



(10) 授权公告号 CN 113039582 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 28

(21) 申请号 201980075271.4

(22) 申请日 2019.11.15

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113039582 A

(43) 申请公布日 2021.06.25

(30) 优先权数据
62/768,131 2018.11.16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.05.14

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/081515 2019.11.15

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/099649 EN 2020.05.22

(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 A·安德烈耶夫 宋犀云
R·M·曼耶沙瓦尔

(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 孟杰雄

(51) Int.Cl.
G06T 11/00 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2017103551 A1, 2017.04.13
US 2006081784 A1, 2006.04.20
US 2015117733 A1, 2015.04.30
US 2016174919 A1, 2016.06.23
US 2016225169 A1, 2016.08.04
US 2017061629 A1, 2017.03.02

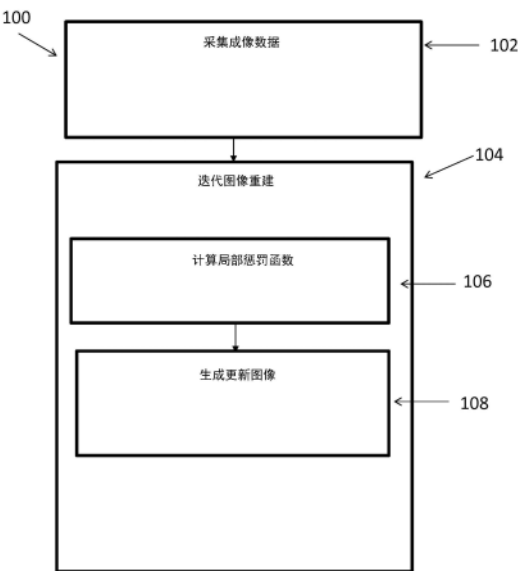
审查员 刘亚芳
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于成像的系统、方法和非瞬态计算机可读介质

(57) 摘要

一种存储能够由工作站 (18) 读取和执行的指令的非瞬态计算机可读介质,所述工作站包括至少一个电子处理器 (20) 以执行成像方法 (100)。该方法包括:针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上接收成像数据,其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积 (k) 和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积 (k) 交叠的后继体积 (k+1);并且使用迭代图像重建过程来生成所述体积 (k) 的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:计算用于抑制所述体积 (k) 上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值;使用来自所述体积 (k) 的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积 (k) 的更新图像。



1. 一种存储能够由工作站 (18) 读取和执行的指令的非瞬态计算机可读介质, 所述工作站包括至少一个电子处理器 (20) 以执行成像方法 (100), 所述方法包括:

针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上接收成像数据, 其中, 相邻帧沿着所述轴向方向交叠, 其中, 所述帧至少包括体积k和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积k交叠的后继体积k+1; 并且

使用迭代图像重建过程来生成所述体积k的图像, 其中, 所述迭代图像重建过程的迭代包括:

计算用于抑制所述体积k上的噪声的局部惩罚函数, 包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值, 所述局部惩罚函数取决于穿过被惩罚的体素的总符合计数, 并且所述局部惩罚函数的所述值在所述交叠区域中减小补偿穿过在所述后继体积k+1中惩罚的所述体素的所述总符合计数的量;

使用来自所述体积k的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积k的更新图像。

2. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质, 其中, 所述局部惩罚函数取决于PET成像设备 (12) 的局部几何灵敏度, 并且所述局部惩罚函数的所述值在所述交叠区域中减小补偿由于所述体积k的轴向截断而造成的几何灵敏度损失的量。

3. 根据权利要求2所述的非瞬态计算机可读介质, 其中, 所述局部惩罚函数取决于

$$\gamma_i^{\text{联合}} = \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot (s_{i,k} + s_{i,k+1})},$$

其中, γ 是所述局部惩罚函数的边缘保留参数, i 索引体素, $\lambda_{i,k}^n$ 是在所述体积k的迭代重建中的所述体素i的所述值, 具体地是在该迭代重建n的所述更新图像n中的所述体素i的所述值, $s_{i,k}$ 是当在所述体积k上采集数据时所述PET成像设备 (12) 对所述体素i的所述几何灵敏度, 并且 $s_{i,k+1}$ 是当在所述体积k+1上采集数据时所述PET成像设备 (12) 对所述体素i的所述几何灵敏度。

4. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质, 其中, 所述惩罚函数取决于

$$\gamma_i = \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot C_{i,k}},$$

其中, γ 是所述局部惩罚函数的边缘保留参数, i 索引体素, $\lambda_{i,k}^n$ 是在所述体积k的迭代重建中的所述体素i的所述值, 具体地是在该迭代重建n的所述更新图像n中的所述体素i的所述值; $C_{i,k}$ 是数据集中针对LOR穿过所述体素i的体积k的床位置的符合事件的计数。

5. 根据权利要求2所述的非瞬态计算机可读介质, 其中, 所述PET成像设备 (12) 是飞行时间成像设备, 并且

所述惩罚函数取决于 $\gamma_i = \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot \sum_{v=1}^{C_{i,k}} w_v}$, 其中, γ 是所述局部惩罚函数的边缘保留

参数, i 索引体素, $\lambda_{i,k}^n$ 是在所述体积k的迭代重建中的所述体素i的所述值, 具体地是在该迭代重建n的所述更新图像n中的所述体素i的所述值; $C_{i,k}$ 是数据集中针对其LOR穿过所述

体素i的体积k的床位置的符合事件的计数;并且索引v遍历所述数据集中针对LOR穿过所述体素i的床位置k的 $C_{i,k}$ 个符合计数,并且 w_v 是由v索引的所述计数源自于所述体素i的飞行时间概率。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述重建包括:与所述成像数据的其他体积k分开地将所述成像数据的所述体积k重建为重建图像。

7. 根据权利要求1-5中的任一项所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述重建包括:将来自所述成像数据中的所述体积k的计数的数量组合到总体积中;并且将所述总体积重建为重建图像。

8. 根据权利要求2所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述局部惩罚函数取决于

$$\gamma_i^{\text{联合}} = \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot (s_{i,k} + s_{i,k+1})},$$

其中, γ 是所述局部惩罚函数的边缘保留参数,i索引体素, $\lambda_{i,k}^n$ 是在所述体积k的迭代重建中的所述体素i的所述值,具体地是在该迭代重建n的所述更新图像n中的所述体素i的所述值, $s_{i,k}$ 是当在所述体积k上采集数据时所述PET成像设备(12)对所述体素i的所述几何灵敏度,并且 $s_{i,k+1}$ 是当在所述体积k+1上采集数据时所述PET成像设备(12)对所述体素i的所述几何灵敏度。

9. 根据权利要求1-5和8中的任一项所述的非瞬态计算机可读介质,其中,基于针对所述体积k与所述后继体积k+1的相应采集时间的比率来缩放所述交叠区域中的所述局部惩罚函数的所述值的所述减小。

10. 一种成像系统(10),包括:

正电子发射断层摄影(PET)成像设备(12);以及

至少一个电子处理器(20),其被编程为:

针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上接收成像数据,其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积k和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积k交叠的后继体积k+1;并且

使用迭代图像重建过程来生成所述体积k的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:

计算用于抑制所述体积k上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值,所述局部惩罚函数取决于穿过被惩罚的体素的总符合计数,并且所述局部惩罚函数的值在所述交叠区域中减小补偿穿过在所述后继体积k+1中惩罚的所述体素的所述总符合计数的量;

使用来自所述体积k的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积k的更新图像;

其中,所述重建包括:

将来自所述成像数据中的所述体积k的计数的数量组合到总体积中;并且

将所述总体积重建为重建图像。

11. 一种针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上对成像数据执行的成像方法(100),其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积k和沿着所述轴向方向至少

部分地与所述体积k交叠的后继体积k+1,所述方法包括:

使用迭代图像重建过程来生成所述体积k的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:

计算用于抑制所述体积k上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值,所述局部惩罚函数取决于PET成像设备的局部几何灵敏度,并且所述局部惩罚函数的值在所述交叠区域中减小补偿由于所述体积k的轴向截断而造成的几何灵敏度损失的量;

使用来自所述体积k的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积k的更新图像;

其中,所述重建包括:

与所述成像数据的其他体积k分开地将所述成像数据的所述体积k重建为重建图像。

12.根据权利要求11所述的成像方法(100),其中,所述局部惩罚函数取决于

$$\gamma_i^{\text{联合}} = \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot (s_{i,k} + s_{i,k+1})},$$

其中, γ 是所述局部惩罚函数的边缘保留参数,i索引体素, $\lambda_{i,k}^n$ 是在所述体积k的迭代重建中的所述体素i的所述值,具体地是在该迭代重建n的所述更新图像n中的所述体素i的所述值, $s_{i,k}$ 是当在所述体积k上采集数据时所述PET成像设备(12)对所述体素i的所述几何灵敏度,并且 $s_{i,k+1}$ 是当在所述体积k+1上采集数据时所述PET成像设备(12)对所述体素i的所述几何灵敏度。

13.根据权利要求11和12中的任一项所述的成像方法(100),其中,基于针对所述体积k与所述后继体积k+1的相应采集时间的比率来缩放所述交叠区域中的所述局部惩罚函数的所述值的所述减小。

14.一种针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上对成像数据执行的成像方法(200),其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积k和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积k交叠的后继体积k+1,所述方法包括:

使用迭代图像重建过程来生成所述体积k的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:

使用两个或更多个门相位和在所述门相位中检测到的运动利用呼吸门控来调节所述成像数据;

计算用于抑制所述体积k上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值;

使用来自所述体积k的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积k的更新图像。

15.根据权利要求14所述的方法(200),其中,所述调节是根据以下等式来执行的:

$$\gamma_{i,k}^{\text{联合}} = \sqrt{f_{i,k}(s_i + s_{i+\Delta r})},$$

其中, γ 是边缘保留参数,i是体素,f是所述体素的灰度值,s是穿过所述体素的几何灵敏度,并且 Δr 是两个门相位 φ_k 与 φ_{k+1} 之间的运动向量。

用于成像的系统、方法和非瞬态计算机可读介质

技术领域

[0001] 以下总体上涉及医学成像技术、正电子发射断层摄影 (PET) 成像和图像重建技术、正则化迭代图像重建技术以及相关技术。

背景技术

[0002] 正电子发射断层摄影术 (PET) 中的图像质量强烈地受噪声主导。使用边缘保留或对比度保留先验的迭代最大后验惩罚重建 (PR) 是一种抑制噪声同时保留可能具有临床意义的小特征 (例如肿瘤) 的方法。一些边缘保留或对比度保留惩罚包括: (1) 相对差异惩罚 (RDP) (例如参见 J. Nuyts 等人, “A concave prior penalizing relative differences for maximum-a-posteriori reconstruction in emission tomography” IEEE Trans. Nucl. Sci., 2002 年); (2) 各向异性扩散惩罚 (ADP) (例如, 参见 H. Zhu, “Image reconstruction for positron emission tomography using fuzzy nonlinear anisotropic diffusion penalty”, Med Bio Eng Comput, 2006 年), 等等。在大多数保留边缘惩罚中, 调谐参数建立对重建图像中边缘过渡的灵敏度, 并且低于灵敏度阈值的成像数据由强大的低通滤波器进行平滑。

[0003] 由于 PET 探测器环或阵列的有限轴向范围, 商业 PET 相机具有有限的轴向视场 (FOV)。因此, 通常在多个床位置处以系列“步进式拍摄”模式采集“全身”患者扫描, 在床位置之间有特定交叠。出于实际原因, 通常不等待下一个床位置的 PET 数据被完全采集而分开地重建每个床位置, 并且将重建的个体帧图像编织为单幅全身图像。每个床位置交叠, 以确保在轴向方向上平滑的信号转换。通常, 对于全身研究, 超过 50% 的扫描轴向范围将在交叠的切片中覆盖。因此, 在每个重建图像体积中, 将存在由从上一个床位置或下一个床位置采集的计数所覆盖的一个或两个子体积 (注意, 如本文所讨论的, 假设在所有情况下考虑为床位置的数量至少大于 1)。

[0004] 代替于分开地重建每个床位置, 并且然后在图像空间中将图像编织在一起, 在备选方法中, 在重建之前将计数预先组合 (以正弦图格式或列表模式), 而不会使成像工作流程过度复杂 (参见, 例如, Z. Sun 等人, “Reconstruction and combination of PET multi-bed image”, 美国公开 US 2017/0103551)。然而, 先前的工作示出, 至少有序子集期望最大化 (OSEM) 迭代图像重建算法说明拟线性行为, 并且在重建之前将计数预组合有很少实际好处, 除了超低计数研究 (参见, 例如, S. Ross 等人, “A method of overlap correction for fully 3D OSEM reconstruction of PET data”, MIC, 2004)。在分别重建每个床位置的情况下, 由于边缘处的数据的有效“丢失”, 每幅床位置图像在边缘切片中能够具有较嘈杂的外观。但是, 通常可以在图像编织流程期间 (即, 当将个体床位置图像组合成单幅全身图像时) 补偿噪声。

[0005] 以下公开了解决这些问题的新的和改进的系统和方法。

发明内容

[0006] 在一个公开的方面中,一种非瞬态计算机可读介质存储指令,所述指令能够由工作站读取和执行,所述工作站包括至少一个电子处理器以执行成像方法。所述方法包括:针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上接收成像数据,其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积(k)和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积(k)交叠的后继体积(k+1);并且使用迭代图像重建过程来生成所述体积(k)的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:计算用于抑制所述体积(k)上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值;使用来自所述体积(k)的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积(k)的更新图像。

[0007] 在另一个公开的方面中,一种成像系统,包括:正电子发射断层摄影(PET)成像设备。至少一个电子处理器被编程为:针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上接收成像数据,其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积(k)和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积(k)交叠的后继体积(k+1);并且使用迭代图像重建过程来生成所述体积(k)的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:计算用于抑制所述体积(k)上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值,所述局部惩罚函数取决于穿过被惩罚的所述体素的总符合计数,并且所述局部惩罚函数的值在所述交叠区域中减小补偿穿过在所述后继体积k+1中惩罚的所述体素的所述总符合计数的量;使用来自所述体积(k)的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积(k)的更新图像。所述重建包括:将来自所述成像数据中的所述体积(k)的计数的数量组合到总体积中;并且将所述总体积重建为重建图像。

[0008] 在另一个公开的方面中,一种针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上对成像数据执行的成像方法,其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积(k)和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积(k)交叠的后继体积(k+1),所述方法包括:使用迭代图像重建过程来生成所述体积(k)的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:计算用于抑制所述体积(k)上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值,所述局部惩罚函数取决于所述PET成像设备的局部几何灵敏度,并且所述局部惩罚函数的值在所述交叠区域中减小补偿由于所述体积(k)的轴向截断而造成的几何灵敏度损失的量;使用来自所述体积(k)的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积(k)的更新图像。所述重建包括:与所述成像数据的其他体积(k)分开地将所述成像数据的所述体积(k)重建为重建图像。

[0009] 在另一个公开方面中,一种针对沿着轴向方向的帧在逐帧的基础上对成像数据执行的成像方法,其中,相邻帧沿着所述轴向方向交叠,其中,所述帧至少包括体积(k)和沿着所述轴向方向至少部分地与所述体积(k)交叠的后继体积(k+1),所述方法包括:使用迭代图像重建过程来生成所述体积(k)的图像,其中,所述迭代图像重建过程的迭代包括:使用两个或更多个门相位和在所述门相位中检测到的运动利用呼吸门控来调节所述成像数据;计算用于抑制所述体积(k)上的噪声的局部惩罚函数,包括减小交叠区域中的所述局部惩罚函数的值;使用来自所述体积(k)的成像数据并且还使用所述局部惩罚函数来生成所述体积(k)的更新图像。

[0010] 一个优点在于利用来自PET成像设备的所有可用计数来适当地调节重建惩罚函数

的参数。

[0011] 另一个优点在于提供一种保留边缘的惩罚重建过程,其避免了导致潜在丢失图像特征的最终图像的过度平滑。

[0012] 另一个优点在于提供了一种保留边缘的惩罚重建过程,其避免了导致图像中的潜在噪声的最终图像的平滑不足。

[0013] 另一个优点在于,当在图像重建之前将成像数据的交叠区域中的数据组合时,与通过组合交叠区域中的相邻图像而引入的有效灵敏度增加成比例地减小惩罚函数,以保持重建图像的空间分辨率。

[0014] 另一个优点在于,当在图像重建之前不组合成像数据的交叠区域中的数据时,减小惩罚函数以保留重建图像的空间分辨率。

[0015] 另一个优点在于利用两个成像帧之间的采集持续时间比率来缩放惩罚函数。

[0016] 另一个优点在于利用计数端点调节的运动校正呼吸或心脏门控或动态研究动态调节惩罚函数的惩罚参数。

[0017] 给定的实施例可以不提供任何一个前述优点,可以提供一个、两个、更多或所有前述优点,和/或可以提供其他优点,如对于本领域的普通技术人员在阅读和理解本公开后将变得显而易见的。

附图说明

[0018] 本公开可以采取各种部件和各部件布置的形式,并且可以采取各种步骤和各步骤安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不应被解释为对本公开的限制。

[0019] 图1示意性地示出了根据一个方面的成像系统;

[0020] 图2和图3示出了图1的系统的示例性流程图操作;并且

[0021] 图4a-c示出了标准重建图像与利用图2的流程图操作重建的图像的比较。

具体实施方式

[0022] 迭代惩罚PET图像重建采用了一种更新函数,其包括一个惩罚项,被指定为惩罚(即抑制)噪声,同时保留边缘。例如,相对差异惩罚(RDP)采用惩罚 $P \propto 1/\gamma$,其中,项 γ 是边缘保留参数。较大的 γ 值产生较小的惩罚 P ,其增强了对特征(即“边缘”) (例如小病变)的保留,但也导致保留了更多噪声;而较小的 γ 值增加惩罚,从而改进噪声抑制,但也会导致去除临床上重要的结构(例如“边缘”) (例如小病变)。在变型方法中,例如通过使用 $\gamma = \sqrt{\lambda_i s_i}$ 对惩罚进行局部调谐,其中, λ_i 是由 i 索引的体素的值,而 s_i 是与穿过体素 i 的响应线(LOR)的数量成比例的体素 i 处的几何灵敏度。此公式的前提是以下预期:如果更多的LOR穿过体素 i (因此更高 s_i),则附近应该有更多的计数,并且因此体素 i 处的噪声应该更低,使得可以使用较小的惩罚 P 增强边缘,同时仍然抑制(相对低的)噪声。在备选调谐中,将几何灵敏度 s_i 替换为量化体素 i 周围的局部邻域中的总计数的项。再次,局部邻域中较高的总计数倾向于与较低的噪声相对应,使得可以使用较低的惩罚 P 。

[0023] 在本文中认识到,在步进式拍摄PET成像的交叠区域的情况下,这种惩罚框架可能不太有效。在步进式拍摄方法(也称为多床成像或类似命名法)中,使患者步进通过扫描器以对患者的连续轴向部分(“床位置”)成像。因此,在每个床位置处采集的数据在对应于该

床位置处的PET扫描器最外侧探测器环的位置的边缘切片处被轴向截断。通常,在每个床位置处采集的PET计数是分别重建的(但可能使用来自相邻床位置的信息来估计FOV外散射),并且通过对床位置图像的交叠区域中的体素值进行加权平均在交叠处将得到的床位置图像编织在一起。然而,在这种方法中,使用针对该床位置的几何灵敏度 s_i 计算惩罚的局部调谐。对于床位置的外部切片,灵敏度 s_i 变小,因为终止于床位置轴向FOV之外的LOR不贡献于灵敏度 s_i 。对于极端边缘切片,仅在切片的平面中的LOR贡献于 s_i 。这意味着惩罚 $P \propto 1/\gamma = 1/\sqrt{\lambda_i s_i}$ 在外部切片处变大,导致交叠区域中的过度噪声抑制,并且增强抑制临床相关的图像特征(例如小肿瘤)的潜力。随后在交叠处将相邻的床位置图像编织在一起不能恢复这些抑制的特征,因为两个交叠区域将在惩罚方面具有该相同的“边缘效应”,从而导致特征的丢失。 s_i 替换为局部邻域中的总计数的备选公式化也会类似地受到影响,因为针对在床位置的截断轴向FOV之外终止的LOR的计数没有采集。

[0024] 在一些公开的实施例中,减小交叠区域中的局部惩罚以便考虑上述效果。

[0025] 在本文公开的一些实施例中,如果将截断的体积 k 继续到相邻的交叠的截断的体积 $k+1$ 中,则将实现与有效灵敏度增加(或有效总邻域计数增加)成比例的减小。在一种采用几何灵敏度以调节惩罚的方法中,这相当于在交叠区域中用 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}} = \sqrt{\lambda_{i,k}(s_{i,k} + s_{i,k+1})}$

代替 $\gamma_{i,k}^{\text{sep}} = \sqrt{\lambda_{i,k} s_{i,k}}$,其中, $s_{i,k+1}$ 项考虑了不是体积 k 的部分(并且因此没有贡献于几何灵敏度 $s_{i,k}$)但是是交叠体积 $k+1$ 的部分(并且因此贡献于几何灵敏度 $s_{i,k+1}$)的那些LOR。如果通过采用来自交叠体积 k 和 $k+1$ 两者的体素 i 的邻域中的总计数的加和,使用局部邻域中的总计数对 γ 进行局部调节,则可以使用类似的公式化。

[0026] 在上面的实施例中,每个体积 k 仍然分别被重建。在备选联合重建实施例中,来自所有体积的PET计数首先被组合,并且然后一起重建。在这种情况下,再次使用 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}}$ 。此处,合适的公式化可以是 $\gamma_i^{\text{联合}} = \sqrt{\lambda_i(s_{i,k} + s_{i,k+1})}$,其中, λ_i 是通过组合数据集的(单个)联合重建产生的体素 i 的值。

[0027] 在变型实施例中,如果各个床位置的采集时间不同,则灵敏度 $s_{i,k}$ 和 $s_{i,k+1}$ 与采集时间成比例地缩放。这是由于较短的采集时间导致较少的计数被采集和相应较低的灵敏度。

因此,如果对于相应交叠床位置 k 和 $k+1$,采集时间是 T_k 和 T_{k+1} ,则缩放为 $s_{i,k} \rightarrow \frac{T_k \cdot s_{i,k}}{(T_k + T_{k+1})/2}$ 和 $s_{i,k+1} \rightarrow \frac{T_{k+1} \cdot s_{i,k+1}}{(T_k + T_{k+1})/2}$ 。

[0028] 在本文公开的其他实施例中,类似方法可以应用于使用(例如呼吸)门控的运动补偿的PET成像。在这种情况下,考虑两个相继的门相位 ϕ_k 和 ϕ_{k+1} ,其中,在两个相位之间发生由运动向量 Δr 表示的一些运动。然后,经调节的边缘保留参数的可能公式化为

$$\gamma_{i,k}^{\text{联合}} = \sqrt{\lambda_{i,k}(s_i + s_{i+\Delta r})}。$$

[0029] 参考图1,示出了说明性医学成像系统10。如图1所示,系统10包括成像或图像采集设备12。在一个示例中,图像采集设备12可以包括PET成像设备,包括PET机架13和辐射探测

器14的阵列(在图1中图解地指示;通常,PET机架的辐射探测器被布置为一系列PET探测器环,其被布置为跨越轴向FOV)。说明性图像采集设备12是PET/CT扫描器,其还包括计算机断层摄影(CT)机架15。患者台(或床)16被布置为将患者加载到成像设备12的检查区域17中,例如到CT机架15的膛中或PET机架13的膛中。通常,CT机架15被用于采集对象的CT图像,该CT图像被转换为对象的衰减图。PET机架13从CT图像采集使用衰减图重建的PET成像数据,以在PET图像重建中考虑患者内的辐射吸收。

[0030] 系统10还包括具有典型部件的计算机或工作站或其他电子数据处理设备18,例如至少一个电子处理器20、至少一个用户输入设备(例如,鼠标、键盘、轨迹球、触控板和和/或类似物)22和显示设备24(例如,LCD显示器、OLED显示器、等离子显示器等)。在一些实施例中,显示设备24可以是与计算机18分开的部件,和/或可以包括两个或更多个显示器。工作站18还可以包括一个或多个数据库或非瞬态存储介质26(例如磁盘、RAID或其他磁存储介质;固态驱动器、闪存驱动器、电可擦除只读存储器(EEROM)或其他电子存储器;光盘或其他光存储设备;它们的各种组合;等等)。显示设备24被配置为显示由成像系统10采集的图像,并且通常还显示包括各种用户对话框的图形用户接口(GUI)28,例如,每个具有一个或多个字段、径向选择按钮等,以接收来自用户输入设备22的用户输入。

[0031] 至少一个电子处理器20与一个或多个数据库26操作地连接,该数据库存储由至少一个电子处理器20可读和可执行以执行所公开的操作的指令,所公开的操作包括执行成像方法或过程100。在一些示例中,成像方法或过程100可以至少部分地通过云处理来执行。

[0032] 参考图2,图解地示出了成像方法100的说明性实施例作为流程图。在102处,对至少一个电子处理器20进行编程以接收,以其他方式操作或控制CT/PET成像设备12(并且更具体地,PET机架13),以针对沿轴向方向的帧在逐帧的基础上采集PET成像数据,其中,相邻帧沿着轴向方向交叠,其中,帧至少包括体积(k)和沿着轴向方向与该体积(k)至少部分交叠的后继体积(k+1)。在104处,至少一个电子处理器20被编程为使用包括操作106和108的迭代图像重建过程来生成体积(k)的图像。在106处,计算局部惩罚函数以抑制体积(k)上的噪声,包括减小交叠区域中的局部惩罚函数的值。在108处,使用来自体积(k)的成像数据并且还使用局部惩罚函数来生成体积(k)的更新图像。尽管未图示,但是将理解,迭代图像重建104可以使用从使用CT机架15采集的对象的CT图像生成的衰减图来考虑对象的辐射吸收。

[0033] 在本文公开的一个实施例中,局部惩罚函数取决于PET成像设备12的局部几何灵敏度,并且局部补偿函数的值在交叠区域中减小补偿由于体积(k)的轴向截断而造成的几何灵敏度损失的量。接下来描述说明性示例,其中,边缘保留惩罚函数是相对差异先验(RDP),并且使用有序子集期望最大化(OSEM)重建。对于迭代n的索引为n+1的更新图像适当地写为:

$$\lambda_i^{n+1} = \lambda_i^n + \frac{\lambda_i^n}{s_{i,k}} \frac{\partial}{\partial \lambda_i} \left[\underbrace{\sum_{j=1}^N \left(y_i \log \left(\sum_{j'=1}^p a_{jj'} \lambda_i^n + r_j \right) - \left(\sum_{j'=1}^p a_{jj'} \lambda_i^n + r_j \right) \right)}_{\text{MLE}} \right]$$

[0034]

$$- \frac{\lambda_i^n}{s_{i,k}} \frac{\partial}{\partial \lambda_i} \left[\underbrace{\sum_{m \in N_i} \beta_{mi}^* \frac{(\lambda_i - \lambda_m)^2}{\lambda_i + \lambda_m + \gamma_i |\lambda_i - \lambda_m|}}_{\text{局部 RDP 惩罚}} \right] \quad (1)$$

[0035] 其中, λ_i 是由 i 索引的体素处的估计活动, 并且 $\beta_{mi}^* = \frac{w_m \beta_i}{\sum_m w_m}$ 是局部惩罚加权因子, $a_{jj'}$ 是系统矩阵值, $s_{i,k}$ 是体素 i 处的几何灵敏度 (如果不同的床位置具有不同的采集时间, 则优选地按采集时间缩放), y_j 是数据投影分箱, 并且参数 $\gamma_i > 0$ 是边缘保留参数并且操纵 RDP 先验。先验是在体素 i 周围的局部图像邻域 N_i 上估计的。通常, 较大的 γ_i 值产生较大的边缘保留 (即, 减少惩罚)。值 $\gamma_i = 0$ 将完全消除边缘保留, 并且 RDP 变为二次先验。

[0036] 如本文所公开的, 在体积 k 和 $k+1$ 的床位置交叠的交叠区域中 (以及如果当前床位置 k 在两端交叠, 则体积 $k-1$ 和 k 的床位置交叠的交叠区域中), 局部惩罚函数的值减小。在一些合适的实施例中, 局部惩罚函数取决于 PET 成像设备 12 对于在体积 k 的床位置的图像体积中由 i 索引的体素的局部几何灵敏度 $s_{i,k}$ 。体素 i 处的几何灵敏度可以视为穿过该体素 i 的响应线 (LOR) 的数量。在体积 k 中与相邻体积 $k-1$ 或 $k+1$ 都不交叠的部分中, 可以使用标准灵敏度, 并且对于第 n 次迭代, 可以使用值 $\gamma_i = \gamma_0 \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot s_{i,k}}$, 其中, γ_0 是常数。然而, 在交叠

区域中, 惩罚减小。这是通过将交叠区域中的边缘保留参数 γ 的值增加一量来补偿的, 该量补偿由于体积 k 的轴向截断而造成的几何灵敏度的损失。因此, 使用“联合”边缘保留参数 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}}$, 其可以适当地写为 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}} = \gamma_0 \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot (s_{i,k} + s_{i,k+1})}$, 其中, $s_{i,k+1}$ 是下一个相邻体

积 $k+1$ 中 (相同) 体素 i 的几何灵敏度。再次强调, 该调节增加边缘保留参数 (即 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}} > \lambda_{i,k}$), 其由于 γ 位于等式 (1) 的局部 RDP 惩罚的分母中而导致减小交叠区域中的局部 RDP 惩罚。RDP 惩罚的这种减小考虑在体积 $k+1$ 中的额外数据, 这意味着当在交叠区域中将两个重建体积 k 和 $k+1$ 编织在一起时噪声较低, 使得当重建体积 k 以实现期望的降噪时可以在该交叠区域中采用较低的惩罚, 并且因此由于交叠区域中的减小的惩罚, 更好地保留特征 (边缘)。

[0037] 在另一个实施例中, 局部惩罚函数取决于穿过被惩罚的体素的总符合计数, 并且局部补偿函数的值在交叠区域中减小补偿穿过在后继体积 $k+1$ 中被惩罚的体素的总符合计数的量。惩罚可以根据实际的局部符合计数统计来制定, 而不是根据几何灵敏度。这需要用

实际计数替换以上表达式中的几何灵敏度 s 。在这种情况下, $\gamma_i = \gamma_0 \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot C_{i,k}}$ (无交叠调节), 其中, $C_{i,k}$ 是数据集中针对其 LOR 穿过体素 i 的床位置 k 的符合事件的计数。针对飞行

时间 (TOF) PET, 可以将这公式化为 $\gamma_i = \gamma_0 \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot \sum_{v=1}^{C_{i,k}} w_v}$, 其中, 索引 v 遍历针对其 LOR 穿过体素 i 的床位置 k 的数据集的 $C_{i,k}$ 符合计数, 并且 w_v 是源自于体素 i 的由 v 索引的计数的飞行时间概率。对于非 TOF 情况, 联合边缘保留参数 (即, 提供交叠调节) 为 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}} = \gamma_0 \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot (C_{i,k} + C_{i,k+1})}$, 其中, 再次类似地, 项 $C_{i,k+1}$ 是数据集中针对其 LOR 通过 (相同) 体素 i 的床位置 $k+1$ 的符合事件计数。在这种公式化中, 甚至更明确的是, 减小的惩罚 (其再次由分母项 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}}$ 的增加值提供) 考虑了体积 $k+1$ 中的额外数据 $C_{i,k+1}$, 这意味着, 当在交叠区域中将两个重建体积 k 和 $k+1$ 编织在一起时噪音较低。

[0038] TOF 的等效公式化为 $\gamma_{i,k}^{\text{联合}} = \gamma_0 \sqrt{\lambda_{i,k}^n \cdot (\sum_{v=1}^{C_{i,k}} w_v + \sum_{v=1}^{C_{i,k+1}} w_v)}$, 其中, 加和

[0039] $\sum_{v=1}^{C_{i,k+1}} w_v$ 位于体积 $k+1$ 的数据集中。

[0040] 在以上示例中, 重建过程 106、108 包括: 将成像数据的每个体积 (k) 与成像数据的其他体积 (k) 分开地重建为重建床位置图像, 并且然后在图像空间中将床位置图像编织在一起以生成最终图像。在其他实施例中, 重建过程 106、108 可以包括将来自成像数据中的所有体积 (k) 的计数的数量组合到总体积中; 并且将总体积重建为重建图像。在后一个实施例中, 局部惩罚函数取决于

[0041] $\gamma_i^{\text{联合}} = \gamma_0 \sqrt{\lambda_i^n \cdot (s_{i,k} + s_{i,k+1})}$

[0042] 在任一实施例中, 如果连续床位置的采集时间不是全部相同, 则还基于体积 (k) 和后继体积 $k+1$ 的相应采集时间的比率适当地缩放交叠区域中的局部惩罚函数的值的减小。

[0043] 参考图 3, 图解地示出了呼吸门控成像方法 200 的说明性实施例作为流程图。这是不同的应用, 但是所公开的在 (现在是时间的, 而不是空间/轴向的) 交叠区域中调节惩罚的方法是相似的。在 202 处, 至少一个电子处理器 20 被编程为操作或控制 PET 成像设备 12 以采集呼吸患者的成像数据。与 PET 成像数据采集同时, 由呼吸监测器 201 采集呼吸门控信号, 呼吸监测器 201 提供呼吸相位与时间的信息。例如, 呼吸门控信号可以由呼吸监测器 201 提供, 呼吸监测器 201 包括呼吸监测带, 该呼吸监测带测量呼吸期间胸部的扩张和收缩; 或者呼吸门控信号可以由呼吸监测器 201 提供, 该呼吸监测器 201 包括流量传感器, 该流量传感器测量流入和流出口腔和/或鼻子的空气流量; 等等。在 203 处, 使用呼吸门控信号通过呼吸相位将 PET 数据进行分箱。通过类似于图 2 的多床位置成像示例, 每个呼吸相位分箱由索引 k 指代, 并且两个相邻的呼吸相位分箱 k 和 $k+1$ 在呼吸序列中相邻, 即在每个呼吸间隔中呼吸相位 $k+1$ 在时间上紧随呼吸相位 k 之后。应当理解, 按呼吸相位的分箱将导致在连续呼吸中在相同呼吸相位 k 上采集的 PET 数据被组合以形成用于呼吸相位分箱 k 的 PET 数据集; 同样, 在连续呼吸中在相同呼吸相位 $k+1$ 上采集的 PET 数据将被组合以形成呼吸相位分箱 $k+1$ 的 PET 数据集; 等等。此外, 分箱在时间上交叠。在 204 处, 至少一个电子处理器 20 被编程为使用迭代图像重建过程来生成呼吸相位 (k) 的图像, 该迭代图像重建过程对在多次呼吸中累积在呼吸相位分箱 (k) 中的所采集的 PET 成像数据进行操作。迭代重建 204 包括操作 206、208 和

210。在206处,针对在门相位中检测到的呼吸运动调节每个分箱的成像数据。这需要根据导出的运动向量来移位LOR端点的计数。对于每个体素*i*,都有一个相关联的运动向量 Δr_i ,指示体素*i*从其参考位置(例如,可以任意指定其在分箱*k*=0处的位置,使得对于所有*i*, $\Delta r_{i,k=0}=0$)开始的运动。在208处,计算局部惩罚函数以抑制呼吸相位分箱(*k*)中的噪声,包括减小与呼吸相位分箱*k*+1的时间交叠区域中的局部惩罚函数的值。在210处,使用来自呼吸相位分箱(*k*)的成像数据并且还使用局部惩罚函数来生成呼吸相位分箱(*k*)的更新图像。

[0044] 在一些实施例中,根据以下公式执行在操作206处的调节:

$$[0045] \quad \gamma_{i,k}^{\text{联合}} = \gamma_0 \sqrt{f_{i,k}(s_i + s_{i+\Delta r})}$$

[0046] 其中, γ 是边缘保留参数,*i*是体素, λ 是体素的灰度值,*s*是穿过体素的几何灵敏度,并且 Δr 是两个门相位 ϕ_k 和 ϕ_{k+1} 之间的运动向量。

[0047] 图4示出了使用均匀体模的重建图像的示例,其具有位于交叠区域中心的六边形图案的六个6mm直径的球体。标记为(a)的图是编织后通过标准惩罚性重建而重建的图像。标记为(b)的图是通过成像方法100的联合惩罚重建而重建的图像。模型设置的侧视图示于标记为(c)的图中。示出了圆柱体模型50,其在第一床位置54和第二床位置56上具有多个球体52。

[0048] 已经参考优选实施例描述了本公开。在阅读和理解了前面的详细描述之后,其他人可能会想到修改和变更。本公开旨在解释为包括所有这样的修改和改变,只要它们落入所附权利要求或其等同物的范围之内。

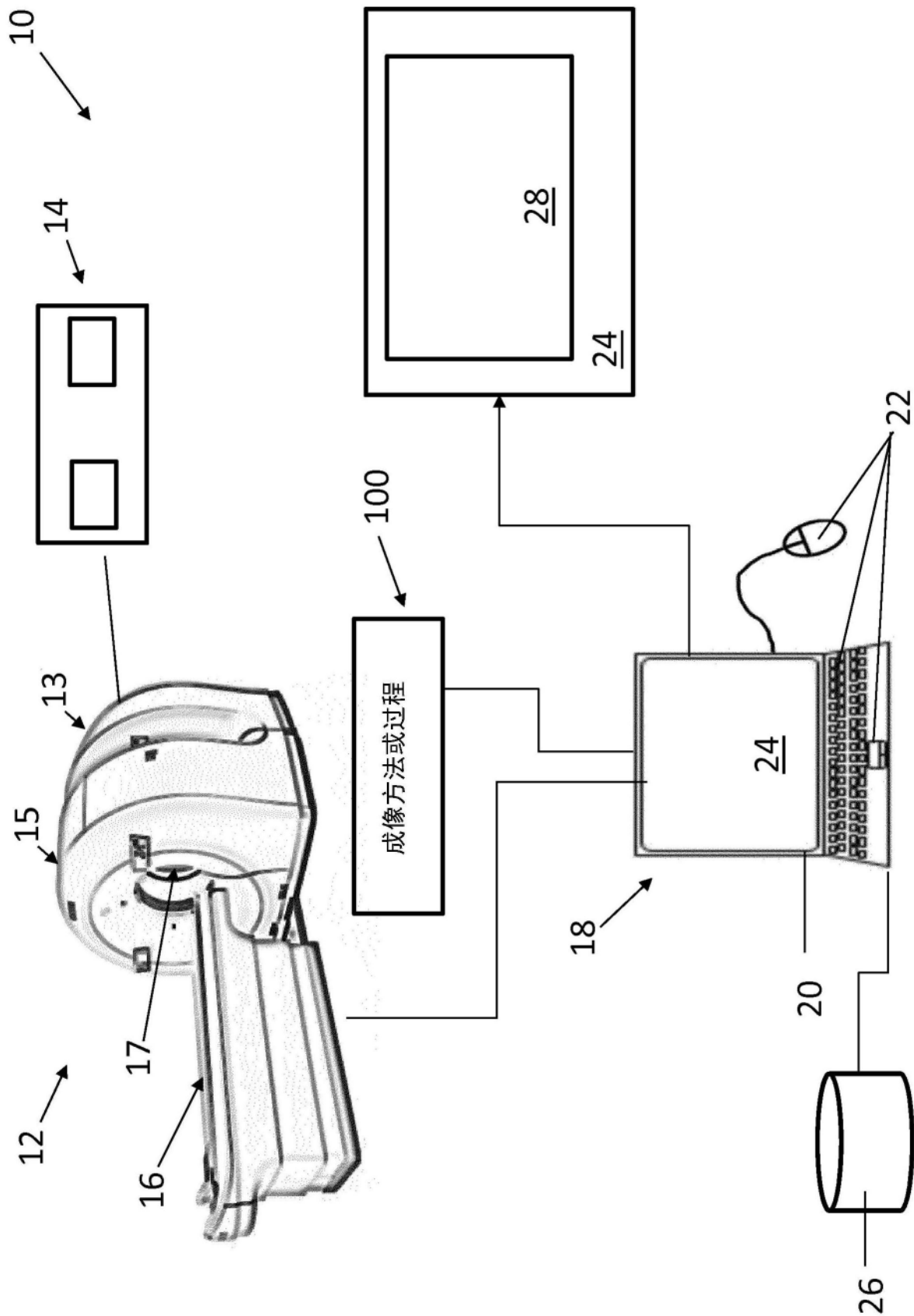


图1

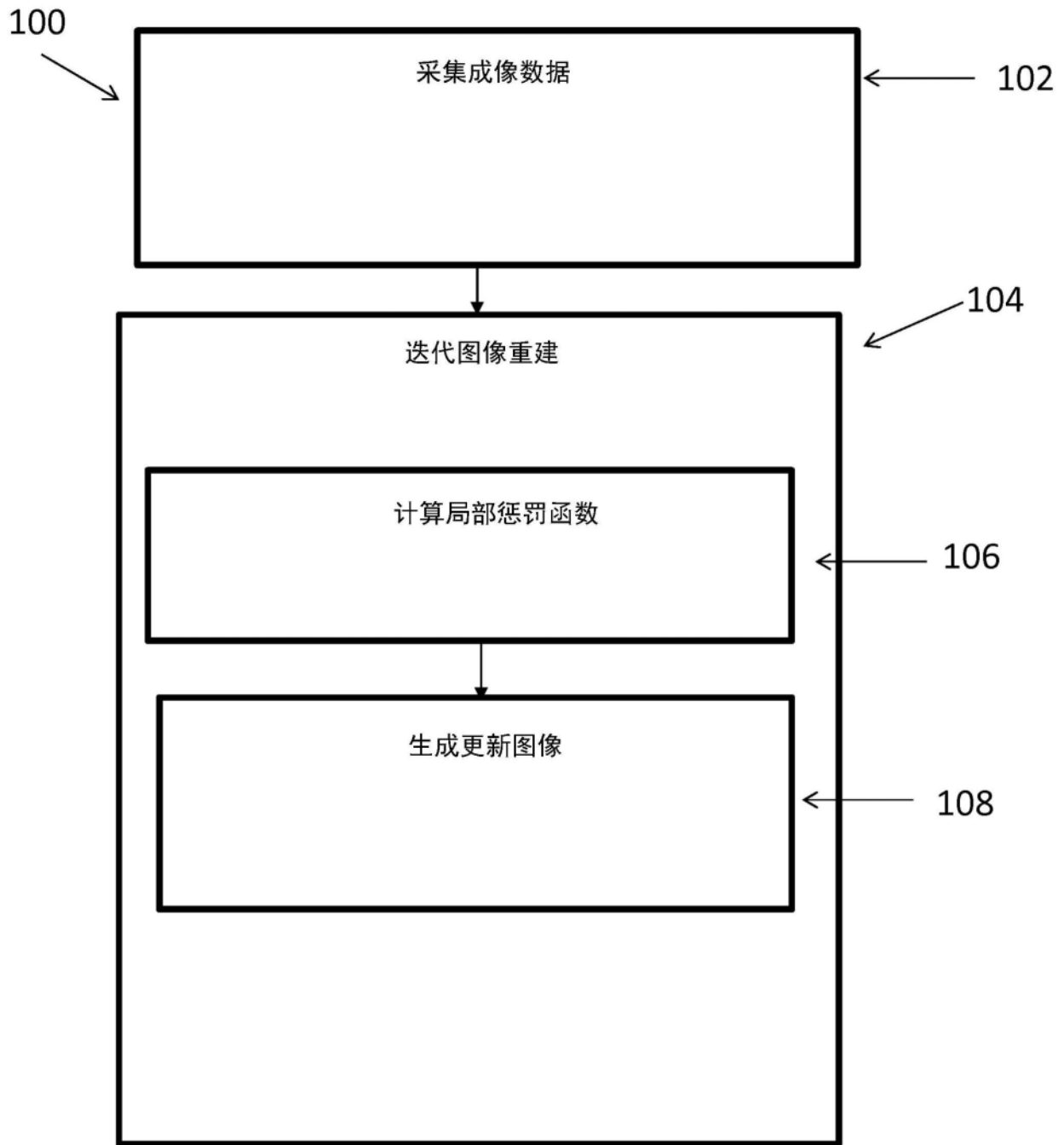


图2

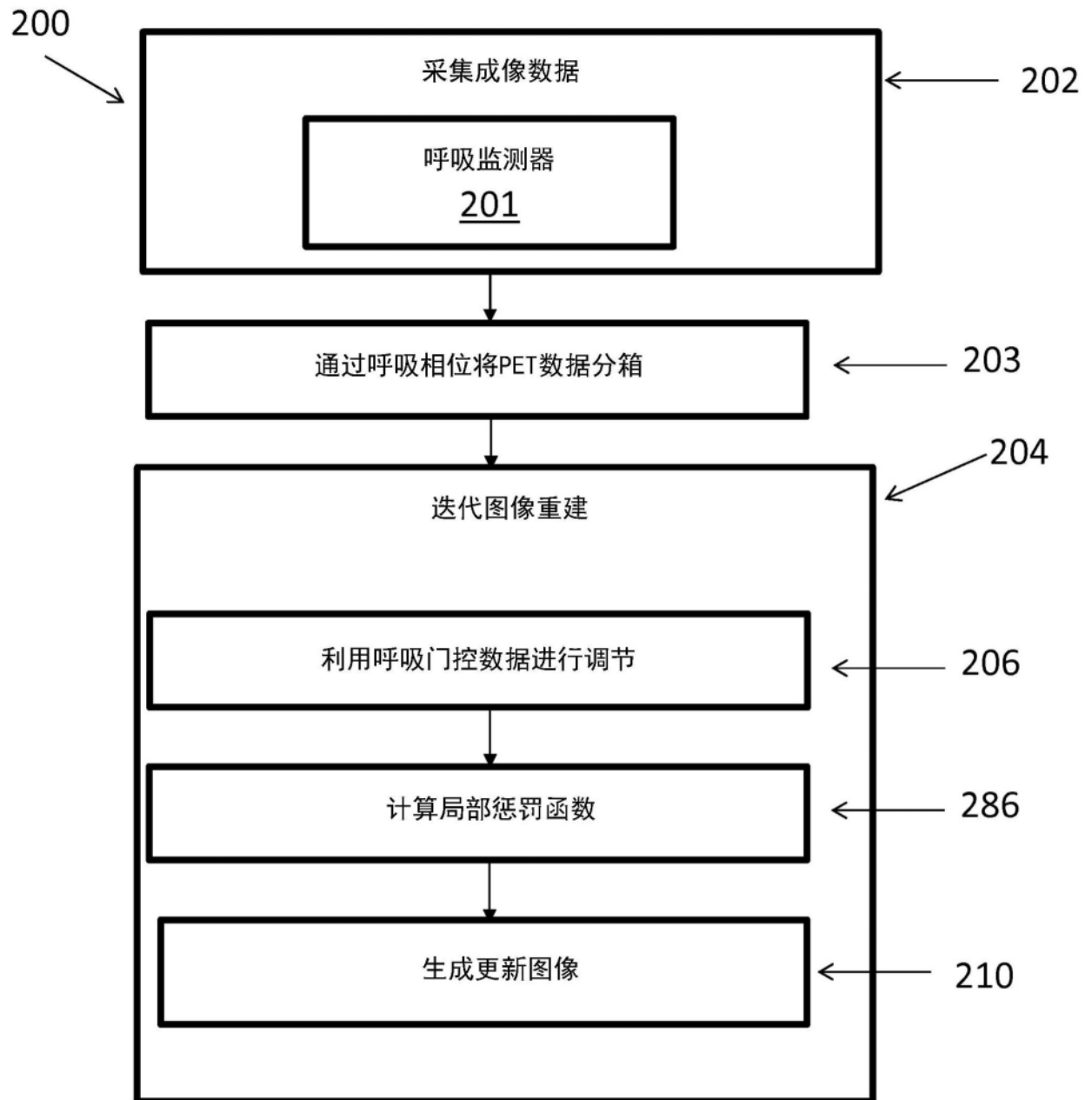


图3

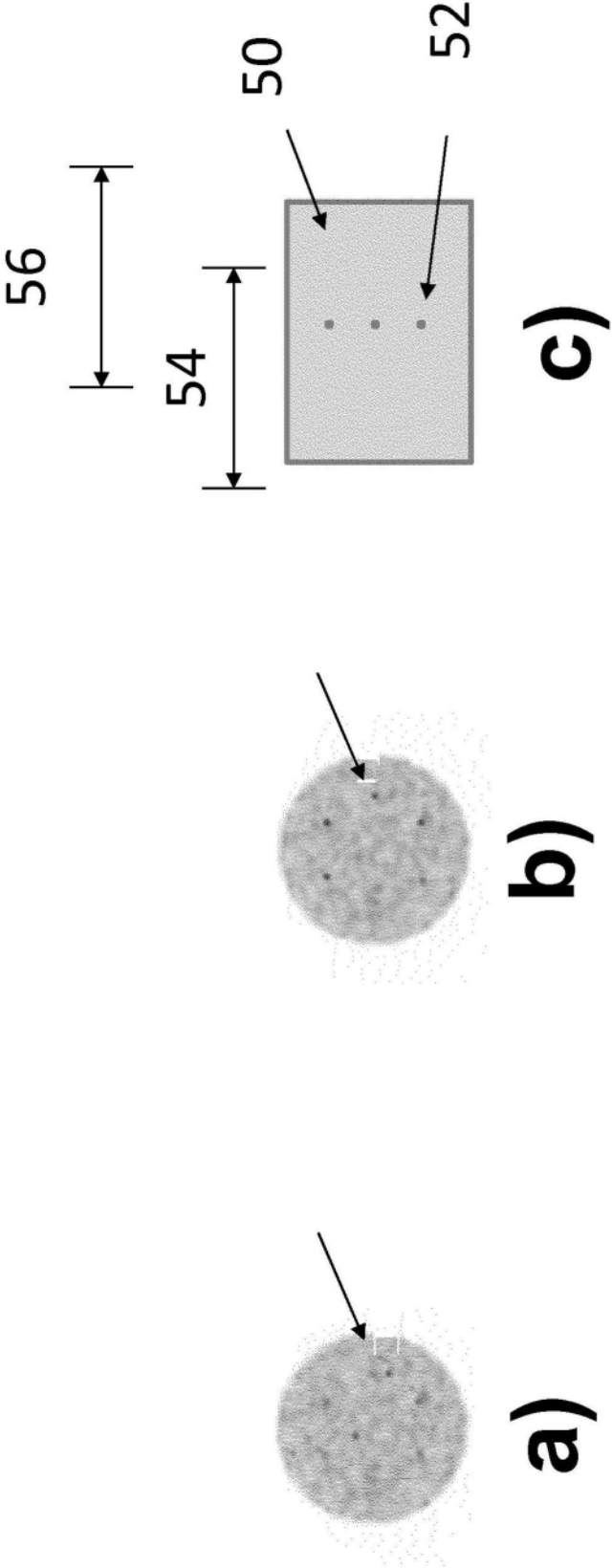


图4