



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109416405 B

(45) 授权公告日 2023.07.11

(21) 申请号 201780040078.8

(22) 申请日 2017.06.29

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 109416405 A

(43) 申请公布日 2019.03.01

(30) 优先权数据  
16176936.9 2016.06.29 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2018.12.27

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2017/066139 2017.06.29

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02018/002226 EN 2018.01.04

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 E·勒斯尔 R·斯特德曼  
C·赫尔曼 R·普罗克绍

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

专利代理师 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.  
G01T 1/17 (2006.01)  
G01T 1/29 (2006.01)

审查员 于园园

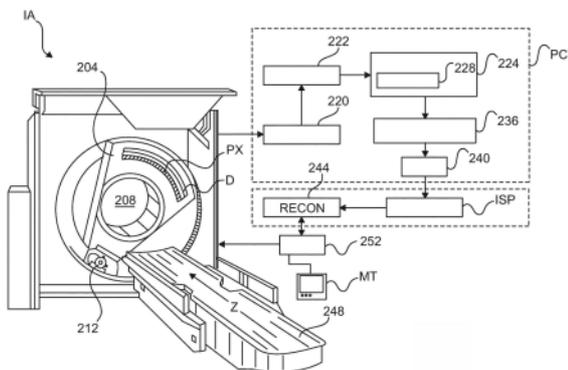
权利要求书2页 说明书14页 附图6页

(54) 发明名称

光子计数计算机断层摄影

(57) 摘要

一种图像信号处理系统(ISP),包括:输入接口(IN),其用于接收由具有光子计数探测器(D)的X射线成像装置(IA)采集的光子计数投影数据。所述系统的校准数据存储单元(CMEM)保存校准数据。所述校准数据针对i)所述探测器(D)或ii)不同探测器的不同能量阈值对光子计数数据与路径长度曲线进行编码。所述曲线中的至少一条曲线不是一对一的。所述系统的路径长度转换器(PLC)基于所述校准数据将在所述光子计数投影数据中的条目转换成相关联的路径长度。



1. 一种图像信号处理系统 (ISP), 包括:

输入接口 (IN), 其用于接收由具有光子计数探测器 (D) 的 X 射线成像装置 (IA) 采集的光子计数投影数据;

校准数据存储 (CMEM), 其保存校准数据, 所述校准数据针对所述探测器 (D) 的不同能量阈值对光子计数数据与路径长度曲线进行编码, 所述曲线中的至少一条曲线是非单射的; 以及

路径长度转换器 (PLC), 其被配置为: 基于在所述校准数据中编码的至少两条光子计数数据与路径长度曲线, 将所述光子计数投影数据中的条目转换成相关联的路径长度, 其中, 所述路径长度转换包括: 基于所述至少两条光子计数数据与路径长度曲线中的一条曲线来计算针对所述相关联的路径长度的至少两个估计, 并且基于针对至少一个其他阈值的光子计数投影数据和所述曲线中的至少一条其他曲线来选取所述两个估计中的一个估计作为所述相关联的路径长度。

2. 根据权利要求 1 所述的图像信号处理系统, 其中, 所述校准数据是先前在校准流程中探测到的, 或者所述校准数据的集合是根据信号模型导出的。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像信号处理系统, 包括:

图像重建器 (RECON), 其被配置为至少基于经转换的路径长度来重建图像的图像元素。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像信号处理系统, 其中, 所述路径长度转换器 (PLC) 操作用于根据所述曲线中的至少两条曲线将所述光子计数投影数据的所述条目拟合到光子计数数据。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像信号处理系统, 其中, 所述路径长度转换器 (PLC) 被配置为通过优化目标函数来转换为所述相关联的路径长度, 所述目标函数取决于根据所述曲线的光子计数数据与所述投影数据之间的偏差。

6. 根据权利要求 5 所述的图像信号处理系统, 其中, 所述目标函数包括最小二乘和。

7. 根据权利要求 5 所述的图像信号处理系统, 其中, 所述目标函数包括基于针对所述光子计数数据的概率密度函数的似然函数。

8. 根据权利要求 5 所述的图像信号处理系统, 其中, 所述目标函数包括噪声建模部件, 所述噪声建模部件被配置为针对所述探测器 (D) 的噪声性能进行建模或者针对不同探测器进行建模。

9. 一种 X 射线成像装置 (IA), 包括根据权利要求 1-8 中的任一项所述的图像信号处理系统。

10. 根据权利要求 9 所述的 X 射线成像装置 (IA), 还包括光子计数探测器 (D) 和 X 射线源, 所述源能在成像期间以一光子通量率来操作, 使得所述光子通量率的倒数近似等于或大于所述探测器 (D) 的死区时间的逆。

11. 一种信号处理方法, 包括:

接收 (S610) 由具有光子计数探测器 (D) 的 X 射线成像装置 (IA) 采集的光子计数投影数据; 并且

基于校准数据将所述光子计数投影数据中的条目转换 (S620) 为相关联的路径长度, 所述校准数据针对所述探测器 (D) 的不同能量阈值对光子计数数据与路径长度曲线进行编码, 所述曲线中的至少一条曲线是非单射的, 其中, 所述转换基于在所述校准数据中编码的

至少两条光子计数数据与路径长度曲线;并且

其中,所述路径长度转换包括:基于所述至少两条光子计数数据与路径长度曲线中的一条曲线来计算针对所述相关联的路径长度的至少两个估计,并且基于针对至少一个其他阈值的光子计数投影数据和所述曲线中的至少一条其他曲线来选取所述两个估计中的一个估计作为所述相关联的路径长度。

12.根据权利要求11所述的信号处理方法,包括:

至少基于经转换的路径长度来重建(S630)图像的图像元素。

13.一种存储有计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序当由处理单元(PU)运行时适于执行根据权利要求11或12所述的方法的步骤。

## 光子计数计算机断层摄影

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种图像信号处理系统、一种成像系统、一种图像信号处理方法、一种计算机可读介质、一种计算机程序单元以及一种计算机可读介质。

### 背景技术

[0002] 基于X射线的成像是在诸如医学的各努力领域中的重要工具。

[0003] 在医学领域中,更常规的X射线系统使用能量积分探测器,其中,基本上忽略了在所探测到的X射线辐射中固有的谱信息。随着光子计数探测器系统的出现,这种情况已经得到了改善,所述系统能够将在所探测到的辐射中的能量分解成谱能量分量,从而增强信息内容提取。

[0004] 如在光子计数探测器中所使用的像素大小(像素间距)对速率性能具有影响。具体地,像素尺寸越小,速率性能越好。在一些光子计数CT系统中使用约200微米的像素尺寸。例如参见Zhicong Yu等人在Phys.Med.Biol.,第61卷,第1572-1595页(2016)上的“Evaluation of conventional imaging performance in a research whole-body CT system with a photon-counting detector array”一文。事实上,可瘫痪(paralyzable)探测器中的足够小的像素尺寸有助于防止根据在临床CT的通量范围外部的输入通量的输出计数率的不可避免的折叠。

[0005] 然而,在这样的系统中,由于电荷共享事件的增加,较弱的谱性能是后果之一。

[0006] 对此,Carsten Schirra等人在Proc.of SPIE,第9033卷,第90330N-1-90330N-9页(2014)上的“Towards IN-vivo K-edge Imaging Using a New semi-Analytical Calibration method”一文中公开了一种用于光子计数谱计算机断层摄影的半分析校准方法,其将校准测量的利用与分析模型相组合以预测预期的光子计数。

[0007] WO 2015/197786 A1公开了一种用于处理由X射线敏感探测器探测到的计数事件的方法和装置,其中,信号模型被用于拟合所探测到的事件以计算感兴趣的物理量,诸如衰减、折射或退相干/散射能力。借助于此,尤其可以考虑堆积效应。

[0008] WO 2007/049168 A1公开了一种装置,其接收来自对电离辐射敏感的探测器的信号,由此,微分器生成指示探测器信号的速率变化的输出。鉴别器然后对微分器的幅度进行分类,并且由鉴别器的输出触发的积分器来生成指示所探测到的光子的输出。一个或多个校正器校正脉冲堆积,并且组合器使用校正器的输出来生成指示所探测到的光子的数量和能量分布的输出信号。

[0009] US 2010/0074397 A1公开了一种用于探测X射线辐射的方法以及相应的X射线系统。当X射线辐射的量子撞击在传感器上时,生成量子的能量的脉冲幅度特性的电脉冲,其中,多个阈值能量是预定的。当超过对应于相应能量的脉冲幅度时,每当超过对应于相应阈值能量的脉冲幅度时发出信号。即使在具有高X射线量子率的图像区域中,这也允许可靠和高质量的成像。对此,阈值能量中的至少一个阈值能量是预定的,使得其高于由X射线发射器发射的X射线谱的最大能量。

## 发明内容

[0010] 因此,可能有在光子计数系统中解决上文所提到的缺点中的一些缺点的需求。

[0011] 通过独立权利要求的主题解决了本发明的目的,其中,在从属权利要求中包含了另外的实施例。应当注意,本发明的以下描述的方面同样适用于图像信号处理方法、图像信号处理系统、计算机程序单元和计算机可读介质。

[0012] 根据本发明的第一方面,提供了一种图像信号处理系统,包括:

[0013] 输入接口,其用于接收由具有光子计数探测器的X射线成像装置采集的光子计数投影数据;

[0014] 校准数据存储单元,其保持校准数据,所述校准数据针对所述探测器的不同能量阈值对光子计数数据与路径长度曲线进行编码,所述曲线中的至少一条曲线是非单射(non-injective)的;以及

[0015] 路径长度转换器,其被配置为:基于在所述校准数据中编码的至少两条光子计数数据与路径长度曲线,将所述光子计数投影数据中的条目(亦即,针对像素的计数)转换成相关联的路径长度,其中,所述路径长度转换包括:基于所述至少两条曲线中的一条曲线来计算针对所述相关联的路径长度的至少两个估计,并且基于针对至少一个其他阈值的光子计数投影数据和所述曲线中的至少一条其他曲线来选取所述两个估计中的一个估计作为所述相关联的路径长度。

[0016] 根据一个实施例,所述校准数据是先前在校准流程中探测到的,或者所述校准数据的集合是根据信号模型(理论地)导出的。

[0017] 根据一个实施例,所述系统包括:图像重建器,其被配置为至少基于经转换的路径长度来重建图像的图像元素。

[0018] 根据一个实施例,所述路径长度转换器操作于根据所述曲线中的至少两条曲线将所述光子计数投影数据的所述条目拟合到光子计数数据。

[0019] 根据一个实施例,所述路径长度转换器被配置为通过优化目标函数来转换为所述相关联的路径长度,所述目标函数取决于根据所述曲线的光子计数数据与所述投影数据之间的偏差。具体地,并且根据一个实施例,所述目标函数一次针对所有能量分组(bin)组合在测量与根据校准曲线的预期之间的偏差(“失配”)。

[0020] 根据一个实施例,所述目标函数包括最小二乘和。

[0021] 根据一个实施例,所述目标函数包括基于针对光子计数数据的概率密度函数(pdf)的似然函数。所述pdf可以根据理论信号模型导出或者根据校准数据来估计。

[0022] 根据一个实施例,所述目标函数包括噪声建模部件,所述噪声建模部件被配置为针对所述探测器的噪声性能进行建模或者针对不同探测器进行建模。再次地,所述噪声部件(例如,方差)可以根据理论信号模型导出或者可以根据校准数据来估计。

[0023] 所提出的路径长度转换器能够基于不是一对一的校准曲线来转换成路径长度。不是一对一的曲线在本文中也称为“非单射的”。所述校准数据包括不是一对一的至少一条曲线(在本文中也称为“校准曲线”):换言之,存在模糊性,因为在该校准曲线下,存在被分配了两个或更多个不同路径长度的至少一个光子计数值。又换言之,由于这种模糊性,所述校准曲线在经典意义上是不可逆的。如果曲线是连续的(如当校准曲线被内插或者根据理论信号模型导出时将是这种情况),那么在本文中设想到的非单射曲线也可以说是非单

调的。

[0024] 所述路径长度转换器不仅基于每个阈值的一条校准曲线,而且基于针对不同能量阈值(或“分组”)的多条校准曲线,将光子计数数据转换为针对给定像素的(有效)路径长度。

[0025] 换言之,转换操作不限于针对给定像素在来自给定分组的一条曲线上操作,而且来自其他分组的其他曲线也被认为用于实施所述转换。在一个实施例中,但是不一定是所有实施例,来自所有分组的所有曲线被用于针对给定像素位置的转换。

[0026] 计算每个像素的有效路径长度(在本文中也被简称为“路径长度”),从而其相关联的计数率(根据校准数据)“最佳地”解释其他分组中的实际测量到的计数率中的一些或所有计数率。在一个极端实施例中,仅考虑两条校准曲线,其在一些低噪声设置中可能确实是足够的。然而,优选地,包括多于两条曲线(3条、4条或者更多条直到实现的能量分组的总数),特别是所有曲线,以计算针对任何给定像素的转换。使用来自不同分组的多于一条校准曲线允许更噪声鲁棒的转换,即,有效路径长度的最佳估计。

[0027] 所提出的系统允许具体地处理来自具有相对大的像素尺寸的光子计数探测器的光子计数数据。更详细地,所提出的系统允许增加大像素尺寸探测器中的谱性能,同时基本上维持针对至少一些像素位置和/或投影方向的速率性能。具体地,在CT中,所述系统确保了在速率性能与正弦图上的速率性能分布给出的谱性能之间的有利折中。我们在本文中提出增加像素尺寸并且有意地放弃针对所有像素位置/投影方向和每个分组的一对一的所有校准曲线的需求。由此,我们帮助确保或者甚至增加谱性能,特别是远离视野的外围。尽管可能损害视场的外围处的像素的速率性能,但是确保了针对远离所述外围(特别是在所述视场的中心部分处)的像素的谱性能。

[0028] 所述校准曲线被编码的方式可以逐实施例是不同的。在一个实施例中,所述曲线被简单地存储为表,特别是被存储为查找表。在其他实施例中,所述曲线被编码为通过根据理论信号模型导出所述曲线或者通过对所测量到的校准数据点的离散集合运行近似方案(特别是诸如多项式或非多项式拟合的插值方案)而获得的显式函数表达式。

[0029] 应当理解,非单射/非单调曲线仍然可以包括单调/单射部分。更具体地,所使用的校准曲线至少在沿着路径长度轴的一个间隔内是非单调/非单射的。

[0030] 还将理解,由所述路径长度转换器实施的所提出的优化可能不一定返回全局最小值。具体地,所述优化可以返回局部最小值而不是全局最小值。同样地,如果被实施为迭代方案,则优化流程也可以在数次迭代之后中止,并且输出甚至可以不构成局部最小值,但是可以在不同的上下文中将其视为针对局部最小值或全局最小值的充分近似。还将理解,所述优化可以被公式化为最小化方案或最大化方案。在本文中理解,在本文中所使用的“优化”包括已知会聚到局部或全局最小值或最大值而不必在优化中实际获得其的方案,并且输出(亦即,路径长度)可以构成对这些局部或全局最小值或最大值的足够近似。

[0031] 根据另一方面,提供了一种X射线成像装置,其包括根据前述实施例中的任一项实施例所述的信号处理系统。

[0032] 根据一个方面,提供了一种X射线成像装置,其包括光子计数探测器和X射线源,所述源在成像期间能以一光子通量率来操作,使得所述光子通量率的倒数(reciprocal)近似等于或大于所述探测器的死区时间的逆(inverse)。所提出的图像信号处理系统允许操作

这样的成像器以产生良好质量的路径长度数据。

[0033] 根据另一方面,提供了一种信号处理方法,其包括:

[0034] 接收由具有光子计数探测器的X射线成像装置采集的光子计数投影数据;并且

[0035] 基于校准数据将所述光子计数投影数据中的条目转换为相关联的路径长度,所述校准数据针对所述探测器的不同能量阈值对光子计数数据与路径长度曲线进行编码,所述曲线中的至少一条曲线是非单射的,其中,所述转换基于在所述校准数据中编码的至少两条光子计数数据与路径长度曲线,其中,所述路径长度转换包括:基于所述至少两条曲线中的一条曲线来计算针对所述相关联的路径长度的至少两个估计,并且基于针对至少一个其他阈值的光子计数投影数据和所述曲线中的至少一条其他曲线来选取所述两个估计中的一个估计作为所述相关联的路径长度。

[0036] 根据一个实施例,所述方法包括:

[0037] 至少基于经转换的路径长度来重建图像的图像元素。

[0038] 根据另一方面,提供了一种计算机程序单元,所述计算机程序单元当由处理单元运行时适于执行所述方法的步骤。

[0039] 根据另一方面,提供了一种计算机可读介质,所述计算机可读介质在其上存储有所述程序单元。

[0040] 所提出的系统和方法主要被设想用于高通量光子计数系统,诸如CT或其他旋转X射线成像系统,但是也可以设想到应用于非旋转系统。

[0041] 在本文中所设想到的光子通量率大约为每 $\text{mm}^2$ 高达300-1000Mcps(“兆次计数每秒”),但是这不是必需的限制。在一个实施例中,取决于像素大小,这些计数率对应于每像素50-160MHz之间的任何值。在本文中所设想到的探测器死区时间在10-50ns的范围内。

[0042] 在本文中,术语“阈值”和“分组”在本文中能互换地使用,其理解为“分组”不一定意指双侧阈值,但是在实际上,还包括在优选实施例中的单侧分组,其中,存在针对各种能量水平的不同的单个阈值。单侧分组是在本文中所设想到的用于高通量设置的优选实施例。

## 附图说明

[0043] 现在将参考以下附图来描述本发明的示例性实施例,在附图中:

[0044] 图1示出了X射线成像装置的框图;

[0045] 图2示出了跨X射线探测器的截面视图;

[0046] 图3示出了针对X射线成像系统的校准数据;

[0047] 图4示出了在图1的X射线成像系统中所使用的图像信号处理级;

[0048] 图5示出了在由所提出的图像信号处理系统获得的图像中的噪声数据;

[0049] 图6示出了图像信号处理方法的流程图;并且

[0050] 图7是图6的图像信号处理方法的实施例的图示。

## 具体实施方式

[0051] 参考图1,示出了谱成像装置100。所述谱成像装置在一个实施例中(但是不一定在所有实施例中)包括计算机断层摄影(CT)系统,所述计算机断层摄影系统具有能关于检查

区域208围绕纵轴或z轴旋转的可旋转机架部分204。

[0052] 诸如X射线管的X射线源212由旋转机架部分204支撑,并且发射多能量辐射束或光子,所述多能量辐射束或光子在机架旋转时从不同的投射方向穿过检查区域208。

[0053] X辐射敏感探测器D包括一个或多个传感器或像素px。每个像素px能够探测由源212发射的穿过检查区域208的光子。宽泛地说,每个像素px生成电信号,诸如电流或电压,其指示相应的探测到的光子。下文将更详细地描述该探测过程。适合的探测器系统D的范例包括直接转换探测器,例如包括半导体晶片部分或者诸如条带的主体的探测器,所述主体通常由硅、碲化镉(CdTe)或碲化镉锌(CZT)形成。还设想到了其他选项,常常被称为间接转换传感器。间接转换探测器是基于闪烁体的,亦即,其另外包括与光传感器光学通信的闪烁体。然而,直接转换探测器在本文中是优选的。

[0054] 对象支撑件248(诸如卧榻)支撑检查区域208中的患者或其他对象。对象支撑件248是能移动的,以便当执行扫描流程时相对于检查区域208来引导所述对象。通用计算机用作操作员控制台252。控制台252包括诸如监视器或显示器的人类可读输出设备以及诸如键盘和鼠标的输入设备。驻留在控制台252上的软件允许操作员控制扫描器200并且与其交互,例如,通过图形用户界面(GUI)。这样的交互可以包括用于基于能量分组的数据来重建所述信号的指令,如下文将更详细解释的。

[0055] 在成像会话期间,样本(人或动物患者或其部分或者任何其他感兴趣对象(不一定是有机的))驻留在检查区域208中。具有初始谱的多能量辐射束穿过所述样本。在其通过所述样本时,所述辐射与所述样本中的物质相互作用,并且由于这种相互作用而被修改。正是这种修改的辐射离开患者并且然后与探测器像素相互作用以产生对应的电信号。许多物理过程操作用于在辐射通过所述样品的物质时引起辐射的变化或改变。在这些物理过程当中值得注意的是吸收、折射和去相干(小角度散射或暗场效应)。这些物理过程中的每个物理过程能够由相关的物理量来描述,例如局部吸收系数 $\mu$ 、局部折射率 $\Phi$ 和小角度散射功率 $\Omega$ 。所提到的物理量(例如,吸收系数 $\mu$ )是局部的,亦即,其跨所述样本在所述样本的每个点处通常不同。更具体地,吸收是材料的类型(脂肪、骨骼或其他材料)以及其在所述点处的密度的函数。此外,还存在吸收 $\mu$ 的能量依赖性。Alvarez和Macovski对此进行了广泛的描写(例如参见PHYS.MED.BIOL.,1976,第21卷,第5期,733-744上的“Energy-selective Reconstructions in X-ray Computerized Tomography”一文)。

[0056] 在下文中,仅关注吸收 $\mu$ 。已知衰减或吸收系数 $\mu$ 随着能量而变化,其方式是材料的元素组成的特性。换言之,所发射的X射线能量谱在其通过对象期间经受特性“着色”。人们还能够将沿着路径通过所述样本的总体衰减表达为材料特定衰减系数与通过所述样本中的相应材料的相应线积分的线性组合。参见C Schirra等人在IEEE Trans on Medical Imaging,第32卷,第7期,2013年7月上的“Spectral Reconstruction of Material Decomposed Data in Spectral CT”一文中第1250页上的等式(1)。或者,早前参考Roessl等人的Phys.Med.Biol 52.(2007),第4682页上的等式3。正是这些事实,人们试图以谱CT成像来获得针对感兴趣的每种物质基础元素的独特图像,并且总体任务是将所探测到的信号分解成各种材料特异性线积分。换言之,根据能量分组(不同的能量间隔)对在探测器处探测到的电信号进行谱分析(“分组”),这将在下文更详细地描述。

[0057] 然后,将经谱处理的数据转发到下一级,即图像信号处理级ISSP。这包括重建器

RECON。所述重建器RECON操作用于将经处理的数据重建为针对不同材料中的每种材料的特征图像。换言之，当重建器RECON基于探测到的光子的谱特性选择性地重建由探测器D生成的信号时，实现元素分解。例如，经分组的数据能够被用于：通常隔离具有不同光子吸收特性的不同类型的有机材料，诸如骨骼、有机组织、脂肪等；定位对比度增强材料；和/或以其他方式基于谱特性来处理所探测到的信号。因为在X射线源的旋转期间所述样本跨不同的投影方向被暴露于辐射，所以能够重建关于感兴趣材料的内部的截面表示。

[0058] 现在更详细地参考谱处理，通过脉冲高度分析(PHA)来提取能量谱信息。经由所述图像探测级的光子计数电路PCT在图1的实施例中实施PHA。所述光子计数电路PCT被耦合到探测器单元D的半导体主体CM。PCT电路与各种探测器像素 $p_x$ 相互作用。经修改的X射线束的光子中的每个光子具有特定的能量。简言之(特别是忽略由于堆积效应引起的随机方面)，这种能量能够与当与探测器单元D相互作用时由所述光子引起的电脉冲的幅度(脉冲高度)成正比。

[0059] 在提供关于PCT电路的更多细节之前，现在参考图2来更详细地解释探测器单元D的光子探测操作。图2提供了在垂直于探测器D的X射线辐射敏感表面的截面中跨探测器D的截面图。所述探测器包括由适合的半导体材料形成的半导体主体CM，优选(高度)耗尽了自由电子和空穴。所述半导体材料探测器主体CM包括接近X射线源212的近侧表面，并且与该表面相对在所述主体CM的另一侧上，具有远离(更远离)X射线源212的远侧表面。在远侧表面上布置了多个像素电极板PP。在主体CM中与各个板PP相对的各个部分与板PP一起形成相应的探测器像素(或者被简称为“像素”)。所述像素具有特定的像素间距 $s_x$ (在本文中也被称为“像素尺寸”)，并且通常在半导体主体CM的远侧表面上沿着交叉线(“行和列”)被布置成网格图案。在图2的截面中仅示出了像素的一条线(例如，行)，而其他线(例如，“列”)延伸到图2的绘图平面中。为了完整起见，还存在阳极(极板)间隙 $d_x$ 。将理解，阳极间隙 $d_x$ 和像素间距 $s_x$ 在整个探测器表面上可以不必相同。

[0060] 跨所述主体的一个或多个阴极(未示出)被布置在半导体主体CM的近侧表面处。(一个或多个)近侧电极与像素电极之间的主体CM来施加电压。在操作中，撞击的X射线束的光子 $p_h$ 穿透到半导体CM主体中并且引起电子-空穴对的电荷云CC。在电场的影响下，这些通过偏置电压朝向像素电极漂移，以引起能够在像素电极的一个或多个像素电极处被拾取的电脉冲。

[0061] 在探测器像素 $p_x$ 处的这些电脉冲由光子计数电路PCT来处理。对此，每个像素电极通过单独的信号线(或“信道”)与光子计数电路相耦合，以将其电荷传递到光子计数电路上。在给定像素 $p_x$ 处探测到的电脉冲的高度是撞击光子的 $p_h$ 能量的函数。光子能量越高，在各个像素 $p_x$ 处能够探测到的脉冲幅度越高。

[0062] 根据一个实施例，在像素 $p_x$ 处生成的电脉冲由光子计数电路PCT通过以下列方式来处理：

[0063] 前置放大器220放大由像素218中的任何像素生成的每个电信号。

[0064] 脉冲整形器222处理针对所探测到的光子的经放大的电信号并且生成对应的模拟信号，所述模拟信号包括诸如表示探测到的光子的电压或其他脉冲的脉冲。如此生成的脉冲具有预定义的形状或轮廓。在该范例中，所述脉冲具有峰值幅度，所述峰值幅度指示所探测到的光子的能量。

[0065] 能量鉴别器224对模拟脉冲进行能量鉴别。在该范例中,能量鉴别器224包括多个比较器228,多个比较器228分别将模拟信号的幅度与对应于特定能级的相应阈值进行比较。相邻阈值定义能量分组。换言之,鉴别器224操作用于确定由整形器222生成的输入脉冲的“高度”。更具体地,每个比较器228产生输出计数信号,所述输出计数信号指示脉冲的幅度是否越过其阈值。在该范例中,来自每个比较器的输出信号产生数字信号,所述数字信号包括当所述脉冲幅度增加并且跨其阈值时从低到高(或者从高到低)的转变,以及当所述脉冲幅度减小并且跨其阈值时从高到低(或者从低到高)的转变。

[0066] 在示例性比较器实施例中,当幅度增加并且跨其阈值时,每个比较器的输出从低转变为高,并且当脉冲幅度减小并且跨其阈值时,每个比较器的输出从高转变为低。

[0067] 计数器236分别针对每个阈值对上升(或者在一些实施例中对下降)边缘进行计数。计数器236可以包括针对每个阈值的单个计数器或个体子计数器。任选地,在仅双侧分组的情况下,存在能量分组器(binner)240,其将能量分组或者将计数分配到与在能量阈值之间的范围相对应的能量范围或分组中。实际上,在具有高通量的优选实施例中,没有到范围中的分组操作,而是纯粹登记的阈值交叉(即,单侧分组)的计数。

[0068] 计数数据(在本文中被表示为 $\Pi$ ,如下文进一步详细描述)然后可以被用于能量分解所探测到的光子。换言之,PCT信号处理链操作用于将每个输入脉冲的脉冲高度量化到由电压阈值的数量定义的能量分组中。 $K(K \geq 2)$ (电压、安培数或者指示能量的其他物理量)阈值能够定义用于记录高于所述阈值的相应阈值的脉冲高度的 $K$ 个不同的能量分组。例如,边缘升高超出(亦即,“跨”)所述阈值中的两个阈值的脉冲将引起针对与相应的两个阈值相关联的两个分组中的每个分组的计数。如果仅跨所述阈值中的较低的阈值,则将仅存在一个计数,等等。但是这仅仅是范例,因为在一些实施例中,仅下降边缘引起计数或上升和下降边缘这两者引起计数。

[0069] PCT电路在其输出部处为每个像素 $p_x$ 提供在单位时间内记录的每个分组中的多个计数。每个分组和像素的这些光子计数率在本文中被称为投影光子计数数据,其可以在形式上被写为 $\Pi = (m_1, \dots, m_k)^i$ ,其中, $m_k$ 为向量的计数率,而 $i$ 表示相应的像素,并且 $1 \leq k \leq K$ 是所使用的能量分组的数量。换言之, $m_k$ 表示在像素 $i$ 处已经记录了高度落入到分组 $k$ 中的脉冲的每单位时间的次数(计数)。可以通过帧速率对计数进行归一化以表示计数率,亦即,每单位时间的计数。然而,归一化不是必需的,并且所提出的系统也可以对非归一化计数数据进行操作。存在2个、3个或更多个能量阈值。在诸如CT或C形臂的旋转系统中,所记录的计数率针对不同的投影方向可以是不同的,因此,上述概念可以被补充有针对投影方向的附加索引。在后一种情况下, $\Pi$ 形成正弦图。因为下文不限于旋转3D成像,所以我们解释成像系统相对于给定投影方向的操作,应当理解,该操作能够被容易地扩展到针对其他投影方向收集到的投影计数数据。

[0070] 应当注意,上文所描述的直接转换探测器D和PCT电路各自仅仅是示例性实施例,而不一定是限制性的,其他结构变型在本文中明确地设想为备选实施例,只要其输出上文所描述的投影光子计数率 $\Pi$ 即可,无论格式如何。

[0071] 在进一步解释所述系统之前,简要介绍对所述图像处理系统的功能有影响的概念和相关的物理/技术效果可能是有用的。关于探测机制,已经观察到,电荷云不仅能够由单个像素电极而且能够由多个(大部分相邻的)像素电极来探测。这种效应被称为“电荷共

享”。电荷共享劣化了谱性能,并且随着电荷云的尺寸相对于像素尺寸的增加,这种劣化随着像素尺寸的减小而增加。另一种影响是脉冲堆积,其中,PCT读出电子件的计时分辨率不足以将探测到的电信号分解为单独的脉冲。与此相关的是所述探测器系统的所谓的“死区时间”。这是从计数系统PCT的早前的光子计数到能够记录新的后续计数所需要过去的时间。换言之,在由前一事件触发的死区时间到期之前发生的光子事件将不会与稍后的事件独立地登记,在稍后的事件的点处,其登记将被伪造或者根本不作为独立事件来登记。在死区时间到期之前发生的这样的“过早”光子计数事件实际上可能导致死区时间被触发重新运行。因此,计数电路可以称为“可瘫痪的”。

[0072] 如上文简要提到的,所探测到的投影光子计数数据 $\Pi$ 被转发到图像信号处理系统ISP,所述图像信号处理系统ISP被配置用于使用一系列不同的重建算法中的任何一种重建算法将所述投影数据 $\Pi$ 重建为图像域的(一幅或多幅)截面图像,所述重建算法诸如是(过滤的)-反投影、迭代重建方案(代数的或统计学的)等。

[0073] 因此,重建器部件RECON不能够直接这样对测量到的投影计数数据 $\Pi$ 进行操作。所述图像信号处理系统ISP包括路径长度转换器PLC,所述路径长度转换器PLC被配置为针对每个像素位置将一个或多个(优选所有)分组中的相应计数率转换为所述像素位置的路径长度值。将每个像素转换成路径长度,将其被转发到重建器RECON以将其重建为截面图像。

[0074] 为了更详细地并且更好地促进和解释所提出的路径长度转换器PLC的操作,首先引入相关概念来一般性地描述光子计数系统的性能可能是有帮助的。具体地,所述光子计数成像系统的性能能够通过速率性能和谱性能来表征。所述速率性能例如能够通过受脉冲堆积影响的光子计数事件的百分比来量化。所述谱性能能够通过探测器D的响应函数或者通过材料基础图像中的噪声的量来量化。

[0075] 这两个性能特性是探测器像素尺寸的函数。更具体地,像素尺寸 $s(x)$ 越小,通常速率性能越高,但是谱性能越低。图3更详细地示出了这一点。更具体地,图3示出了,针对任意像素位置,分别针对每个间距 $s(x)$ 的不同像素几何形状,根据针对不同的keV值的不同(例如, $K=3$ )能量阈值/分组的吸收者厚度的对数输出计数率的模拟。图3a)中的曲线表示针对小像素间距的情况,而图3b)表示针对较大像素间距的情况。这两种情况都对应于探测器系统的相同死区时间。

[0076] 如在图3中示例性示出的,与针对较大间距配置的非单射曲线(图3b)相比较,较小的像素间距配置(图3a)完全避免了在根据X射线通量的任何给定的单个能量分组中的登记的计数的功能模糊性。针对这样的较大的像素间距配置和小的衰减长度,发生明显的堆积。电荷共享的增加是必然结果,并且限制了具有小像素的设计的谱性能。

[0077] 在各个像素处登记的计数率是探测到的光子在其撞击探测器D的半导体材料CM之前沿着其行进的材料(例如,组织)路径长度的函数。图3中的曲线示出了该计数-路径长度关系。这些曲线不仅仅是相应能量分组的函数,而且还是像素间距离/像素尺寸以及所使用的通量率的函数。所提出的是利用图3(b)中的曲线允许确定有效衰减长度的事实,尽管针对每条个体曲线存在模糊性。这是基于以下观察:输出计数率曲线(图3b)的相应最大值取决于能量阈值,并且在不同的吸收者厚度处发生。申请人已经发现,能够利用这种非常观察来允许光子计数X射线成像系统(例如,CT等)的设计者更自由地接近对像素尺寸的选择,亦即,使用更大的像素尺寸。这继而使得能够以显著更大的像素来重建CT图像,并且因此,更

大程度改善了谱性能,同时速率性能仍然可接受。

[0078] 在本文中提出在校准流程中首先针对成像器IA的不同能量分组来测量计数率-路径长度曲线(在本文中被称为校准曲线),并且将其作为校准数据存储在校准存储器CMEM中。然后,路径长度转换器模块PLC操作于基于所述校准数据从测量到的光子计数 $\Pi$ 计算相应的路径长度,然后,可以在一个实施例中将相应的路径长度转发到重建模块RECON以执行重建。

[0079] 这样配置所使用的像素尺寸和/或光子通量,使得获得非单射校准曲线,其在形状上类似于图3b中所示的曲线。不一定所有校准曲线都是非单射的。优选地,给出光子通量,并且像素尺寸 $s_x$ 是如此选取的设计参数,使得至少一个(可能全部)校准曲线不是一对一的。备选地或另外地,可以将PCT电路中的阈值中的一个或多个阈值设置得足够高,以便实现所述曲线中的至少一条曲线仍然是一对一的。具有一条(或多条)一对一曲线和至少一条非一对一曲线能够在算法上被利用,如下文将进一步解释的。

[0080] 图4中的框图更详细示出了图像信号处理级ISP的部件。投影数据 $\Pi$ 能在信号处理级ISP的输入端口IN处接收。然后,由路径长度转换器PLC处理 $\Pi$ ,以基于存储器CMEM中的校准数据来产生针对相应像素位置的相应路径长度。这些路径长度例如以毫米有效校准材料返回,或者以任何其他适合的长度单位返回。在旋转成像设置(诸如CT或X臂)中,路径长度被转发到重建单元RECON以重建针对路径长度数据1的截面图像。然后,在输出端口OUT输出所重建的图像,并且这些图像能够被进一步转换为衰减值,诸如Hounsfield单位等。然后,能够将所重建的图像存储在图像库(例如,PACS或其他存储器)中,或者以其他方式处理,诸如由监视器MT上的可视化器252进行可视化。通过转换器PLC的以上路径转换处理被理解为针对每个投影方向重复,因为针对不同的投影方向,所登记的计数率光子计数投影数据 $\pi$ 通常是不同的。尽管计算机断层摄影或者诸如计算机断层摄影CT或C形臂/U形臂系统中的旋转图像成像是优选实施例,但是这并不是排除在固定机架射线照相系统之外。在后面的实施例中,没有重建级RECON。然后,可以直接可视化、存储或者以其他方式处理经转换的路径长度1图像。然而,将意识到,转换成有效路径长度仅仅是利用多分组光子计数探测器进行成像的一个方面,因为这允许产生与常规CT图像相似或“接近”的图像。对于谱成像任务,其他处理步骤(诸如将图像信号分解成不同的基础材料图像)当然不在本文中排除,并且能够独立于路径长度转换或者可以在其上构建。

[0081] 如早前所描述的,所述校准数据能够在校准流程中获得。对此,测试体(体模)被放置在探测器上,并且以期望的通量率被暴露于来自成像器的管212的X辐射。针对体模的每个路径长度,随后存储在任意探测器像素处登记的相应分组的相应计数率。作为对此的细化,可以针对每个像素或者至少针对探测器D的不同像素组(区域)来采集校准数据的不同集合。换言之,针对给定像素,通过改变路径长度,测量每个能量分组的不同的计数率-路径长度曲线。所述校准体模可以具有阶梯式轮廓以实现不同的路径长度,或者使用具有不同高度的一组不同的体模块。在一个实施例中,体模主体由适合的热塑性塑料(诸如聚甲醛(例如,Delrin®等))形成。然而,在本文中还想到了其他适合的校准体模材料,诸如聚(甲基丙烯酸甲酯)(PMMA)、聚甲醛(POM)、Teflon®等。优选地,所述体模材料应当尽可能紧密地与人体软组织的谱衰减特性相匹配。具体地,选取体模材料以便对应于水的谱衰减特性。

[0082] 针对每个分组和体模路径长度的测量到的曲线可以被有效地存储在数组数据结构、指针结构等中。然而,还设想到了对计数-路径长度曲线进行编码的其他方式。例如,在其他实施例中,所述曲线可以被存储为通过使用诸如多项式、样条等任何适合的数值近似技术获得的显式函数关系,以将离散路径长度数据点拟合到在校准中所获得的相关计数率。具体地,校准曲线c可以被存储在查找表(LUT)等中。

[0083] 在本文中所使用的所提出的路径长度转换器PLC被配置为克服由于校准曲线的非单射性而引起的模糊性。这是通过转换成针对给定分组的相应路径长度来实现的,不仅基于针对该给定分组的校准曲线,而且还基于针对另一分组的至少一条(或多条)额外的曲线。该额外的“辅助”校准曲线可以是用于针对相同像素的另一能量分组的校准曲线,但是可以使用校准数据中的任何其他校准曲线。在一个优选实施例中,当计算针对给定像素位置的路径长度时,使用来自所有可用分组的所有可用曲线。为了计算路径长度,通过使测量到的计数率与由所有分组的校准曲线预测的预期计数率之间的不匹配最小化,所述路径长度转换器执行最小化操作。所述拟合能够通过制定目标函数来量化,所述目标函数组合关于在i) 测量到的计数率与ii) 根据两条或更多条校准曲线的计数率之间的“不匹配”的知识。然后,根据针对最佳地拟合或“解释”所测量到的计数 $\Pi$ 的多于两条(特别是所有分组)校准曲线,依照相关联的路径长度,来优化所述目标函数。由所述目标函数的值来表示失配(misfit),并且目标是使所述失配最小化。示例性实施例包括最小平方和(参见下文进一步讨论的等式(1)), 概率方法, 诸如最大似然法等。任何数值优化算法(诸如Newton Raphson等)都能够被用于求解所寻求的路径长度的目标函数以实现转换。

[0084] 在本文中所使用的个体分组的校准曲线的非单射性实际上不允许通过求逆进行直接转换,如同非单射校准曲线的情况(例如,图3a)。但是申请人已经认识到,这仅仅是一个明显的缺点。由于校准曲线c中的一些校准曲线的非单射性,通过在若干个分组中同时使用计数,需要放大数量的测量来解决关于估计的路径长度的模糊性。已经观察到,这种多分组使用使得所提出的路径长度转换对噪声是鲁棒的。另外,如上文所提到的,谱性能得到改善。这与针对小像素尺寸的备选设计选择形成对比,小像素尺寸允许在正弦图上最关键的像素点(“最热点”)处具有一对一的行为。我们在本文中提出不要遵循这种范例,因为在这种“一对一”的方法中,即使在图像信息被隐藏的正弦图的大部分上,亦即,沿着通过患者的射线/位置,在此速率性能非常小,人们有意地牺牲谱性能。

[0085] 所提出的系统还提供了不受较高噪声水平显著影响的合理速率性能,如在图5中的示例性图像中所示的。所述图像是已经在基于体模的模拟研究中获得的。更具体地,图5图示了,图5a中的小尺寸相对于图5b中的较大像素尺寸,作为像素尺寸的函数的图像噪声的增加。谱性能的增益(在本公开中未示出)显著超过仅仅3%的非常轻微的噪声增加。图5图示了仅在体模的周边区域中能够测量图像噪声的增加,这可以归因于更大的像素间距(并且因此,随着光子通量而更快地降低DQE)。换言之,该研究例示说明,仅对几乎没有诊断意义的区域中的图像噪声具有边际效应。

[0086] 现在参考图6,图6示出了能够由所提出的路径长度转换器PLC实施的图像信号处理方法的流程图。然而,将理解,如下文所描述的所提出的方法自身也能够被理解,并且不一定与上文图4的架构相关联。

[0087] 在步骤S610处,接收利用X射线成像装置IA的光子计数探测器系统D(PCT)采集的

投影光子计数数据  $\Pi$ 。该数据可以包括来自单个方向的光子计数数据,或者可以包括从多个方向获得的光子计数投影数据,例如在CT或其他旋转X射线系统(C型臂)中。

[0088] 在步骤S620处,然后基于校准数据将投影数据中的光子计数率转换成相应的路径长度。所述路径长度可以以任何适合的长度维度来指定。针对给定的探测器像素位置并且针对给定的相应能量分组,在步骤S620处的转换操作将  $\Pi$  中的相应光子计数率条目转换成相应的路径长度  $l$ 。针对每个探测器像素位置和每个分组来重复所述转换,以便获得路径长度的集合。如果适用,则也针对每个投影方向(诸如在CT中)重复该步骤。

[0089] 然后,可以在步骤S630处将路径长度的集合(能应用于不同的投影方向)重建为截面图像的图像元素。

[0090] 针对不同的能量分组,在步骤S620中所使用的校准数据包括:使用具有光子计数探测器系统D(PCT)的X射线成像装置在先前的校准流程中已经获得的相应光子计数与路径长度曲线。例如,可以针对特定类型的探测器来执行所述校准流程,并且这样获得的校准数据随后能够被用在具有相同类型的探测器的其他成像装置中。然而,优选地,针对每个探测器或成像器个体地完成校准流程。作为执行实验校准程序的备选,可以使用特定概率方法从信号模型中导出校准曲线,下文将在描述图6时更多地获悉所述信号模型。

[0091] 应当注意,在一个实施例中,一旦我们估计了路径长度,即,一旦我们知道了通量,就存在另外的步骤来校正非线性校准曲线以获得个体分组的堆积效应。根据如此校正的数据,我们能够导出材料分解,就好像分组未经受堆积一样。

[0092] 相对于成像器中的通量率的像素尺寸被有意地配置,使得针对不同能量分组的记录的校准曲线中的至少一条、多条或全部曲线可以示出非一对一的行为。换言之,弯曲在经典意义上在逐分组级别上不是唯一可逆的,但是这在本文中被接受,因为其允许增加针对正弦图中的大多数点的谱性能而不会丧失太多的速率性能。

[0093] 在步骤S620处提出的转换步骤能够通过针对给定的像素位置和分组使用两条或更多条校准曲线来处理这种模糊性:针对给定分组的一条校准曲线以及相同的像素的其他分组之一的另一条曲线。

[0094] 在一个实施例中,仅使用两条曲线进行转换,但是优选地多于两条曲线,特别是针对给定的路径长度转换,一次使用来自所有分组的所有可用曲线。根据所述校准数据将观察到的计数率拟合到计数率。

[0095] 在图7中图示了简单的实施例。为了便于表示,仅示出了针对不同能量分组  $BIN_1$  和  $BIN_2$  的两条校准曲线  $c_{BIN_1}$ 、 $c_{BIN_2}$ 。然后,假设在分组  $BIN_1$  中,当对感兴趣对象(例如,人类患者或动物)进行成像时探测到特定的计数率  $C1$ 。基于针对该  $BIN_1$  的校准曲线  $c_{BIN_1}$  的查找操作随后产生两个可能的转换路径长度,亦即,  $l_1$  或  $l_2$ 。这种模糊性是曲线不是一对一的结果。然后,在本文中提出针对另一分组  $BIN_2$  使用第二(特别是相邻的)曲线  $BIN_2$  来解决这种模糊性。如在图7中所示的,该第二辅助校准曲线在路径长度轴上的不同位置处具有其最大值。使用来自第一曲线  $c_{BIN_1}$  的两个估计值或“候选”路径长度  $l_1$  或  $l_2$ ,我们现在能够在校准曲线  $c_{BIN_2}$  中计算/查找两个预测的计数率  $\hat{C}_1$  和  $\hat{C}_2$ 。然后,比较预测计数率与在另一分组  $BIN_2$  中的实际测量率  $C2$  的偏差。所述算法然后返回两个路径长度  $l_1$  或  $l_2$  中的一个路径长度,其在  $c_{BIN_2}$  下的预测的计数最接近在辅助分组  $BIN_2$  中的实际登记的计数率  $C2$ 。应当清楚,可以通过从分组  $BIN_2$  中的  $C2$  读数开始,并且然后,通过使用针对  $BIN_1$  的校准曲线和计

数C1作为决策器来获得路径长度的估计,以反转该拟合过程。

[0096] 将观察到,根据图7的方法可能在存在高噪声贡献时产生差的结果。因此,在本文中提出了图7的高级实施例,其中,使用来自所有剩余分组(并且不仅来自两个分组)的信息。例如,在图7中的方法的一个改进中,将PCT中的至少一个阈值设置得如此高,以至所述校准曲线中至少一条校准曲线是一对一的。然后,针对相关分组的转换是直接的,并且然后,可以对转换器PLC进行编程以使用具有一对一校准曲线的分组作为针对所有其他分组的决策器,从而实现更好的噪声鲁棒性。

[0097] 在图7的方法的进一步改进中,图7中寻求跨其他分组的“紧密”匹配的基本原理可以根据目标函数来表达,诸如在多个(特别是所有)分组上的最小平方和,这样可以利用跨所述分组的测量到的计数数据来优化累积的匹配。然后,可以优化目标函数以便实现转换成期望的路径长度。

[0098] 更详细地,假设给出校准曲线 $c_i(\ell)$ (其中, $i$ 表示分组),至少一个或全部是非单调的,类似于图3(b)。然后,能够将光子计数转换为校准材料D的有效长度 $\ell$ ,给定能量敏感光子计数探测器的每个能量阈值 $U_1 \dots U_M$ 的计数 $m_i$ 的给定一组M(例如,如在上文图3(b)的范例中, $M=3$ )个测量数量。所述转换能够通过拟合操作来实现,例如,通过使用最小二乘法来使相对于校准材料D的有效厚度 $\ell$ 的以下目标函数最小化:

$$[0099] \quad \chi^2(m_i, \ell) = \sum_{i=1}^M (m_i - c_i(\ell))^2 \quad \text{等式 (1)}$$

[0100] 根据等式(1)的目标函数能够被细化如下:

$$[0101] \quad \chi^2(m_i, \ell) = \sum_{i=1}^M \left( \frac{m_i - c_i(\ell)}{\sigma_i^2(\ell)} \right)^2 \quad \text{等式 (1a)}$$

[0102] 其中,所述目标函数现在包括诸如噪声方差 $\sigma_i^2(\ell)$ 等的分量,以解释由探测器模块引起的图像噪声。经由等式(1a)的公式能够被用于实施低噪声路径长度 $\ell$ 解决方案。与 $c_i(\cdot)$ 曲线相似,能够在校准流程中获得针对方差的估计,其中,针对给定像素位置进行多次测量,并且然后,将这些测量组合在第2样本中心矩公式中以获得针对所述方差的估计。作为校准测量的备选,可以从信号模型计算噪声估计。

[0103] 在通过使等式(1)或(1a)最小化来估计路径长度 $\ell$ 之后,解决了所有分组的输出中的每个输出固有的模糊性。然后,能够执行对正弦图上的所有读数的D值的常规重建,以产生没有或至少具有由于堆积引起的减少的伪影的图像。

[0104] 备选地,在针对阈值 $U_1 \dots U_M$ 中的每个阈值已知的测量到的数据的联合概率密度函数(pdf)的情况下,能够使用似然最大化方法来实现路径长度转换。这种方法通常需要针对堆积效应的前向信号模型,从中能够根据事件计数来导出观察到的计数的pdf。在一个实施例中,独立泊松pdf被用于在双侧能量分组中登记的计数以对所述计数进行建模,忽略了堆积对统计的影响。在使用单侧分组的情况下,统计独立性的假设不再成立,当制定pdf时必须考虑协方差。根据一个实施例,使用了由E. Roessl等人在Med.Phys. 43,第1295页(2016)上的“Fourier approach to pulse pile-up in photon-counting x-ray detector”一文中所描述的堆积模型,但是在本文中不排除其他模型。

[0105] 更一般地,可以替代地使用除最小平方和等式(1)、(1a)之外的目标函数,并且然后,针对最小值对其进行优化。所述目标函数通常包括功能分量 $\|m_i - c_i(\ell)\|$ ,其在合适的范数 $\|\cdot\|$ 中量化在作为实际计数为 $m$ 的投影数据与根据校准曲线预期的光子计数事件 $c_i$

(1)之间的失配。这些功能分量 $\|m_i - c_i(1)\|$ 由所述目标函数组合成适合的标量值( $\|\cdot\|$ )，以量化失配的总成本。

[0106] 应当注意，在路径长度转换中所涉及的上文提到的查找和拟合操作中，优选执行内插步骤以在来自校准流程的测量到的样本路径长度之间的路径长度轴上进行内插。因此，所提出的方法和系统并不限于根据校准的离散空间，而是能够在所述路径长度轴上操作，就好像其是连续的一样。然而，这并不排除更简单的实施例，其中，所述路径长度转换是离散地执行的，亦即，所述转换被限制于校准的离散样本路径长度。

[0107] 由于所提出的方法和系统，所述成像器的X射线源212在对象成像期间能以一光子通量率来操作，从而通量率的倒数近似等于或显著超过(约3倍-约5倍)探测器单元D的死区时间的逆。换言之，所述成像器能够操作超过通量率，所述通量率对应于个体能量阈值/分组的登记计数的可瘫痪输出最大值。

[0108] 上文应当注意，所述校准数据通常还包括在空气扫描中收集到的光子计数数据。空气扫描是检查区域中不存在对象的空气扫描。然后，使用该空气扫描数据并且将其与感兴趣对象驻留在成像区域中时的投影数据进行比较。然后，针对在空气扫描中收集到的投影数据以及在对象扫描中收集到的投影数据执行上文所描述的路径长度转换。然后，将如此获得的来自两次扫描的路径长度进行比较，从而导出衰减数据，然后，在重建器RECON中将其重建为截面图像。所述图像处理系统ISP的部件可以被实施为单个软件套件中的软件模块或例程，并且在通用计算单元PU上运行，诸如与所述成像器IM相关联的工作站或者与一组成像器相关联的服务器计算机。备选地，所述图像处理系统ISP的部件可以被布置在分布式架构中并且被连接在适合的通信网络中。

[0109] 备选地，一些或所有部件可以被布置在硬件中，诸如经适当地编程的FPGA(现场可编程门阵列)，或者被布置在被包括到用于探测器D系统的电路中的PCB模块上的硬连线IC芯片上。

[0110] 尽管在上文中所述转换器转换成有效材料路径长度 $l$ ，但是这应当被宽泛地考虑，因为在本文中设想到了转换成等价于所述有效路径长度的任何其他参数。此外，关于任何上文所描述的公式中的任何公式，在本文中设想到了这些公式的数学上等价的再形成。

[0111] 在本发明的另一示例性实施例中，提供了一种计算机程序或计算机程序单元，其特征在于适于在适当的系统上执行根据前述实施例之一的的方法的方法步骤。

[0112] 因此，所述计算机程序单元可以被存储在计算机单元上，所述计算机单元也可以是本发明实施例的部分。所述计算单元可以适于执行或诱发执行上文所描述的方法的步骤。此外，其可以适于操作上文所描述的装置的部件。所述计算单元能够适于自动地操作和/或执行用户的命令。计算机程序可以被加载到数据处理器的的工作存储器中。因此，所述数据处理器可以配备成执行本发明的方法。本发明的该示例性实施例覆盖从一开始就使用本发明的计算机程序以及通过更新将现有程序转变为使用本发明的程序的计算机程序。

[0113] 此外，所述计算机程序单元能够提供所有必要的步骤以实现如上文所描述的方法的示例性实施例的过程。

[0114] 根据本发明的另一示例性实施例，提出了一种计算机可读介质，诸如CD-ROM，其中，所述计算机可读介质具有存储在其上的计算机程序单元，所述计算机程序单元由前一

部分描述。

[0115] 计算机程序可以被存储和/或分布在适合的介质上(具体地,但是不一定是非瞬态介质),诸如与其他硬件一起提供或者作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分发,诸如经由互联网或者其他有线或无线电信系统。

[0116] 然而,所述计算机程序也可以通过诸如万维网的网络来呈现,并且能够从这样的网络下载到数据处理器的存储器中。根据本发明的另一示例性实施例,提供了一种用于使计算机程序单元能用于下载的介质,该计算机程序单元被布置为执行根据本发明的前述实施例之一的方法。

[0117] 必须注意,参考不同的主题描述了本发明的实施例。具体地,参考方法类型权利要求描述了一些实施例,而参考设备类型权利要求描述了其他实施例。然而,本领域技术人员将从以上和以下描述中了解,除非另有通知,否则除了属于一种类型主题的特征的任何组合之外,还考虑了本申请公开与不同主题相关的特征之间的任何组合。然而,组合所有功能提供的协同效果不仅仅是功能的简单求和。

[0118] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是说明性或示例性的而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开内容和从属权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时可以理解和实现所公开实施例的其他变型。

[0119] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现权利要求中重新引用的若干项的功能。在相互不同的从属权利要求中记叙特定措施这一事实并不表明不能有利地组合这些措施。权利要求中的任何附图标记不应当被解释为限制范围。

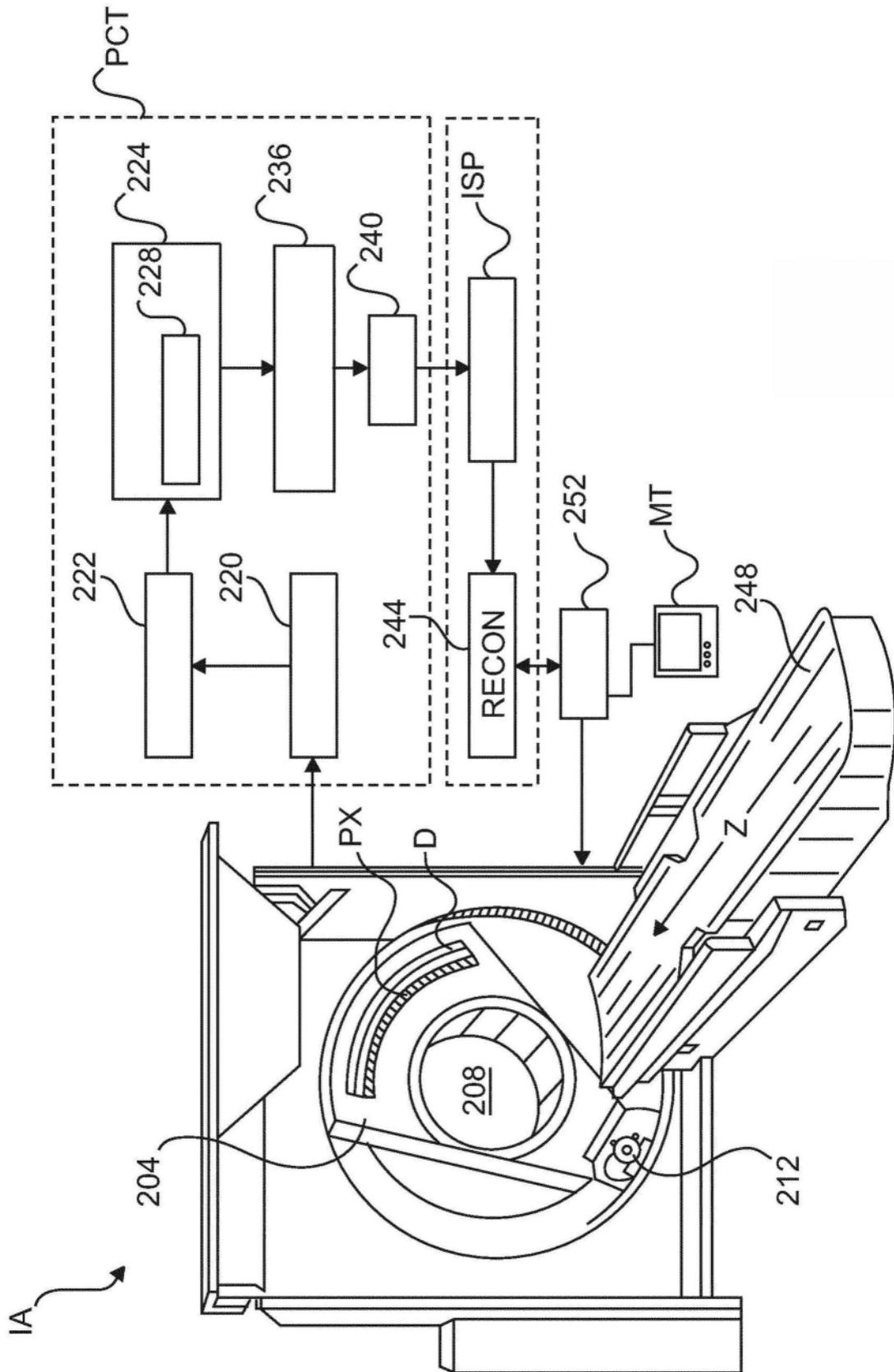


图1

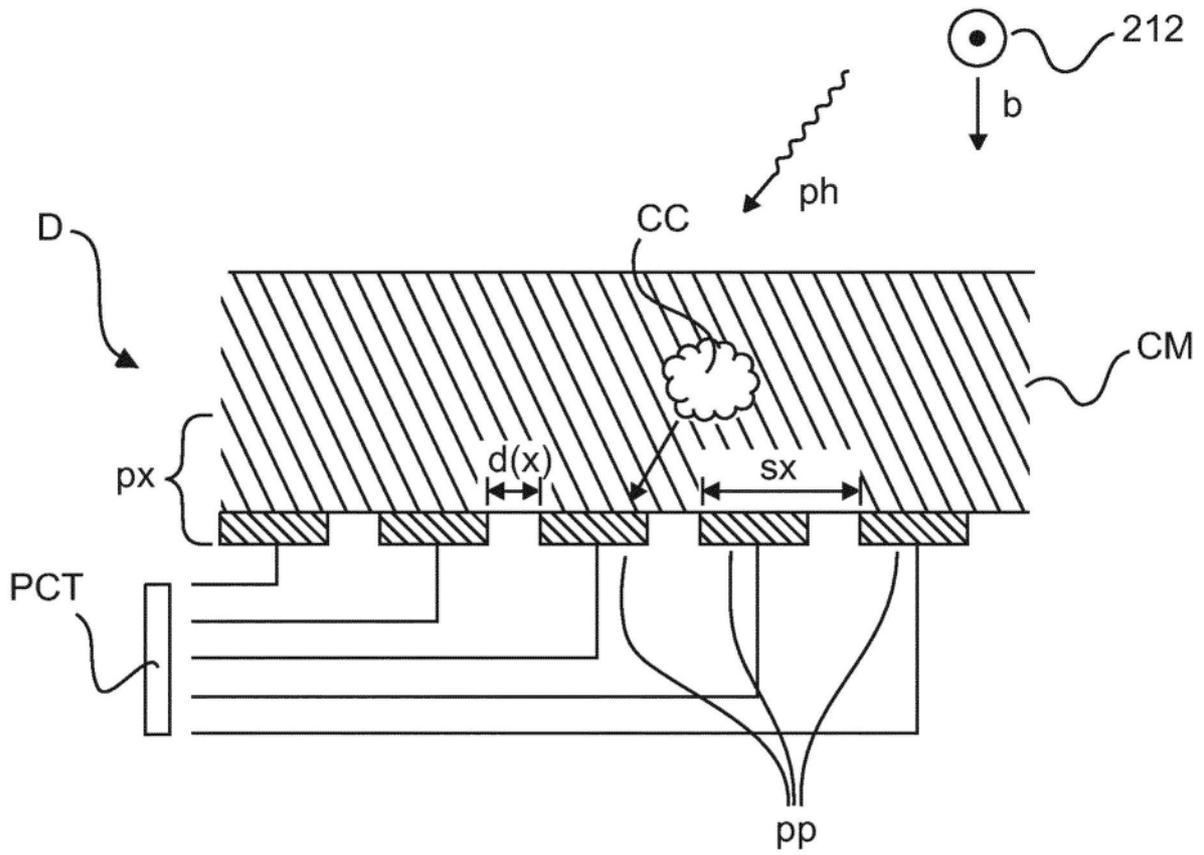


图2

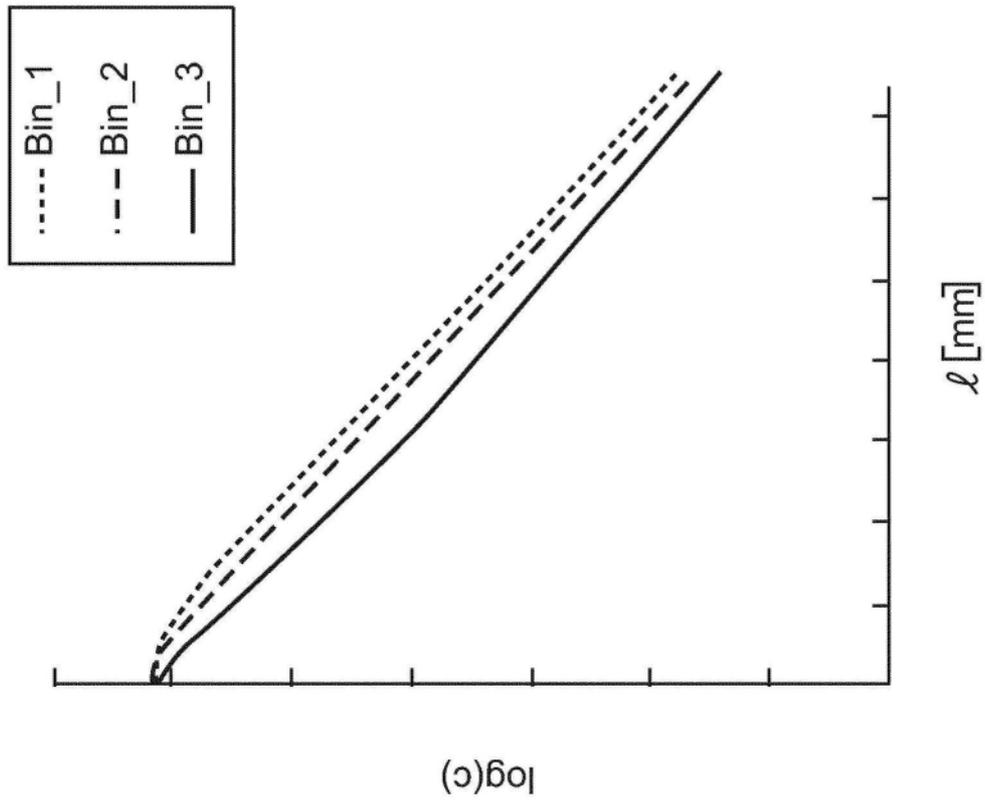


图3a

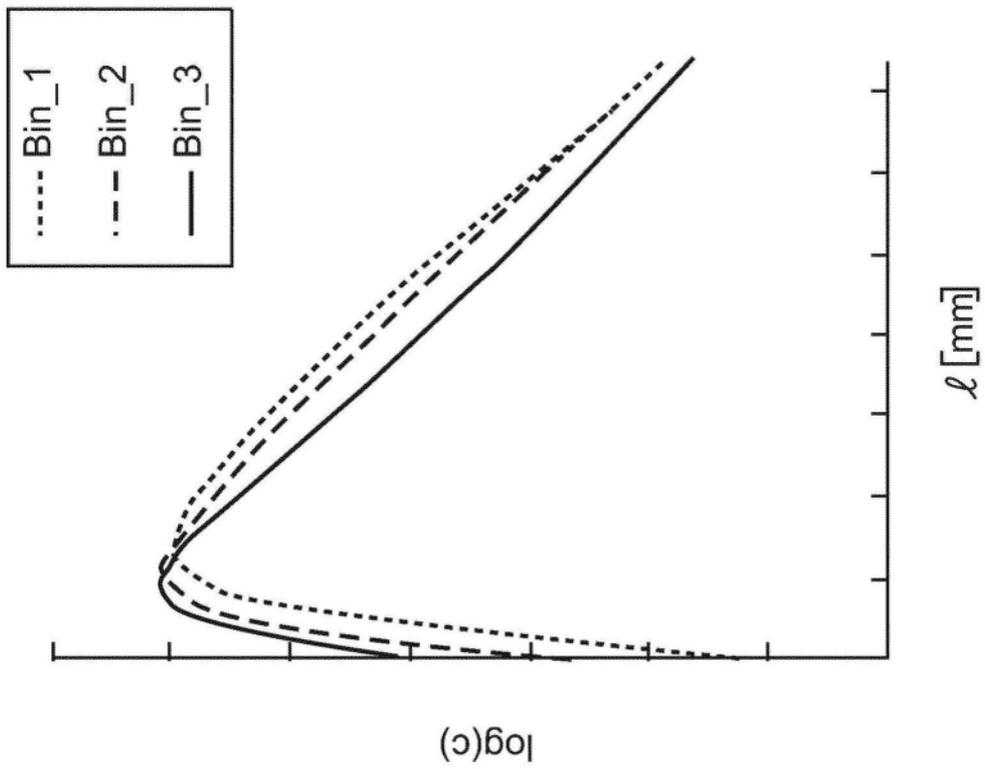


图3b

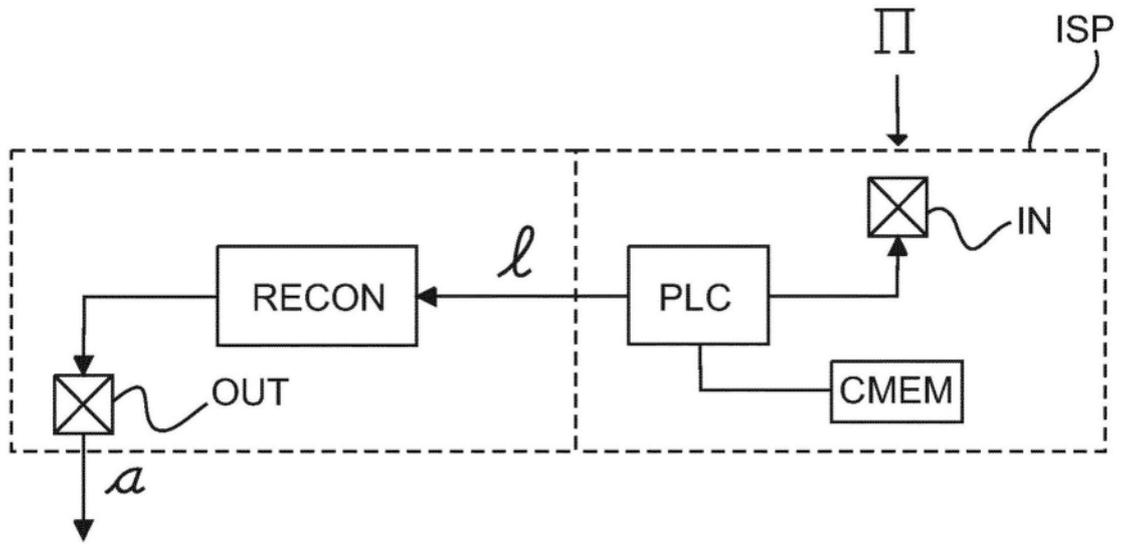


图4

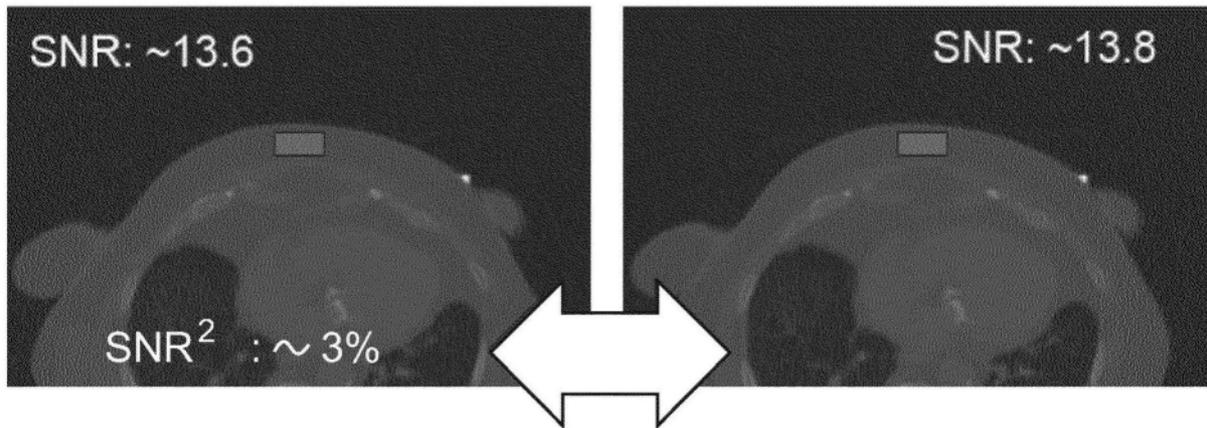


图5a

图5b

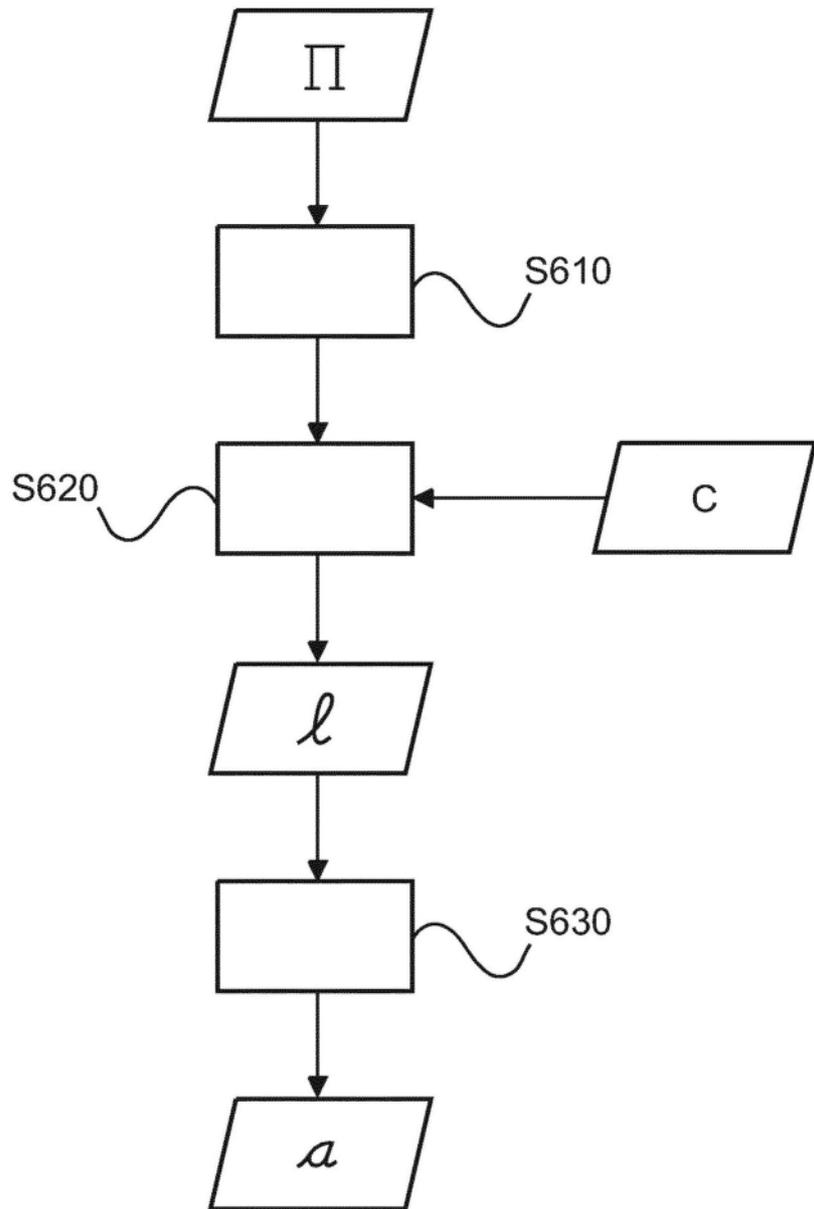


图6

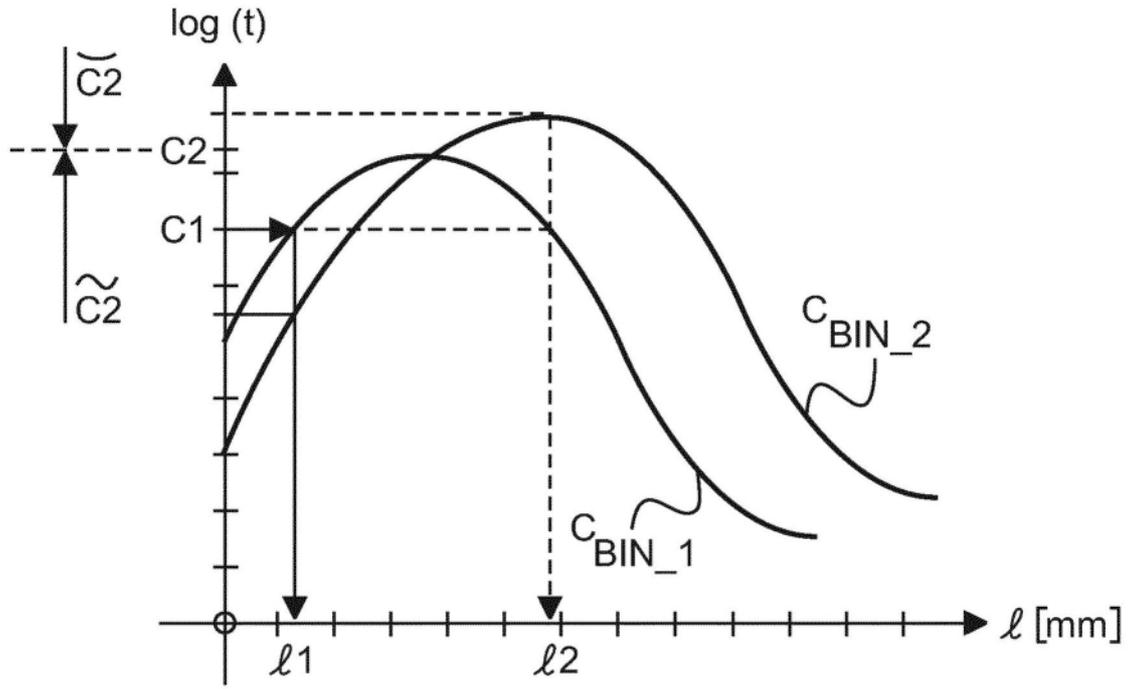


图7