



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106164704 B

(45)授权公告日 2019.03.08

(21)申请号 201580017180.7

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22)申请日 2015.03.19

72002

(65)同一申请的已公布的文献号

代理人 李光颖 王英

申请公布号 CN 106164704 A

(51)Int.Cl.

(43)申请公布日 2016.11.23

G01T 1/164(2006.01)

(30)优先权数据

G01T 1/29(2006.01)

61/971,780 2014.03.28 US

(56)对比文件

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

US 2011/0235940 A1,2011.09.29,

2016.09.28

EP 0984393 A2,2000.03.08,

(86)PCT国际申请的申请数据

WO 03/001243 A2,2003.01.03,

PCT/IB2015/052019 2015.03.19

US 8395127 B1,2013.03.12,

(87)PCT国际申请的公布数据

CN 101396271 A,2009.04.01,

W02015/145310 EN 2015.10.01

CN 102792184 A,2012.11.21,

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 1940992 A,2007.04.04,

地址 荷兰艾恩德霍芬

US 2005/0063513 A1,2005.03.24,

(72)发明人 T·L·劳伦斯 S·X·王

审查员 华艳

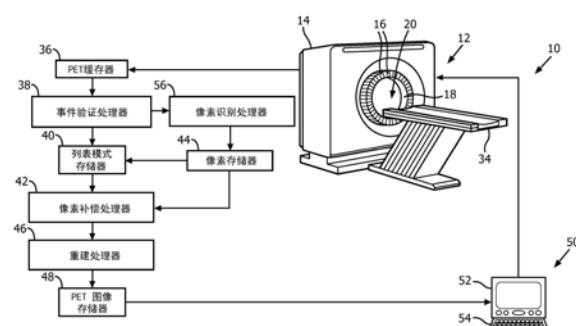
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

正电子发射断层摄影(PET)中的坏点识别

(57)摘要

一种系统(10)和方法(150)识别正电子发射断层摄影(PET)成像中的无功能的像素。接收描述集中到PET扫描器(12)的多个像素(22、32)的闪烁事件的数据。根据接收到的数据生成计数映射直方图。所述计数映射直方图将所述像素(22、32)中的每个映射到对集中到所述像素(22、32)的闪烁事件的计数。根据所述计数映射直方图来识别一个或多个无功能的像素。



1. 一种用于识别正电子发射断层摄影 (PET) 成像中的无功能的像素的系统 (10) , 所述系统 (10) 包括:

像素识别处理器 (56) , 其被配置为:

接收描述集中到PET扫描器 (12) 的多个像素 (22、32) 的闪烁事件的数据;

根据接收到的数据生成计数映射直方图, 所述计数映射直方图将所述像素 (22、32) 中的每个映射到集中到所述像素 (22、32) 的闪烁事件的计数;

根据所述计数映射直方图来识别一个或多个无功能的像素; 并且将识别出的无功能的像素的唯一的识别符存储在像素存储器 (44) 中以在像素补偿期间使用;

其中, 所述像素识别处理器 (56) 还被配置为将识别出的无功能的像素与所述像素存储器 (44) 中的先前识别出的无功能的像素进行比较, 并且其中, 新识别出的无功能的像素仅在其已经在预定数量的扫描中被识别为无功能之后用于像素补偿。

2. 根据权利要求1所述的系统 (10) , 其中, 每个像素包括硅光电倍增器 (SiPM) (32) 和闪烁体 (22) , 并且其中, 所述闪烁事件对从所述PET扫描器 (12) 的检查体积 (20) 中的源接收的辐射或者所述闪烁体 (22) 中的背景辐射做出响应。

3. 根据权利要求1所述的系统 (10) , 其中, 所述像素 (22、32) 被配置为在对对象的诊断 PET扫描期间接收辐射, 以根据从所述对象的靶体积发射的伽玛光子来生成所述数据。

4. 根据权利要求1所述的系统 (10) , 还包括:

像素补偿处理器 (42) , 其被配置为:

接收描述从对象发射的辐射的PET数据, 所述PET数据缺少来自所述无功能的像素的有效PET数据; 并且

根据接收到的PET数据来估计针对所述无功能的像素的PET数据。

5. 根据权利要求4所述的系统 (10) , 其中, 所述像素补偿处理器 (42) 被配置为通过以下项来估计针对识别出的无功能的像素之一的缺少的PET数据:

复制有功能的相邻像素的PET数据; 以及

利用复制的PET数据来替换所述缺少的PET数据。

6. 根据权利要求4所述的系统 (10) , 其中, 所述像素补偿处理器 (42) 被配置为通过以下项来估计针对识别出的无功能的像素之一的缺少的PET数据:

将来自所识别的所述无功能的像素的相邻像素的PET数据内插在正弦图域中。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的系统 (10) , 其中, 所述无功能的像素包括坏点和低计数像素中的至少一种, 其中, 所述计数映射直方图中具有零计数的像素是坏点, 并且其中, 所述计数映射直方图中具有比预定百分比的其他像素更少的计数的像素是低计数像素。

8. 一种用于识别正电子发射断层摄影 (PET) 成像中的无功能的像素的方法 (150) , 所述方法 (150) 包括:

接收 (152) 描述集中到PET扫描器 (12) 的多个像素 (22、32) 的闪烁事件的数据;

根据接收到的数据生成 (154) 计数映射直方图, 所述计数映射直方图将所述像素 (22、32) 中的每个映射到集中到所述像素 (22、32) 的闪烁事件的计数;

根据所述计数映射直方图来识别 (156) 一个或多个无功能的像素;

将识别出的无功能的像素的唯一的识别符存储在像素存储器 (44) 中以在像素补偿期

间使用;并且

将识别出的无功能的像素与所述像素存储器(44)中的先前识别出的无功能的像素进行比较,并且其中,新识别出的无功能的像素仅在其已经在预定数量的扫描中被识别为无功能之后用于像素补偿。

9.根据权利要求8所述的方法(150),其中,每个像素包括硅光电信增器(SiPM)(32)和闪烁体(22),并且其中,所述闪烁事件对从所述PET扫描器(12)的检查体积(20)中的源接收的辐射或者所述闪烁体(22)中的背景辐射做出响应。

10.根据权利要求8所述的方法(150),还包括:

在执行对对象的诊断扫描之前的每天接收(152)PET数据,所述PET数据描述从体模发射的伽马光子。

11.根据权利要求8所述的方法(150),还包括:

接收(152)来自对对象的诊断扫描的PET数据,所述PET数据描述从所述对象的靶体积发射的伽马光子。

12.根据权利要求8所述的方法(150),还包括:

接收(152)来自背景扫描的PET数据,所述PET数据描述闪烁体的背景辐射。

13.根据权利要求8所述的方法(150),还包括:

接收描述对象的靶体积的PET数据,所述PET数据缺少针对识别出的无功能的像素的有效数据;并且

根据接收到的PET数据来估计针对识别出的无功能的像素的PET数据。

14.根据权利要求8-13中的任一项所述的方法(150),其中,所述识别(156)包括以下中的至少一项:

将所述计数映射直方图中具有零计数的像素识别为所述无功能的像素中的坏点;以及

将所述计数映射直方图中具有比预定百分比的其他像素更少的计数的像素识别为所述无功能的像素中的低计数像素。

15.至少一个处理器(42、56),其被编程为执行根据权利要求8-14中的任一项所述的方法(150)。

正电子发射断层摄影 (PET) 中的坏点识别

技术领域

[0001] 本申请总体涉及正电子发射断层摄影 (PET)。其具体与识别无功能的像素相结合而应用，并且特别参考来描述本申请。然而，应当理解，本申请还适用于其他使用场景，并且不必限于前述应用。

背景技术

[0002] 在过去，PET系统典型地采用诸如1.5英寸PMT的光倍增管 (PMT)，以用于光探测。典型的基于PMT的PET系统在任何地方包含大约从12000至33000个单独的闪烁体，但是仅使用200至800个PMT。这样，典型的基于PMT的PET系统对无功能的PMT是相当不容忍的。由于PMT的大小，无功能的PMT致使探测器的大部分不能操作。另外，安格尔逻辑 (Anger logic) 不支持计算在探测器的不能操作的部分中发生的闪烁事件的位置。

[0003] 最近，PET系统已经转向诸如3x3或4x4毫米 (mm) SiPM的硅光倍增器 (SiPM)，以用于光探测。在基于SiPM的PET系统中，存在SiPM中的一些可能不正确地工作的高概率。与基于PMT的PET系统相反，基于SiPM的PET系统的SiPM通道计数接近闪烁体计数。由于无功能的SiPM的受影响区域相当小，因而基于SiPM的PET系统能够容忍无功能的SiPM。这适用于闪烁体到SiPM的一对一耦合，以及闪烁体到SiPM的多对一耦合，其中，执行微型安格尔 (micro-Anger) 计算以确定事件位置。

[0004] 尽管基于SiPM的PET系统能够容忍无功能的SiPM，但是经重建图像的质量退化。无功能的SiPM导致无功能的像素。像素是闪烁事件能够集中到的最小区域。无功能的像素是缺少有效数据并且不探测与闪烁事件的增加成比例的计数的像素。无功能的像素包括坏点和低计数像素。坏点是不探测任何闪烁事件的像素，并且低计数像素是对闪烁事件计数不足的像素。无功能的像素还可能由于关于闪烁体性能、SiPM与闪烁体之间的光学耦合以及处理电子器件中的一个或多个的问题而出现。无功能的像素导致重建期间的成像伪影以及不正确的标准化摄取值 (SUV)。重建期间的伪影对于在被扫描的靶体积中的相当一致的活动的情况下，对于高等统计扫描而言是更显著的。

[0005] 参考图1，提供了使用具有三个坏点的PET扫描器生成的正弦图。正弦图描述了空间信息并且不包含飞行时间 (TOF) 信息。PET扫描器包括闪烁体与SiPM之间的一对一耦合，并且闪烁体事件能够集中到的最小区域(即像素)是SiPM闪烁体对。可以看出，坏点引起由箭头强调的丢失数据的暗线。探测器之间的间隙生成周期性网状图样。

[0006] US 2005/063513 A1公开了一种用于具有图像探测器阵列的经改进的数据采集系统的方法和系统，以及找到故障的单元、使用单元的相邻通道内插针对故障的单元的信号并且利用在未故障的单元的相邻行上内插时找到的误差率来校正内插的图像处理系统。

[0007] US 8395127 B1描述了一种辐射探测器，其包括探测器像素阵列，每个探测器像素包括探测器单元的阵列。每个探测器单元包括在击穿 (breakdown) 区域中偏置的光电二极管，以及与光电二极管耦合并且被配置为输出静止状态的第一数字值并对光电二极管的光子探测做出响应的第二数字值的数字电路。可以使用切断这些单元中的保险丝的激光来对

缺陷单元进行去使能。

[0008] US 2011/0235940 A1描述了一种处理由成像系统产生的图像的方法,其中,通过将选定的像素的值与多个相邻像素的值进行比较来探测暂态缺陷。可以通过使用周围好的像素的内插来校正图像中的探测到的暂态缺陷。

[0009] 在EP 0984393 A2中,一种辐射图像处理装置被提供有缺陷探测设备。

[0010] WO 03/001243 A2公开了一种包括辐射探测器的核成像装置,所述辐射探测器包括通过发射电流尖峰来对入射伽玛辐射做出响应的固态探测器元件的阵列。辐射探测器围绕感兴趣区域旋转。像素校正处理器探测阵列中的缺陷探测器元件,并且涌出校正电路基于阵列中的多个探测器元件组之间的灵敏度差异来对探测到的辐射事件进行校正。

[0011] 本申请提供了克服这些问题和其他问题的新的且经改进的系统和方法。

发明内容

[0012] 通过独立权利要求定义了本发明。从属权利要求定义了优选的实施例。

[0013] 一个优势在于减少的成像伪影。

[0014] 另一优势在于更准确的标准化摄取值(SUV)。

[0015] 另一优势在于增高的图像质量。

[0016] 本领域技术人员在阅读和理解了以下详细说明之后,将意识到本发明的进一步的优势。

附图说明

[0017] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不得被解释为对本发明做出限制。

[0018] 图1图示了使用具有坏点的正电子发射断层摄影(PET)成像系统而生成的现有技术的正弦图;

[0019] 图2图示了根据本申请的具有像素补偿处理器的PET成像系统;

[0020] 图3图示了图2的PET成像系统的探测器;

[0021] 图4图示了根据与图1的正弦图相同的数据并使用根据本申请的像素补偿而生成的正弦图;

[0022] 图5图示了在无功能的像素的情况下单个事件计数映射直方图;

[0023] 图6图示了补偿PET成像中的无功能的像素的方法;并且

[0024] 图7图示了识别PET成像中的无功能的像素的方法。

具体实施方式

[0025] 采用硅光电子倍增器(SiPM)以用于光探测的正电子发射断层摄影(PET)扫描器具有无功能的像素的高可能性。像素是闪烁事件能够集中到的最小区域。无功能的像素是缺少有效数据并且不探测与闪烁事件的增加成比例的计数的像素。无功能的像素包括坏点和低计数像素。坏点是不探测任何闪烁事件的像素,并且低计数是对闪烁事件计数不足的像素。无功能的像素可能由于关于闪烁体性能、SiPM与闪烁体之间的光学耦合、SiPM以及处理电子器件中的一个或多个的问题而出现。

[0026] 本申请描述了一种用于通过利用来自其他像素的数据填充无效数据来补偿无功能的像素的方法。这消除了缺少的响应线(LOR)并且产生更好地表示被扫描的靶体积的图像。在下文中描述了用于填充无功能的像素的无效数据的许多方法。在一个实例中,采用一阶近似。根据该方法,复制与无功能的像素相邻的像素的事件数据并且通过利用无功能的像素的位置替换相邻像素的位置来增大复制的数据。在另一实例中,采用正弦图空间内插。根据该方法,根据相邻位置来内插正弦图空间中与无功能的像素相关联的每个位置。

[0027] 本申请还描述了一种用于识别无功能的像素并随时间跟踪识别出的像素的方法。能够在患者扫描之前的每天执行质量控制(QC) PET扫描。针对日常QC数据集,生成二维(2D)计数映射直方图,并且在直方图中识别坏点和低计数像素。坏点能够被识别为不进行计数的那些像素,并且低计数像素能够被识别为具有相对于相邻像素而言低的计数的那些像素(例如比某百分比的相邻计数更低)。而且,能够执行患者诊断PET扫描和/或(例如描述背景闪烁体活动的)背景扫描。针对患者数据集和背景数据集中的每个,生成2D计数映射直方图,并且在直方图中识别坏点和低计数像素。然后,能够将识别出的像素与根据日常QC数据集识别出的那些像素进行比较。对于患者数据集,这具有确认患者数据集的标准化摄取值(SUV)的有效性的优势。

[0028] 参考图2,PET成像系统10包括PET扫描器12。PET扫描器12生成原始扫描数据并且包括固定机架14,所述固定机架14容纳围绕扫描器12的孔18布置的多个伽玛探测器16。孔18定义用于接收待成像的对象的靶体积(例如大脑、躯干等)的检查体积20。探测器16典型地被布置在沿检查体积20的长度延伸的一个或多个静止环中。然而,还预期能旋转的头。探测器16探测来自检查体积20的伽马光子并且生成原始扫描数据。

[0029] 参考图3,探测器16中的每个包括被以网格布置的一个或多个闪烁体22。闪烁体22响应于伽马光子的能量沉积而闪烁并生成可见光脉冲。如图示的,伽马光子24将能量沉积在闪烁体26中,从而得到可见光脉冲28。可见光脉冲的幅度与对应的能量沉积的幅度成比例。闪烁体22的范例包括掺杂有铊的碘化钠(NaI(Tl))、铈掺杂正硅酸镥(LYSO)和铈掺杂硅酸镥(LSO)。

[0030] 除闪烁体22之外,探测器16每个包括探测闪烁体22中的可见光脉冲的传感器30。传感器30包括多个光敏元件32。光敏元件32被以与闪烁体22的网格相同大小的网格布置并且被光学地耦合到对应的闪烁体22。光敏元件32能够以一对一布置、一对多布置、多对一布置或任何其他布置被耦合到闪烁体22。典型地,如图示的,光敏元件32是硅光电倍增器(SiPM),但还预期了光电倍增管(PMT)。

[0031] 在光敏元件32是SiPM的情况下,如图示的,闪烁体22与光敏元件32之间典型地存在一对一的对应性,但预期了其他对应性。SiPM中的每个包括光电二极管阵列(例如盖革(Geiger)模式雪崩光电二极管阵列),每个光电二极管对应于光电二极管阵列的单元。适合地,SiPM 32被配置为在盖革模式中操作,以产生在数字模式中操作的一系列单位脉冲。备选地,SiPM能够被配置为在模拟模式中操作。在光敏元件32是PMT的情况下,闪烁体22之间通常存在多对一的对应性,但预期了其他对应性。

[0032] 返回参考图2,在使用扫描器12对对象进行扫描期间,对象的靶体积被注射有放射性药物或放射性核素。放射性药物或放射性核素使得伽马光子从靶体积发射。然后,使用对象支撑体34将靶体积与扫描器12相对应地定位在检查体积20中。一旦靶体积被定位在检查

体积20内，则控制扫描器12执行对靶体积的扫描并且采集事件数据。采集到的事件数据描述由探测器16探测到的每个闪烁事件的时间、位置和能量，并且被适合地存储在PET数据缓存器36中。

[0033] 闪烁事件的位置对应于扫描器12的像素。像素是闪烁事件能够集中到的最小区域。例如，认为光敏元件32是SiPM，并且在闪烁体22与光敏元件32之间存在一对一的耦合。在这样的实例中，闪烁事件能够集中到的最小区域典型地是闪烁体/SiPM对，由此像素典型地对应于闪烁体/SiPM对。作为另一范例，认为光敏元件32是PMT或SiPM，并且在闪烁体22与光敏元件32之间存在多对一的耦合。在这样的实例中，安格尔逻辑典型地被用于将闪烁事件集中到单独的闪烁体22，由此像素典型地对应于闪烁体22而不是光敏元件32。

[0034] 在采集之后或与其同时地，事件验证处理器38对缓存的事件数据进行过滤。过滤包括将每个闪烁事件的能量(在数字模式中为单元计数)与能量窗进行比较，所述能量窗定义针对闪烁事件的可接受的能量范围。落在能量窗以外的那些闪烁事件被滤除。典型地，能量窗以要从检查体积20接收的伽马光子的已知能量(例如511千电子伏特(keV))为中心，并且是使用根据校准体模生成的能量谱的半高全宽(FWHM)来确定的。事件验证处理器38还根据经过滤的事件数据来生成响应线(LOR)。LOR是由在彼此的指定时间差内撞击探测器16的一对伽马光子来定义的。所述指定时间差足够小以确保伽玛来自同一湮灭事件。因此，假设在闪烁事件与伽马光子撞击探测器16之间存在一对一的对应性，则能够通过一对闪烁事件来定义LOR。

[0035] 对事件数据的前述过滤和对LOR的确定假设在闪烁事件与伽马光子撞击探测器16之间存在一对一的对应性。然而，本领域技术人员将意识到，实际上，伽马光子能够产生多个闪烁事件。在一些实例中，在事件数据被传递到事件验证处理器38之前，事件数据的闪烁事件基于伽马光子被组合。例如，能够对属于共同的伽马光子的闪烁事件的能量进行求和并且能够对伽马光子撞击探测器16的位置进行近似。事件验证处理器38然后根据经更新的事件数据来进行过滤并确定LOR。

[0036] 当由事件验证处理器38确定时或一旦由事件验证处理器38确定，则描述符合事件的数据被存储在列表模式存储器40内作为列表，其中，每个列表项对应于符合事件。针对列表项中的每个的数据通过针对LOR的伽马光子对集中到的两个像素的空间数据(例如通过X和Z位置)来描述对应的LOR。另外，针对列表项中的每个的数据能够任选地描述对应的符合事件的两个伽马光子的能量，和/或两个伽马光子的时间戳或者两个伽马光子的时间戳之间的差。

[0037] 像素补偿处理器42在列表模式数据被生成时或一旦其生成而接收列表模式数据，并且通过使用来自其他像素的事件数据来填充针对像素存储器44中识别的无功能的像素的缺少的事件数据。无功能的像素是缺少有效数据并且不探测与闪烁事件的增加成比例的计数的像素。无功能的像素包括坏点和低计数像素。坏点是不探测任何闪烁事件的像素，并且低计数像素是对闪烁事件计数不足的像素。无功能的像素可能由于关于闪烁体性能、光敏元件32与闪烁体22之间的光学耦合、光敏元件32和处理电子器件中的一个或多个中的问题而出现。

[0038] 由于PET扫描器采集三维(3D)数据，因此不能在探测器16处执行简单的涌出(flood)和/或一致性校正，如在单光子发射计算机断层摄影(SPECT)和计算机断层摄影

(CT) 中所做的那样。PET要求生成缺少的像素对。能够采用任何方法来填充无功能的像素所缺少的数据,但是两种方法分别使用一阶近似和正弦图空间内插。

[0039] 根据一阶近似方法,直接使用列表模式数据。如以上指出的,列表模式数据包含针对每个探测到的符合事件的列表项。通过针对与相邻像素相对应的每个列表项确定列表项是否满足选择准则来执行对每个无功能的像素的补偿,并且如果是这样的话,则既复制列表项又利用复制的列表项中的无功能的像素的位置来替换相邻像素的位置。相邻像素典型地是紧接邻近无功能的像素的任何像素,但是能够采用不同的准则来定义什么是相邻像素。例如,相邻像素可以是与无功能的像素共享探测器环和/或紧接邻近无功能的像素或在无功能的像素的预定数量的像素(例如2个像素)以内的任何像素。

[0040] 如以上指出的,只要满足选择准则,就处理列表项。不需要采用特定的选择准则。在简单的情况下,选择所有列表项。在更复杂的情况下,概率地选择列表项。例如,每个相邻像素相关联于与无功能的像素相关的事件的概率。概率可以基于相邻像素到无功能的像素的距离和/或相邻像素是否与无功能的像素在同一探测器环上。例如,相邻像素距无功能的像素越远概率可能越低,和/或当相邻像素在与无功能的像素不同的探测器环上时概率可能越低。在遇到与相邻像素相对应的列表项时,确定随机数。如果所确定的随机数的概率小于或等于相邻像素的概率,则选择列表项。

[0041] 根据正弦图空间内插方法,将列表模式数据转换为正弦图,每个切片一个数据。备选地能够由系统10的另一部件执行该转换,由此像素补偿处理器42接收正弦图数据而不是列表模式数据。典型地,根据真符合事件、散射符合事件和随机符合事件(共同被称为提示的符合事件)来生成正弦图,但是也能够根据真符合事件、散射符合事件和随机符合事件的任何组合来生成正弦图。例如,能够根据真符合事件和随机符合事件来生成正弦图。

[0042] 由于每个位置表示测量到符合事件的像素对,因此正弦图空间有时被称为LOR空间。尽管正弦图典型地仅提供针对像素的空间连接性数据,但正弦图能够被延伸为包括描述针对每个符合数据的ToF值的飞行时间(ToF)数据。针对符合事件的ToF值是探测符合事件的像素对之间的时间测量结果的差。为了将正弦图延伸为包括ToF数据,将(对应于切片的)每个正弦图划分为帧,针对多个ToF分箱中的每个有一个帧。ToF分箱共同地跨越针对扫描器12的可能的ToF值的范围,其中,每个单独的ToF分箱跨越与扫描器12的ToF精确度相对应的子范围。例如,典型的扫描器具有大约25皮秒(ps)的ToF精确度,由此ToF分箱中的每个典型地跨越25ps范围。另外,典型的扫描器具有ToF值的+/-2.5纳秒(ns)范围,其中,典型的正弦图包括201个帧。

[0043] 使用正弦图,根据相邻位置内插(即估计)针对正弦图中与无功能的像素相关联的每个分立位置(即位置)的值。在正弦图包括ToF数据的情况下,位置特定于帧。如本领域技术人员将意识到的,无功能的像素表现为正弦图中的缺失数据的对角线。相邻位置典型地是紧接邻近所估计的位置的任何位置,但是能够采用不同的准则来定义什么是相邻位置。所估计的位置的相邻位置能够跨越正弦图和/或(在包括ToF数据的情况下)帧。备选地,所估计的位置的相邻位置能够限于同一正弦图或(在包括ToF数据的情况下)同一帧。

[0044] 有利地,通过使用正弦图,内插能够包括数据建模以拟合已知数据并估计缺少的像素数据。能够使用任何适合的内插技术来执行内插。例如,能够使用公知的最近相邻内插技术来执行内插。作为另一范例,能够采用更复杂的技术,例如公知的双线性内插技术或图

样匹配技术。双线性内插技术执行对相邻值的加权，并且图样匹配技术检查正弦图内的正弦波的形状。可以针对探测器的边缘像素执行不对称加权，所述边缘像素由于康普顿(即散射)事件没有被与探测器的中心像素一样高效地收集到而一般具有较低的收集效率。

[0045] 如应当意识到的，正弦图空间内插方法比一阶近似方法在计算上强度大得多。然而能够在生成列表模式数据的同时执行一阶近似方法，但只能够在列表模式数据被生成之后执行正弦图空间内插方法。正弦图空间内插方法使用针对相邻像素的最终值来估计针对无功能的像素的值。

[0046] 参考图4，提供了补偿三个坏点的正弦图。根据被用于生成图1的正弦图的相同数据来生成该正弦图。使用正弦图空间内插方法来对针对坏点的数据进行近似。可以看出，通过与图1的正弦图的比较，经补偿的正弦图提供更干净的数据以用于消除经重建图像中的伪影的重建。显著地，由图1的箭头区分的缺少数据的区域已经被填充有数据。

[0047] 返回参考图2，PET重建处理器46将来自像素补偿处理器42的经校正的列表模式数据和/或正弦图数据重建为靶体积的最终经重建的图像。经重建图像典型地被存储在PET图像存储器48中。为了生成经重建图像，能够采用任何适合的重建算法。例如，能够采用基于迭代的重建算法。

[0048] 控制系统50(例如计算机)为系统的用户提供图形用户接口(GUI)。GUI利用显示设备52和用户输入设备54来允许用户与控制系统50交互。通过GUI，控制系统50能够被用于控制扫描器12对对象进行成像。例如，用户能够协调对象的靶体积的PET图像。另外，通过GUI，控制系统50能够被用于查看并任选地操纵存储在图像存储器48中的图像。例如，图像存储器的图像能够被显示在显示设备52上。

[0049] 前述讨论关于对患者进行成像并且补偿像素存储器44中识别出的无功能的像素。假设无功能的像素的身份是已知的并且被存储在像素存储器44中。在一些实例中，像素识别处理器56识别像素存储器44的无功能的像素并且跟踪识别出的无功能的像素。在这样的实例中，执行PET扫描并且采集事件数据。采集到的事件数据描述由探测器16探测到的每个闪烁事件的时间、位置和能量并且被适合地存储在PET数据缓存器36中。能够在检查体积20中没有东西、检查体积20中的体模或检查体积20中的对象的靶体积的情况下执行PET扫描。

[0050] 如以上描述的，在采集之后或与其同时地，事件验证处理器38对缓存的事件数据进行过滤。过滤包括将每个闪烁事件的能量与能量窗进行比较，所述能量窗定义针对闪烁事件的可接受的能量范围。落在能量窗以外的那些闪烁事件被滤除。接着仅剩余的闪烁事件(即单个闪烁事件)能够被传递到像素识别处理器56。备选地，事件验证处理器38还根据经过滤的事件数据来生成响应线(LOR)。LOR是由在彼此的指定时间差内撞击探测器16(即符合事件)的一对伽马光子来定义的。接着仅将与LOR相关联的那些闪烁事件(即符合闪烁事件)传递到像素识别处理器56。

[0051] 像素识别处理器56接收单个或符合的闪烁事件并且生成计数映射直方图。计数映射直方图将探测器16的每个像素唯一地映射到对应于像素的闪烁事件的总和。典型地，计数映射直方图通过位置唯一地识别像素，但是能够采用其他唯一的识别符。在采用位置来唯一地识别像素的情况下，计数映射直方图是n维计数映射直方图，其中，n是唯一地识别像素的位置所需要的空间维度的数量。例如，如图所示，认为探测器16围绕圆柱形核心被布置，则适合地采用2D计数映射直方图。2D计数映射直方图通过两个维度来唯一地识别像素：

与孔18的边界表面上的圆柱的轴平行延伸的第一维度;以及以圆形与边界表面上的第一维度垂直延伸的第二维度。

[0052] 在生成计数映射直方图之后,分析计数映射直方图以识别无功能的像素。如以上描述的,无功能的像素是缺少有效数据并且不探测与闪烁事件的增加成比例的计数的像素。无功能的像素包括坏点和低计数像素。坏点是不探测任何闪烁事件的像素,并且低计数是对闪烁事件计数不足的像素。坏点被识别为具有零计数的那些像素。低计数像素是小于所有像素的平均像素计数或相邻像素的平均像素计数的预定百分比(例如30%)的那些像素。在一些实例中,预定百分比随着所采用的重建算法而变化。

[0053] 识别出的无功能的像素的唯一的识别符被存储在像素存储器44中以在像素补偿期间使用。另外,将识别出的无功能的像素与像素存储器44的先前识别出的无功能的像素(即根据先前的PET扫描识别出的无功能的像素)进行比较。像素存储器44接着能够被更新为包括任何新识别出的无功能的像素的唯一的识别符。甚至,能够随时间跟踪无功能的像素。新识别出的无功能的像素仅在其已经在预定数量的扫描中被识别为无功能的之后,被用于像素补偿。

[0054] 参考图5,针对单个闪烁事件的2D计数映射直方图图示了无功能的像素的位置。通过对体模的PET扫描获得直方图,所述体模是很好地位于中心的点源。所有像素理想地将具有近似相同数量的计数,但是这实际上是不可能的。如图示的,大多数像素计数在800至1000的范围内。然而,存在以黑色示出的具有低于200的计数的一些像素。在这些像素中,坏点可以被识别为具有零计数的那些像素,并且低计数像素可以被识别为具有低于所有像素或相邻像素的平均计数的特定百分比的计数的那些像素。针对低计数像素的数据基本上相当于噪声并且需要被丢弃以防止噪声在重建中被注入。

[0055] 在一些实例中,在日常QC过程中采用像素识别处理器56。在执行任何诊断PET扫描之前的每天执行日常QC过程。其包括将体模定位在检查体积20的中心并且采集事件数据。例如,体模可以是点源、轴向体积源或圆柱形体积源。圆柱形体积源例如能够包括20厘米(cm)的直径和长度。采集到的事件数据由事件验证处理器38过滤并被传递到像素识别处理器56。当体模是点源时,仅单个闪烁事件被传递到像素识别处理器56。当体模是轴向体积源或圆柱形体积源时,单个闪烁事件或一致的闪烁事件能够被传递到像素识别处理器56。接着采用像素识别处理器56来更新和跟踪像素存储器44中的识别出的无功能的像素。

[0056] 另外,在一些实例中,在患者QC过程中采用像素识别处理器56。响应于对对象的诊断扫描来执行患者QC过程。亦即,在对象的靶体积被放置在检查体积20内并采集事件数据之后,执行患者QC过程。根据患者QC过程,采集到的事件数据由事件验证处理器38过滤,并且单个或符合的闪烁事件被传递到像素识别处理器56。接着采用像素识别处理器56来更新和跟踪像素存储器44中的识别出的无功能的像素。典型地,这包括将识别出的无功能的像素与通过最近的日常QC过程识别出的无功能的像素进行比较。通过识别无功能的那些像素,能够确认有功能的那些像素的SUV值。

[0057] 甚至,在一些实例中,在背景QC过程中采用像素识别处理器56。在PET扫描器12空闲时执行背景QC过程。例如,其能够被周期性地执行,例如每隔2小时的空闲时间被执行。根据背景QC过程,在扫描器12中没有任何东西的情况下采集事件数据,以测量闪烁体22的背景辐射(例如LYSO晶体背景辐射)。然后,由事件验证处理器38对采集到的事件数据进行过

滤。单个或符合的闪烁事件被传递到像素识别处理器56。像素识别处理器56使用闪烁事件来更新并跟踪像素存储器44中的识别出的无功能的像素。典型地,这包括将识别出的无功能的像素与通过最近的日常QC过程识别出的无功能的像素进行比较。

[0058] 在一些实例中,数据缓存器36、事件验证处理器38、列表模式存储器40、像素补偿处理器42、重建处理器46、图像存储器48、像素存储器44以及像素识别处理器56中的一个或多个与控制系统50集成。例如,重建处理器46、像素补偿处理器42和事件验证处理器38能够共享控制系统50的公共处理器。在这样的实例中,重建处理器46、像素补偿处理器42和事件验证处理器38典型地被实现为软件模块。软件模块被存储在控制系统50的存储器上并且由控制系统50的处理器运行。

[0059] 另外,在一些实例中,不是采集针对无功能的像素(例如低计数像素)的数据并稍后在像素补偿期间将其替换,而是能够在例如现场可编程门阵列(FPGA)中的扫描器12上丢弃针对这样的像素的数据。在这样的实例中,将针对所有无功能的像素(甚至是低计数像素)采集零闪烁事件。因此,低计数像素将表现为坏点。

[0060] 参考图6,提供了用于补偿PET成像中的无功能的像素的方法100。方法100适合地由一个或多个处理器42、44来执行。就此,方法100典型地由存储在存储器上的处理器可执行指令体现并且由处理器42、44来运行。

[0061] 根据方法100,接收102描述对象的靶体积并且由PET扫描器12生成的PET数据。对于扫描器12的一个或多个像素,PET数据是缺少的或无效的。这些所谓的无功能的像素(例如坏点和低计数像素)可能由于关于闪烁体性能、光敏元件与闪烁体之间的光学耦合、光敏元件以及处理电子器件中的一个或多个的问题而出现。光敏元件的范例包括SiPM和PMT。使用接收到的PET数据,针对无功能的像素估计104PET数据。与SPECT相反,PET数据是三维(3D)的。因此,与SPECT相比,估计PET数据的过程被更多地涉及。

[0062] 在一些实例中,接收到的PET数据是列表模式数据,每个列表项对应于符合事件。在这样的实例中,估计针对无功能的像素的PET数据的一种方法包括复制与相邻像素相关联的列表项。然后,将复制的PET数据中的相邻像素的位置替换为无功能的像素的位置。尽管可以采用与相邻像素相关联的所有列表项,但是也能够智能地选择列表项。例如,能够概率地选择与相邻像素相关联的列表项。在一些实例中,接收到的PET数据是正弦图数据,其任选地包括ToF数据。在这样的实例中,估计针对无功能的像素的PET数据的一种方法包括根据相邻位置的值来内插针对正弦图域中与无功能的像素相关联的每个分立位置的值。例如,能够执行最近相邻内插。

[0063] 一旦针对无功能的像素估计出数据,则将接收到的数据与所估计的数据的组合重建106为表示靶体积的图像。为了生成经重建图像,能够采用任何适合的重建算法。例如,能够采用基于迭代的重建算法。

[0064] 参考图7,提供了用于识别PET成像中的无功能的像素的方法150。方法150适合地由一个或多个处理器56来执行。就此,方法150典型地由存储在存储器上的处理器可执行指令体现并且由处理器56运行。

[0065] 根据方法150,接收152描述集中到探测器16的像素的闪烁事件的PET数据。PET数据典型地是从事件验证处理器38接收的并且描述单个闪烁事件和符合闪烁事件之一。在一个实例中,PET数据在执行对对象的诊断扫描之前的每天被接收,并且描述从体模(例如点

源)发射的伽玛光子。在另一实例中,PET数据是从对对象的诊断扫描接收的,并且描述从对象的靶体积发射的伽玛光子。在另一实例中,PET数据是从背景扫描接收的,并且描述闪烁体22的背景辐射。

[0066] 根据接收到的PET数据来生成154计数映射直方图。计数映射直方图将像素中的每个映射到集中到所述像素的闪烁事件的总和。在计数映射直方图内,典型地通过位置来唯一地识别像素,但是预期了其他识别符。使用计数映射直方图,根据计数映射直方图来识别156一个或多个无功能的像素。在一个实例中,无功能的像素包括坏点,并且所述识别包括将计数映射直方图中具有零计数的像素识别为坏点。在另一实例中,无功能的像素包括低计数像素,并且所述识别包括将计数映射直方图中具有小于预定百分数的其他像素(例如30%)的计数的像素识别为低计数像素。

[0067] 在一些实例中,将识别出的无功能的像素与先前识别出的无功能的像素进行比较158。这有利地允许无功能的像素被跟踪并且趋于显现。识别出的无功能的像素典型地是根据从诊断扫描或背景扫描生成的PET数据来识别的,然而先前识别出的无功能的像素典型地是根据在执行诊断扫描之前的每天所生成的PET数据来识别的。

[0068] 如本文中使用的,存储器包括存储数据的任何设备或系统,例如随机存取存储器(RAM)或只读存储器(ROM)。而且,如本文中使用的,处理器包括处理输入设备以产生输出数据的任何设备或系统,例如微处理器、微控制器、图形处理单元(GPU)、专用集成电路(ASIC)、FPGA等;控制器包括控制另一设备或系统的任何设备或系统,并且典型地包括至少一个处理器;用户输入设备包括允许用户输入设备的用户向另一设备或系统提供输入的任何设备,例如鼠标或键盘;并且显示设备包括用于显示数据的任何设备,例如液晶显示器(LCD)或发光二极管(LED)显示器。

[0069] 参考优选的实施例已经描述了本发明。他人在阅读和理解了前面的详细说明之后可以想到修改和改变。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和改变,只要它们处于权利要求书或其等价方案的范围之内。

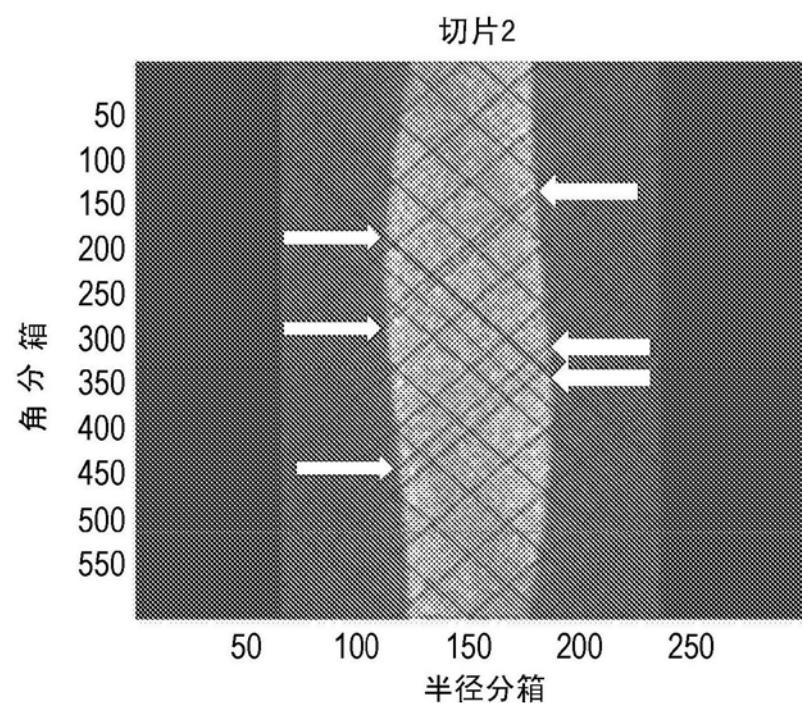


图1(现有技术)

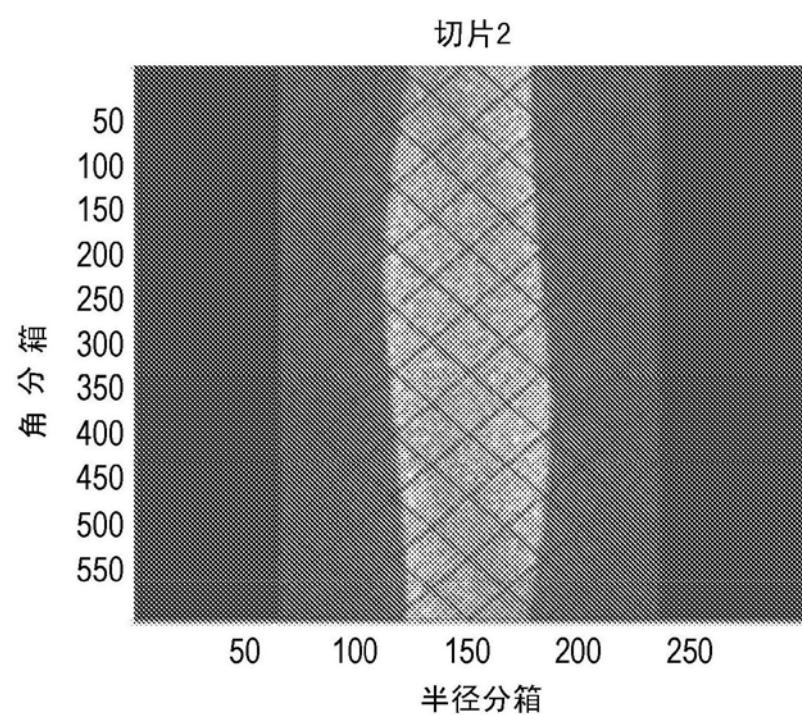


图4

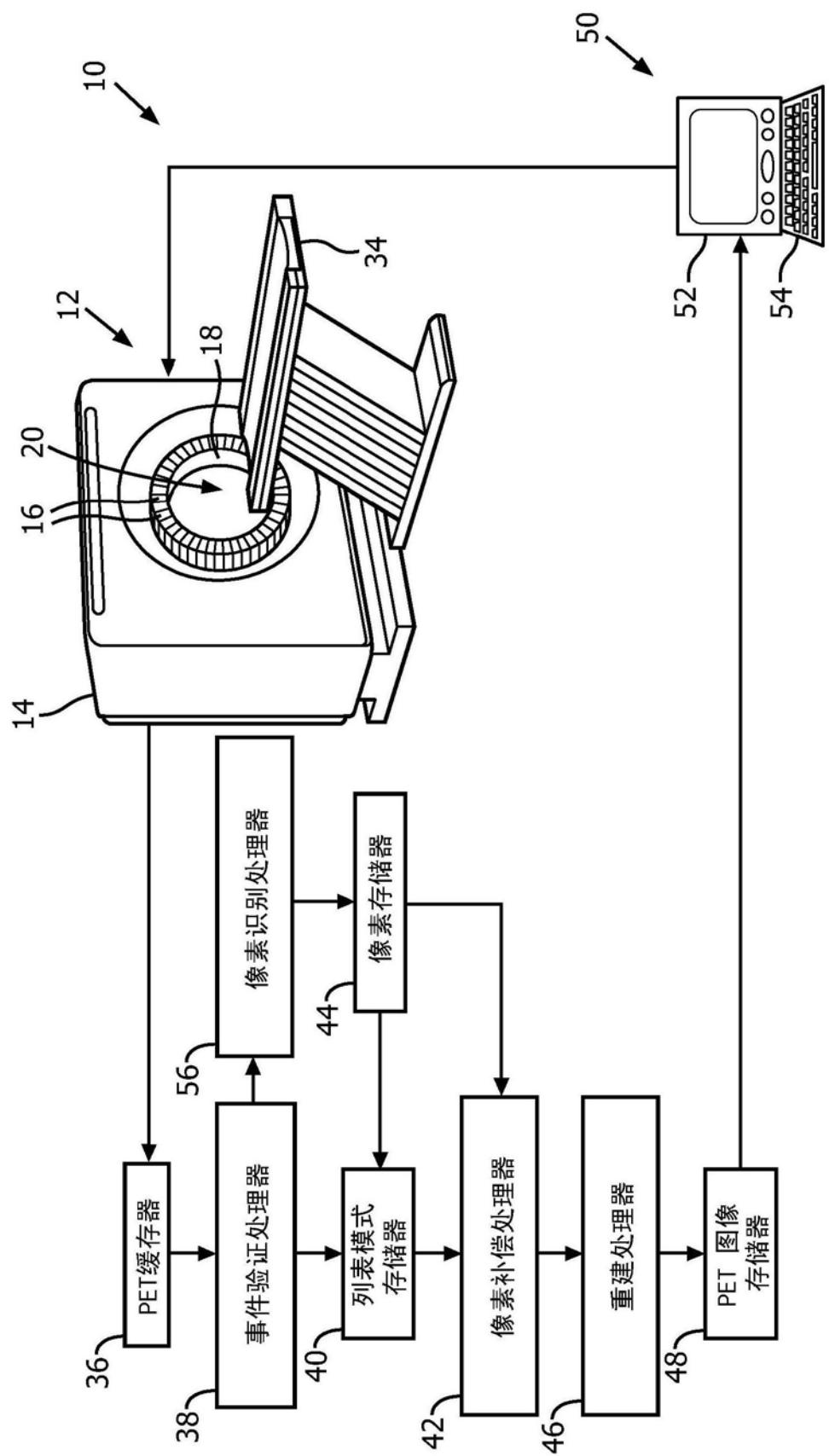


图2

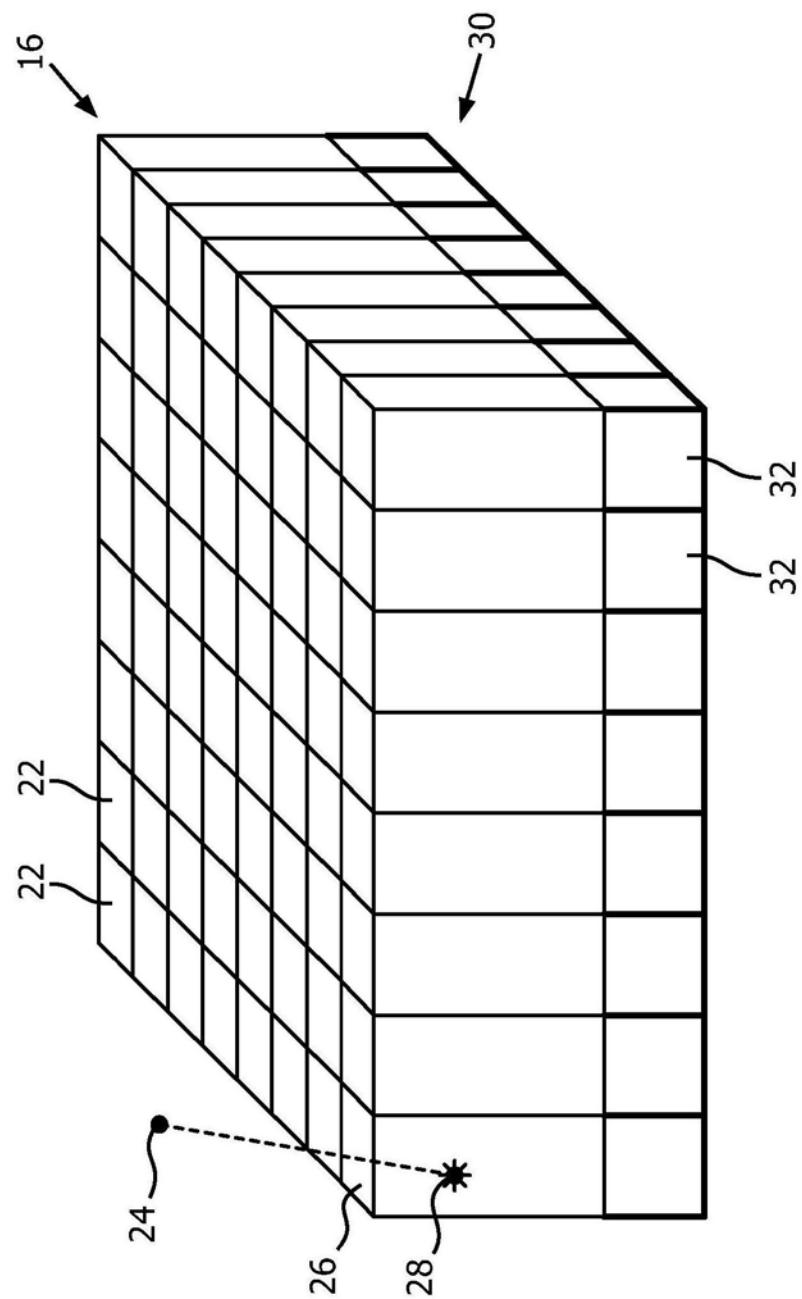


图3

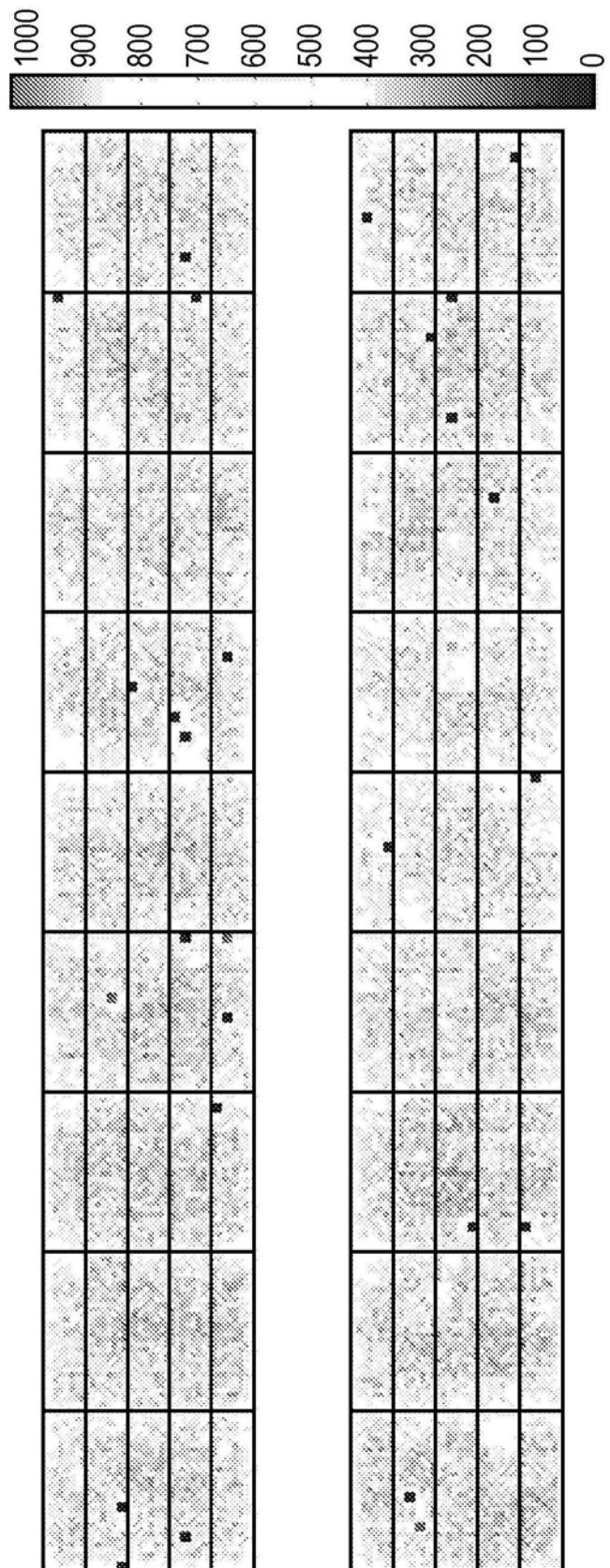


图5

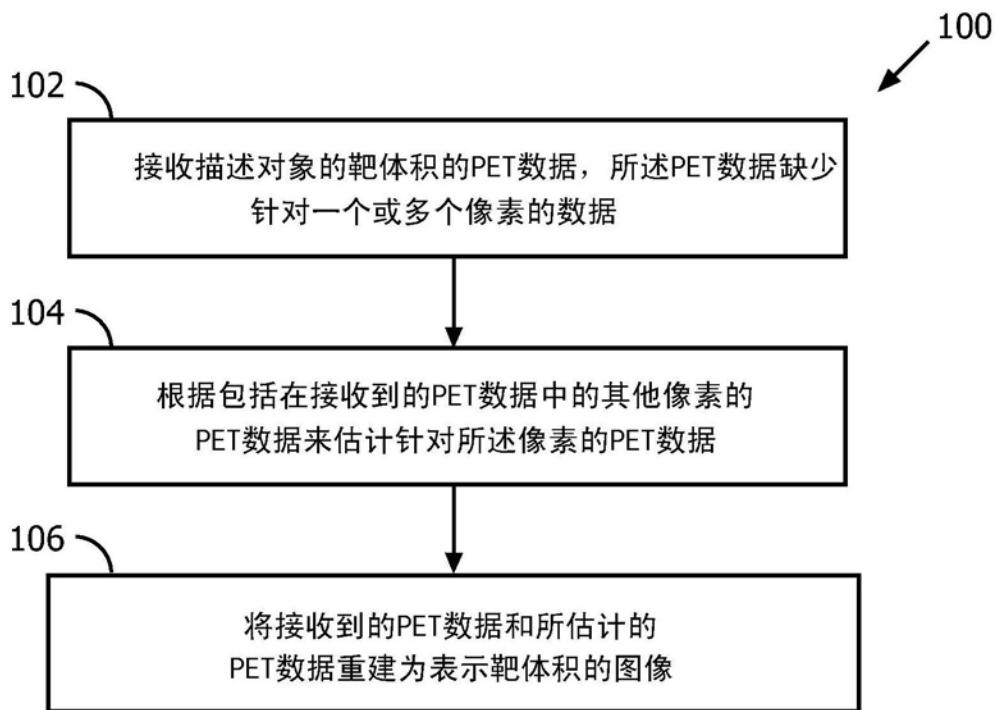


图6

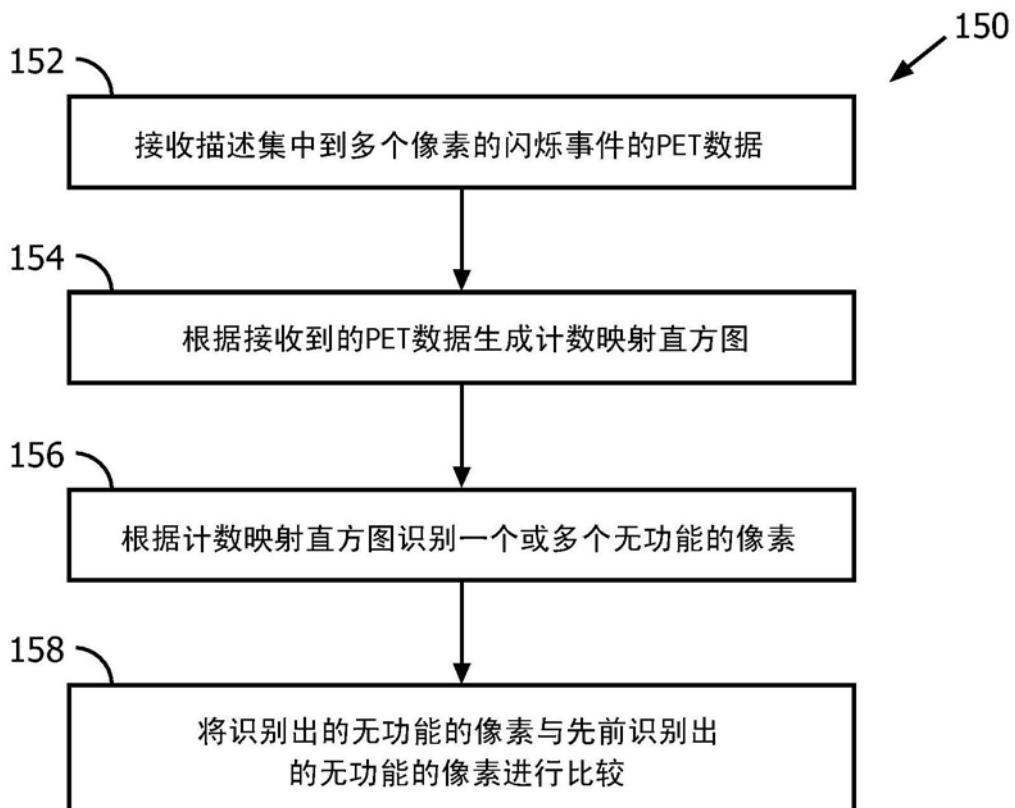


图7