,X射线检测器系统还包括连接到光子计数检测器的检测器控制器。检测器控制器被配置为保持检测器模块中心子集的耗电电路接通的同时,在耗电电路断电的空闲模式和耗电电路接通的运行模式之间选择性地切换检测器模块的至少一个外围子集。

[0109] 因此,实施方式的这个方面不一定包括任何温度传感器,也不包括基于温度表示信号的校准数据的生成。

[0110] 如本文所公开的发明包括各种实施方式。在实施方式中,检测器控制器被配置为在空闲模式和运行模式之间选择性地切换所有检测器模块。在另一个实施方式中,检测器控制器被配置为在空闲模式和运行模式之间仅选择性地切换检测器模块的子集,同时保持剩余的检测器模块接通。在特定实施方式中,检测器模块的子集是检测器模块的中心子集,并且其余检测器模块是检测器模块的外围子集。

[0111] 另外,在实施方式中,在空闲模式中,检测器模块完全断电或断开,而在运行模式中,检测器模块完全加电。在特定实施方式中,在空闲模式中,检测器模块的耗电电路完全断电或断开,而在运行模式中,耗电电路完全加电。在另一个实施方式中,检测器模块的一部分在空闲模式下断电或断开,而检测器模块的剩余部分接通,而检测器模块在运行模式下接通。在特定实施方式中,检测器模块的耗电电路的一部分(例如模拟部分)在空闲模式下断电或断开,同时保持耗电电路的剩余部分,例如数字部分接通。在运行模式中,耗电电路(包括模拟和数字部分)接通。断电或断开检测器模块的整个或部分或其耗电电路的这些实施方式可以与上面公开的涉及在空闲和操作模式之间选择性地切换检测器模块的全部或子集的任何实施方式组合。

[0112] 检测器控制器在空闲和运行模式之间选择性地切换的多个检测器模块中的至少一个子集可以是包括相应温度传感器的多个检测器模块中的至少一个子集。例如,光子计数检测器的 $M \geq N$ 检测器模块的 N 个包括相应的温度传感器,然后检测器控制器被配置成选择性地空闲和运行模式之间切换这 N 个检测器模块。在另一个实施方式中,光子计数检测器的 $M \geq N$ 个检测器模块的 N 个包括相应的温度传感器,并且检测器控制器被配置为在空闲和操作模式之间选择性地从 $M \geq P$ 检测器模块中切换出来。在这种情况下, P 个检测器模块可以是 N 个检测器模块的子集, N 个检测器模块可以是 P 个检测器模块或 P 个检测器模块的子集,并且 N 个检测器模块可以是至少部分重叠的检测器模块组,即一些检测器模块属于 P

个检测器模块和N个检测器模块,而其他检测器模块属于P(或N)个检测器模块但不属于N(或P)个检测器模块,或者不属于P或N个检测器模块的任何一个。

[0113] 在实施方式中,光子计数检测器与来自前端ASIC的热导体连接到散热器,如图8所示。在实施方式中,热导体由氮化铝制成,因为其温度膨胀系数与硅相匹配。在实施方式中,散热器由于其相对低的密度而由铝制成,从而减小了散热器的重量。可以使用环境空气或水来从散热器中带走热量。

[0114] 因此,在实施方式中,光子计数检测器包括散热器和多个热导体。每个热导体将检测器模块的耗电电路和散热器互连。

[0115] 在实施方式中,多个热传导由氮化铝制成。在实施方式中,散热器由铝制成。

[0116] 图10中示出了光子计数检测器的热管理系统的简化模块。在X射线成像系统接通之后,光子计数检测器的数字处理电路在一个实施方式中被连续供电,其不断向散热器提供热量。对流传热和风扇有助于将热量从光子计数检测器和散热器散发出去,从而使光子计数检测器保持在基本恒温。在图像采集的情况下,光子计数检测器的模拟处理电路被接通,在此期间需要传递更多的热量。然后,通过热控制器将风扇的电源和对流热传递作为温度的函数。在图像采集之后,光子计数检测器将借助于风扇和对流热传递再次冷却,并通过断开模拟处理电路来减少光子计数检测器生成的热量。

[0117] 通过在图10所示的简化模块中输入合理的参数,可以借助Simulink模拟散热器的温度曲线。使用了两个示例占空比。第一个是900秒的1%脉冲宽度,旨在模拟临床使用。结果如图12A所示。第二个占空比是690秒的15%脉冲宽度,旨在模拟临床使用中的极端条件。结果如图12B所示。

[0118] 在图12A和图12B中,由于ASIC的模拟部分的选择性切换,温度曲线达到平稳,同时在启动之后保持ASIC的数字部分连续接通。ASICS模拟部分的选择性切换使温度曲线以受控方式上下波动。模拟中获得的散热器的最高温度约为28°C,而光子计数检测器的温度可能高至5到6°C。这样,光子计数检测器的运行温度将低于36°C,这是现代CT检测器的典型工作温度。与其他X射线检测器相比,这反过来将提高光子计数检测器在噪声方面的性能,从而提高图像质量。

[0119] 实施方式的另一方面涉及X射线成像系统,参见图2。X射线成像系统包括配置成发射X射线的X射线源和连接到X射线源并配置成控制来自X射线源的X射线发射的X射线控制器。X射线成像系统还包括根据实施方式的X射线检测器系统,其包括光子计数检测器和检测器控制器。在实施方式中,检测器控制器被配置成对于多个检测器模块中的至少一个子集,在X射线源和X射线控制器的电源接通时选择性地空闲模式和操作模式之间切换检测器模块。

[0120] 因此,在X射线成像系统的主电源接通的X射线成像会话期间,在空闲模式和运行模式之间选择性地切换检测器模块。

[0121] 在实施方式中,检测器控制器被配置为在X射线源和X射线控制器的电源接通时,选择性地断开与X射线控制器相关联的多个检测器模块中的至少一个子集的耗电电路的至少一部分的电源,该X射线控制器控制来自X射线源的X射线的发射的停止。

[0122] 例如,检测器控制器可以被配置为在X射线源和X射线控制器的电源接通时,选择性地断开多个检测器模块中的至少一个子集的耗电电路的至少一部分的电源,与控制X射

线源的X射线发射的停止的X射线控制器同步。

[0123] 这在图11中示意性地示出,其中ASIC的模拟部分与控制X射线从X射线源发射的停止的X射线控制器同步断电。

[0124] 在实施方式中,检测器控制器被配置为在X射线源和X射线控制器的电源接通时,在X射线控制器控制从X射线源发射X射线的开始之前的时间点,选择性地接通多个检测器模块中的至少一个子集的耗电电路的至少一部分的电源。

[0125] 这在图11中示意性地示出,其中,ASIC的模拟部分在控制X射线控制器开始从X射线源发射X射线之前稍微加电。

[0126] 图14是示出X射线检测器系统的热控制方法的流程图。该方法包括在步骤S1中监测光子计数检测器中的多个检测器模块的至少一个(第一)子集上的温度。该方法还包括在步骤S2中,为多个检测器模块的至少一个(第一)子集的每个检测器模块生成基于监视的温度表示信号。该方法还包括在步骤S3中,为检测器模块的至少一个(第二个或第一个)子集,选择性地检测器模块的至少相应部分断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。该方法还包括在步骤S4中基于相应的温度表示信号生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0127] 在实施方式中,步骤S4包括通过多个检测器模块的(第二或第一)子集的耗电电路,基于相应的温度表示信号生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0128] 应当理解,本文描述的方法、设备和布置可以以各种方式实现、组合和重新布置。

[0129] 例如,实施方式可以用硬件实现,或者用软件实现,以便由合适的处理电路或其组合执行。

[0130] 本文描述的步骤、功能、过程、模块和/或块可以使用任何传统技术以硬件实现,例如分立电路或集成电路技术,包括通用电子电路和专用电路。

[0131] 替代地或作为补充,本文描述的步骤、功能、过程、模块和/或块中的至少一些可以在诸如计算机程序的软件中实现,以由诸如一个或多个处理器或处理单元的适当处理电路执行。

[0132] 处理电路的示例包括但不限于一个或多个微处理器、一个或多个数字信号处理器(DSP)、一个或多个中心处理单元(CPU)、视频加速硬件和/或任何合适的可编程逻辑电路,例如作为一个或多个现场可编程门阵列(FPGA)、或一个或多个可编程逻辑控制器(PLC)。

[0133] 还应该理解,可以重新使用实现所提出的技术的任何传统设备或单元的一般处理能力。也可以重新使用现有的软件,例如,通过重新编程现有软件或添加新的软件组件。

[0134] 例如,根据实施方式,X射线检测器系统的检测器控制器可以是处理器-存储器实现的形式。在该特定示例中,检测器控制器包括处理器和存储器。存储器包括可由处理器执行的指令,由此处理器被配置为在空闲和运行模式之间选择性地切换检测器模块。

[0135] 在另一实施方式中,检测器控制器可以是根据实施方式的硬件电路实现的形式。合适的硬件电路的特定示例包括一个或多个适当配置或可能可重新配置的电子电路,例专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、或任何其他硬件逻辑,例如,基于离散逻辑门和/或触发器的电路互连,以执行与适当的寄存器(REG)和/或存储器单元(MEM)相关的专用功能。

[0136] 还可以基于硬件和软件的组合提供解决方案。实际的硬件-软件划分可以由系统设计者基于许多因素来决定,包括处理速度、实现成本和其他要求。

[0137] 图13是示出根据实施方式的计算机实现200的示例的示意图。在该特定示例中,本文描述的至少一些步骤、功能、过程、模块和/或块在计算机程序225、235中实现,其被加载到存储器220中以供包括一个或多个处理器210的处理电路执行。处理器210和存储器220彼此互连以实现正常的软件执行。可选的输入/输出设备240还可以互连到处理器210和/或存储器220,以实现相关数据的输入和/或输出,例如输入参数和/或结果输出参数。

[0138] 术语“处理器”应该在一般意义上解释为能够执行程序代码或计算机程序指令以执行特定处理,确定或计算任务的任何系统或设备。

[0139] 因此,包括一个或多个处理器210的处理电路被配置为在执行计算机程序225时执行明确定义的处理任务,例如本文所述的处理任务。

[0140] 处理电路不必专用于仅执行上述步骤、功能、过程和/或块,而是还可以执行其他任务。

[0141] 所提出的技术还提供了包括指令的计算机程序225;235,当由至少一个处理器210执行时,使得至少一个处理器210针对光子计数检测器中的多个检测器模块中的至少一个子集选择性地在检测器模块的至少相应部分断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。还使得至少一个处理器210基于表示多个检测器模块中的至少一个子集上的相应温度的相应温度表示信号来生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0142] 所提出的技术还提供包括计算机程序235的载体230。载体230是以下中的一种:电子信号、光信号、电磁信号、磁信号、电信号、无线电信号、微波信号或计算机可读存储介质。

[0143] 作为示例,软件或计算机程序225;235可以实现为计算机程序产品,其通常被携带或存储在计算机可读介质220上;230上,特别是非易失性介质。计算机可读介质可以包括一个或多个可移动或不可移动存储器设备,包括但不限于只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、光盘(CD)、数字通用盘(DVD)、蓝光盘、通用串行总线(USB)存储器、硬盘驱动器(HDD)存储设备、闪存、磁带或任何其他常规存储器设备。因此,计算机程序225;235可以被加载到计算机或等效处理设备200的操作存储器220中,以由其处理电路210执行。

[0144] 当由一个或多个处理器执行时,本文呈现的流程图或图可以被视为计算机流程图或示图。相应的设备可以被定义为一组功能模块,其中由处理器执行的每个步骤对应于功能模块。在这种情况下,功能模块被实现为在处理器上运行的计算机程序。

[0145] 因此,驻留在存储器中的计算机程序可以被组织为适当的功能模块,其被配置为当由处理器执行时执行本文描述的步骤和/或任务的至少一部分。

[0146] 在实施方式中,这种设备包括切换模块,用于为光子计数检测器中的多个检测器模块中的至少一个子集选择性地在检测器模块的至少相应部分断电的空闲模式和检测器模块接通的运行模式之间切换检测器模块。该设备还包括校准生成模块,用于基于表示在多个检测器模块中的至少一个子集上表示相应温度的相应温度表示信号来生成校准数据,以校正由光子计数检测器生成的图像数据的任何温度引起的变化。

[0147] 上面描述的实施方式仅作为示例给出,并且应当理解,所提出的技术不限于此。本领域技术人员将理解,在不脱离由所附权利要求限定的本发明的范围的情况下,可以对实

施方式进行各种修改、组合和改变。特别地,在技术上可行的情况下,不同实施方式中的不同部件解决方案可以组合在其他配置中。

[0148] 参考

[0149] [1]美国专利No.7,065,173

[0150] [2]美国专利No.6,931,092

[0151] [3]美国专利No.7,236,562

[0152] [4]美国专利申请No.2016/0174920

[0153] [5]美国专利No.9,086,360

[0154] [6]Alvarez和Macovski.X射线计算机断层扫描中的能量选择性重建。物理学.医学.生物学,21(5):733,1976。

[0155] [7]Roessl和Proksa.使用多仓光子计数检测器的X射线计算机断层扫描中的K边缘成像。物理学.医学.Biol.,52(15):4679,2007。

[0156] [8]Liu, Grönberg, Sjölin, Karlsson和Danielsson,“用于光子计数光谱CT的硅条检测器的计数率性能”,Nucl. INSTR. 和Meth.A,第827卷,p.102-106.2016。

[0157] [9]Gustavsson,Amin,Bjorklid,Ehliar,Xu和Svensson.用于光谱计算机断层扫描的高速能量分辨光子计数ASIC.IEEE Transactions on Nuclear Science,59(1),30-39,2012。

[0158] [10]Bornefalk,Persson,Xu,Karlsson,Svensson和Danielsson.“温度变化对光子计数硅CT检测器能量响应的影响”,IEEE Trans. 核酸研究Sci.,60(2):1442-1449,2013。

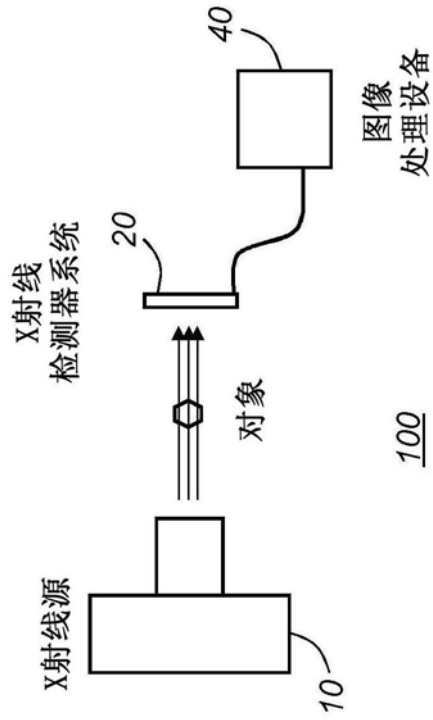


图1

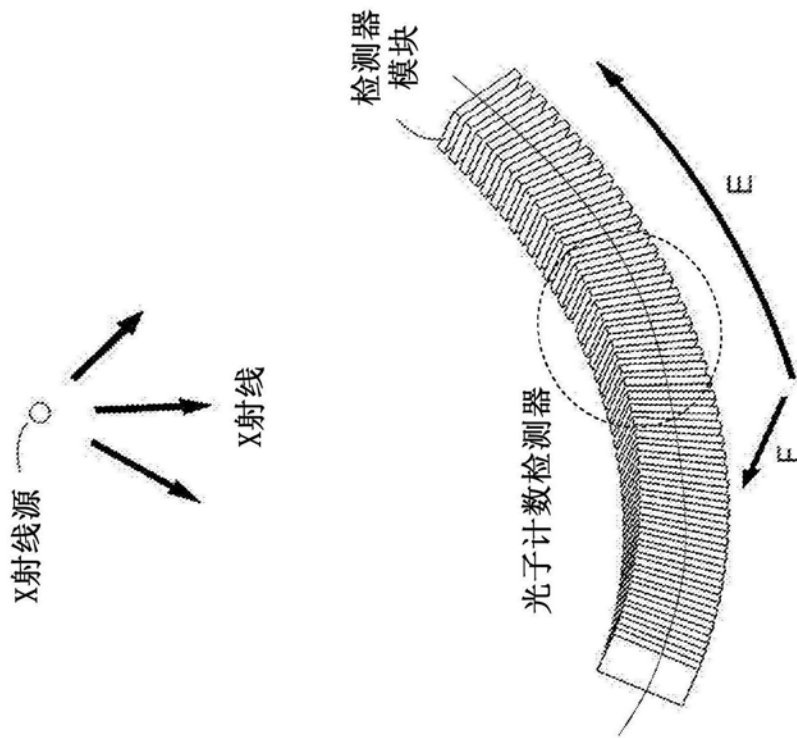


图3

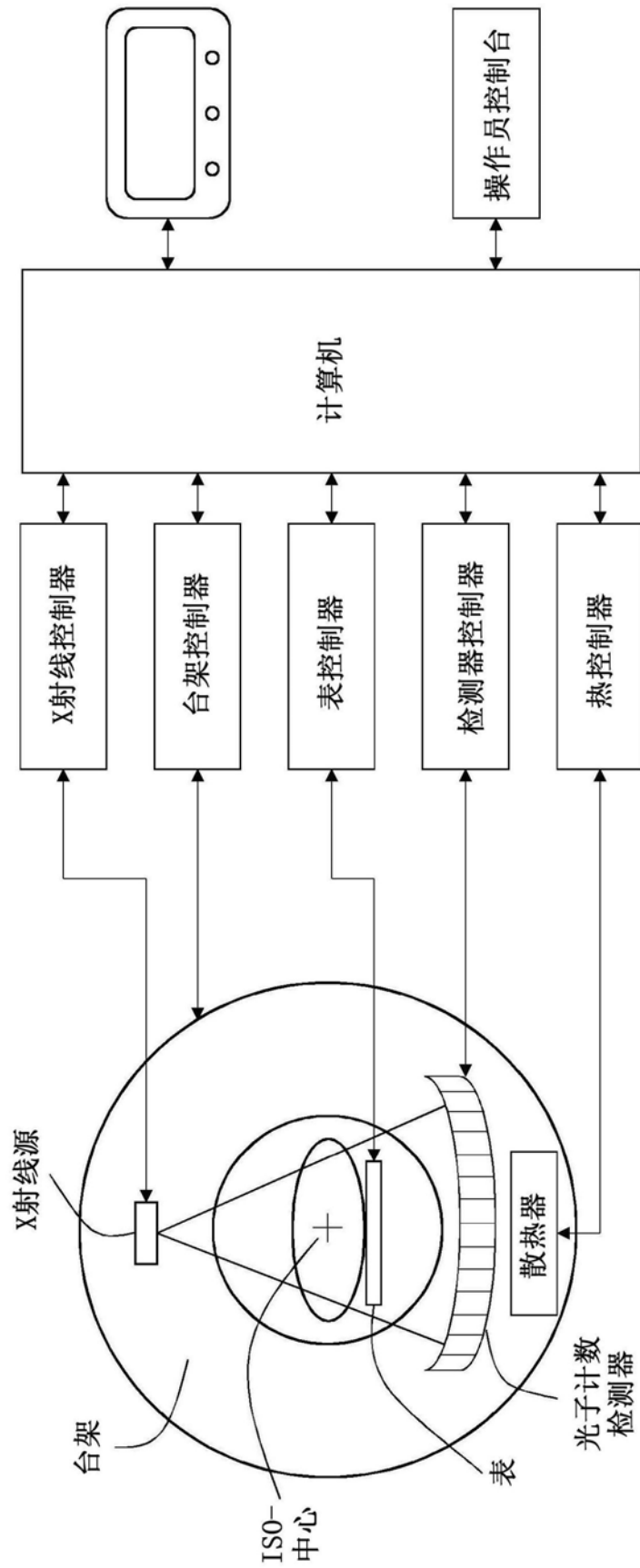


图2

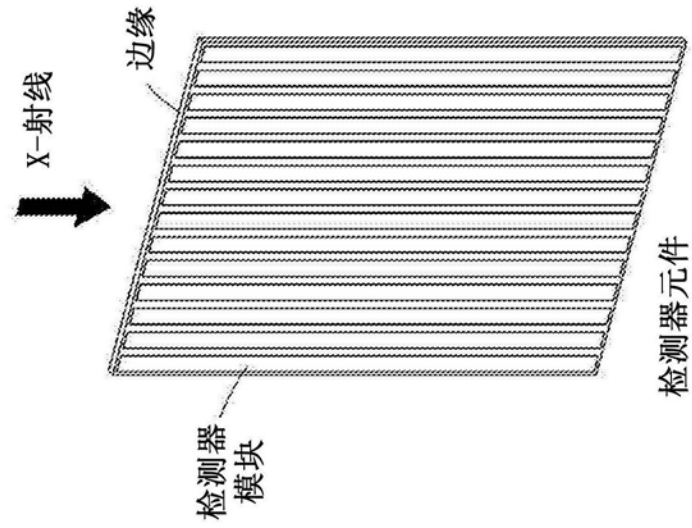


图4

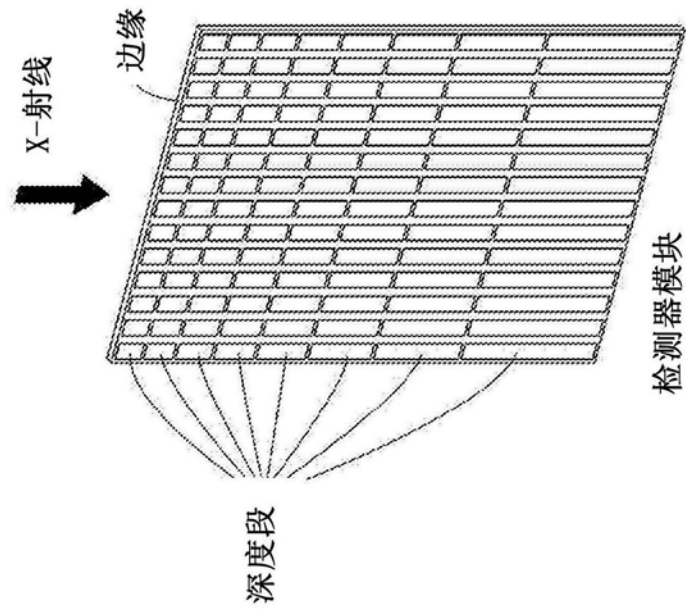


图5

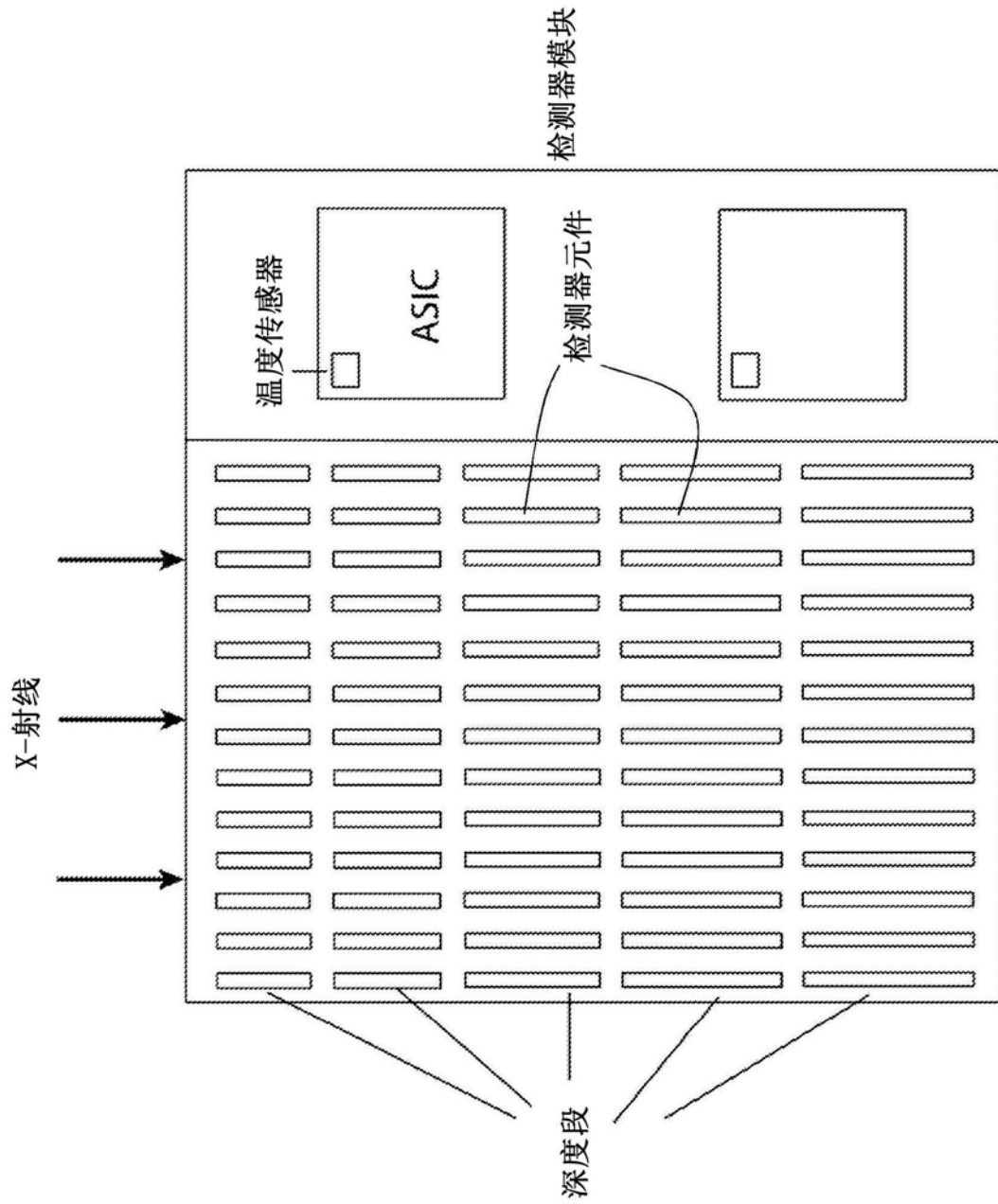


图6

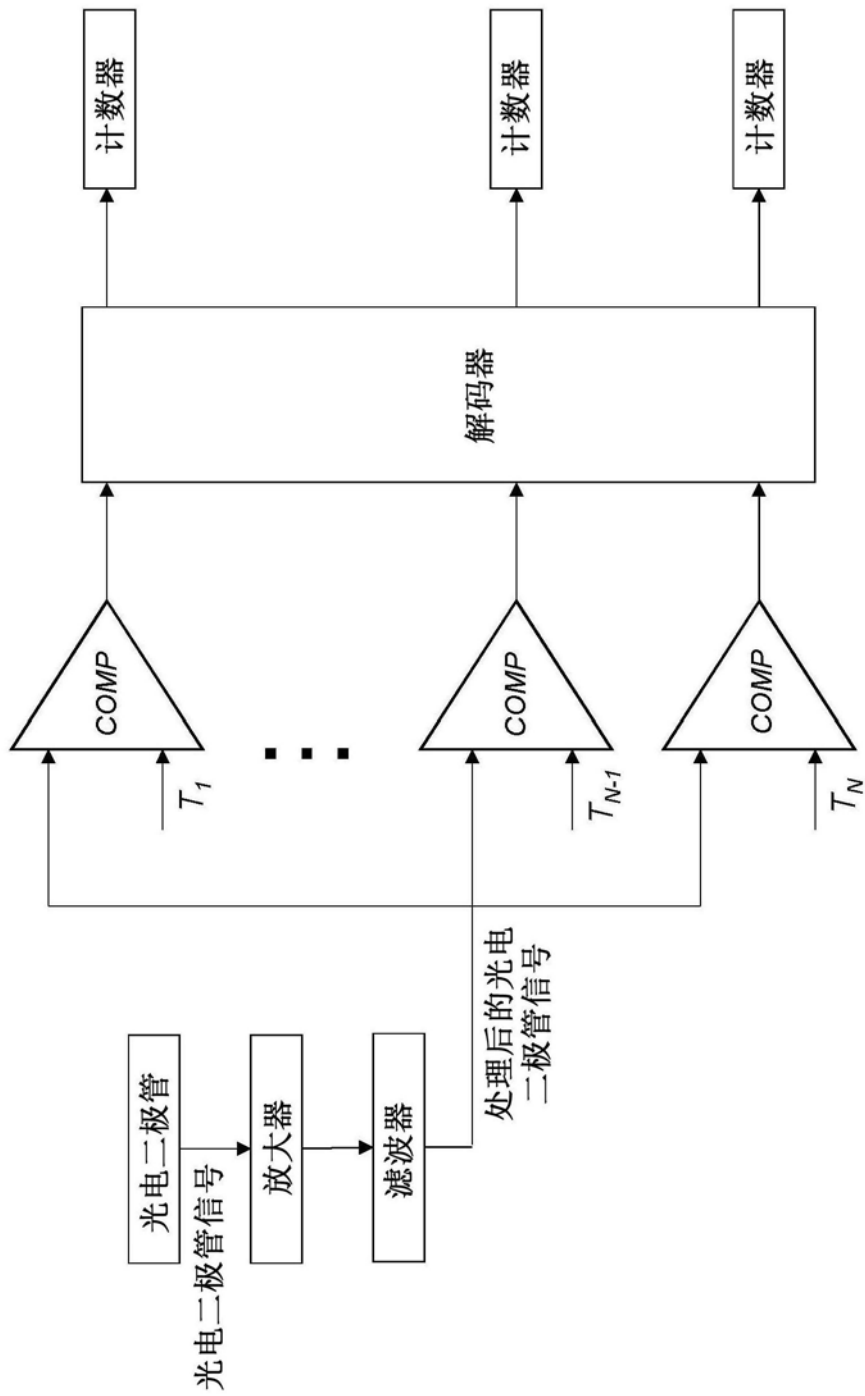


图7

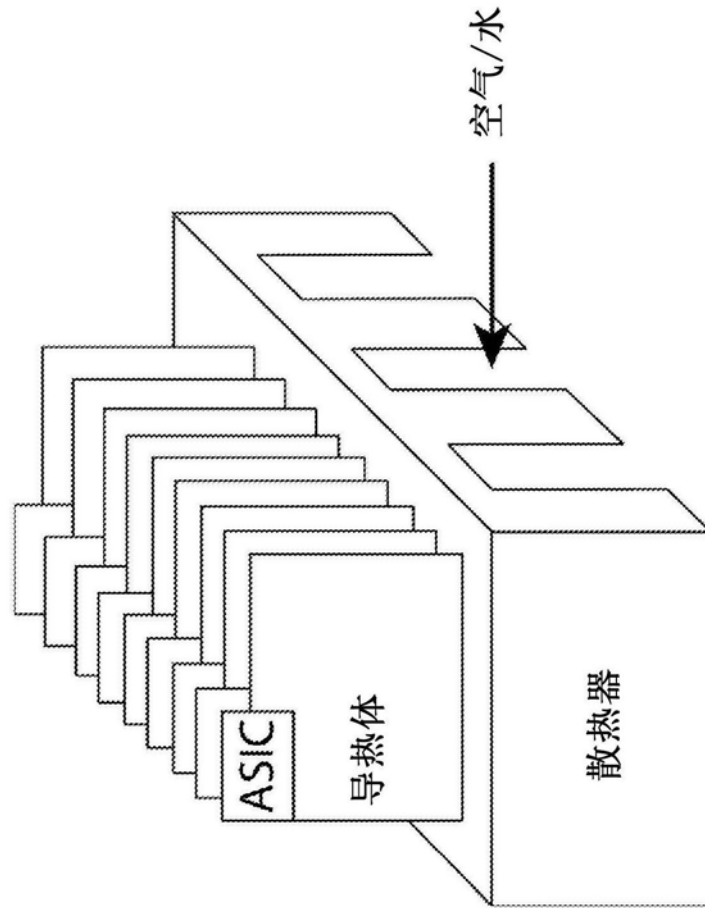


图8

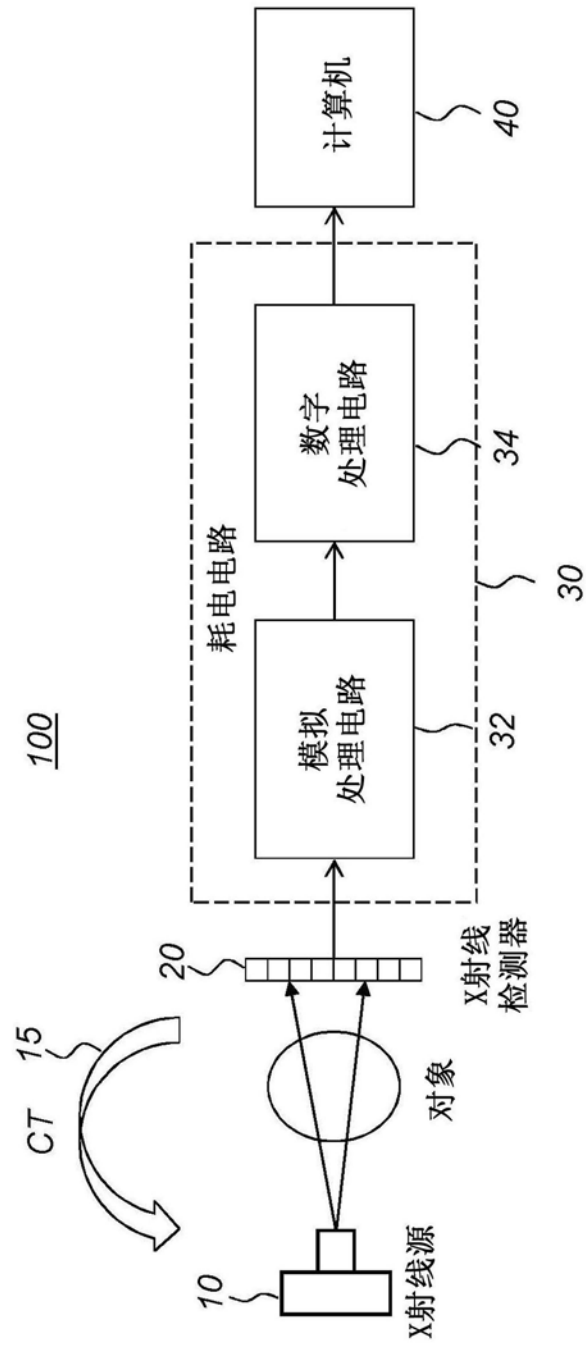


图9

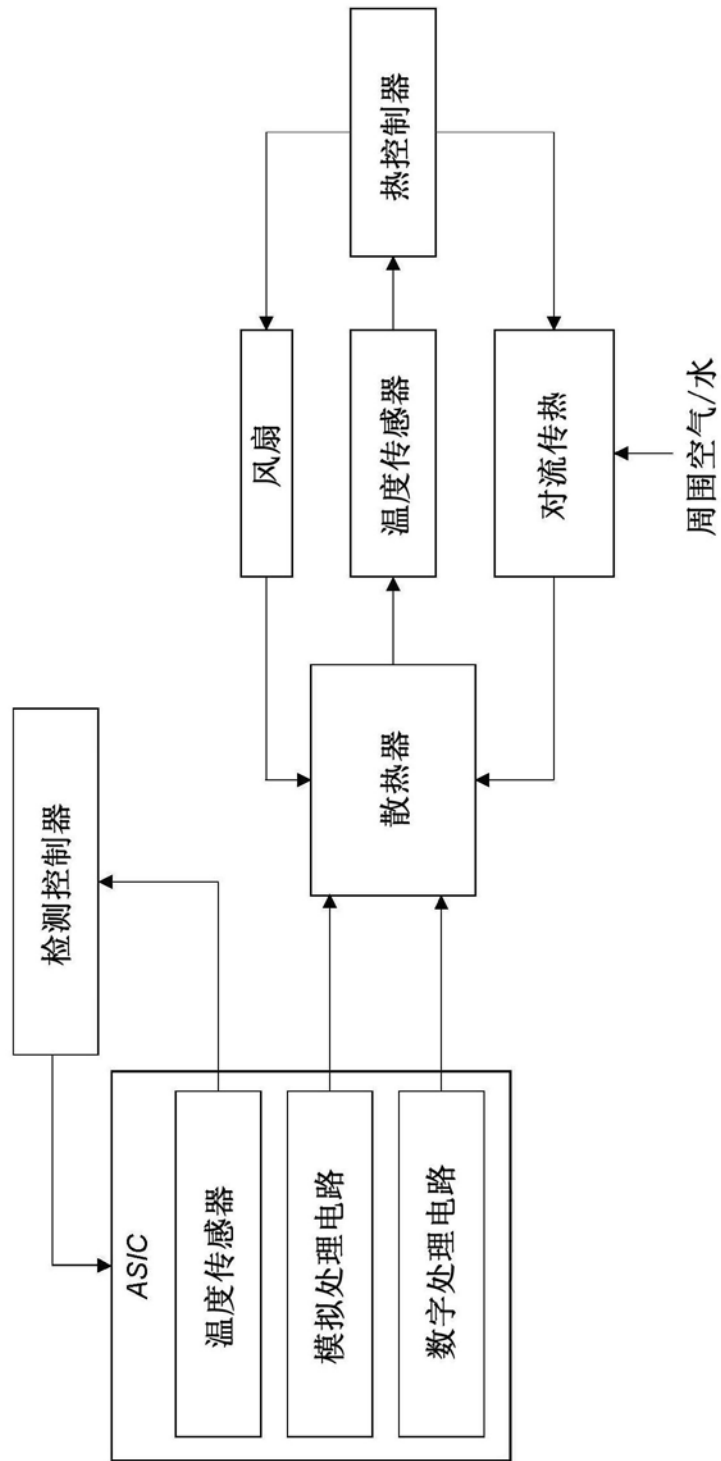


图10

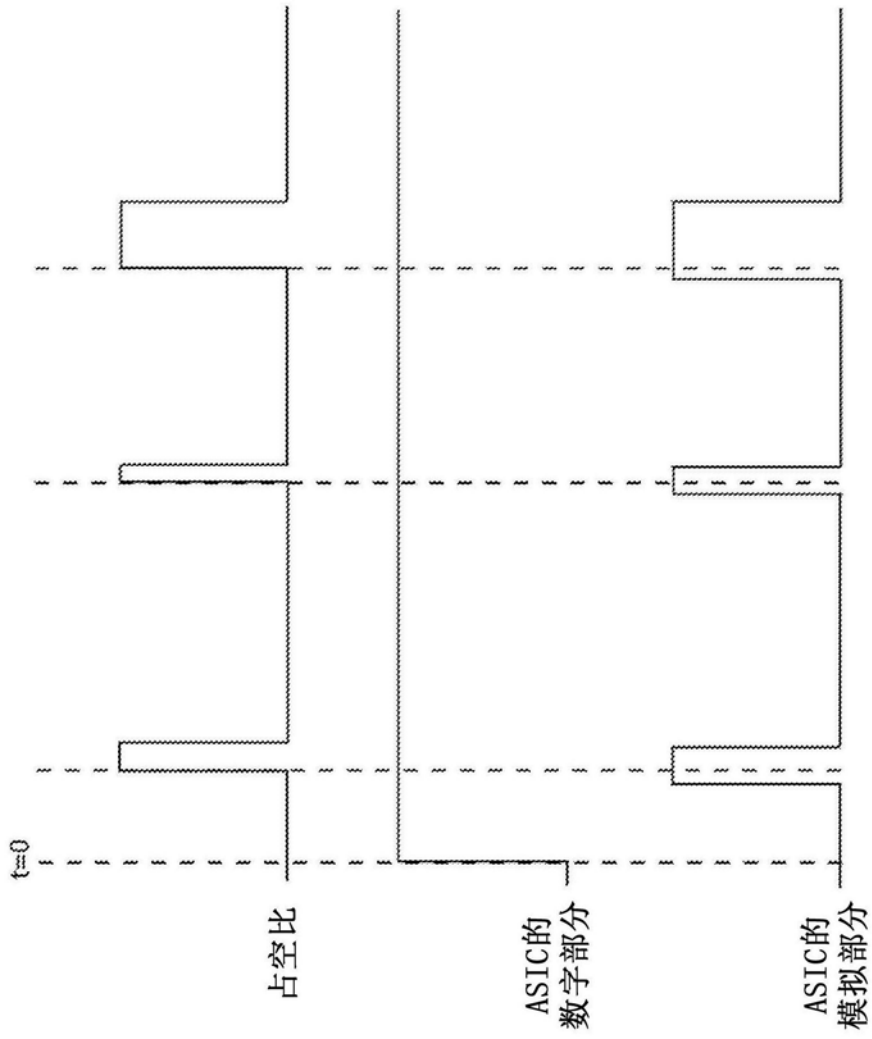


图11

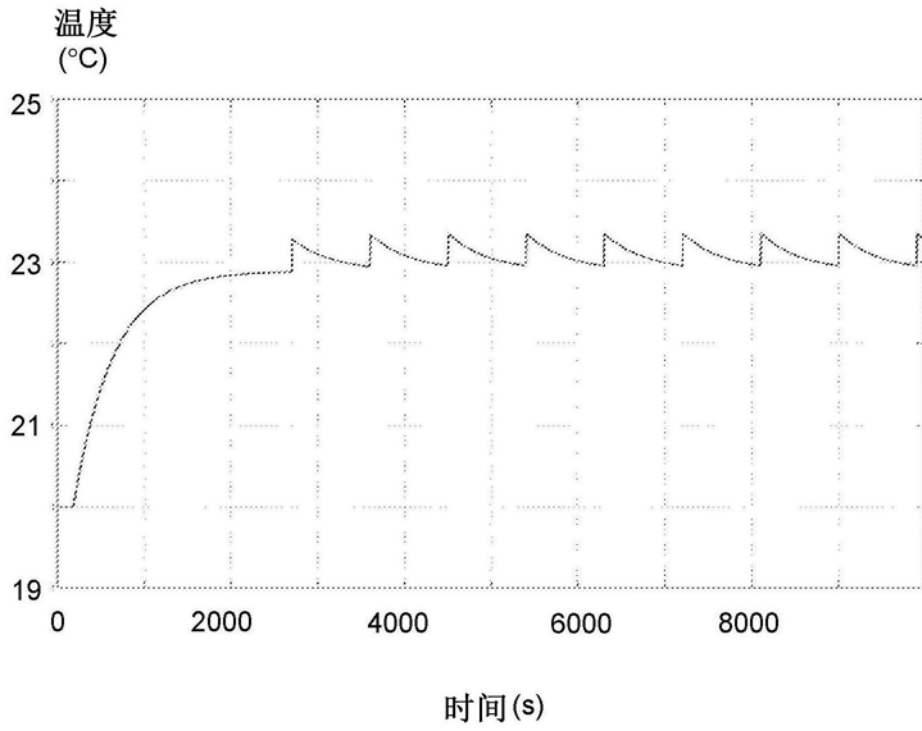


图12A

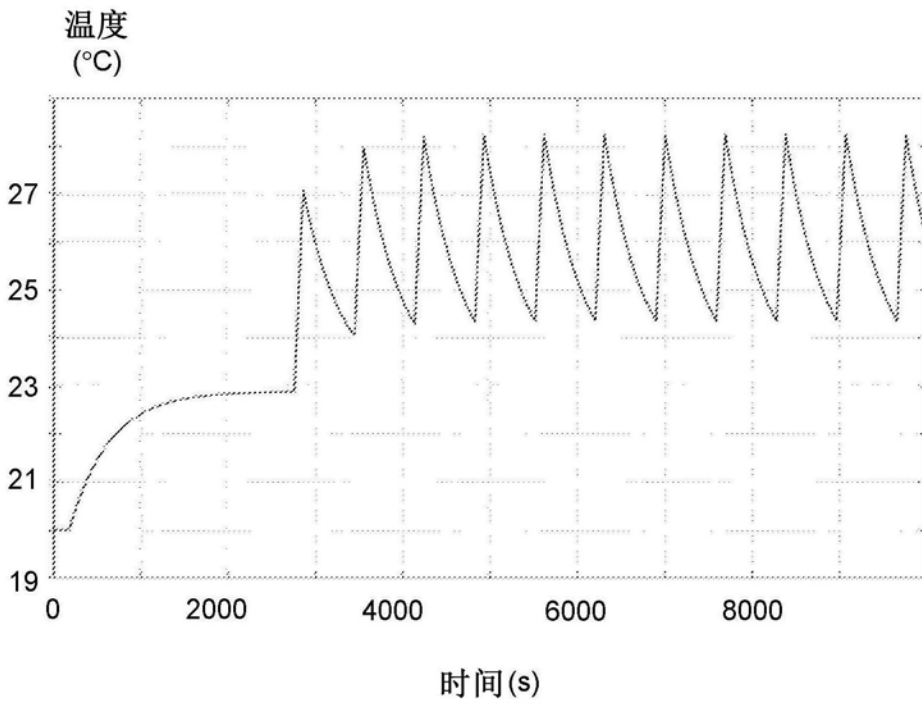


图12B

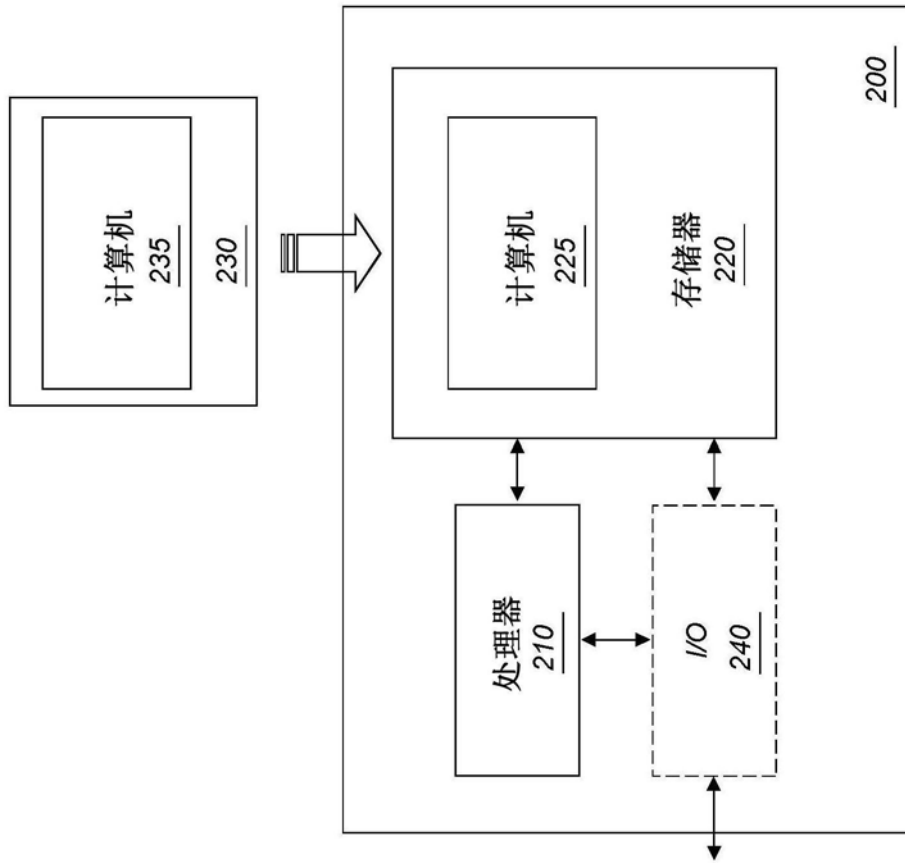


图13

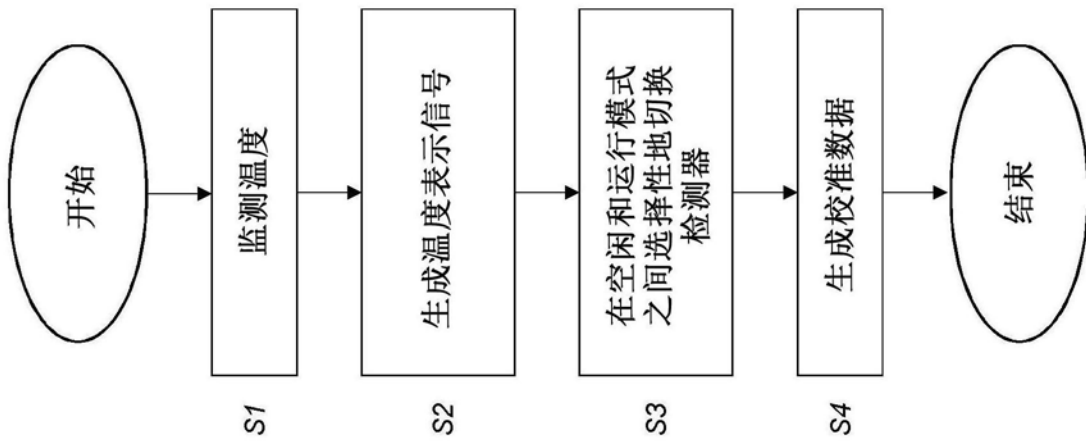


图14