



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109564692 B

(45) 授权公告日 2023.11.14

(21) 申请号 201780049043.0

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

(22) 申请日 2017.07.20

地址 荷兰艾恩德霍芬

(65) 同一申请的已公布的文献号

(72) 发明人 Y-M·朱 A·安德烈耶夫

申请公布号 CN 109564692 A

S·M·科绍夫

(43) 申请公布日 2019.04.02

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(30) 优先权数据

专利代理人 孟杰雄 王英

62/370,266 2016.08.03 US

(51) Int.CI.

G06T 11/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.03

(56) 对比文件

CN 102483852 A, 2012.05.30

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 101287981 A, 2008.10.15

PCT/EP2017/068293 2017.07.20

US 2016131774 A1, 2016.05.12

(87) PCT国际申请的公布数据

审查员 温菊红

W02018/024487 EN 2018.02.08

权利要求书3页 说明书8页 附图10页

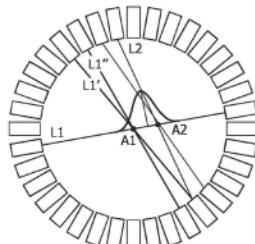
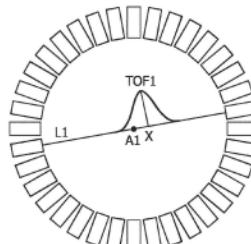
(54) 发明名称

使用局部修改的飞行时间 (TOF) 内核进行
TOF PET图像重建

(57) 摘要

一种成像设备 (1) 包括：正电子发射断层摄影 (PET) 扫描器 (10)，其包括辐射探测器 (12) 和符合电路，所述符合电路用于探测作为定义响应线 (LOR) 的511keV伽马射线对的电子-正电子湮灭事件，每个事件具有所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt ；至少一个处理器 (30)，其被编程为重建数据集以形成重建的PET图像，所述数据集包括由所述PET扫描器针对感兴趣区域采集的探测到的电子-正电子湮灭事件，其中，所述重建包括使用TOF内核对沿着相应的LOR的所述事件进行TOF定位，所述TOF内核具有取决于 Δt 的位置参数以及在所述感兴趣区域上变化的TOF内核宽度或形状；以及显示设备 (34)，其被配置为显示所述重建的PET图像。

CN 109564692 B



1. 一种成像设备(1),包括:

正电子发射断层摄影(PET)扫描器(10),其包括辐射探测器(12)和符合电路,所述符合电路用于探测作为定义响应线(LOR)的511keV伽马射线对的电子-正电子湮灭事件,每个事件具有所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt ;

至少一个处理器(30),其被编程为重建数据集以形成重建的PET图像,所述数据集包括由所述PET扫描器针对感兴趣区域采集的探测到的电子-正电子湮灭事件,其中,所述重建包括使用TOF内核对沿着相应的LOR的所述事件进行TOF定位,所述TOF内核具有取决于 Δt 的位置参数以及在所述感兴趣区域上变化的TOF内核宽度或形状;以及

显示设备(34),其被配置为显示所述重建的PET图像。

2. 根据权利要求1所述的成像设备(1),其中,所述TOF内核是高斯分布。

3. 根据权利要求1或2所述的成像设备(1),其中,所述至少一个处理器(30)被编程为使用至少一幅输入图像来计算所述TOF内核在所述感兴趣区域上的所述宽度或所述形状的空间变化。

4. 根据权利要求3所述的成像设备(1),其中,所述至少一个处理器(30)被编程为通过以下操作来计算所述TOF内核的所述宽度或所述形状的所述空间变化:

通过将所述LOR的所述TOF内核乘以至少一幅输入图像的与所述TOF内核重叠的部分来调整每条LOR的所述TOF内核的所述宽度或形状。

5. 根据权利要求4所述的成像设备(1),其中,所述至少一个处理器(30)还被编程为:

利用经调整的宽度或形状对所述TOF内核进行重新归一化。

6. 根据权利要求4所述的成像设备(1),其中,所述重建是迭代重建,并且所述调整是使用来自先前迭代的重建图像作为所述至少一幅输入图像而针对所述迭代重建的迭代来执行的。

7. 根据权利要求3所述的成像设备(1),其中,所述至少一个处理器(30)被编程为针对LOR j 计算所述TOF内核的所述形状,所述TOF内核的所述形状与 $H_{ij}^{mTOF} = H_{ij}^{TOF} \cdot f_i$ 成比例,其中, H_{ij}^{TOF} 是沿着LOR j 的位置 i 处的标准TOF内核的值,并且 f_i 是所述位置 i 处的所述至少一幅输入图像的值。

8. 根据权利要求3所述的成像设备(1),其中,所述至少一个处理器(30)被编程为针对LOR j 计算所述TOF内核的所述形状,所述TOF内核的所述形状与

$H_{ij}^{mTOF} = H_{ij}^{TOF} \cdot (1 - b) + H_{ij}^{TOF} \cdot f_i \cdot b$ 成比例,其中, H_{ij}^{TOF} 是沿着LOR j 的位置 i 处的默认TOF内核的值, f_i 是所述位置 i 处的所述至少一幅输入图像的值,并且 b 是调整松弛参数,其中, $0 < b \leq 1$ 。

9. 根据权利要求3所述的成像设备(1),其中,所述至少一个处理器(30)还被编程为:

在图像重建之前,通过将方向相似的事件分组并将经分组的事件平均化到正弦图分箱中来将列表模式事件转换成正弦图。

10. 根据权利要求3所述的成像设备(1),其中,所述至少一幅输入图像是由除PET之外的额外模态生成的所述感兴趣区域的图像。

11. 一种非瞬态计算机可读介质,其承载用于控制至少一个处理器以执行图像采集方

法的软件,所述方法包括:

从包括辐射探测器(12)的正电子发射断层摄影(PET)扫描器(10)采集PET发射成像数据,所述PET发射成像数据包括作为定义响应线(LOR)的511keV伽马射线对的电子-正电子湮灭事件,每个事件具有所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt ;

利用至少一个处理器(30)生成初始图像估计,并沿着所述事件的LOR在感兴趣区域中对所述初始图像估计进行采样以生成样本图像;

利用所述至少一个处理器(30)通过将标准TOF内核乘以所述样本图像来生成局部修改的TOF内核,所述局部修改的TOF内核具有取决于 Δt 的位置参数;

利用所述至少一个处理器(30)使用所述局部修改的TOF内核来重建所述PET成像数据以生成重建图像;并且

利用显示设备(34)来显示所述重建图像。

12.根据权利要求11所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述重建还包括:对乘以所述样本图像的所述TOF内核进行归一化。

13.根据权利要求11或12所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述重建是迭代重建,并且所述重建是使用来自先前迭代的重建图像作为所述样本图像而针对所述迭代重建的连续迭代来执行的。

14.根据权利要求11或12所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述至少一个处理器(30)被编程为针对LOR j 计算所述TOF内核的形状,所述TOF内核的所述形状与

$H_{ij}^{mTOF} = H_{ij}^{TOF} \cdot f_i$ 成比例,其中, H_{ij}^{TOF} 是沿着LOR j 的位置 i 处的标准TOF内核的值,并且 f_i 是所述位置 i 处的所述样本图像的值。

15.根据权利要求11或12所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述至少一个处理器(30)被编程为针对LOR j 计算所述TOF内核的形状,所述TOF内核的所述形状与

$H_{ij}^{mTOF} = H_{ij}^{TOF} \cdot (1 - b) + H_{ij}^{TOF} \cdot f_i \cdot b$ 成比例,其中, H_{ij}^{TOF} 是沿着LOR j 的位置 i 处的默认TOF内核的值, f_i 是所述位置 i 处的所述样本图像的值,并且 b 是调整松弛参数,其中, $0 < b \leq 1$ 。

16.根据权利要求11或12所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述至少一个处理器(30)还被编程为:

在图像重建之前,通过将方向相似的事件分组并将经分组的事件平均化到正弦图分箱中来将列表模式事件转换成正弦图。

17.根据权利要求12所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述样本图像是通过计算机断层摄影(CT)、磁共振(MR)成像或超声(US)成像生成的兴趣区域的图像。

18.根据权利要求12所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述样本图像还是根据以下项中的至少一项生成的:先前生成的重建图像,快速算法,分析算法,迭代算法,根据事件列表创建的、好像成像扫描器的定时分辨率为零的图像;根据先前研究创建的图像;以及根据计算机断层摄影图像生成的模拟核图像。

19.一种成像设备(1),包括:

正电子发射断层摄影(PET)扫描器(10),其包括辐射探测器(12)和符合电路,所述符合电路用于探测作为定义响应线(LOR)的511keV伽马射线对的电子-正电子湮灭事件,每个事

件具有所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt ；

至少一个处理器(30)，其被编程为重建数据集以形成重建的PET图像，所述数据集包括由所述PET扫描器针对感兴趣区域采集的LOR，其中，所述重建包括使用TOF内核对所述事件进行TOF定位，所述TOF内核具有取决于 Δt 的位置参数以及在所述感兴趣区域上变化的宽度参数；以及

显示设备(34)，其被配置为显示所述重建的PET图像。

20. 根据权利要求19所述的成像设备(1)，其中，所述TOF内核的所述宽度参数随着时间的推移随着所述辐射探测器的温度变化而变化。

使用局部修改的飞行时间 (TOF) 内核进行TOF PET图像重建

技术领域

[0001] 下文总体上涉及医学成像领域、正电子发射断层摄影 (PET) 领域、图像重建领域等。

背景技术

[0002] 图像重建是开发和应用先进的正电子发射断层摄影 (PET) 成像的关键组成部分。与非飞行时间 (TOF) 扫描器相比,商用TOF PET扫描器具有改善的病灶探测能力、减少的扫描时间或注射剂量,以及更准确且更精确的病灶摄取测量。在TOF PET中,测量两个光子的到达时间差,这有助于对沿着响应线 (LOR) 的事件进行定位。这种定位的不确定性由系统符合定时分辨率决定。假设根据这种定时差异导出的事件的最可能的位置遵循高斯分布(或者更一般地,TOF内核可以是高斯分布或一些其他分布)。TOF内核的半高全宽 (FWHM) 由探测器的定时分辨率决定。

[0003] 原则上,如果定时分辨率足够高,则能够精确地确定湮灭事件的位置,并且不需要断层摄影重建。现有技术的PET扫描器目前提供300ps至500ps的定时分辨率,这与90mm至150mm的事件定位相关联。定时分辨率的任何改善都可能在图像质量、信噪比等方面提供显著的改善。因此,期望通过在PET探测器中采用更高速度的电子器件来继续降低定时分辨率,这种努力非常昂贵。

[0004] 下文公开了解决上述问题和其他问题的新的且改进的系统和方法。

发明内容

[0005] 在一个公开的方面,一种成像设备,包括:PET扫描器,其包括辐射探测器和符合电路,所述符合电路用于探测作为定义LOR的511keV伽马射线对的电子-正电子湮灭事件,每个事件具有所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt ;至少一个处理器,其被编程为重建数据集以形成重建的PET图像,所述数据集包括由所述PET扫描器针对感兴趣区域采集的探测到的电子-正电子湮灭事件,其中,所述重建包括使用TOF内核对沿着相应的LOR的所述事件进行TOF定位,所述TOF内核具有取决于 Δt 的位置参数以及在所述感兴趣区域上变化的TOF内核宽度或形状;以及显示设备,其被配置为显示所述重建的PET图像。

[0006] 在另一公开的方面中,提供了一种非瞬态计算机可读介质,其承载用于控制至少一个处理器以执行图像采集方法的软件,所述方法包括:从包括辐射探测器的PET扫描器采集PET发射成像数据,所述PET发射成像数据包括作为定义LOR的511keV伽马射线对的电子-正电子湮灭事件,每个事件具有所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt ;利用至少一个处理器通过将标准TOF内核乘以至少一幅输入图像来生成空间变化TOF内核;利用所述至少一个处理器使用所述空间变化TOF内核来重建所述PET成像数据以生成重建图像;并且利用显示设备来显示所述重建图像。

[0007] 在另一公开的方面中,一种成像设备包括:PET扫描器,其包括辐射探测器和符合电路,所述符合电路用于探测作为定义LOR的511keV伽马射线对的电子-正电子湮灭事件,

每个事件具有所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt ；至少一个处理器，其被编程为重建数据集以形成重建的PET图像，所述数据集包括由所述PET扫描器针对感兴趣区域采集的LOR，其中，所述重建包括使用TOF内核对所述事件进行TOF定位，所述TOF内核具有取决于 Δt 的位置参数以及随着所述事件的采集时间而变化的宽度参数；以及显示设备，其被配置为显示所述重建的PET图像。

[0008] 一个优点在于提供了TOF PET系统，其具有不太严格的定时分辨率要求和改善的有效定时分辨率。例如，使用本文公开的局部修改的TOF (mTOF) 内核的具有600ps定时分辨率的重建的PET图像能够具有与使用未修改的TOF内核的具有300ps定时分辨率的图像的质量相当的质量。

[0009] 另一优点在于提供了利用局部修改的TOF内核重建的PET图像，所述重建的PET图像具有比利用未修改的TOF内核重建的图像更好的定量结果。

[0010] 另一优点在于减少了TOF错误校准的误差。

[0011] 另一优点在于提供了对正在重建的图像的先验信息的系统性考量。

[0012] 另一优点在于提供了局部修改的TOF内核，其能够通过替换TOF内核计算而被容易地插入到任何图像重建算法处理中。

[0013] 另一优点在于，与使用未修改的TOF内核的算法相比，当使用局部修改的TOF内核时，迭代算法更快收敛。

[0014] 给定实施例可以提供前述优点中的零个、一个、两个、更多个或全部优点并且/或者可以提供其他优点，本领域普通技术人员在阅读和理解了本公开内容后，这些优点将会变得明显。

附图说明

[0015] 本公开内容可以采用各种部件和各种部件的布置，以及各个步骤和各个步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的，而不应被解释为限制本发明。

[0016] 图1A和图1B示意性地示出了TOF原理的示范以及本公开内容所解决的某些缺点。

[0017] 图2示意性地示出了正电子发射断层摄影(PET)成像系统。

[0018] 图3以图形方式示出了标准TOF内核和被归一化而使得内核曲线下的面积为1的(根据局部发射密度估计结果)局部修改的TOF内核的示例。

[0019] 图4示出了图2的PET成像系统的示例操作的示例性流程图。

[0020] 图5-10呈现了如本文所描述的模拟和实验结果。

具体实施方式

[0021] 在TOF PET中，PET探测器的定时分辨率足以至少粗略地测量由电子-质子湮灭事件发射的符合对的两个511keV伽马射线的探测结果之间的时间差 Δt 。根据 $\Delta d = c \Delta t$ ，该时间差转换为沿着LOR朝向第一探测事件(或者等效地为远离第二探测事件)的距离，其中，“c”是光速。等中心处的事件具有 $\Delta t = 0$ 。实际上，关于事件时间戳的不确定性意味着 Δt 存在不确定性，因此 Δd 存在不确定性。这种不确定性能够通过高斯定位曲线(或者更一般地为沿着LOR的峰值分布的TOF内核)来表示，所述高斯定位曲线在根据时间戳计算的位置 Δd 处集中(即，具有其平均值)并且具有与时间戳的不确定性相对应的方差。常规地，该方差是

基于探测器速度设置的并且对于所有TOF定位的LOR是恒定的。

[0022] 当前TOF PET成像的另一缺点在于TOF内核的形状对于在图像重建期间处理的所有事件都是相同的。标准TOF内核并不使用关于正在重建的图像的任何信息。随着迭代重建进行收敛,图像内容的置信度会提高,并且TOF内核在整个重建过程中不能也不应是固定的。在图1A中,放射性示踪剂湮灭事件A1沿着LOR L1定位,测量的到达时间差给出最可能的原点X。由于探测器中的定时分辨率有限,因此在重建期间事件的最可能起源是通过高斯加权函数来近似的,最大值位于X处,并且FWHM等于扫描器的定时分辨率。如图1B所示,这种方法并不完美,并且可能会导致某种偏差。从这个简单的示例中能够看出,有两个点源A1(具有三条LOR)和A2(仅具有两条LOR)。由于有限的定时分辨率,在位置X为集中的TOF1内核能够将重建图像强度偏向于位置A2,但实际上,位置A1应该看起来更明亮。然而,这种问题能够通过改善的TOF分辨率来解决,但这会增加硬件成本且仅能达到某个极限。

[0023] 下文认识到可以使用先前信息而基于每个事件来改善TOF定位。捕获基于先前信息的这种改善的定位作为局部修改的TOF内核。其效果是提高了给定TOF PET扫描器的有效TOF分辨率,而无需在探测硬件上进行昂贵的投资。

[0024] 在一些实施例中,如果PET图像的估计结果可用,则这提供了修改TOF内核的基础。具体地,与较低放射性药物浓度的区相比,较高放射性药物浓度的区更可能是电子-正电子湮灭事件的来源。在该实施例中,通过将TOF内核乘以沿着LOR的PET图像估计结果并进行重新归一化来修改TOF内核。PET图像估计结果能够来自各种来源。在一些实施例中,假设迭代PET重建并且用于在当前迭代中修改TOF内核的PET图像估计结果是由紧接在前的迭代生成的PET图像估计结果。如果初始“图像”是均匀图像(大多数迭代图像重建算法的典型起点),则最初不对TOF内核进行修改。

[0025] 在其他实施例中,PET图像估计结果可以是通过将每个事件的TOF内核FWHM设置为零(使得每个探测到的TOF事件转换为空间中的单个点)而生成的图像或者通过粗略重建而快速生成的图像。在另一方法中,CT图像被用作PET图像估计结果,而CT测量X射线吸收而不是放射性药物浓度,这足以识别放射性药物浓度基本为零的患者体外区,并且CT图像可以利用指定了预期放射性药物浓度值的各个区域进行分段。

[0026] 该方法在更快速的迭代收敛和改善的图像质量方面具有显著的优点。本文描述的体模研究表明:通过使用所公开的方法,有效时间分辨率几乎减半(例如,从600ps降至300ps)。

[0027] 参考图2,正电子发射断层摄影(PET)成像设备1包括PET扫描器10,PET扫描器10包括被安装在合适的壳体14中的PET辐射探测器12(或简称为PET探测器)的一个或多个环形环,患者支撑物16被布置为沿着轴向18移动患者,轴向18大致横向于环12的平面进行取向。注意,虽然示意性图2示出了壳体14中的(一个或多个)PET探测器环12,但更典型的情况是,壳体是不透明的并且将在视图中遮挡PET探测器。另外,虽然图示性PET扫描器10是独立设备,但是本文公开的PET重建算法等同地适用于具有PET部件的混合式成像系统,例如,计算机断层摄影(CT)/PET扫描器、超声(US)/PET扫描器或磁共振(MR)/PET扫描器。(在一些这样的实施例中,使用混合式CT/PET、US/PET或MR/PET扫描器提供了PET图像估计结果以用于以空间配准的CT、US或MR图像的形式调整TOF内核)。

[0028] 当用于医学成像时,放射性药物被施予给人类成像对象,并且对象被设置在支撑

物16上并被移入PET环12。放射性药物包括在放射性衰变事件期间产生正电子的放射性同位素，并且在电子-正电子湮灭事件中每个正电子湮灭电子，其输出两个相反方向的511keV伽马射线。PET成像数据由PET探测器12以伽马射线探测事件的形式采集，其可以以列表模式格式存储，其中，每个事件都带有时戳。

[0029] 在图示性图2中，电子数据处理设备20存储和处理PET数据以生成重建图像。图示性电子数据处理设备20是计算机22，例如，服务器计算机、台式计算机、云计算资源等。列表模式数据被存储在列表模式PET数据存储器24（例如，硬盘驱动器、RAID盘、固态驱动器等）中，列表模式PET数据存储器24是设备20的部件或者能由设备20访问。处理器20利用符合探测器26对列表模式数据执行符合探测，以探测沿着响应线（LOR）在时间窗内的511keV伽马射线对，每个事件具有由TOF探测器28探测到的所述对的511keV伽马射线之间的探测时间差 Δt 。还优选对列表模式数据进行滤波以去除大约511keV的能量窗口之外的事件（能量过滤）。所得到的数据在本文中被称为TOF-PET数据，并且包括如下事件：每个事件都具有由时间差 Δt 或其等效物定义的TOF定位。重建处理器30处理TOF-PET数据以生成被存储在图像数据存储器32（例如，硬盘驱动器、RAID盘、固态驱动器等）中的重建的PET图像，图像数据存储器32是设备20的部件或者能由设备20访问。可以由重建处理器30运行各种合适的重建算法。在本文的说明性实施例中，最大似然期望最大化（MLEM）被用作迭代图像重建算法。也可以使用其他迭代重建算法，例如，有序子集期望最大化（OSEM）。还预想到诸如滤波反投影的非迭代重建算法。重建图像可以被显示在显示设备34（例如，工作站、台式计算机、平板电脑、笔记本电脑等的计算机LCD显示部件）上。

[0030] 在TOF-PET数据的图像重建期间，使用TOF内核来捕获沿着LOR的飞行时间定位，所述TOF内核是沿着事件的LOR的峰值（并且优选为归一化）分布，其在由 Δt 指示的位置处具有峰值（即，从LOR的中心偏离 $\Delta d = c \Delta t$ 的量，其中，“c”是光速，并且 Δt 和 Δd 是有符号的量）。在典型的TOF-PET重建中，TOF内核是高斯分布，但是也预想到其他峰值分布。TOF内核的宽度（例如由半高全宽或FWHM表示，或者更具体地由高斯TOF内核的情况下方差或标准偏差来表示）捕获TOF定位中的不确定性。TOF定位不确定性的主要来源是PET探测器的时间分辨率，并且通常基于PET探测器的时间分辨率对所有LOR均匀地设置TOF内核宽度。

[0031] 如本文所公开的，通过用如下宽度参数替换TOF内核的宽度参数的这个常规均匀值能够获得显著改善的图像重建：该宽度参数的值在由TOF-PET成像数据成像的感兴趣区域上变化。为此，TOF内核调整器36基于空间位置（例如基于针对特定LOR的TOF内核的峰值的空间位置）来调整TOF内核宽度或形状。在一些实施例中，TOF内核调整器36基于输入图像38进行调整，输入图像38被预期为提供感兴趣区域中的放射性药物浓度的（可能是粗略的）估计结果。该方法基于以下理由：与较低放射性药物浓度的区相比，较高放射性药物浓度的区更可能是电子-正电子湮灭的来源。

[0032] 在下文中，描述了可以由重建处理器30实施的重建算法的一些图示性实施例。在一个实施例中，重建处理器30被编程为重建数据集以形成重建的PET图像，该数据集包括由PET扫描器针对感兴趣区域采集的事件。如本文中所使用的，术语“感兴趣区域”（及其变体）是指包括对象的肿瘤、病灶或其他组织或一些其他待成像对象的体积或区（例如，切片），PET扫描器10从所述感兴趣区域中收集成像数据。

[0033] 在一些示例中，由重建处理器30执行的重建包括使用TOF内核（在图2中未示出）对

LOR进行TOF定位,该TOF内核具有取决于 Δt 的位置参数(即,高度)和在感兴趣区域上变化的宽度或形状。例如,TOF内核可以是高斯分布,并且宽度参数是高斯分布的方差,但是也可以使用另一峰值分布来代替图示性高斯分布。

[0034] 图3示出了高斯TOF内核的示例。标记为“A”的曲线是沿着LOR或者与LOR相交(在交点处探测到事件)的通过(归一化的)放射性示踪剂发射分布估计结果的输入图像的特征曲线。输入图像是用于调整TOF内核宽度或形状的图像(在图3的示例中要调整形状)。标记为“B”的曲线是标准TOF内核,其在该示例中是高斯分布。标记为“C”的曲线是通过将标准TOF内核(曲线B)乘以沿着LOR采样的输入图像(曲线A)而获得的局部修改的(经调整的)TOF($mTOF$)内核。在数学上,这能够被表示为针对LOR j 计算 $mTOF$ 内核的形状,所述 $mTOF$ 内核的所述形状与 $H_{ij}^{mTOF} = H_{ij}^{TOF} \cdot f_i$ 成比例,其中, H_{ij}^{TOF} 是沿着LOR j 的位置 i 处的包含标准TOF内核的值的重建算法的系统矩阵,并且 f_i 是位置 i 处的至少一幅输入图像的值。如果期望较弱(即,更松弛)的调整,则这能够被表示为 $H_{ij}^{mTOF} = H_{ij}^{TOF} \cdot (1 - b) + H_{ij}^{TOF} \cdot f_i \cdot b$,其中, b 是调整加权参数,其中, $0 \leq b \leq 1$ 。 $(b=0$ 的极限情况恢复到标准的未修改的TOF内核 H_{ij}^{TOF})。

[0035] 如图3所示,沿着曲线“A”探测到的事件的测量(即,标称)位置略微位于沿着LOR的图像中的高峰的右侧。曲线“B”对应于300ps的定时分辨率,最大值归一化为1。如果没有其他信息,则曲线“B”(即,标准TOF内核)假设事件发生的位置遵循高斯分布。由于沿着LOR的图像内容是已知的并且测量位置的左侧具有较高的活动且测量位置的右侧具有较低的活动,因此估计事件具有源自较高活动区域的较大机会,如曲线“C”所表示的。当在重建中应用时,曲线B和C的区各自归一化为1,曲线C(即,局部修改的TOF内核)与曲线B(即,标准TOF内核)相比具有更高的左侧值和更低的右侧值。

[0036] 图4示出了重建处理器30的操作的方法40的示例性流程图。方法40包括:生成图像估计结果42;任选地对采样图像44进行平滑化;沿着事件46的LOR对感兴趣区域的一幅或多幅图像进行采样;使用至少一个图像估计结果来计算感兴趣区域上的标准TOF内核的空间变化以获得局部修改的TOF内核48;对局部修改的TOF内核50进行归一化;在TOF重建算法中使用经归一化的局部修改的TOF内核来创建重建图像52;使用重建图像作为图像估计结果54来重复42-50;并且显示重建图像56。

[0037] 在42处,生成图像估计结果。例如,一幅或多幅输入图像能够是图像估计结果。

[0038] 在步骤44处,任选地对采样图像进行平滑化和/或归一化。例如,使用任何合适的边缘保留算法或任何合适的滤波器(例如,中值滤波器)对图像进行平滑化。在一些情况下,也能够以其他方式预处理输入图像。能够使用重建处理器30来运行平滑滤波器和/或算法。

[0039] 在步骤46处,沿着由重建处理器30从PET扫描器10接收或采集的TOF-PET数据集的每个事件的LOR对将要用于局部调整TOF内核的兴趣区域的输入图像进行采样。这些采样图像能够被称为“先前图像”或“输入图像”。能够以各种方式获得输入图像。例如,输入图像可以是先前生成的重建图像。在该示例中,执行迭代图像重建操作。在初始迭代中,标准TOF内核可以用于重建第一图像,并且在后面的迭代中,局部修改的TOF内核能够用于重建后续图像,其中,局部TOF修改使用来自先前迭代的重建图像估计结果作为用于局部调整TOF内

核的输入图像,如将参考图3所描述的那样。将意识到,能够在每一次迭代时更新经修改的TOF内核,例如使用在前一次迭代中生成的重建图像估计结果来更新经修改的TOF内核。

[0040] 在其他示例中,能够使用快速算法生成(例如,分析算法,例如,三维傅立叶反投影(3D-FRP)、滤波反投影(FBP)等)或其他迭代算法(例如,行操作最大似然算法(RAMLA)等)来生成用于局部调整TOF内核的输入图像。在另外的示例中,能够通过以下操作根据TOF-PET数据集生成输入图像:将每个事件视为时间分辨率完全为0,或者等效地,将TOF内核视为狄拉克的 δ 函数(即,使用纯粹基于 $\Delta d = c \Delta t$ 偏移的最可能位置)。在又一示例中,能够使用根据先前研究创建的,但修改(即,扭曲)到当前图像空间的图像来生成输入图像。在其他示例中,能够使用基于相同的PET/CT研究时期中的CT图像的模拟PET图像来生成输入图像。将意识到,可以使用任何其他合适的生成输入图像的机制。

[0041] 在步骤48处,使用经平滑化的图像来计算TOF内核在感兴趣区域上的空间变化以获得局部修改的TOF内核。在一些实施例中,重建处理器30被编程为使用至少一幅输入图像来计算TOF内核在感兴趣区域上的宽度或形状的空间变化。例如,重建处理器30被编程为使用输入图像来针对每条LOR计算TOF内核的形状的空间变化。为此,重建处理器30被编程为将沿着LOR的TOF内核乘以输入图像。TOF内核与输入图像的这种相乘会产生局部修改的TOF内核形状。

[0042] 在步骤50处,对局部修改的TOF内核进行归一化。

[0043] 在步骤52处,在TOF重建算法中使用经归一化的局部修改的TOF内核来创建重建图像。换句话说,由重建处理器30使用空间变化TOF内核来重建PET成像数据以生成重建图像。例如,使用迭代最大似然期望最大化(MLEM)算法的图像重建对于每次迭代采用以下从迭代n处的图像 $f(n)$ 到迭代n+1处的图像 $f(n+1)$ 的更新。:

$$[0044] f_i(n+1) = \frac{f_i(n)}{s_i} * \sum_{j \in f_i} H_{ij}^{mTOF}(n) * \frac{g_j}{\sum_{i \in g_j} H_{ji}^{mTOF} * f_i(n) + Corr_j}$$

[0045] 其中, $j \in f_i$ 上的求和指示对图像体素 f_i 有贡献(即,交叉)的所有LOR g_j 的求和。上述迭代更新类似于常规的MLEM,但是用由 $H_{ij}^{mTOF}(n) = H_{ij}^{TOF} * f_i(n)$ 给出的经调整的局部修改的TOF内核替换了系统矩阵 $H_{ij}^{TOF}, H_{ji}^{TOF}$ 中包含的常规空间不变TOF内核。这里, $f_i(n)$ 是输入图像,在这种情况下,该输入图像是来自紧接在前的迭代n的重建的PET图像估计结果。替代地,如果希望应用较不激进的局部修改,则能够将松弛调整实施为 $H_{ij}^{mTOF}(n) = H_{ij}^{TOF}(1 - b) + H_{ij}^{TOF} * f_i(n) * b$ 作为沿着LOR j 的经修改的前向和后向投影TOF算子。

参数b是在 $0 \leq b \leq 1$ 的范围内的加权参数。另外,Corr_j是任选的数据校正因子; s_i 是灵敏度矩阵; g_j 是由j索引的测量的LOR;并且 $f_i(n)$ 是在迭代n处在体素i处的输入图像的标量值。将意识到,这种实施方式仅需要在迭代MLEM更新中用 $H_{ij}^{mTOF}(n)$ 中的经调整的(空间修改的)TOF内核替换 H_{ij}^{TOF} 中的标准(空间不变)TOF内核。

[0046] 在第一次迭代中, $H^{mTOF}(0)$ 简单地等于标准空间不变量(例如基于PET探测器的测量时间分辨率) H^{TOF} ,因为期望最大化算法通常从均匀图像估计结果 $f(0) = 1$ 开始。经调整的

TOF内核 H^{mTOF} 的内容或结构能够考虑PET扫描器10的标称TOF分辨率、PET扫描器的空间分辨率、输入图像的噪声水平等。

[0047] 在步骤54处,使用(在52处生成的)重建图像作为(在42处的)图像估计结果来重复42-52。在该实施例中,重建是迭代重建,并且使用来自先前迭代的重建图像作为至少一幅输入图像对迭代重建的迭代执行调整。

[0048] 在56处,在显示器34上显示(一幅或多幅)重建图像。以这种方式,医学专业人员(例如,医生、护士、技术人员等)能够查看重建图像。

[0049] 在一些实施例中,在图像重建之前将列表模式事件转换到正弦图中(即,将方向相似的事件分组并平均化到具有添加的分箱维度的正弦图分箱中以保持TOF信息)。根据正弦图的图像重建通常更快,因为不需要单独处理每个列表模式事件。有利地,所提出的TOF内核修改也能够应用于正弦图的TOF分箱,其目的是校正与TOF正弦图重新分箱相关联的TOF分辨率的损失。

[0050] 尽管关于使经标准化的TOF内核的宽度参数发生空间变化以产生局部修改的TOF内核来描述方法40,但是将意识到,也可以预想到其他实施例。例如,TOF内核能够随时间进行调整,而不是在空间上进行调整。在一个实施例中,宽度参数能够随着PET辐射探测器12随时间的温度变化而变化。该温度变化转化为时间分辨率的变化,其能够通过适当调整高斯TOF内核的方差来捕获。

[0051] 模拟结果

[0052] 如图5所示,执行2D模拟。所有图像的尺寸均为 256×256 ,并且像素的尺寸为 $2 \times 2\text{mm}^2$ 。为了判断图像质量,使用重建图像与理想(真实)图像之间的平均绝对误差(MAE),其中,理想图像是缩放体模(按总计数缩放)。如图5所示,在顶行上示出了体模图像,假设定时分辨率为600ps。中间一行示出了输入图像,从左到右依次为:(左侧)使用8函数形状的TOF内核创建-最可能的位置(即,假设每个事件的起源从其LOR中点偏移 $\Delta d = c \Delta t$);(中间)使用简单的反投影创建;(右侧)使用基于TOF的反投影创建。底行示出了使用中间行中的图像作为输入图像,使用局部修改的TOF内核重建的图像。当比较中间行和底行时,图像质量的改善非常明显。

[0053] 如图6所示,平均绝对误差(MAE)被估计为针对两个选项的定时分辨率的函数:在反投影中使用标准TOF内核(tofbp)来重建图像(在图6中标记为“A”),并且使用局部修改的TOF内核和tofbp作为先前图像(bayestofbp)来重建图像(在图6中标记为“B”)。如图6所示,用于600ps的分辨率的局部修改的TOF内核的MAE与使用标准TOF内核以300ps的分辨率重建的图像大致相同。类似的关系也适用于400对200ps的分辨率,这表明局部修改的TOF内核对定时分辨率的要求不那么严格。

[0054] 如图7所示,使用利用局部修改的TOF内核重建的图像作为下一次迭代的先验知识来重复MAE过程。图7表明,随着迭代次数增加,MAE迅速减少。最终的稳定MAE与当定时分辨率大约为150ps(但只有一次迭代)时的情况相同。

[0055] 图8示出了当迭代次数增加(600ps)时的重建图像。如图8所示(从上到下,从左到右),迭代次数为0(与使用标准TOF内核的反投影相同)、1、2、4、6、8、10、19。很明显,图像质量得到改善。通过将重建图像的中间行值与体模(理想)图像的中间行值进行比较来进一步评估图像质量(如图9和图10所示)。

[0056] 图9示出了通过使用各种内核和算法重建的图像的中间行的特征曲线。如图9所示,该标绘图对应于图5中示出的图像。

[0057] 图10表明,随着迭代次数增加,沿着通过图像的中线的特征曲线越来越接近真实情况。

[0058] 返回参考图2,PET扫描器10能够包括图像生成系统领域中已知的部件。在一个示例中,PET扫描器10、计算机22、重建处理器30和显示器34均包括存储器。如本文中所使用的,存储器包括以下项中的一种或多种:非瞬态计算机可读介质;磁盘或其他磁性存储介质;光盘或其他光学存储介质;随机存取存储器(RAM),只读存储器(ROM)或其他电子存储器设备或者芯片或操作性互连芯片组。如本文中所使用的,PET扫描器10能够包括通信网络(未示出),该通信网络包括互联网/内联网服务器,可以经由互联网/内联网或局域网从互联网/内联网服务器取回所有存储的指令等。另外,如本文中所使用的,重建处理器30包括以下项中的一种或多种:微处理器、微控制器、图形处理单元(GPU)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)等。在另外的示例中,计算机22能够包括用户输入设备,所述用户输入设备包括以下项中的一种或多种:鼠标、键盘、触摸屏显示器、一个或多个按钮、一个或多个开关、一个或多个切换设备等。在另一示例中,计算机22能够包括具有一个或多个存储器的数据库。在另外的示例中,PET扫描器10能够与存储图像的放射信息系统(RIS)和/或图片存档与通信系统(PACS)通信。在另外的示例中,显示器包括以下项中的一种或多种:LCD显示器、LED显示器、等离子体显示器、投影显示器、触摸屏显示器等,包括这些显示器的3D功能版本。在另外的示例中,显示器34、重建处理器30、计算机22和PET扫描器10均包括通信单元和/或至少一条系统总线。通信单元为对应的处理器提供到至少一个通信网络(例如,无线网络)的接口。系统总线允许在部件的子部件之间交换数据。子部件包括处理器、存储器、传感器、显示设备、通信单元等。另外,重建处理器30能够包括一个或多个处理器。

[0059] 已经参考优选实施例描述了本公开内容。他人在阅读和理解前面的具体描述的情况下可以想到修改和替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和替代,只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围内。

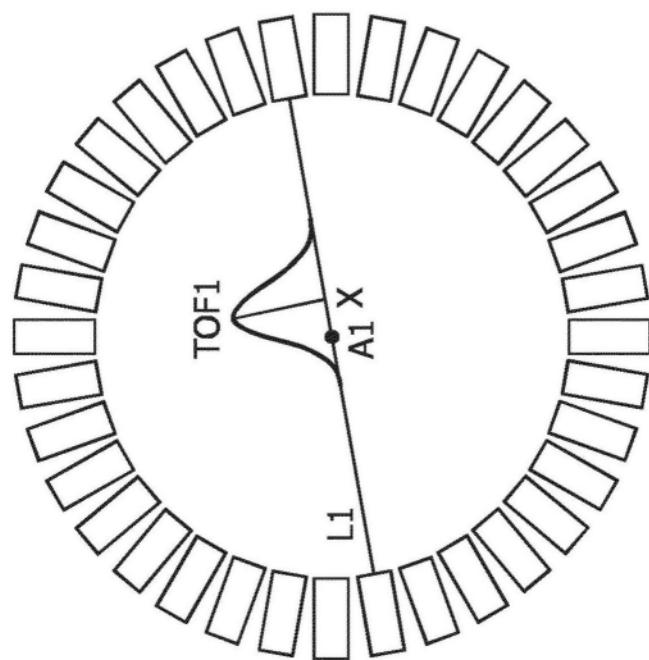


图1A

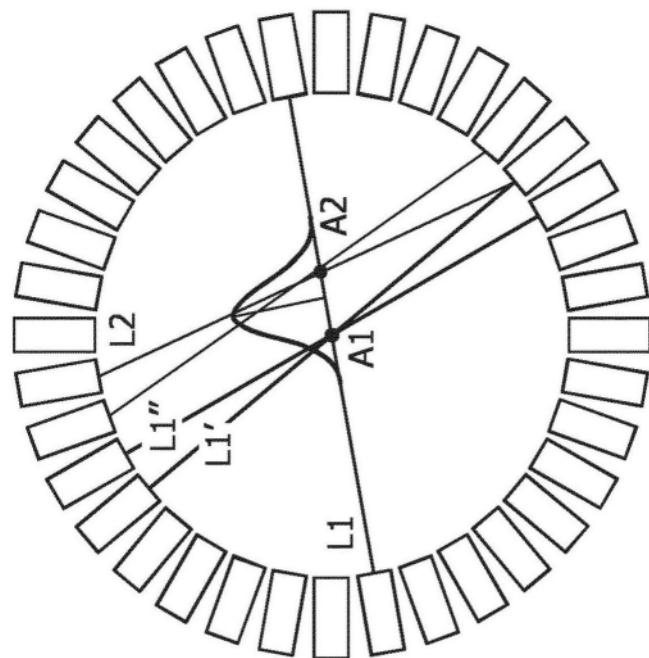


图1B

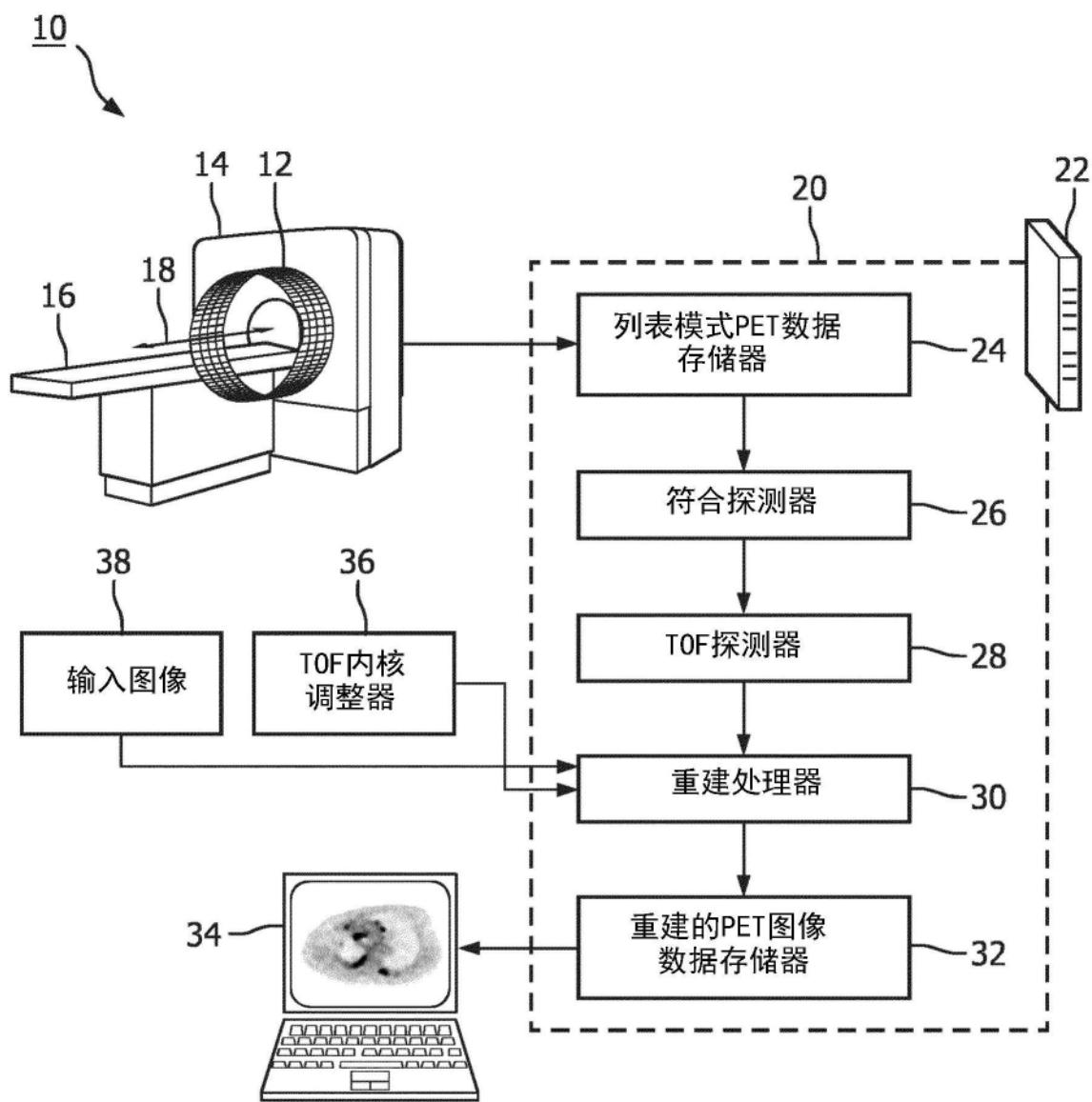


图2

1.2 标准TOF内核和经修改的TOF内核

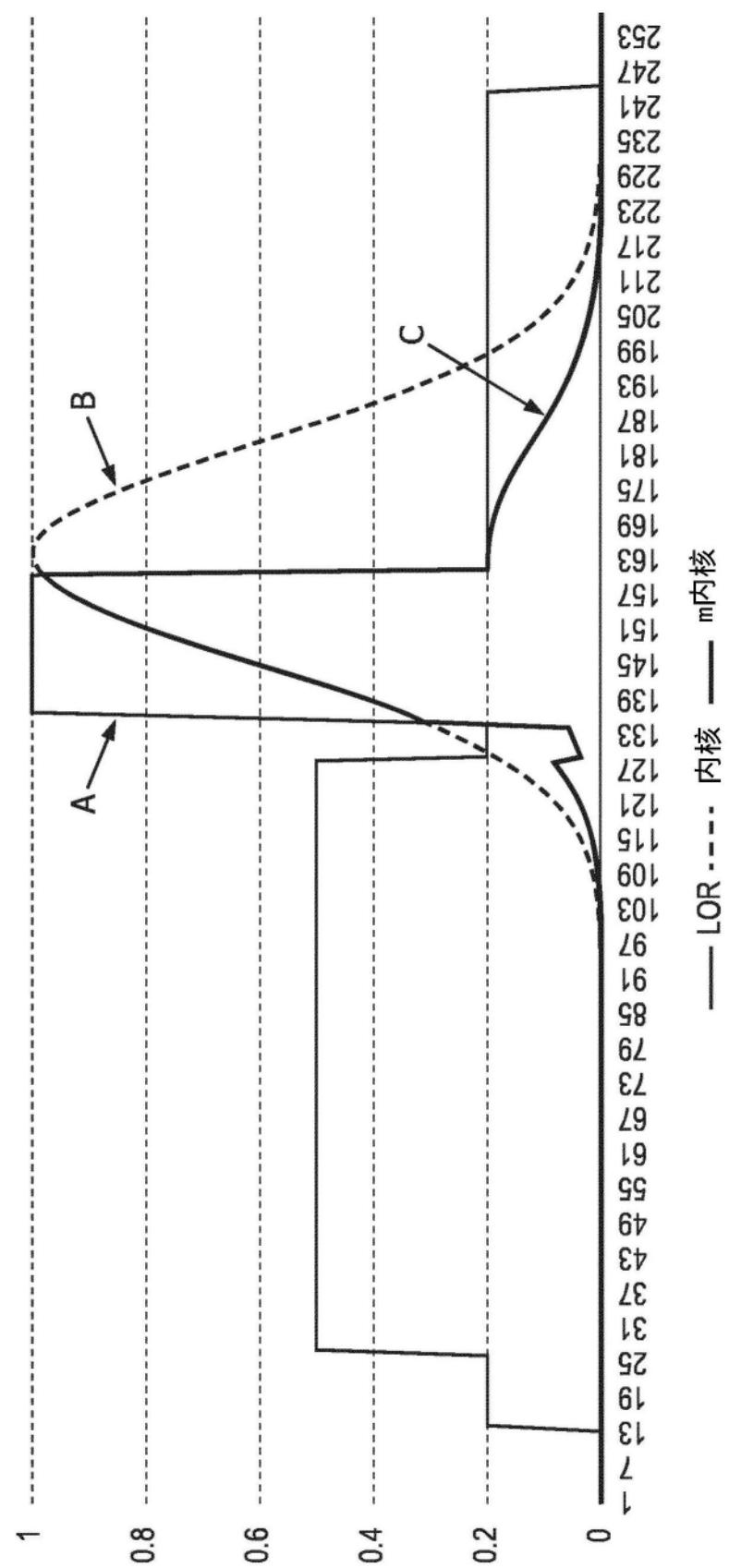


图3

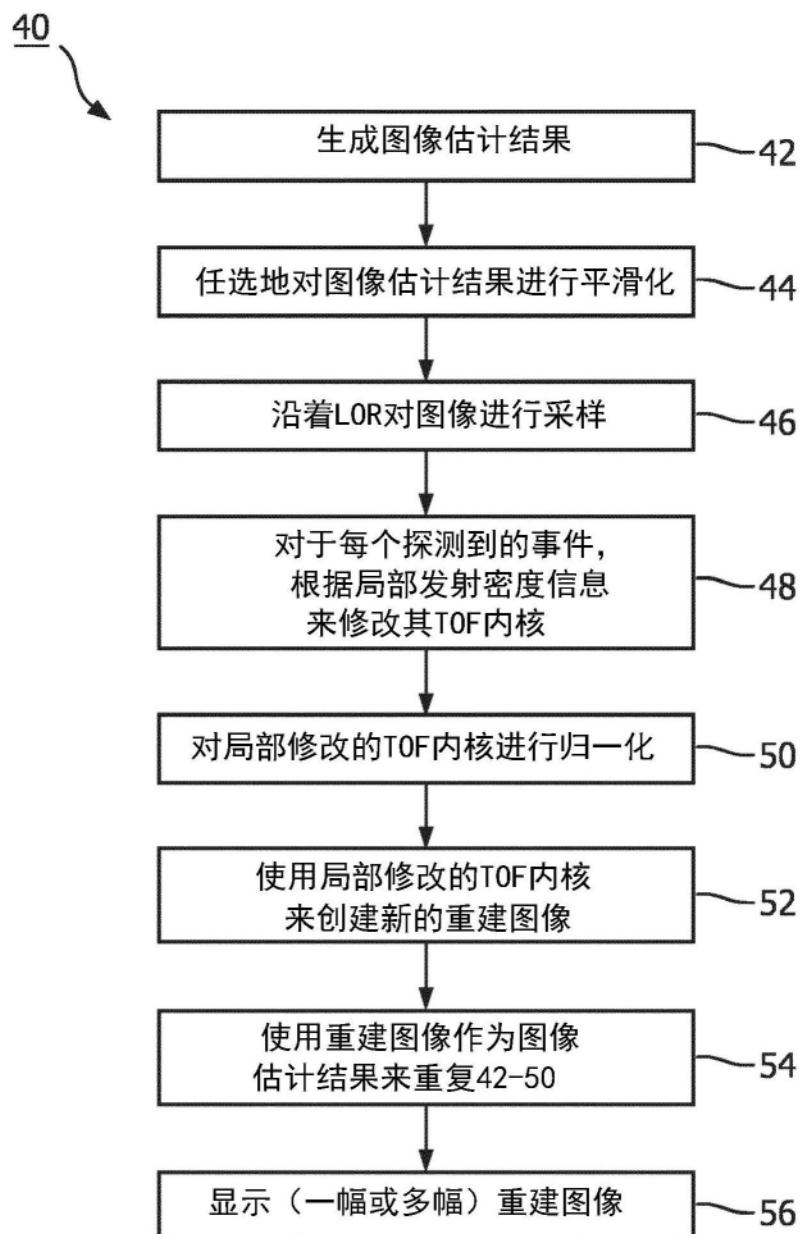


图4

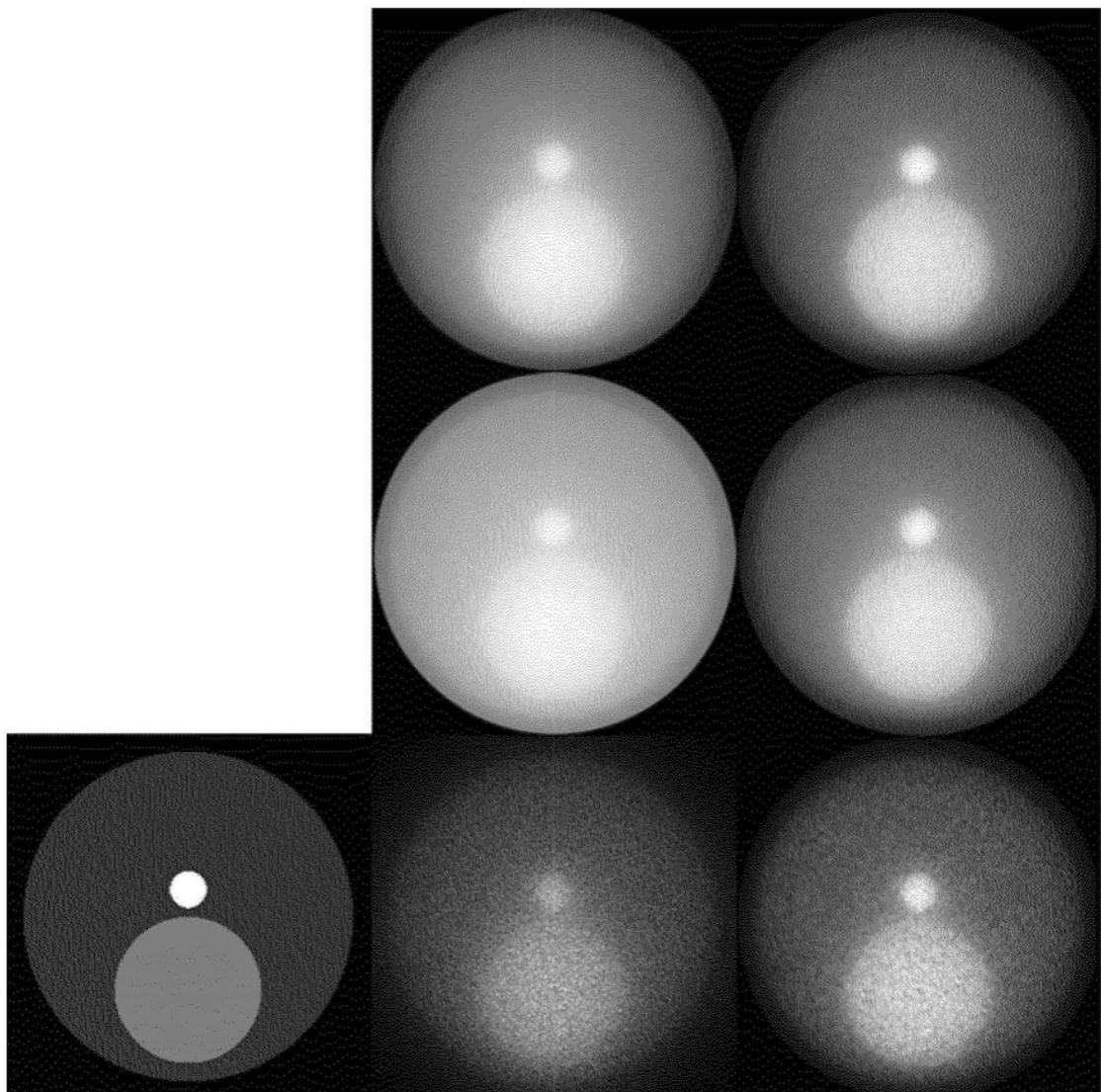


图5

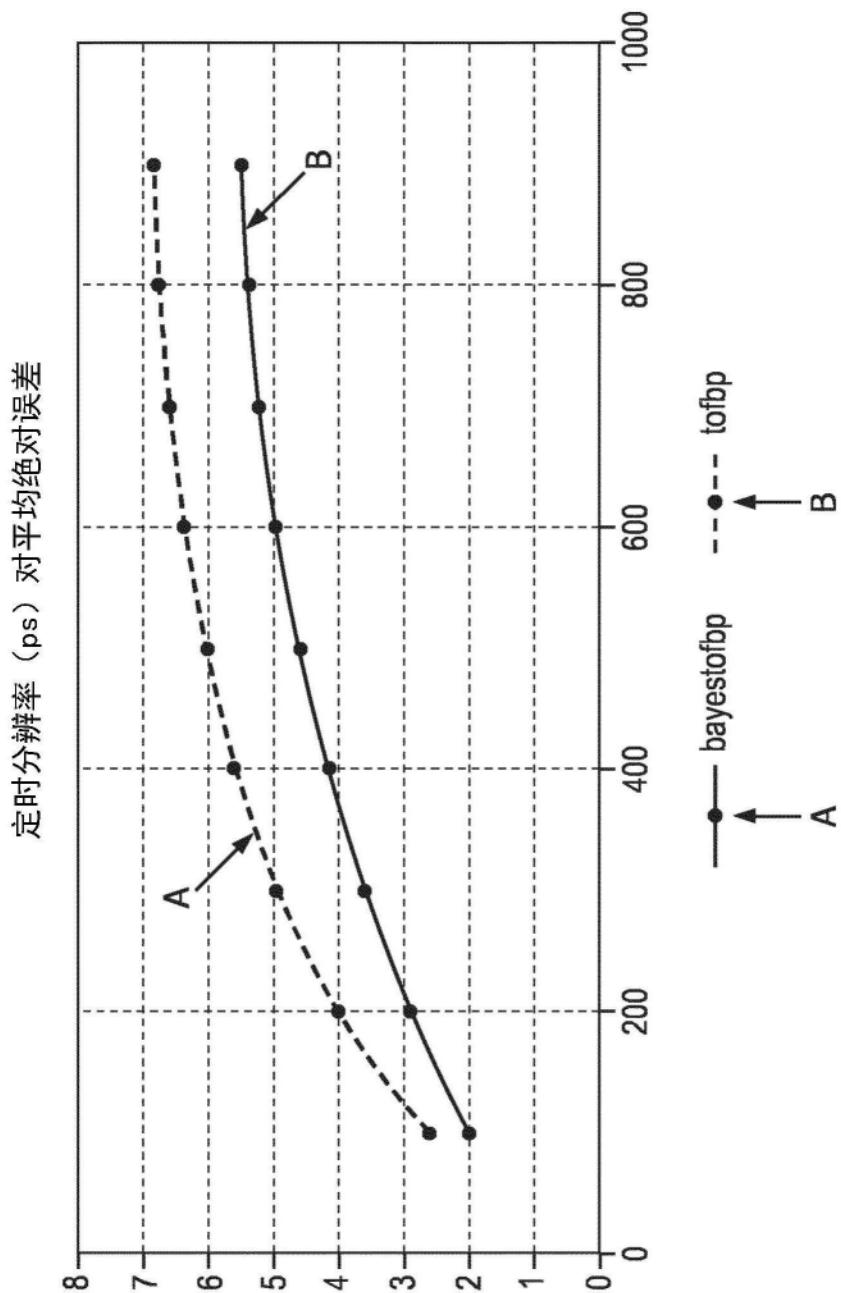


图6

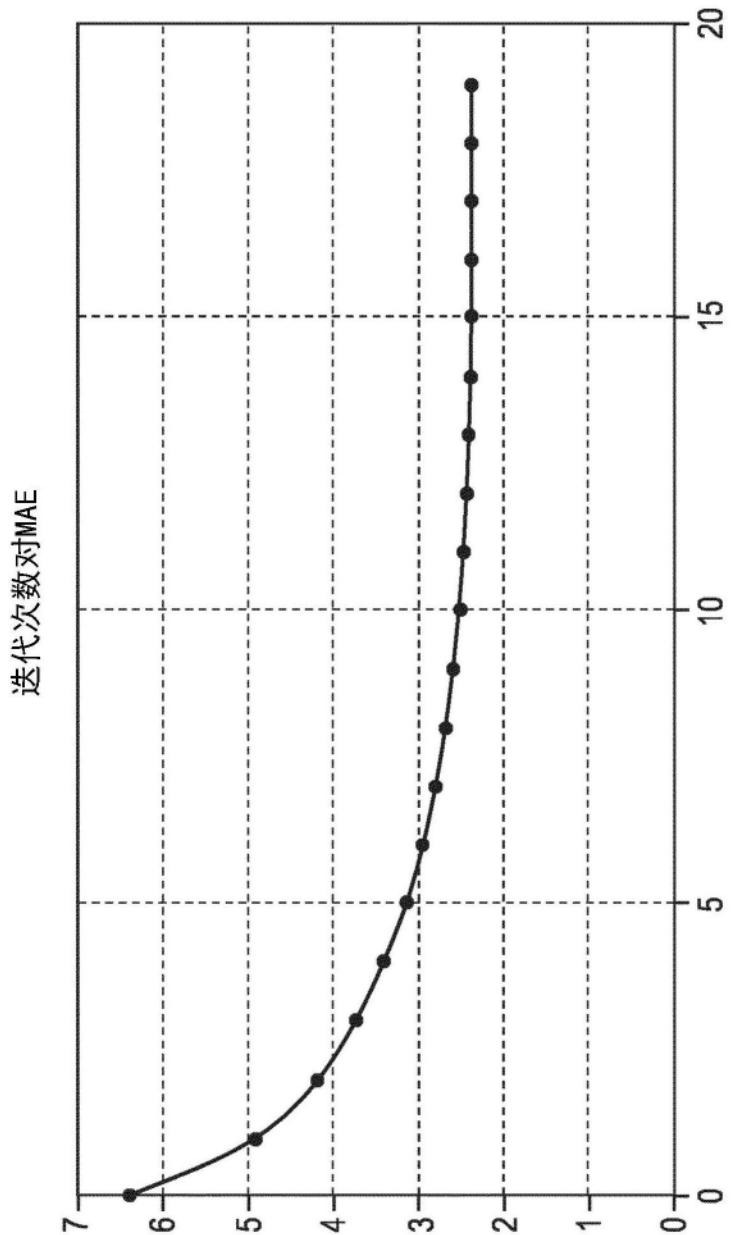


图7

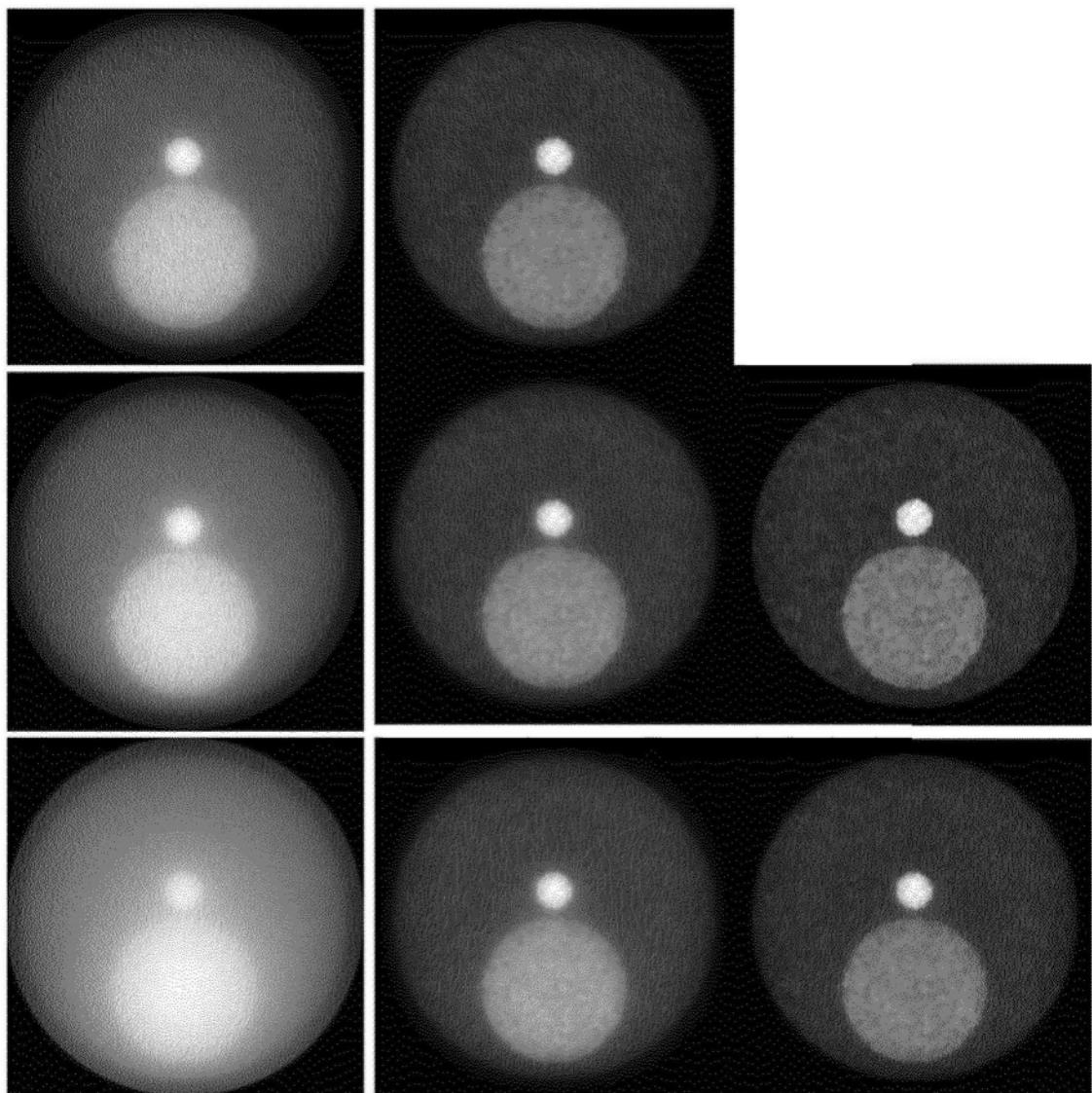


图8

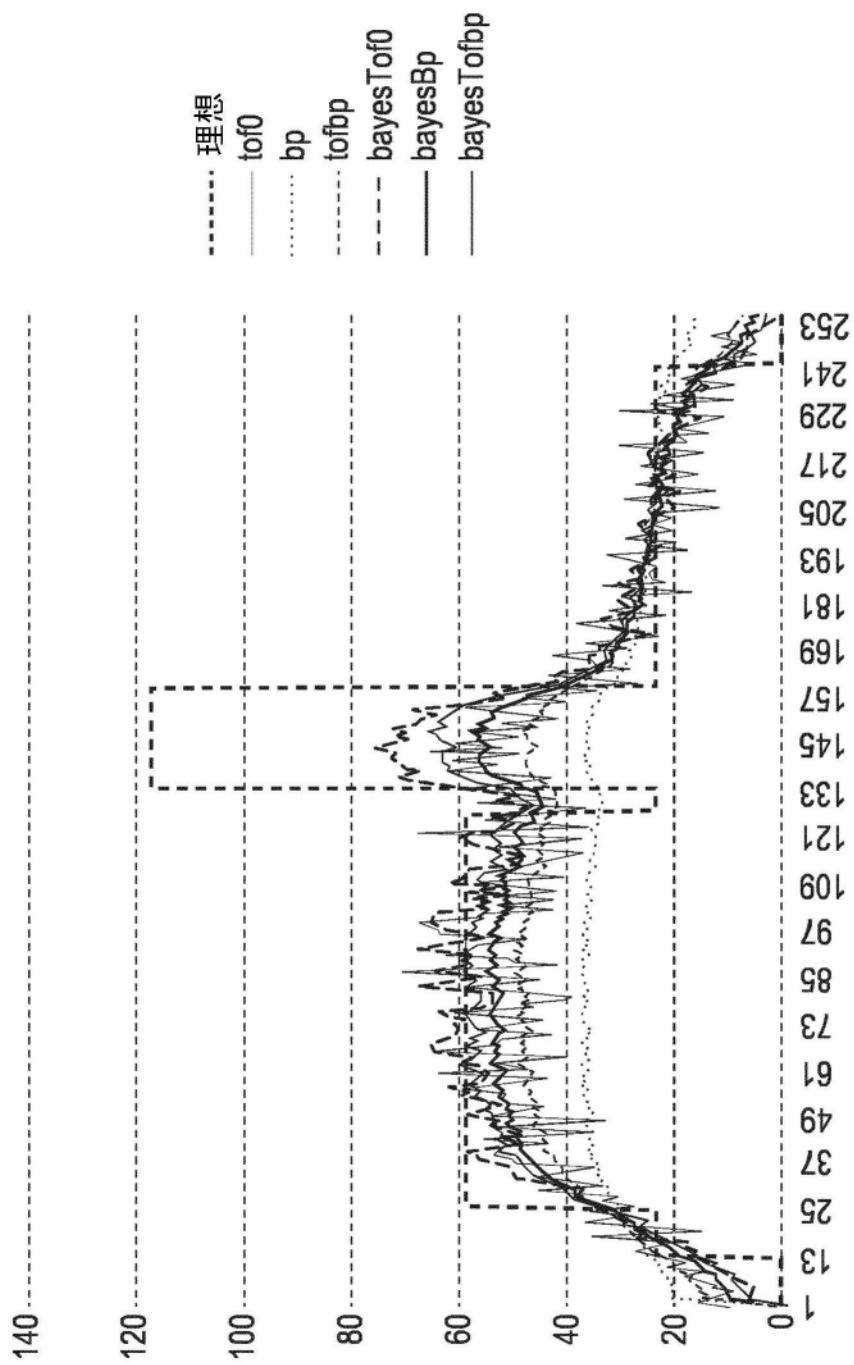


图9

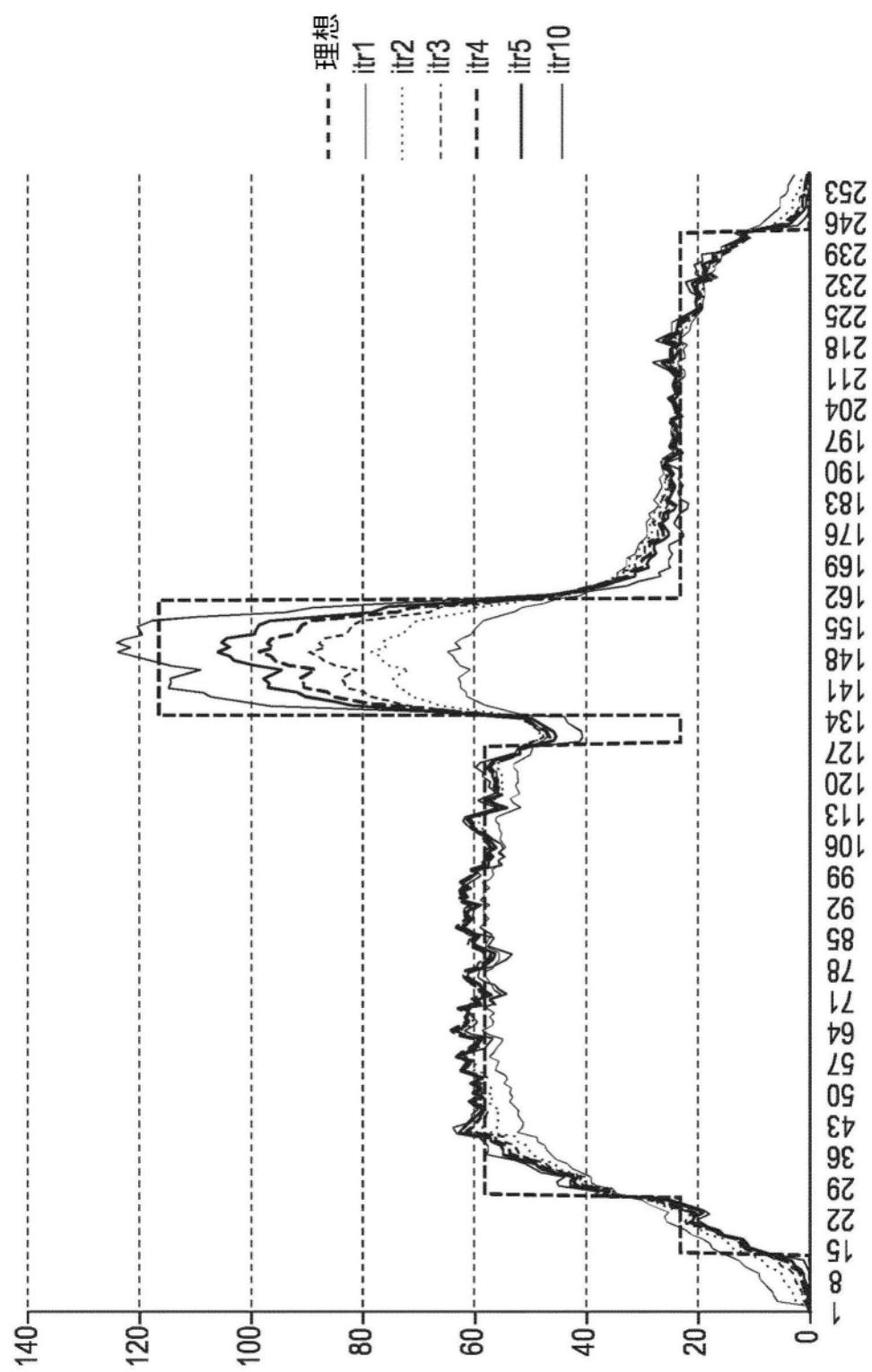


图10