



(10) 授权公告号 CN 109791701 B

(45) 授权公告日 2023.10.03

(21) 申请号 201780060002.1

F·杨 S·德维韦迪 胡志强

(22) 申请日 2017.09.25

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109791701 A

专利代理师 王英 刘炳胜

(43) 申请公布日 2019.05.21

(51) Int.Cl.

G06T 11/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

62/401,957 2016.09.30 US

(56) 对比文件

CN 103417234 A, 2013.12.04

CN 103229212 A, 2013.07.31

US 2006261275 A1, 2006.11.23

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.28

CHUNG CHAN 等.regularized image
reconstruction with an anatomically
adaptive prior for positron emission
tomography.《Physics in Medicine and
Biology》.2009,第7379-7400页.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/074152 2017.09.25

审查员 温菊红

(87) PCT国际申请的公布数据

W02018/060106 EN 2018.04.05

(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 C·白 张滨

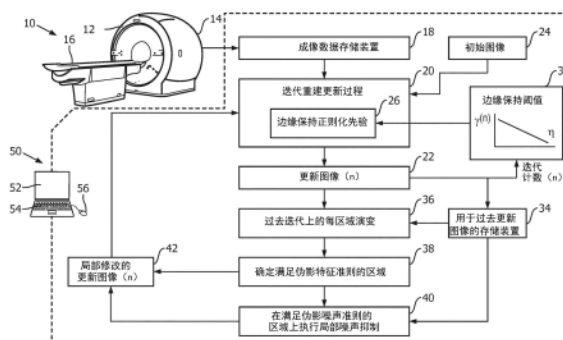
权利要求书3页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

具有对噪声诱发的伪影的形成的动态抑制的
迭代图像重建

(57) 摘要

执行对成像数据的迭代重建 (20) 以生成在重建图像处终止的更新图像 (22) 的序列。在所述迭代重建期间,使用与所述迭代重建分离的调节过程来调节以下中的至少一项:更新图像以及所述迭代重建的参数。在一些实施例中,使用边缘保持正则化先验 (26),所述调节过程 (30) 调节边缘保持阈值以降低梯度陡峭度,在所述梯度陡峭度之上,与较早的迭代相比较,边缘保持适用于较晚的迭代。在一些实施例中,所述调节过程包括针对当前更新图像的每个像素、体素或区域来确定 (36、38) 其在所述当前更新图像 (22) 之前的演变是否满足伪影特征准则。如果所述演变满足所述伪影特征准则,则在所述像素、体素或区域上执行局部噪声抑制操作 (40),否则不执行。



1. 一种存储由计算机可读并且可运行以执行图像重建方法的指令的非瞬态存储介质，所述图像重建方法包括：

执行对成像数据的迭代重建以生成更新图像的序列，终止于重建图像，其中，所述迭代重建包括边缘保持正则化先验，所述边缘保持正则化先验具有边缘保持阈值；并且

在所述迭代重建期间并且在所述迭代重建终止于所述重建图像之前，使用与所述迭代重建分离的调节过程来调节以下中的至少一项：通过所述迭代重建产生的更新图像以及所述迭代重建的参数，其中，所述调节过程包括调节所述边缘保持阈值以降低梯度陡峭度，在所述梯度陡峭度之上，与所述迭代重建的较早的迭代相比较，边缘保持适用于所述迭代重建的较晚的迭代。

2. 根据权利要求1所述的非瞬态存储介质，其中：

所述边缘保持正则化先验包括相对差值先验，所述相对差值先验具有边缘保持阈值 γ ，其中，边缘保持随着增加的 γ 而增加；并且

所述调节过程包括随着所述迭代重建的增加的迭代次数而减小所述边缘保持阈值 γ 。

3. 根据权利要求1所述的非瞬态存储介质，其中：

所述边缘保持正则化先验包括与以下内容成比例的相对差值先验：

$$\frac{(f_i - f_j)^2}{f_i + f_j + \gamma |f_i - f_j|}$$

其中， γ 是所述边缘保持阈值，并且 f_i 和 f_j 是图像像素或体素；并且

所述调节过程包括随着所述迭代重建的增加的迭代次数而减小所述边缘保持阈值 γ 。

4. 根据权利要求1所述的非瞬态存储介质，其中，所述调节过程包括：

针对所述迭代重建中在终止重建图像之前的当前更新图像的每个像素、体素或区域，确定所述当前更新图像之前的更新图像上的像素、体素或区域的值的演变是否满足伪影特征准则；并且

针对其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域来执行局部噪声抑制操作，并且针对其演变不满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域不执行所述局部噪声抑制操作。

5. 根据权利要求4所述的非瞬态存储介质，其中，所述确定包括：

计算第一差值图像，所述第一差值图像包括所述迭代重建的迭代 k 与 l 处的更新图像之间的每体素或每像素差值或绝对差值；

计算第二差值图像，所述第二差值图像包括所述迭代重建的迭代 m 与 n 处的更新图像之间的每体素或每像素差值或绝对差值；

计算比值图像，所述比值图像包括所述第一差值图像与所述第二差值图像的每体素或每像素比值；并且

通过确定所述比值图像的对应的像素、体素或区域是否满足所述伪影特征准则来确定所述当前更新图像的每个像素、体素或区域的所述演变是否满足所述伪影特征准则。

6. 根据权利要求4所述的非瞬态存储介质，其中，所述确定包括：

针对所述当前更新图像的每个像素、体素或区域，计算差值比值：

$$\frac{\Delta f^{(m,n)}}{\Delta f^{(k,l)}}$$

其中, $\Delta f^{(k,l)}$ 是迭代k和l处的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值的差值或绝对差值, 并且 $\Delta f^{(m,n)}$ 是迭代m和n处的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值的差值或绝对差值; 并且

通过确定对应的差值比值是否满足所述伪影特征准则来确定所述当前更新图像的每个像素、体素或区域的所述演变是否满足所述伪影特征准则。

7. 根据权利要求4-6中的任一项所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述局部噪声抑制操作包括利用较早的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值来替换其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的所述像素、体素或区域的所述值。

8. 根据权利要求4-6中的任一项所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述局部噪声抑制操作包括利用其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的邻近像素或体素的汇总值来替换所述当前更新图像的所述像素、体素或区域的所述值。

9. 根据权利要求1-6中的任一项所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述成像数据包括以下中的一项: 正电子发射断层摄影 (PET) 成像数据、单光子发射计算机断层摄影 (SPECT) 成像数据以及透射式计算机断层摄影 (CT) 成像数据。

10. 一种图像重建设备, 包括:

计算机, 其被编程为执行对成像数据的迭代重建以生成更新图像的序列, 终止于重建图像, 其中, 所述迭代重建包括边缘保持正则化先验, 所述边缘保持正则化先验具有边缘保持阈值; 以及

显示器, 其与所述计算机操作性地连接以显示所述重建图像;

其中, 所述计算机还被编程为通过以下操作来调节所述迭代重建中在终止重建图像之前的所述迭代重建的当前更新图像, 所述操作包括:

针对所述当前更新图像的每个像素、体素或区域, 确定所述迭代重建中的所述当前更新图像之前的更新图像上的像素、体素或区域的值的演变是否满足伪影特征准则; 并且

针对其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域来执行局部噪声抑制操作, 并且针对其演变不满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域不执行所述局部噪声抑制操作

其中, 所述计算机还被编程为在所述迭代重建期间并且在所述迭代重建终止于所述重建图像之前, 使用与所述迭代重建分离的调节过程来调节以下中的至少一项: 通过所述迭代重建产生的更新图像以及所述迭代重建的参数, 其中, 所述调节过程包括调节所述边缘保持阈值以降低梯度陡峭度, 在所述梯度陡峭度之上, 与所述迭代重建的较早的迭代相比较, 边缘保持适用于所述迭代重建的较晚的迭代。

11. 根据权利要求10所述的图像重建设备, 其中, 所述确定包括:

计算第一差值图像, 所述第一差值图像包括所述迭代重建的迭代k与l处的更新图像之间的每体素或每像素差值或绝对差值;

计算第二差值图像, 所述第二差值图像包括所述迭代重建的迭代m与n处的更新图像之间的每体素或每像素差值或绝对差值;

计算比值图像, 所述比值图像包括所述第一差值图像与所述第二差值图像的每体素或

每像素比值;并且

通过确定所述比值图像的对应的像素、体素或区域是否满足所述伪影特征准则来确定所述当前更新图像的每个像素、体素或区域的所述演变是否满足所述伪影特征准则。

12. 根据权利要求10所述的图像重建设备,其中,所述确定包括:

针对所述当前更新图像的每个像素、体素或区域,计算差值比值 $\frac{\Delta f^{(m,n)}}{\Delta f^{(k,l)}}$,其中, $\Delta f^{(k,l)}$ 是迭代k和l处的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值的差值或绝对差值,并且 $\Delta f^{(m,n)}$ 是迭代m和n处的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值的差值或绝对差值;并且

通过确定对应的差值比值是否满足所述伪影特征准则来确定所述当前更新图像的每个像素、体素或区域的所述演变是否满足所述伪影特征准则。

13. 根据权利要求10-12中的任一项所述的图像重建设备,其中,所述局部噪声抑制操作包括利用较早的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值来替换其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的所述像素、体素或区域的所述值。

14. 根据权利要求10-12中的任一项所述的图像重建设备,其中,所述局部噪声抑制操作包括利用其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的邻近像素或体素的汇总值来替换所述当前更新图像的所述像素、体素或区域的所述值。

具有对噪声诱发的伪影的形成的动态抑制的迭代图像重建

技术领域

[0001] 下文总体涉及放射学成像领域、迭代图像重建领域、医学成像领域等。

背景技术

[0002] 射电医学成像例如包括正电子发射断层摄影(PET)和单光子发射计算机断层摄影(SPECT)。在PET成像中,医学成像对象被施予放射性药剂,所述放射性药剂包含在放射性衰减期间发射正电子的放射性同位素——所得到的电子-正电子湮灭事件各自产生两个反向的511keV伽玛射线对。在SPECT成像中,所述放射性药剂包含衰减以产生由伽玛相机直接探测的(一个或多个)放射性发射产物。在任一种情况下,患者安全指示所施予的放射性同位素的浓度应当尽可能低以限制由医学成像对象接收到的辐射剂量。因此,所采集的成像数据是有噪声并且可能是不完整的。迭代重建技术已经证明了根据有噪声和/或不完整的成像数据集来生成高质量重建图像的能力,并且因此已经变为用于PET和SPECT成像数据重建的标准图像重建技术。

[0003] 透射式计算机断层摄影(CT)成像采用发射X射线束通过医学成像对象的外部X射线管,并且X射线探测器阵列被相对地布置以探测所发射的X射线束。常规地,在CT中的信号水平比在PET和SPECT成像中的信号水平高得多。然而,最新的趋势已经趋于使用降低的X射线束强度或者施加其他辐射曝光降低技术,诸如间歇关闭X射线束。这些方法增加了CT成像数据噪声水平,并且还可能产生不完整的成像数据集。因此,迭代重建技术越来越多地应用于CT。

[0004] 能够通过迭代重建期间使用正则化(regularization)来获得对噪声和不完整数据的进一步容忍。在一种方案中,正则化通过加性噪声抑制先验(prior)(诸如二次先验)的方式来引入。为了避免抑制在重建图像中的真实物理特征,通常使用边缘保持先验(诸如由Nuyts等人提出的相对差值先验,“A concave prior penalizing relative differences for maximum-a-posteriori reconstruction in emission tomography”, IEEE Trans.on Nuclear Science,第49卷,第1期,第56-60页(2002))。所述边缘保持先验被设计为抑制可能归因于噪声的小幅度变化,而不抑制可能归因于真实物理特征的较大幅度变化。在一方面的更强的边缘保持与另一方面的更强的噪声抑制之间存在折中。在大多数边缘保持先验中,可以调节阈值以实现期望的折中。

[0005] 具有边缘保持相对差值先验的迭代图像重建常常在产生保持被用于医学解读的真实物理特征的重建图像中是有效的,同时有效地抑制会使这些特征模糊的不需要的噪声。然而,在一些实例中,噪声抑制是不足的,并且会导致错误的放射学发现。在其他实例中,噪声抑制太强并且可能抑制具有低对比度的真实特征,再次潜在地导致错误的放射学发现。

[0006] 因此,存在对于克服前述缺陷和其他缺陷的经改进的迭代图像重建技术的未实现的需求。

发明内容

[0007] 在一个公开的方面中,一种非瞬态存储介质存储由计算机可读并且可运行以执行图像重建方法的指令,所述图像重建方法包括:执行对成像数据的迭代重建以生成在重建图像处终止的更新图像的序列;并且在所述迭代重建期间并且在所述迭代重建在所述重建图像处终止之前,使用与所述迭代重建分离的调节过程来调节以下中的至少一项:通过所述迭代重建产生的更新图像以及所述迭代重建的参数。在一些实施例中,所述迭代重建包括边缘保持正则化先验,所述边缘保持正则化先验具有边缘保持阈值,并且所述调节过程包括调节所述边缘保持阈值以降低梯度陡峭度,在所述梯度陡峭度之上,与所述迭代重建的较早的迭代相比较,边缘保持适用于所述迭代重建的较晚的迭代。在一些实施例中,所述调节过程包括:针对所述迭代重建中的终止重建图像之前的当前更新图像的每个像素、体素或区域,确定在所述当前更新图像之前的更新图像上的像素、体素或区域的值的演变是否满足伪影特征准则。然后针对其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域来执行局部噪声抑制操作,并且针对其演变不满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域不执行所述局部噪声抑制操作。

[0008] 在另一公开的方面中,公开了一种图像重建方法。成像数据是通过执行具有边缘保持正则化先验的迭代重建来生成重建图像而重建的。在所述迭代重建期间,所述边缘保持正则化先验的边缘保持阈值是根据所述迭代重建的执行的迭代次数来调节的。所述重建图像被显示在显示器上。所述重建与所述调节适合使用计算机来执行。

[0009] 在另一公开的方面中,公开了一种图像重建设备。计算机被编程为执行对成像数据的迭代重建以生成在重建图像处终止的更新图像的序列。显示器与所述计算机操作性地连接以显示所述重建图像。所述计算机还被编程为通过以下操作来调节所述迭代重建中的终止重建图像之前的所述迭代重建的当前更新图像,所述操作包括:针对所述当前更新图像的每个像素、体素或区域,确定来自在所述迭代重建中的所述当前更新图像之前的迭代的更新图像上的像素、体素或区域的值的演变是否满足伪影特征准则;并且针对其演变满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域来执行局部噪声抑制操作,并且针对其演变不满足所述伪影特征准则的所述当前更新图像的任何像素、体素或区域不执行所述局部噪声抑制操作。

[0010] 一个优点在于迭代图像重建中的经改进的噪声诱发的伪影特征抑制。

[0011] 另一优点在于迭代图像重建中的经改进的噪声诱发的伪影特征抑制,其中,针对真实特征,在边缘保持中具有减少的伴随损失。

[0012] 另一优点在于提供了在迭代图像重建中对噪声诱发的伪影特征的局部检测和抑制。

[0013] 另一优点在于利用噪声诱发的伪影特征相对于真实特征的不同过程流演变特性来提供对前者的潜在抑制而同时优选保持后者。

[0014] 给定实施例可能不提供前述优点中的优点或者提供前述优点中的一个、两个、更多个或全部没有,和/或可以提供其他优点,如本领域普通技术人员在阅读并且理解本公开之后将变得明显的。

附图说明

[0015] 本发明可以采取各种部件和部件布置以及各种步骤和步骤安排的形式。附图仅仅是出于图示优选实施例的目的,而不应当被解读为对本发明的限制。除非另外说明,附图是例示性的,而不应当被解读为是按比例的或者图示不同部件的相对尺寸。

[0016] 图1图解性地示出了包括成像设备和图像重建设备的放射学成像系统。

[0017] 图2绘制了在迭代图像重建的20次迭代的过程期间真实的10mm直径球体特征和伪影噪声诱发的热斑的最大值。

[0018] 图3绘制了包括边缘保持正则化先验的迭代重建的连续迭代期间的边缘保持正则化先验的边缘保持阈值 γ 的线性降低的程序。

[0019] 图4-8呈现了如在本文中所描述的体模实验结果。

具体实施方式

[0020] 在本文中所公开的经改进的迭代图像重建技术部分地基于在本文中所公开的特定见解。

[0021] 在本文中所做出的一个见解在于:尽管通常使噪声最小化是期望的,但是当噪声产生可能由读取图像的人错误解读为真实物理特征的伪影特征时,在医学成像应用中的噪声的不利影响是最大的。

[0022] 在迭代重建的过程流演变的上下文中在本文中做出了进一步的见解:其通过对图像估计的连续的校正更新来进行。每个连续的更新输出经修改的重建图像估计,在本文中还被称为更新图像。如果迭代重建收敛(这是期望的),那么连续的更新图像应当随着图像更新的迭代计数增加而展示对于所采集的成像数据的逐渐增加的接近的保真度。从一幅更新图像到下一幅更新图像的改变应当通常随着迭代次数的增加而减小,并且从一幅更新图像到下一幅更新图像的改变应当随着迭代重建接近收敛而变得可以忽略。

[0023] 在本文中认识到了,真实图像特征的过程流演变常常与噪声产生的伪影特征的过程流演变极大地不同。通常地,真实物理图像特征例如在许多迭代重建范例中在前几次迭代中快速地收敛;此后,在真实特征中的更新到更新的改变当重建方法收敛时是小的,如刚才所描述的。这是因为真实图像特征由于修改连续的更新图像以符合基本成像数据中的真实结构的迭代重建而出现,并且一旦实现了具有在基本成像数据中的该真实结构的保真度,则所述特征不以显著的方式进一步演变。相反,噪声产生的伪影特征通常与真实特征相比较在迭代重建中较晚“出现”,并且可能甚至在大部分图像接近收敛之后继续显著地演变。这是因为伪影特征不符合在基本成像数据中的实际结构,而是替代地通过对噪声过拟合而产生。

[0024] 在本文中做出的另一见解在于:伪影特征常常由一种类型的正反馈或放大产生,其中,由所述迭代重建的较晚更新造成的对噪声的过拟合放大了由噪声引入的核结构。经放大的随机结构核由此生长以产生伪影特征。

[0025] 部分地鉴于这样的见解,在本文中公开了一种经改进的图像重建技术,其以抑制伪影特征的成核的方式来调节从一个图像更新到下一图像更新的迭代重建。

[0026] 在本文中所公开的一些实施例采用具有边缘保持阈值的边缘保持正则化先验。一般而言,这样的边缘保持正则化先验被设计为惩罚图像梯度但是保持被假定为真实边缘的

陡峭梯度。在这些实施例中,所述边缘保持阈值在迭代重建期间被调节以降低针对与迭代重建的较早的迭代相比较的迭代重建的较晚的迭代的边缘保持(即,增加梯度陡峭度,在所述梯度陡峭度之上,边缘保持适用)。在本文中,该方法利用以下认识:真实特征相对快速地收敛到由陡峭梯度定义的边缘,使得在较晚的迭代中的降低的边缘保持针对这些真实特征不是不利的,因为甚至在边缘保持阈值针对较晚的迭代被调节以增加梯度陡峭度时(在所述梯度陡峭度之上,边缘保持适用),这些真实特征快速地收敛到此后保持的陡峭梯度。另一方面,伪影特征常常在图像重建过程流中较晚地成核,因为对噪声的过拟合的效果导致“斑点”或“热斑”的成核,其然后成为伪影特征。这些特征不可能到较晚的迭代中的减少的边缘保持生效时已经收敛到陡峭梯度边缘——因此,随着迭代次数增加而减少的边缘保持使得先验能够在伪影特征的边缘能够放大到高于其而适用边缘保持的陡峭度之前来抑制较晚成核的伪影特征。

[0027] 在本文中所公开的一些实施例采用更主动的迭代重建更新调节。在这些实施例中,如先前所描述的,真实特征相对于伪影特征的典型过程流演变中的差异被用于识别伪影特征的成核。所识别的初期伪影特征被抑制,例如,通过局部地利用在伪影特征成核的开始之前产生的较早图像更新的像素或体素值来替换在所述伪影特征处的像素或体素的值。在不同的方法中,局部替换是通过位于所识别的伪影特征外部的邻近像素或体素的值。通过在其初始形成时(沿着过程流演变)移除伪影特征核,不再存在要由较晚图像更新放大为伪影特征的核。

[0028] 参考图1,成像设备10例如在医学成像的情况下采集医学患者的成像数据。例示性成像设备10是双模态成像设备,其包括透射式计算机断层摄影(CT)机架12和正电子发射断层摄影(PET)机架14。常见的患者支撑卧榻16使得患者能够被移动到要么机架12中要么机架14中以用于成像。成像数据存储装置18存储由成像设备10采集的CT成像数据和/或PET成像数据。更一般地,所述成像数据可以由任何成像设备来采集,所述成像设备生成要通过迭代重建而重建的成像数据。如在本领域中已知的,迭代图像重建通常被应用于重建PET成像数据并且有时被应用于重建CT成像数据,并且通常还被用于重建一些其他类型的成像数据,诸如由伽玛相机采集的单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像数据。注意,如果多模态成像设备10采集相同对象的CT成像数据和PET成像数据两者,则其通常被分离地重建,即,使用迭代重建过程来重建CT成像数据以生成经重建的CT图像,并且分离地使用相同或者备选不同的迭代重建过程来重建PET成像数据以生成经重建的PET图像。如果CT成像数据和PET成像数据两者是使用多模态成像设备10来采集的,那么将患者或其他成像对象放置在共同的卧榻16上有利地促进了经重建的C图像与PET图像之间的空间配准。

[0029] 为了重建所述成像数据,迭代图像重建过程执行连续多遍的迭代重建更新过程20。每遍的迭代重建更新20输出更新图像22(还被称为下一图像估计)。为了便于注释,第 n 遍的迭代重建更新20被表示为输出被列举为更新图像 n 的更新图像。一般而言,第 $(n+1)$ 遍的迭代重建更新20接收编号为 n 的紧接在之前的更新图像作为输入,并且采用所选取的迭代重建更新过程200来修改编号为 n 的更新图像来产生编号为 $n+1$ 的连续更新图像,其(当被前向投影或者以其他方式被转换至投影空间或其他成像数据空间)具有对于被存储在存储装置18中的所采集的成像数据的经改善的保真度。所述迭代重建过程当更新图像具有对于如由适合的停止准则测量的成像数据的足够接近的保真度时终止,诸如图像中的迭代至迭

代的改变小于某个阈值,和/或前向投影更新图像与采集的成像数据之间的定量差低于某个阈值。以这种方式,所述成像数据的迭代重建被执行以生成在重建图像处终止的更新图像22的序列。为了发起所述迭代图像重建过程,第一遍(例如, $n=0$)的迭代重建更新过程20接收某幅初始图像24作为输入,其通常是均匀强度的图像,但是如果先验信息是可用的,则其能够任选地被用于生成初始图像24。

[0030] 在本文中所公开的迭代重建期间,并且在迭代重建在重建图像处终止之前,使用与所述迭代重建分离的调节过程来调节以下中的至少一项:更新图像,和迭代重建的参数。通过“与迭代重建分离的”,其意指调节过程不是迭代重建的迭代重建更新过程20。在图1的例示性实施例中,图解性地示出了两个这样的调节过程。

[0031] 第一迭代调节在采用边缘保持正则化先验26的迭代重建更新过程20的上下文中操作。在本文中的一些范例中,所述迭代重建过程采用一步晚 (OSL) MAP算法框架,其中,编号为 $(n+1)$ 的更新图像22被迭代地改进为:

$$[0032] \quad f_i^{(n+1)} = \frac{f_i^{(n)}}{s_i - \frac{\partial}{\partial f} U(f_i^{(n)})} * \sum_{j \in f_i} H_{ij}^{TOF} * \frac{g_j}{\sum_{i \in g_j} H_{ji}^{TOF} * f_i^{(n)} + Corr_j} \quad (1)$$

[0033] 其中, $f_i^{(n+1)}$ 表示编号为 $n+1$ 的输出更新图像的体素 i , $f_i^{(n)}$ 表示编号为 n 的输入更新图像的体素 i ,并且 H_{ij}^{TOF} 是包含属于给定响应线 (LOR) g_j 的所有体素的前向和反向投影操作符。例示性操作符 H_{ij}^{TOF} 假定包括针对每个511keV伽玛射线对的飞行时间 (TOF) 定位(如由上标 \cdot^{TOF} 注释所指示的)的PET成像数据。针对SPECT成像数据或PET成像数据,在没有TOF定位的情况下(或者在不利用TOF定位(如果可用的话)的情况下重建的),将替代地使用标准非TOF定位的前向和反向投影操作符 H_{ij} 。此外,在等式(1)中, $Corr_j$ 是用于投影 j 的可选的数据校正因子,并且 s_i 是针对索引为 i 的体素的灵敏度系数。在等式(1)的实施例中,边缘保持正则化先验26被表示为 $U(f_i^{(n)})$ 。尽管一般而言可以使用任何边缘保持正则化先验,但是在例示性范例中,边缘保持正则化先验26是由下式(参见Nuyts等人“A concave prior penalizing relative differences for maximum-a-posteriori reconstruction in emission tomography”,IEEE Trans.on Nuclear Science,第49卷,第1期,第56-60页(2002))给出的相对差值先验(RDP):

$$[0034] \quad U(f_i^{(n)}) = -\beta \frac{(f_i^{(n)} - f_j^{(n)})^2}{f_i^{(n)} + f_j^{(n)} + \gamma |f_i^{(n)} - f_j^{(n)}|} \quad (2)$$

[0035] 其中, β 是边缘保持正则化先验的总体权重,并且 γ 控制边缘保持阈值,其是控制特征(或边缘)保持的边缘保持正则化先验26的参数。一般而言,边缘保持阈值 γ 缩放梯度陡峭度,在所述梯度陡峭度之上,边缘保持适用。在等式(2)的RDP正则化先验的特定情况下,针对大于由边缘保持阈值 γ 设定的比例的图像梯度(其表示图像中的特征的边缘),分母中的项 $\gamma |f_i^{(n)} - f_j^{(n)}|$ 限制 $U(f_i^{(n)})$ 的正则化影响;然而,针对小于由 γ 设定的比例的图像梯度,二次分子 $(f_i^{(n)} - f_j^{(n)})^2$ 主导以提供正则化。再次地,等式(2)的RDP仅仅是边缘保持正则化先验26的例示性范例,并且更一般地,可以使用其他正则化先验,其包括边缘保持阈值,所述边

缘保持阈值的值提供针对由其陡峭度超过由所述边缘保持阈值设定的比例(并且由此“保持”那些边缘和由正则化降低的对应的特征)的图像梯度定义的边缘的正则化的抑制。

[0036] 一般而言,对所述正则化参数(例如,等式(2)的例示性RDP中的 β 和 γ)的选择能够通过抑制噪声显著地改善所得到的图像质量。另一方面,对这些参数的次优设置能够实际上通过抑制定义真实特征的边缘使诊断潜力劣化。通常地,所述边缘保持阈值 γ 的值已经被选取以在这两个相反的效果之间最佳地平衡。然而,当 γ 被选取以避免抑制真实特征的诊断上重要的边缘时,其还通过特定量的噪声伪影特征,通常被称为“斑点”或“热斑”。在本文中认识到,这些斑点伪影特征以以下方式出现。 γ 的值被设定为足够高以保持真实边缘。然而,在这样做时, γ 的该值足够低以允许特定噪声波动达到高于所述边缘保持阈值 γ 。这些噪声波动然后通过由边缘保持正则化先验26所提供的边缘保持来保持,并且此后,能够通过分辨率恢复建模来放大并且最后表现为可能潜在地被误解读为病变的伪影特征(斑点)。通常地,因此, γ 被选择以在足够高以保护较小图像梯度以便保持真实边缘而同时足够低以确保噪声波动由正则化移除的互相矛盾的目标之间平衡。该平衡通常不能够完全实现,因此导致对真实特征的抑制以及对诊断中的真实病变的所造成的丢失或损害定量,和/或导致对可能导致病变的误检测的伪影特征(斑点)的保持和放大。

[0037] 简要参考图2,在本文中做出的一些见解被用于对该不令人满意的状态进行改进,其中, γ 不能够实现真实特征的保持与伪影斑点的抑制的期望的组合。图2绘制了用于对具有10mm直径球体的体模的迭代重建的数据(其因此是真实特征)。更具体地,图2根据从 $n=1$ 至 $n=30$ 范围的图像更新迭代次数 n 绘制包围真实10mm球体的感兴趣区域(ROI)内的重建图像强度值的最大值,以及包围通过对噪声的放大而生成的伪影热斑的ROI内部的图像强度的最大值。在图2中看到,10mm球体(真实特征)的最大值在大约20次迭代之后收敛(即,变得粗略恒定)。根据迭代次数的最大值的改变因此在数次迭代之后针对真实特征减慢。这能够被视为反映表示10mm球体的真实图像特征对应于具有通过对真实10mm球体进行成像引起的成像数据中的实际结构的重建图像增益保真度。一般而言,在本文中认识到了,真实特征可能在迭代图像重建期间相对快速地收敛。

[0038] 另一方面,所述行为对于热斑而言是相当不同的。如在图2中所见到的,噪声诱发的热斑的最大值未立即出现,而是相反随着从迭代1至30的连续的迭代次数 n 缓慢地并且连续地增长。这反映以下事实:该热斑边缘未反映成像数据中的任何真实结构,而是相反是通过包括分辨率恢复的迭代图像重建过程对相对小的初始噪声波动的放大而生成的。

[0039] 现在返回参考图1并且进一步参考图3,前述见解得到所公开的方法,其中,在迭代重建期间,边缘保持阈值26被调节以降低梯度陡峭度,在所述梯度陡峭度之上,与迭代重建的较早的迭代相比较,边缘保持适用于迭代重建的较晚的迭代。在例示性实施例中,这是通过针对例示性RDP正则化先验的边缘保持阈值 γ 的线性减小程序30来完成的。在图3中更详细地示出了例示性线性程序30,以及选择性注释解释用于例示性设计的基本原理。在早期迭代期间, γ 具有其最高值。这意指通过边缘保持来保持较小的图像梯度。这导致较弱的噪声过滤,但是如在图2中见到的,早期迭代处的噪声的初始水平是相对地低的。高 γ 值的该初始相位因此确保边缘保持是强的(由于用于保持的较小梯度陡峭度比例要求),使得定义真实特征的真实边缘由边缘保持来保持并且允许生长。该生长在初始迭代中是大的(参见图2中针对10mm球体特征的曲线)。参考图3,在迭代重建继续时,根据程序30,更新次数 n 增

大并且 γ 减小。针对较高的迭代次数,这导致仅保护较大梯度陡峭度水平处的边缘的边缘保持。由于真实边缘已经在早期迭代中结晶(参见图2中针对10mm球体特征的曲线),因而其跟随这些强的真实边缘仍然被保持在较晚的迭代中而不管减小的 γ 以及因此边缘保持上的更严格的限制。相反,伪影特征由于“较慢的”噪声放大过程较晚地成核为噪声(参见图2中针对热斑伪影特征的曲线)并且因此这些噪声特征更可能在边缘保持随着减小的 γ 值而变得更弱时被正则化抑制。这能够通过迭代数目相关值 $\gamma^{(n)}$ 来替换 γ 在例示性RDP先验中表示:

$$[0040] \quad U(f_i^{(n)}) = -\beta \frac{(f_i^{(n)} - f_j^{(n)})^2}{f_i^{(n)} + f_j^{(n)} + \gamma^{(n)} |f_i^{(n)} - f_j^{(n)}|} \quad (3)$$

[0041] 通过一个更特定的非限制性例示性实施例, γ 被设计为根据下式在指定的 n_{\max} 次迭代上线性地减小:

$$[0042] \quad \gamma^{(n)} = \gamma^{(\text{开始})} + (\gamma^{(\text{结束})} - \gamma^{(\text{开始})}) \cdot \frac{n}{n_{\max}} \quad (4)$$

[0043] 其中,针对编号超过 n_{\max} 的迭代(如果有的话), $\gamma^{(n)} = \gamma^{(\text{结束})}$ 。在一个甚至更特定的非限制性实施例中,等式(3)的线性程序被用作程序30,其中, $\gamma^{(\text{开始})} = 1.5$ 并且 $\gamma^{(\text{结束})} = 0.5$ 并且 $n_{\max} = 20$ 。这些仅仅是例示性范例,并且设想到了用于调节边缘保持正则化先验26的边缘保持阈值的其他程序取决于在对特定成像数据的迭代重建期间真实边缘相对于伪影边缘的过程流演变的先验和经验分析的形式。例如,如果其比在例示性实施例中对于真实边缘稳定花费更久,那么所述程序可以包括初始恒定时段,其中,在随着增加的迭代次数 n 发起 $\gamma^{(n)}$ 的减小之前, $\gamma^{(n)} = \gamma^{(\text{开始})}$ 。额外地或备选地,针对真实边缘的较长稳定期可以通过采用具有初始迭代的 $\gamma^{(n)}$ 的初始次线性减小来容纳。

[0044] 现在参考图4,呈现了使用边缘保持阈值26的所公开的编程的调节30能达到的图像质量改善的范例。体模实验被执行以将使用符合图3的线性减小的 γ 的重建与包括固定的 $\gamma = 1.0$ 和固定的 $\gamma = 0.5$ 的两个不同的固定迭代独立值相比较。更具体地,图4顶行从左到右示出了:固定的 $\gamma = 1.0$,符合图3的线性程序30的动态地改变的 $\gamma = 1.5 \rightarrow 0.5$,以及固定的低 $\gamma = 0.5$,其中,图示第二图像和第三图像的斑点的降低的最右边的绘图中示出了对应的重建图像强度分布。图4底行从左到右示出了与顶行相同的内容,然而,示出了具有被保持在前两幅图像中的有用特征的切片。如在图4中见到的,仅动态地改变的 $\gamma = 1.5 \rightarrow 0.5$ 能够既减少斑点又保持常量两者。图4中所示的所有重建用于相同的三维数据集,用作具有20次迭代和17个子集的迭代重建OSEM-MAP(有序的子集期望最大化-最大值后验)。注意,在最右边的绘图中的每幅绘图中,最高曲线是针对 $\gamma = 1.0$,最低曲线是针对 $\gamma = 0.5$,并且中间曲线是针对 $\gamma = 1.5 \rightarrow 0.5$ 。

[0045] 如在图4中见到的,具有固定的 $\gamma = 1.0$ 的体模实验具有好的总体对比度和噪声控制,但是具有在较晚的迭代中成核并且生长的斑点伪影。这反映了具有还保持生长足够大的噪声诱发的图像梯度的不利效果的强边缘保持。具有固定的 $\gamma = 0.5$ 的体模实验示出不存在斑点,但是还存在有用特征的强烈减少的对比度(10mm球体对比度已经下降 >70%)。这反映了未能保护一些真实特征的较弱边缘保持。如在图4中观察到的,在本文中所公开的动态地改变的边缘保持阈值能够实现有利的折中:斑点已经被抑制,而同时10mm球体中的有用对比度仅降低20%。

[0046] 例示性实施例采用具有等式(1)的例示性迭代重建的等式(3)的例示性(经修改的)RDP正则化先验。更一般地,根据迭代的边缘保持阈值的编程的调节的所公开的方法可以与具有边缘保持阈值的任何类型的边缘保持正则化先验一起使用。例如,边缘保持正则化先验可以更一般地是与以下内容成比例的相对差值先验:

$$[0047] \quad \frac{(f_i - f_j)^2}{f_i + f_j + \gamma |f_i - f_j|} \quad (5)$$

[0048] 其中, γ 是边缘保持阈值, 并且 f_i 和 f_j 是图像像素或体素。甚至更一般地, 所公开的方法可以结合具有控制边缘保持的范围(即, 其具有边缘保持阈值)的参数的其他边缘保持正则化先验来使用。

[0049] 动态 γ 开始值和结束值(例如, 在等式(4)中的值 $\gamma^{(\text{开始})}$ 和 $\gamma^{(\text{结束})}$) 的选择能够经验性地选择, 并且在跨越成像对象(例如, 在医学成像的情况下, 患者或其他医学对象)的可信范围的成像数据集的代表性集合上验证。此外, 尽管在等式(3)的范例中仅边缘保持阈值 γ 被编程为随着迭代次数 n 而变化, 还设想到了改变正则化先验的其他参数, 诸如等式(3)的总体先验权重 β , 作为根据所选取的程序的迭代次数 n 的函数以最佳地平衡真实边缘的保持与噪声诱发的伪影特征的抑制。

[0050] 返回参考图1, 如先前所提到的, 在本文中所公开的迭代重建期间, 并且在迭代重建在重建图像处终止之前, 使用与迭代重建分离的调节过程操作来调节以下中的至少一项: 更新图像, 和迭代重建的参数。一个例示性调节过程是任选地被用在迭代重建中的边缘保持正则化先验26的边缘保持阈值的刚才所描述的编程的调节30。

[0051] 在图1中被图解性地示出为例示性范例的第二种这样的调节过程执行对噪声诱发的伪影特征的局部检测以及对这样的检测到的伪影特征的局部抑制。在该方法中, 每幅连续的更新图像22被存储在存储装置34中(或者备选地, 这些更新图像的子集可以被存储, 例如每第四幅更新图像可以被存储以减少存储空间要求)。存储装置34可以任选地被构造为存储“N”幅最新更新图像的先进、先出(FIFO)缓存器。基于这些更新图像, 在过去迭代期间的每区域演变36是针对图像的每个区域来计算的。该上下文中的“区域”可以是单个像素或体素, 或者可以是任意地定义的较大区域(例如, 每个区域可以是像素的 $n \times n$ 方块或者体素的 $n \times n \times n$ 立方体块)或者基于一些所选取的图像分析(例如, 基于对梯度图像中定义的边缘的分析来检测图像特征的特征检测器)。针对较大区域, 所述区域的“值”例如可以被量化为该区域中的最大像素值, 与在图2中所做的一样。针对当前更新图像的每个区域, 在操作38中确定在当前更新图像之前的更新图像上的区域的值的演变是否满足伪影特征准则。针对图2的范例, 真实特征的演变在初始迭代期间快速并且然后趋平, 然而伪影特征的演变是更渐进的并且继续在较晚的迭代中改变——真实特征相对于伪影特征之间的这些不同的特性使得能够定义用于检测伪影特征的准则。

[0052] 各种算法可以被用于量化在连续的迭代上的区域的值的演变。在一种方案中, 如下计算差值比值:

$$[0053] \quad \frac{\Delta f^{(m,n)}}{\Delta f^{(k,l)}} \quad (6)$$

[0054] 其中, $\Delta f^{(k,l)}$ 是在迭代 k 和 l 处的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值的差值或绝对差值, 并且 $\Delta f^{(m,n)}$ 是在迭代 m 和 n 处的更新图像中的对应的像素、体素或区域的值

的差值或绝对差值。如所图示的,针对图2的范例,在所指示的迭代次数 k 、 l 、 m 、 n 的情况下,应当看到,针对真实特征,比值 $\frac{\Delta f^{(m,n)}}{\Delta f^{(k,l)}}$ 将比一小得多,然而针对热斑(伪影特征),比值 $\frac{\Delta f^{(m,n)}}{\Delta f^{(k,l)}}$ 将相当接近于一。

[0055] 前述方案可以通过以下操作作为整体在图像上执行:计算第一差值图像,所述第一差值图像包括想迭代重建的迭代 k 与 l 处的更新图像之间的每体素或每像素差值或绝对差值;计算第二差值图像,所述第二差值图像包括在迭代重建的迭代 m 与 n 处的更新图像之间的每体素或每像素差值或绝对差值;并且计算比值图像,所述比值图像包括第一差值图像与第二差值图像之间的每体素或每像素比值。所得到的比值图像然后被分析以检测具有接近于一的值的区域,所述区域可能是伪影特征。

[0056] 在操作40中,在任何检测到的伪影特征处执行局部噪声抑制。例如,在一种方案中,所述局部噪声抑制可能需要利用较早的更新图像中的值来替换其演变满足伪影特征准则的当前更新图像的像素、体素或区域的值。在本文中做出的观察上假定该方法:噪声诱发的伪影特征倾向于在迭代重建中较晚演变,使得较早的更新图像将可能已经减少了或不存在噪声诱发的特征。在另一方法中,局部噪声抑制操作40利用其演变满足伪影特征准则的当前更新图像的邻近像素或体素的总值来替换所述当前更新图像的像素、体素或区域的值。局部噪声抑制是局部的,并且针对其演变不满足伪影特征准则的当前更新图像的像素、体素或区域不执行所述局部噪声抑制。还能够考虑上文的特定组合。操作40的输出然后是具有局部修改的更新图像42,并且这然后用作下一迭代重建更新20的输入。

[0057] 各种图像重建计算部件和数据存储部件可以被实施在例示性计算机50或其他电子数据处理设备上。例示性计算机50包括用于显示重建图像的显示器52,并且包括一个或多个用户输入设备(例如,键盘54和鼠标56),其用于接收用户输入以选择图像或图像切片或者以其他方式使得用户能够与图像重建和/或重建图像交互。

[0058] 现在参考图5-8,描述了证明局部检测并且抑制噪声诱发的伪影特征的方法的有效性的一些例示性体模实验。例示性方法采用被构建如下的比值图像,其中,参考等式(6),指数 l 、 m 和 n 与指数 k 如下地相关: $l=m=k+x$ 并且 $n=k+2x$ 。在迭代 $n=k+2x$ 处,图像的每个体素与迭代 $m=k+x$ 处的图像的相同体素相比较,差值被计算为 $\Delta f^{(k+x,k+2x)}$ 。然后,针对相同的体素,计算迭代 $l=k+x$ 和 k 处的差值以获得 $\Delta f^{(k,k+x)}$ 。换言之, k 是用于热斑控制的开始迭代,并且 x 和 $2x$ 是被用于计算差值的迭代间隔。由于真实特征被期望与伪影特征相比较在较早的迭代中较快地演变(参见图2),针对真实特征,比值 $\frac{\Delta f^{(k+x,k+2x)}}{\Delta f^{(k,k+x)}}$ 期望小于1。相反,噪声斑点

和伪影热斑期望缓慢地演变,但是演变保持进行,使得比值 $\frac{\Delta f^{(k+x,k+2x)}}{\Delta f^{(k,k+x)}}$ 期望大于1。通过计算比

值 $\frac{\Delta f^{(k+x,k+2x)}}{\Delta f^{(k,k+x)}}$,针对每个体素,形成比值图像,并且能够确定体素是否属于伪影热斑(由于噪声)或者属于图像的正常结构。比值图像能够被用于确定体素属于伪影热斑的概率以及体素属于正常结构的概率。形式上,这能够被写为:

$$\Delta f^{(k,k+x)} = f^{(k+x)} - f^{(k)}$$

$$[0059] \quad \Delta f^{(k+x,k+2x)} = f^{(k+2x)} - f^{(k+x)} \quad (7)$$

$$R = \frac{\Delta f^{(k+x,k+2x)}}{\Delta f^{(k,k+x)}}$$

[0060] 在图像或特征(诸如吉布斯伪影)中的冷结构的情况下,能够利用差值 $\Delta f^{(k,k+x)}$ 和 $\Delta f^{(k+x,k+2x)}$ 的符号来辅助所述过程。例如,针对冷区域,所述值通常在特定次数的迭代之后下降;针对热区处的吉布斯伪影,体素值能够首先上升然后下降,因此, $\Delta f^{(k,k+x)}$ 能够是正的,而 $\Delta f^{(k+x,k+2x)}$ 能够是负的。

[0061] 如在图1中所示的,针对迭代重建,初始图像24通常被用于开始迭代重建。如果初始图像的平均值与真实值也不同,则存在大比例效应,并且将采取用于迭代重建的数次更新/迭代来使这样的比例效应偏移。因此,一般而言,n优选被设定为足够大的数值,使得图像初始化比例不再显著。针对迭代间隔x,能够使用1或者高于1的任意项。针对最大似然期望最大值(MLEM),其中仅存在用于每次迭代的一个子集,k和x通常大于在每次迭代中存在多个子集的OSEM。

[0062] 参考图5,呈现了第一例示性体模重建范例。图5图示了处理36、38、40对具有400000个事件的2D模拟研究中的OSEM重建中的噪声控制的效果(TOF分辨率320ps,TOF重建)。肺中的噪声斑点随着与常规OSEM图像(图5左图像)和具有后过滤的OSEM图像(图5中间图像)两者相比较使用处理36、38、40(图5右图像)的OSEM的热斑控制显著地减少。针对图5(右图)的范例中的热斑控制,k首先被设定为1,并且x被设定为1。所述调节如下:如果针对体素,值R大于0.85,那么体素将停止演变。然后,k被设定为2,并且x保持在1处,R针对每个体素重新计算,并且噪声/热斑抑制过程被重复。作为该过程的结果,不同的体素可以被识别为归因于不同的迭代处的热斑,并且针对其被识别的迭代n处的演变停止。有效地,该方法执行热斑识别和抑制两者。如在图5中见到的,所述图像示出了使用处理36、38、40(图5右图像)的热斑控制比在没有控制的情况下显著地更好,并且还比使用用于后重建过滤(图5中间图像)的低通高斯滤波器显著地更好。

[0063] 参考图6,呈现了第二例示性体模重建范例。图6图示了处理36、38、40对图5中的相同2D模拟研究的MAP-OSEM重建中的噪声和热斑控制的效果。肺中的噪声斑点和图像中的伪影热斑与在没有这样的处理的情况下(图6左图像)相比较利用处理36、38、40(图6右图像)的热斑控制显著地减少。图6的顶行用于使用RDP先验($\beta=20$, $\gamma=0.1$)的OSEM-MAP。底行用于使用ADF先验的OSEM-MAP(参见Zhu等人,Med Bio.Eng.Comput,44:983-997(2006)),其中, $\beta=0.05$ 和 $\gamma=0.1$ 。RDP和ADF先验两者在没有使用处理36、38、40的热斑控制但是具有使用处理36、38、40的人工热斑的显著抑制的情况下示出重建图像中的人工热斑。

[0064] 参考图7,呈现了第二例示性体模重建范例。图7图示了使用处理36、38、40对在Philips Vereos数字PET系统(能从Koninklijke Philips N.V.,Eindhoven,the Netherlands获得)上采集的NEMA IQ身体体模研究的OSEM-MAP重建的效果。图7的最左边的图像示出了使用具有9个子集和30次迭代的OSEM算法的重建。所述图像由于大量的迭代而

显得有噪声。从左边的第二图像示出了将以具有2个体素的窗口半径的中值滤波器的形式的后重建过滤应用到最左边的图像以用于噪声降低的效果。噪声显著地减少,但是图像的纹理仍然是斑点的。从左边的第三图像是使用ADF先验相同迭代次数的OSEM-MAP产生的。总体噪声与最左边的图像相比较显著地减少,然而,在体模的一致区域中存在一些热斑。使用OSEM-MAP重建中的噪声/热斑控制处理36、38、40产生图7的最右边的图像。伪影热斑全部被移除,所述图像示出了与左边三个图像相比较的优秀质量。真实特征(即,体模中的球体)的定量仅稍微地改变。例如,最小热球体(10mm球体)的平均值在左图像中是334.3、在第三图像中是341并且在最右边的图像中是344.9,差值小于1%。17mm热球体的平均值针对第一、第三和最右边的图像是537.0、532.7和547.1。左图像与右图像之间的差异小于2%。在13mm球体中示出了最大定量差:最大值针对第一、第三和最右边的图像分别是626.4、626.3和557.8。差异是大约11%。

[0065] 参考图8,在另一实施例中,所述图像首先使用迭代重建来重建。中间更新图像(即,在终止重建图像之前的更新图像)中的一些或全部被保存在存储装置34中。例如,在迭代 $k+x$ 和 $k+2x$ 处的中间更新图像可以被保存在存储装置34中,而其他中间更新图像被舍弃。针对图像的每个体素,先前所描述的机制被用于确定其是否属于热斑或正常结构。图8示出了该方法的结果,其中,在 $k+2x$ =第30、 $k+x$ =第20和 k =第10次迭代处的更新图像针对噪声/热斑控制被保持,并且在第30迭代图像中的伪影热斑被成功地移除。真实特征没有视觉地并且定量地示出差值(小于0.1%的差值)。图8中所示的图像如下。四个列描绘了四个不同的切片。顶行:示出37mm冷球体附近的9点钟位置处的伪影热斑的第30迭代图像。中间行:具有热斑控制的图像。底行:顶部图像与中间图像之间的差值图像。差值仅在热斑区域处/附近。在真实特征中没有示出差值:所有球体,热的或冷的。

[0066] 将意识到,在图1中图解性地示出的所公开的调节过程实施例(即,边缘保持正则化先验的边缘保持阈值的编程的调节30以及伪影特征的局部检测/抑制)可以单独地或组合地使用。组合使用两个调节过程可以提供协同益处:例如,如果在较晚的迭代处,抑制操作40利用噪声放大较低的区域 of 的较早版本来替换噪声诱发的伪影特征,那么在该较晚的迭代处,所述边缘保持阈值 γ 的较低值可能与具有较大 γ 的较早的迭代相比较更有效地抑制噪声。

[0067] 已经参考优选实施例描述本发明。在阅读并且理解了前述详细描述之后可以设想到修改和变更。本发明旨在被理解为包括所有这样的修改和变型,只要其落入权利要求书或者其等价方案的范围之内。

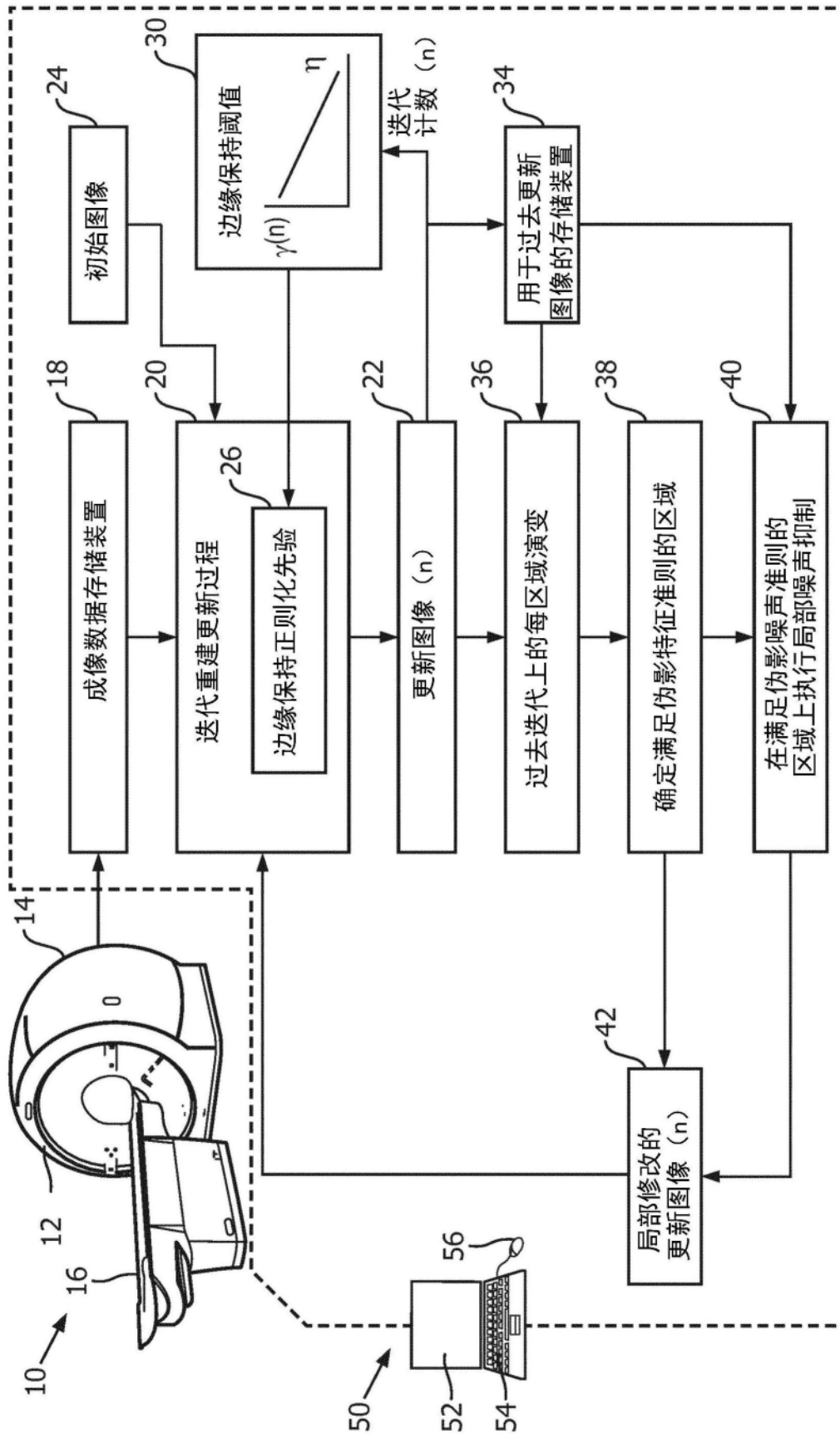


图1

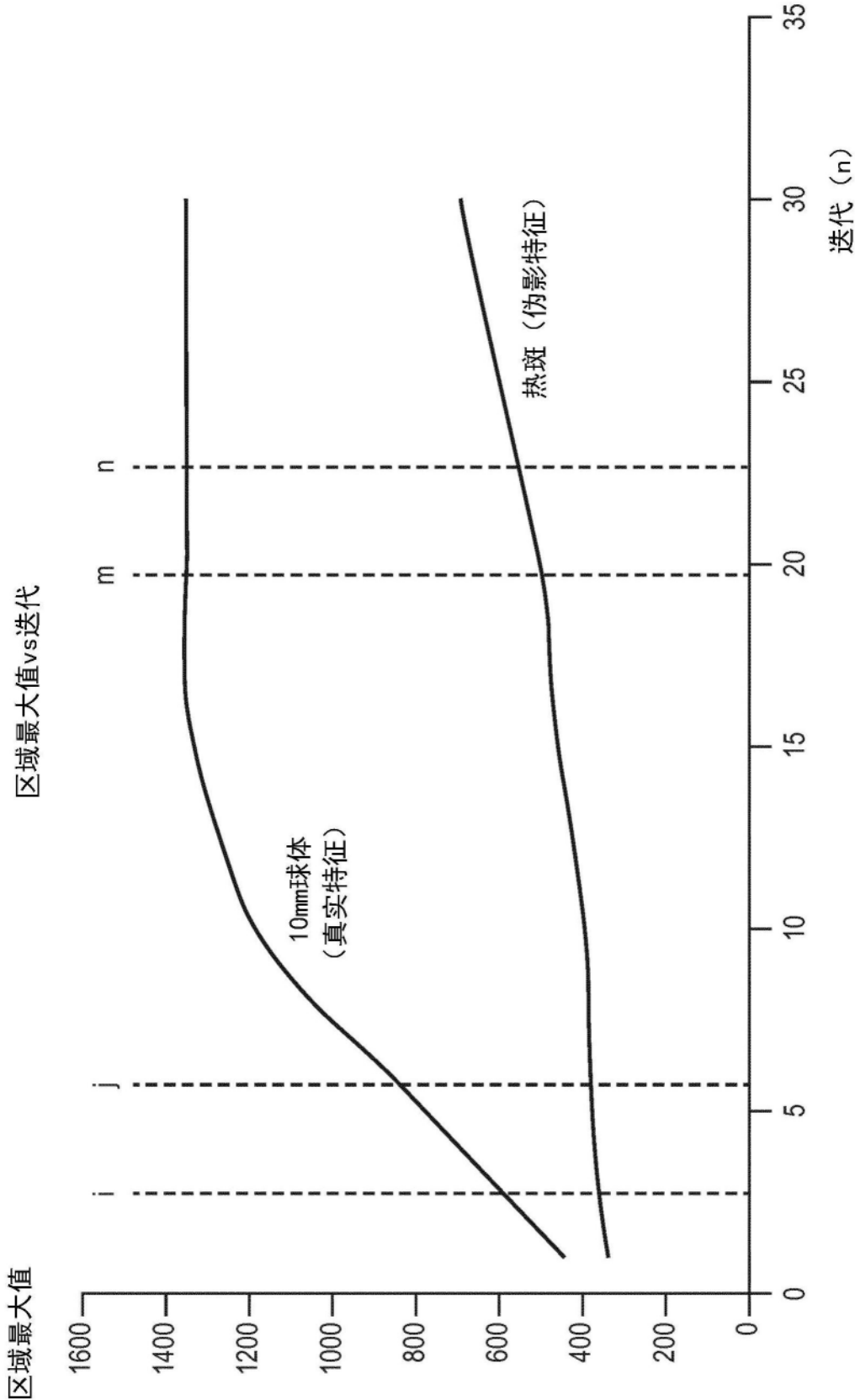


图2

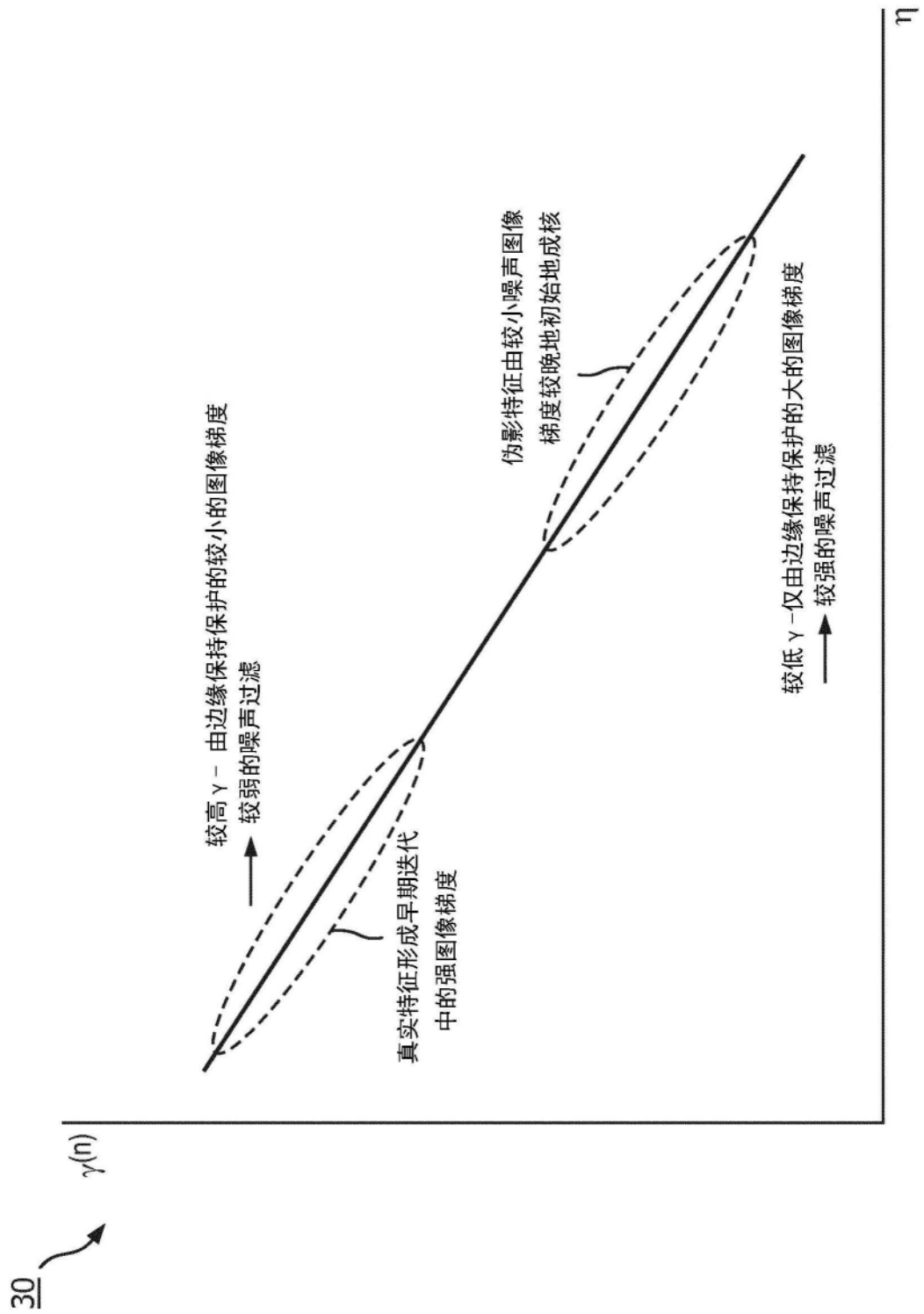


图3

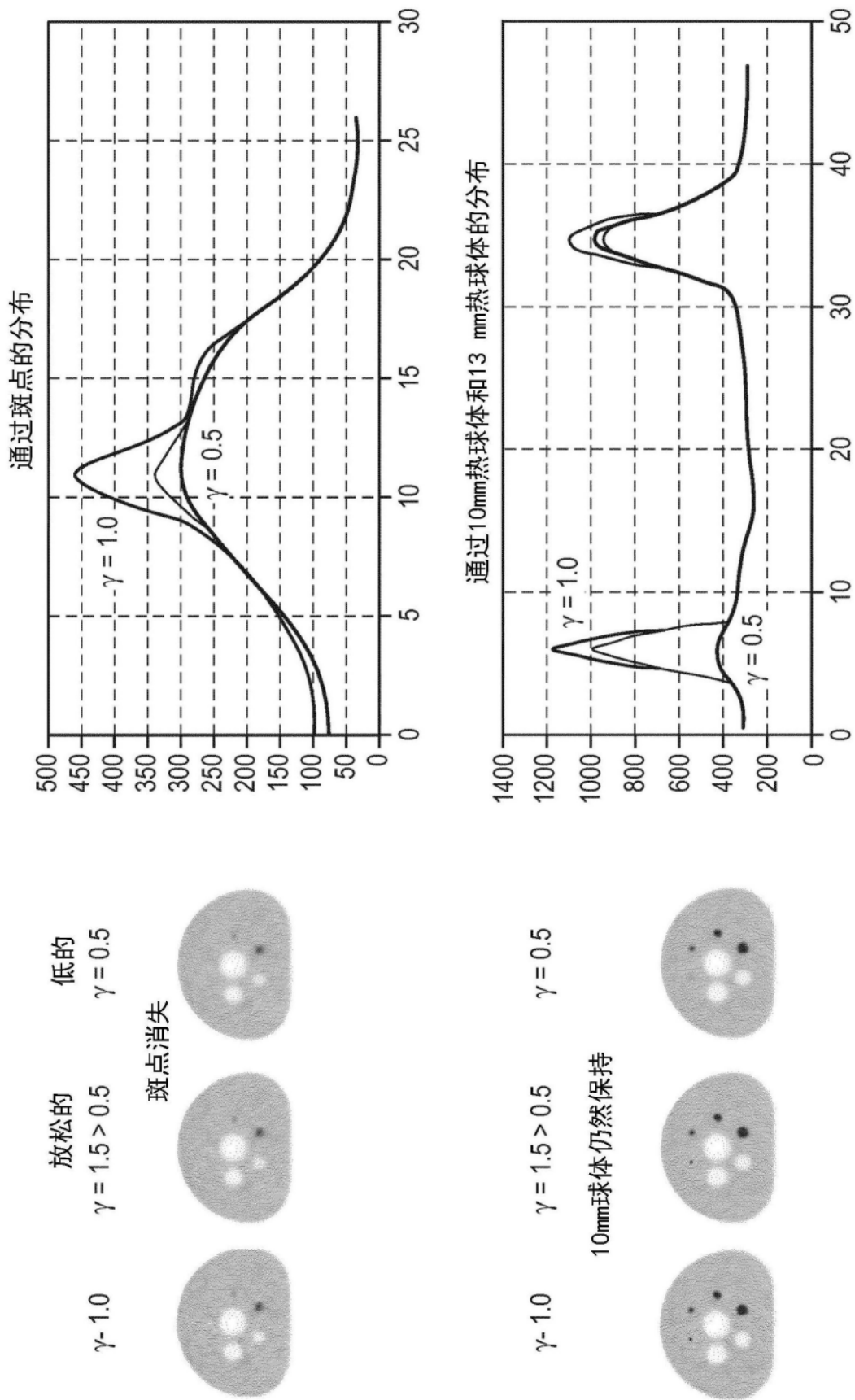
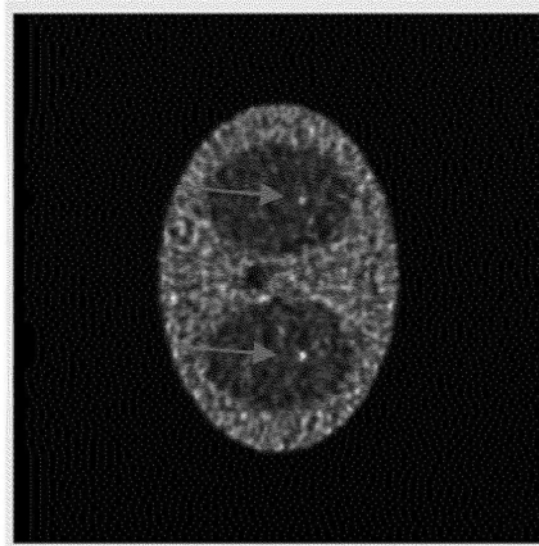
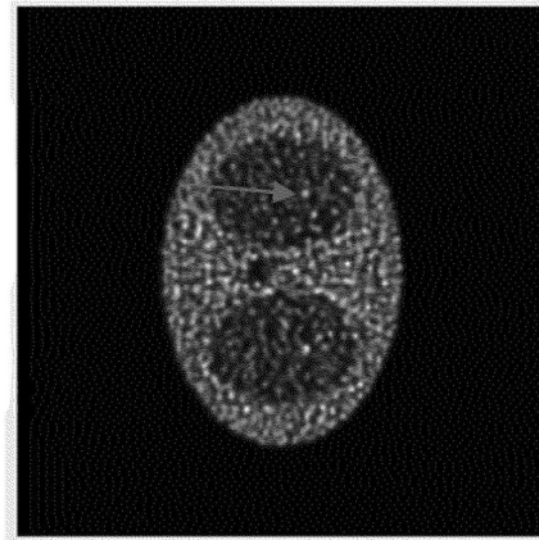


图4

具有重建期间
的调节的OSEM



具有后过滤
的OSEM重建



OSEM重建

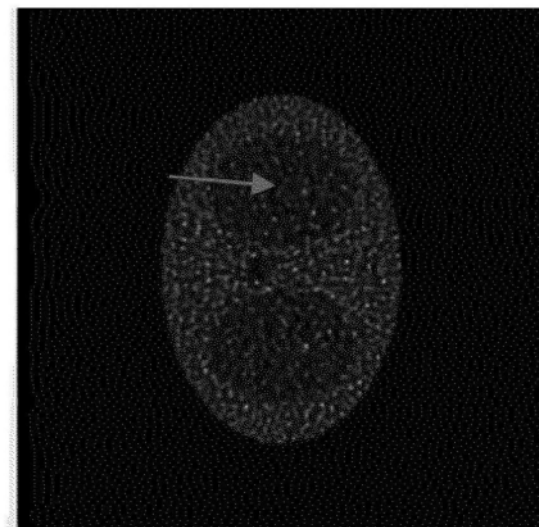


图5

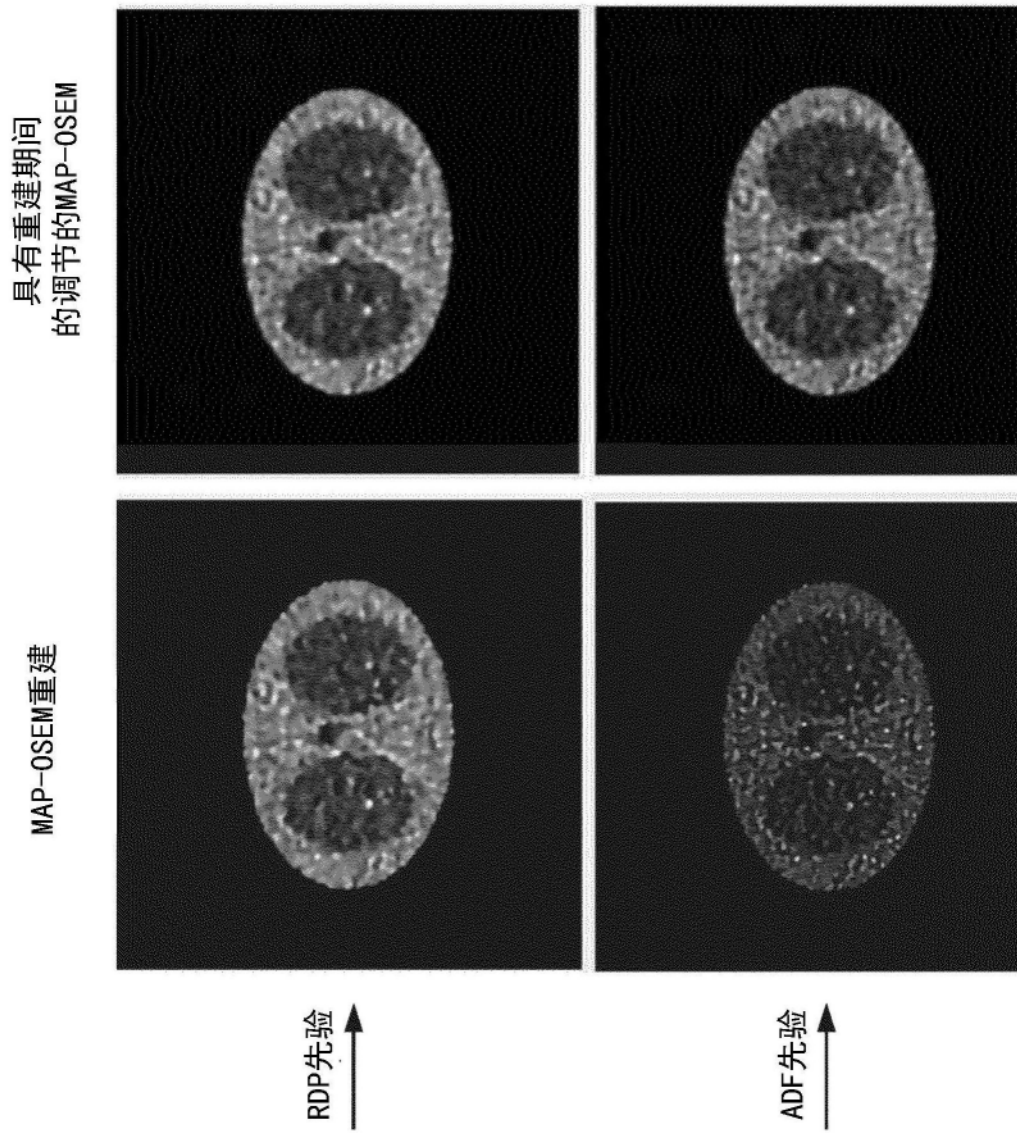
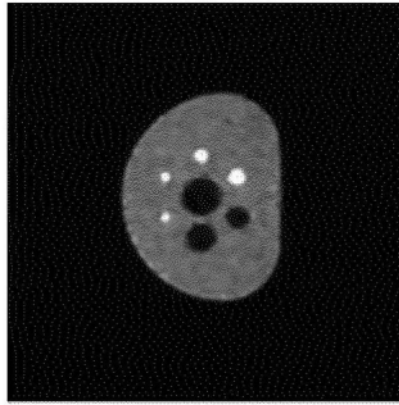
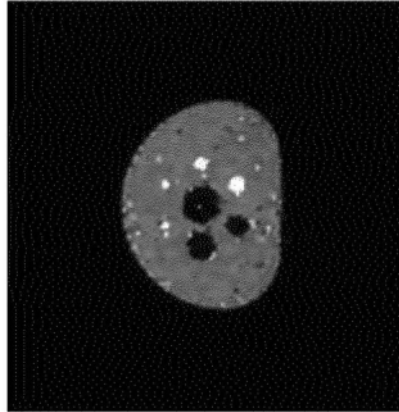


图6

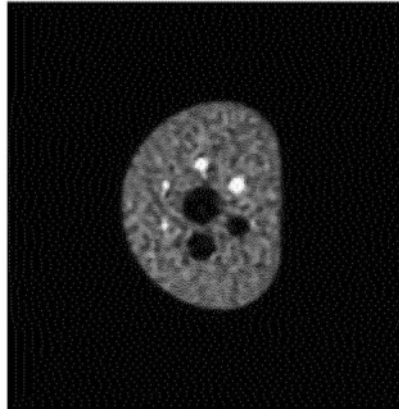
具有重建期间
的调节的OSEM
9个子集30次迭代



具有ADF先验的OSEM
9个子集30次迭代



具有后过滤的
OSEM 9个子集
30次迭代



OSEM
9个子集
30次迭代

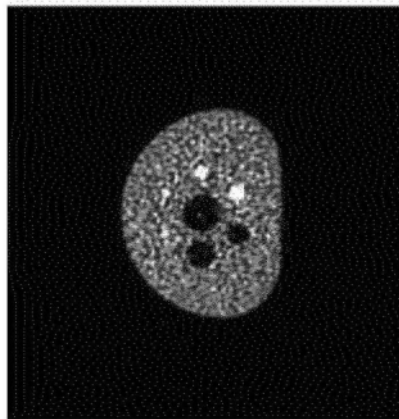


图7

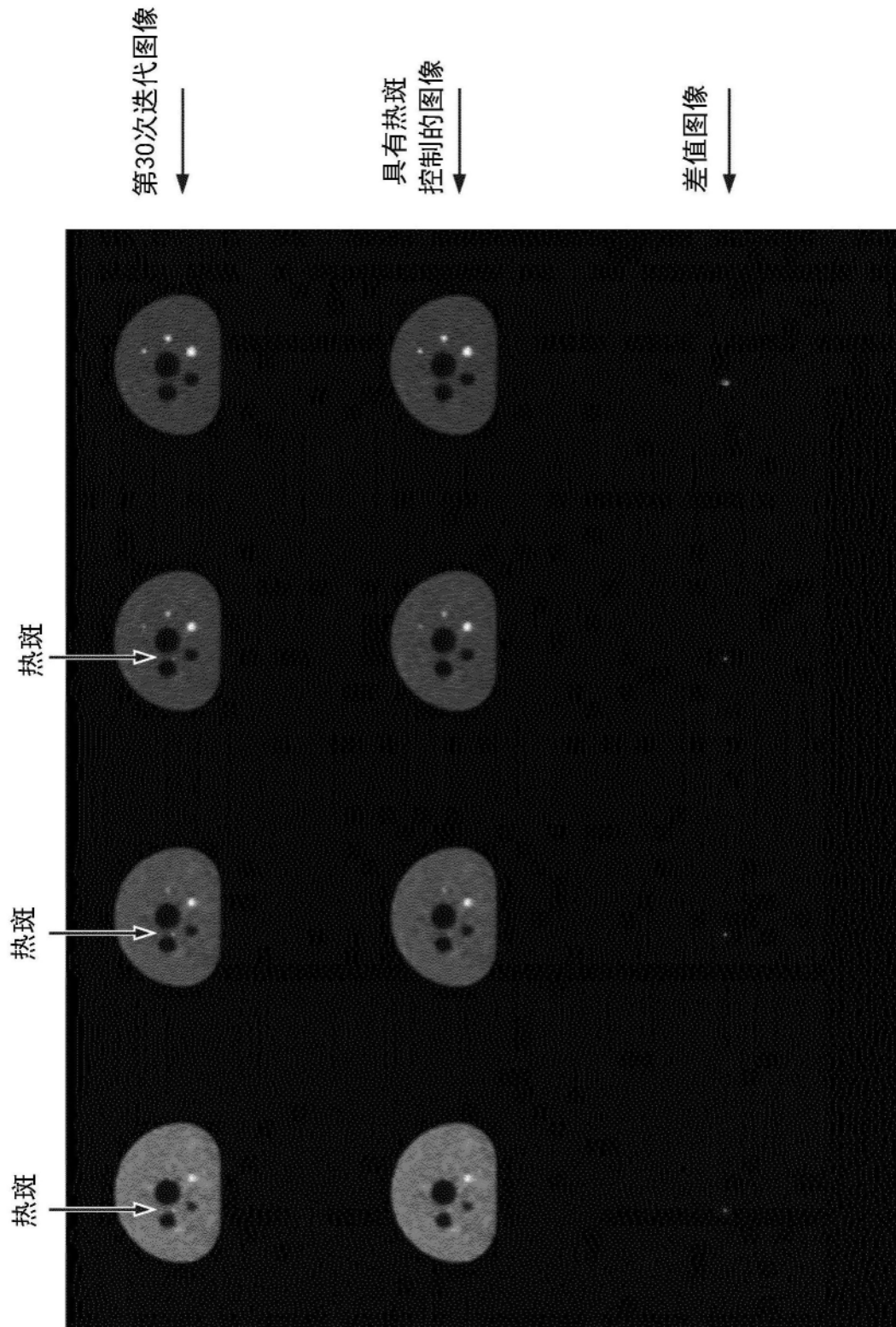


图8