



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107530037 B

(45)授权公告日 2018.11.27

(21)申请号 201680017587.4

(22)申请日 2016.12.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107530037 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(30)优先权数据

15200863.7 2015.12.17 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/080198 2016.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/102529 EN 2017.06.22

(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 R·卡尔米

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

审查员 田蕴青

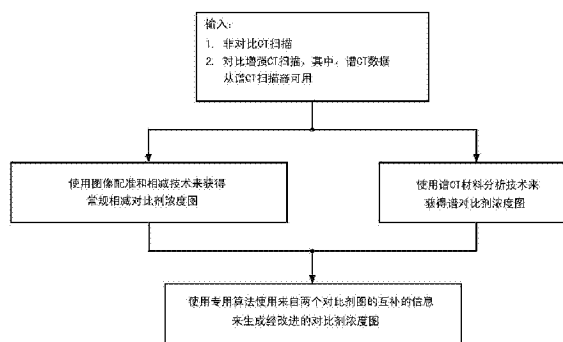
权利要求书2页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

用于生成对比剂浓度图的方法

(57)摘要

一种用于根据非对比增强计算机断层摄影扫描、对比增强计算机断层摄影扫描和对应的谱计算机断层摄影数据来生成对比剂浓度图的方法,包括:a.从所述非对比增强计算机断层摄影扫描、所述对比增强计算机断层摄影扫描和所述的谱计算机断层摄影数据生成至少两个不同的初级对比剂浓度图,b.执行对每个初级对比剂浓度图的局部质量分析,c.基于所述局部质量分析来确定针对每个初级对比剂浓度图的局部体积权重,并且d.基于两个所述初级对比剂浓度图和其对应的局部体积权重来生成次级对比剂浓度图。



1. 一种用于根据非对比增强计算机断层摄影扫描、对比增强计算机断层摄影扫描和对应的谱计算机断层摄影数据来生成对比剂浓度图(4a-e)的方法,包括:

a. 从所述非对比增强计算机断层摄影扫描、所述对比增强计算机断层摄影扫描和所述谱计算机断层摄影数据生成至少两个不同的初级对比剂浓度图,

b. 执行对每个初级对比剂浓度图的局部质量分析,

c. 基于所述局部质量分析来确定针对每个初级对比剂浓度图的局部体积权重,并且

d. 基于两个所述初级对比剂浓度图和其对应的局部体积权重来生成次级对比剂浓度图。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述初级对比剂浓度图中的至少一个是通过从所述非对比增强计算机断层摄影扫描和所述对比增强计算机断层摄影扫描执行体积空间配准步骤和图像相减步骤而获得的。

3. 根据权利要求2所述的方法,包括通过以下来改进所述体积空间配准步骤:根据所述对比增强计算机断层摄影扫描和/或所述谱计算机断层摄影数据来计算虚拟非对比图像体积;计算允许将所述非对比增强计算机断层摄影扫描变形为所述虚拟非对比图像体积的变形函数;并且将所述变形函数应用到所述对比增强计算机断层摄影扫描。

4. 根据权利要求2所述的方法,包括:

a. 通过使用来自另一初级对比剂浓度图的信息执行体积空间配准步骤和图像相减步骤来改进所获得的所述初级对比剂浓度步骤,

b. 将所述对比增强计算机断层摄影减去所述对比剂浓度图以获得经变更的非对比增强计算机断层摄影扫描,

c. 通过从所述经变更的非对比增强计算机断层摄影扫描和所述对比增强计算机断层摄影扫描执行体积空间配准步骤和图像相减步骤来生成新对比剂浓度图。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述初级对比剂浓度图中的至少一个是从唯一谱计算机断层摄影数据中获得的。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,对从所述唯一谱计算机断层摄影数据中所获得的所述初级对比剂浓度图的所述局部质量分析包括考虑局部辐射剂量水平。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述局部辐射剂量水平是根据扫描参数和工具获得的。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述扫描参数和工具是计算出的剂量图。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的方法,其中,所述非对比增强计算机断层摄影扫描和所述对比增强计算机断层摄影扫描中的至少一个是低剂量扫描。

10. 根据权利要求1-8中的任一项所述的方法,其中,所述局部质量分析和所述对应的局部体积权重是针对所述初级对比剂浓度图的每个体素被执行的。

11. 根据权利要求1-8中的任一项所述的方法,其中,每个初级对比剂浓度图的单位标度在所述次级对比剂浓度图的所述生成之前被调整和/或归一化。

12. 根据前述权利要求1-8中的任一项所述的方法,其中,对所述初级对比剂浓度图中的至少一个的所述局部质量分析包括从以下中选择的技术:局部图像噪声估计、对一组相邻像素的标准偏差测量结果、精细结构或形状分析、局部图像伪影分析、空间分辨率分析、局部空间频率或波长分析、或出于预定限制的图值或值梯度的分析。

13. 根据权利要求1-8中的任一项所述的方法, 其中, 所述初级对比剂浓度图中的每个的所述局部体积权重之间的平滑过渡被生成。

14. 一种适于与医学成像设备 (100) 通信的设备, 包括:

a. 处理器, 其被配置为从非对比增强计算机断层摄影扫描、对比增强计算机断层摄影扫描和对应的谱计算机断层摄影数据来生成至少两个不同的初级对比剂浓度图; 执行对每个初级对比剂浓度图的局部质量分析, 基于所述局部质量分析来确定针对每个初级对比剂浓度图的局部体积权重; 并且基于两个所述初级对比剂浓度图和其对应的局部体积权重来生成次级对比剂浓度图,

b. 用于显示所述次级对比剂浓度图的单元。

15. 一种计算机断层摄影扫描器 (100), 其包括被配置为实现根据权利要求1至13中的任一项所述的方法的设备。

16. 一种编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质, 所述计算机可读指令在由处理器运行时使所述处理器执行根据权利要求1-13中的任一项所述的方法。

用于生成对比剂浓度图的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于生成对比剂浓度图的方法。其还涉及适于与医学成像设备通信的设备、计算机断层摄影扫描器和计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 在计算机断层摄影应用中,对比剂浓度图(诸如基于碘对比剂的“碘图”或基于不常见的对比剂(诸如钆、钡、铋或金)的其他图)可以在改进许多疾病和临床状况的诊断准确度中是非常有用的。用于生成这样的碘图的两个基本方法是已知的,每个方法具有优势和不足。一种方法使用两个常规计算机断层摄影扫描,具有和没有对比剂施予。这些扫描还被称为对比剂前和对比剂后计算机断层摄影扫描。通过应用体积空间配准跟随以图像相减(即,对比剂后图像减去对比剂前图像),生成对比剂图。第二方法是直接根据单个谱计算机断层摄影扫描来生成对比剂图。诸如基于双能量或光子计数的谱计算机断层摄影具有将对比剂与生物材料定量地区分的能力。

[0003] 配准相减方法相对于谱计算机断层摄影技术存在若干优点。首先,针对相同辐射剂量的对比噪声比(CNR)比在相关双能量碘图中高大约3倍。可以例如根据以下事实来理解该更高的CNR:碘增强对血液或软组织HU之间的亨氏单位(HU)差比双层计算机断层摄影(在120kVp处操作的)中的双能量第一层图像对高能量第二层图像中的碘增强之间的差高3倍。该比较包括以下考虑:两种技术之间的总体剂量均衡将常规计算机断层摄影图像(在双扫描相减协议中)和单层图像(在双能量单扫描协议中)中的每一个的原始信噪比带到大约相同水平。

[0004] 而且,在双扫描协议中,真实的非对比图像可用于临床诊断。该图像通常比双能量虚拟非对比图像(特别地在低剂量计算机断层摄影扫描中)好得多。

[0005] 此外,在配准相减技术中,骨骼和钙识别和消除可以有时比在单扫描谱计算机断层摄影中更加准确地完成。这归因于在对比剂前和对比剂后扫描之间对比剂浓度很大地变化,相反,骨骼和钙保持不变。

[0006] 最终,双能量碘图和虚拟非对比(VNC)图像倾向于遭受不准确性和伪影的问题,特别地低剂量谱计算机断层摄影扫描。

[0007] 双扫描相减技术的缺点在于,要求非常准确的体积空间配准。虽然相当好的配准算法已经是可商购的并且在研究中,但是配准结果在许多情况下仍然不是足够准确的,并且误配准伪影存在于相减结果中。

[0008] 另外,执行两个扫描比仅利用谱计算机断层摄影执行单个对比扫描在某种程度上要求更加复杂并且耗费时间的临床工作流和患者计划。

[0009] 两种技术中的限制在于,为改进碘图外观,常见的是,在这两种方法中应用相对强的滤波器以降低来自所获得的碘图的噪声和伪影是常见的,这些技术常常显著地降低具有相对低碘浓度的小的特征和结构的图空间分辨率和可检测性。

[0010] US2014/064589 A1公开了一种用于确定成像数据中的对比剂的浓度的方法,包括

计算患者的感兴趣区域的造影剂前衰减图。

[0011] W0201/098124 A2公开了一种方法,其包括获得基于关于来自对外或目标的体积图像数据的感兴趣体素的体素分布的局部加权直方图所生成的未缩放的不规则图。

[0012] US2005/249329 A1公开了:图像重建单元,其根据所采集的投影数据来重建图像数据;以及管电流值设置单元,其根据关于针对对象所计划的对比剂检查的投影数据和信息设定针对X射线管的管电流值。

[0013] 本发明的目的是将每个现有方法的最佳方面进行组合来克服其相应的缺点。

发明内容

[0014] 本发明涉及一种用于根据非对比增强计算机断层摄影扫描、对比增强计算机断层摄影扫描和对应的谱计算机断层摄影数据来生成对比剂浓度图的方法,包括:

[0015] a. 从所述非对比增强计算机断层摄影扫描、所述对比增强计算机断层摄影扫描和所述对应的谱计算机断层摄影数据来生成至少两个不同的初级对比剂浓度图,

[0016] b. 执行对每个初级对比剂浓度图的局部质量分析,

[0017] c. 基于所述局部质量分析来确定针对每个初级对比剂浓度图的局部体积权重,并且

[0018] d. 基于两个所述初级对比剂浓度图和其对应的局部体积权重来生成次级对比剂浓度图。

[0019] 在优选的实施例中,至少在谱计算机断层摄影模式中执行所述对比增强扫描以生成常规对比增强计算机断层摄影图像和谱计算机断层摄影数据二者。

[0020] 所述“局部分析”应被理解为在可以具有任何大小(包括一个单个体素的大小)的若干体素组上所执行的分析。所分析的体素组可以形成整个对比剂浓度图的一部分,或者不。也就是说,所述局部分析可能涉及整个图或者其仅一部分。执行所述分析,使得“局部体积权重”可以被分配给对应的体素组。所述对应的体素组可以是经历所述“局部分析”的相同体素组或体素组的不同集合。最后一步可以通常包括生成次级图,所述次级图是两个初级图的加权平均,所述加权平均操作考虑所计算的权重。

[0021] 在优选的实施例中,通过从所述非对比增强计算机断层摄影扫描和所述对比增强计算机断层摄影扫描执行体积空间配准步骤和图像相减步骤来获得所述初级对比剂浓度图中的至少一个。所述配准算法可以利用涉及弹性、仿射或刚性配准的技术。在该情况下,所述方法还可以包括通过以下来改进所述体积空间配准步骤:根据所述对比增强计算机断层摄影扫描和/或所述谱计算机断层摄影数据来计算虚拟非对比图像体积;计算允许将所述非对比增强计算机断层摄影扫描图像体积变形为所述虚拟非对比图像体积的变形函数;并且将所述变形函数应用到所述对比增强计算机断层摄影扫描图像体积。实际上,所述空间配准准确度是生成对比剂浓度图的所述配准相减方式的重要的限制,并且有趣的是,受益于可用的谱数据以明智的方式可用。改进所述配准步骤的另一方式是还添加包括以下步骤:

[0022] a. 改进通过使用来自另一初级对比剂浓度图的信息执行体积空间配准步骤和图像相减步骤所获得的所述初级对比剂浓度图,

[0023] b. 从所述对比增强计算机断层摄影扫描图像体积减去所述对比剂浓度图以获得

经变更的非对比增强计算机断层摄影图像体积，

[0024] c. 通过从所述经变更的非对比增强计算机断层摄影图像体积和所述对比增强计算机断层摄影扫描图像体积执行体积空间配准步骤和图像相减步骤来生成新对比剂浓度图。

[0025] 在优选的实施例中，从唯一谱计算机断层摄影数据获得所述初级对比剂浓度图中的至少一个。

[0026] 在该情况下，从所述唯一谱计算机断层摄影数据当中所获得的所述初级对比剂浓度图的所述局部质量分析可以包括考虑局部辐射剂量水平。例如，可以从扫描参数和工具（优选地从所计算的剂量图）获得所述局部辐射剂量水平。

[0027] 通常，所述非对比增强计算机断层摄影扫描和所述对比增强计算机断层摄影扫描中的至少一个可以是低剂量扫描。事实上，所述初级扫描仅被需要通常用于粗糙分析，因此剂量越低越好。

[0028] 可以针对所述初级对比剂浓度图像的每个体素执行所述局部质量分析和所述对应的局部体积权重。实际上对应于之前所提到的所述情况，其中，被分析的所述体素组具有一个单体素的大小。

[0029] 每个初级对比剂浓度图的单位度量可以在所述次级对比剂浓度图的生成之前调整和/或归一化。

[0030] 对所述初级对比剂浓度图中的至少一个的所述局部质量分析可以包括诸如局部图像噪声估计、对一组相邻像素的标准偏差测量结果、精细结构或形状分析、局部图像伪影分析、空间分辨率分析、局部空间频率或波长分析或来自预定限度的图值或值梯度的分析。

[0031] 可以生成所述初级对比剂浓度图中的每个的局部体积权重之间的平滑过渡。虽然这可能增加所述最后图的可读性，但是其可能模糊一些不连续性（诸如所述一些血管壁）。这样，将这样的功能性与可以将相关的平滑的量进行加权的分割算法耦合可以是感兴趣的。

[0032] 本发明还涉及一种适于与医学成像设备通信的设备，包括：

[0033] a. 处理器，其被配置为从非对比增强计算机断层摄影扫描、对比增强计算机断层摄影扫描和对应的谱计算机断层摄影数据生成至少两个不同的初级对比剂浓度图；执行对每个初级对比剂浓度图的局部质量分析，基于所述局部质量分析来确定针对每个初级对比剂浓度图的局部体积权重，并且基于两个所述初级对比剂浓度图和其对应的局部体积权重来生成次级对比剂浓度图。

[0034] b. 用于显示所述次级对比剂浓度图的单元。

[0035] 本发明还涉及一种计算机断层摄影扫描器，其包括被配置为实施根据本发明的方法的设备。

[0036] 本发明还涉及一种编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质，所述计算机可读指令在由处理器运行时使得所述处理器执行根据本发明的方法。

[0037] 本领域的普通技术人员在阅读和理解以下详细说明之后，将领会本发明的更进一步的方面和实施例。对于本领域的普通技术人员而言，在阅读优选的实施例的以下详细说明之后，许多额外的优点和益处将变得显而易见。

附图说明

[0038] 本发明应当通过阅读本发明的实施例的以下详细描述并且通过检查附图更好地理解,其中:

[0039] -图1是典型的计算机断层摄影扫描器或谱计算机断层摄影扫描器;

[0040] -图2表示根据本发明的优选的实施例的方法的一般流程图;

[0041] -图3表示图2的初级对比剂浓度图的图像强度;

[0042] -图4示出了根据图2的方法所获得的初级对比剂浓度图的临床范例;

[0043] -图5和图6是表示改进空间配准准确度以获得图2中的方法的初级对比剂浓度中的一个的两种方式的流程图;并且

[0044] -图7和图8是进一步详述根据图2的方法的组合步骤的流程图。

[0045] 本发明可以采取各种部件和部件的布置以及各种过程操作和过程操作的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的并且不应被解释为对本发明的限制。为了更好地可视化,可以省略某些特征或者尺寸可以不按照比例。

具体实施方式

[0046] 图1示意性地图示了范例成像系统100 (诸如计算机断层摄影(CT)扫描器)。成像系统100包括旋转机架102和固定机架104。旋转机架102由固定机架104可旋转地支持。旋转机架102被配置为关于纵向或z轴围绕检查区域106旋转。成像系统100还包括对象支撑体107,其在扫描之前、期间和/或之后在检查区域106中支撑对象或目标。对象支架107还可以被用于将对象或目标加载到检查区域106中和/或将对象或目标从检查区域106卸载。成像系统100还包括辐射源112 (诸如X射线管),其由旋转机架102可旋转地支持。辐射源112与旋转机架102下起围绕检查区域106旋转并且被配置为生成并且发射穿过检查区域106的辐射。在一个实例中,辐射源112被配置为在集成时段内和/或以其他方式在两个或更多个发射电压 (例如,80和140kVp、80、100和120kVp等) 之间切换发射电压。在变型中,成像系统100包括在不同的发射电压处发射辐射的多个辐射源112。在另一变型中,辐射源112包括单个广谱X射线管。成像系统100还可以包括辐射源控制器114。辐射源控制器114然后被配置为对所生成的辐射的磁通量进行调制。例如,辐射控制器114可以选择性地改变辐射源112的阴极加热电流、施加电荷以禁止辐射源112的电子流动、过滤发射的辐射等以对磁通量进行调制。在所图示的范例中,辐射源控制器114基于预定调制模式来对磁通量进行调制。

[0047] 成像系统100还包括辐射敏感探测器像素116的一维或二维阵列115。像素116被定位为在检查区域106对面、与辐射源112相对,探测穿过检查区域106的辐射并且生成指示其的电信号 (投影数据)。在一个实施例中,像素116包括直接转换光子计数探测器像素。利用这样的像素,所生成的信号包括具有指示所探测的光子的能量的峰值幅度或峰值高度的电流或电压。直接转换光子计数探测器像素可以包括任何适合的直接转换材料,诸如CdTe、CdZnTe、Si、Ge、GaAs,或其他直接转换材料。

[0048] 在另一实施例中,探测器阵列115相对于辐射源112在检查区域106的对面,对向一角弧。探测器阵列115探测穿过检查区域的辐射106并且生成指示其的信号 (投影数据)。当在至少两个发射电压之间切换辐射源和/或两个或两个以上X射线管在两个不同的发射电

压处发射辐射的情况下,探测器阵列115生成针对辐射源电压中的每个的信号。对于单个广谱X射线管而言,探测器阵列115包括产生信号的能量分辨探测器(例如,多层闪烁体/光电二极管、直接转换光子计数等)。

[0049] 重建处理器利用被存储在重建算法存储器中或其他地方的一个或多个谱基底分解算法来重建信号。重建处理器,采用算法中的至少一个,产生谱体积图像数据,其包括对应于不同的图像基底的两个或更多个体积图像数据集。例如,利用双能量,这些基底可以是光电/康普顿散射对、水/碘对(或其他材料基底对)、两个不同的有效keV X射线能量对等。在另一范例中,利用光子计数CT,重建处理器可以生成两个或两个以上图像基底,包括k边缘图像基底(例如,在存在三个或更多个能量窗的情况下)。重建处理器还可以生成非谱体积图像数据。

[0050] 图2是根据本发明的优选的实施例的一般流程图。其是用于以最佳的方式利用谱CT扫描器的方法,特别是在除了完全诊断非对比图像之外还要求高质量碘图的临床情况中。所述方法可以在谱CT结果可能存在下降质量的问题的低剂量扫描中是特别相关的。关键想法是将来自配准相减技术和来自谱分析技术的互补信息进行组合以便提供比可以分别地从两种方法中的任一个实现的更好的碘图。根据输入的非对比增强计算机断层摄影扫描和对比增强计算机断层摄影以及对应的可用的谱数据,获得两个对比剂(例如,碘)浓度图。第一图通过常规相减配准方法,而第二图从谱数据导出。在介绍部分中已经描述了这两种方法。最终,两个图被组合以生成次级对比剂浓度图。在图7和8中进一步详述了该步骤。

[0051] 图3展示了从两种技术导出的对比剂图之间的基本差异(为了清晰起见,仅示出1D图像概况)。曲线301是配准相减图的结果,具有剩余的误配准伪影330,其引入所位于的区域中的大的误差。在配准精细的其他区域中,对比剂图显示出好的质量。虚线曲线311和312相应地对应于已经被用于计算曲线301的对比和非对比图像。因为曲线312已经被误配准,空间误配准偏移320引起重要的伪影330。

[0052] 曲线302是仅从对比扫描导出的谱分析的结果。不存在局部锐利伪影,然而,总体噪声显著地更高,包括可以被解释为真实结构的某种低频噪声。

[0053] 所提出的方法中的主目标,关于该图示是根据两条不足质量的曲线生成经优化和经改进的曲线。

[0054] 在图4上示出了对比剂浓度图的对应的临床范例。图4a、4b和4c示出了通过配准相减技术从常规计算机断层摄影扫描所获得的碘浓度图的范例。图4d和4e示出了从光谱双能量计算机断层摄影扫描所获得的碘浓度图的范例。

[0055] 在本发明的一个方面中,可以改进通过配准相减方法所获得的对比剂浓度图的空间配准准确度。对比剂前扫描与对比剂的扫描之间的空间配准问题有时受归因于在对比剂施予之后的局部亨氏单位(HU)中的改变的图像不一致性影响。谱计算机断层摄影可以通过使用虚拟地示出非对比增强的图像(其从实际对比扫描导出)或者通过以迭代的方案校正配准伪影,来辅助执行更准确的配准。图5和图6的流程图中示出了这两个选项。

[0056] 在图5中,首先计算的谱虚拟非对比图像(VNC)体积被用于改进针对配准相减图的过程的配准准确度。在以下情况中该选项可以特别地合适,如果使用中的谱计算机断层摄影系统提供高质量VNC结果,或者在归因于高对比剂浓度的对比剂前扫描和对比剂后扫描之间存在非常大HU变化的临床协议中。

[0057] 在图6中,使用来自谱图的信息对初始配准相减图进行校正。经校正的配准相减图被从对比图像减去以形成一种“常规”虚拟非对比图,其利用预对比图像体积配准。对比剂增强的虚拟消除可以辅助更好的配准结果。经改进的变形域被用于生成经改进的配准相减图,其将被用作最终图。有意思的是,要指出在该方案中空间配准被执行为两个迭代过程。

[0058] 图7和图8图示了最佳地组合两个图类型的方法步骤。在图7中,首先独立地计算配准相减图以及谱图。使用来自配准相减图和来自谱图的互补的信息直接生成组合的对比剂浓度图。在图8中进一步详述粗框架中的块。

[0059] 图8的流程图示出了如何通过将来自配准相减图和来自谱图的值加权来生成组合的对比剂图的选项。关键点在于,对于两个图中的每个而言,进行对局部图质量的分析并且相应地导出体积权重。例如,如果在一个图中局部图质量是低的并且第二图中局部质量是高的,则组合权重将有利于具有高质量的图。词语“局部”可以描述每个图像像素或一组像素或体素,或者以其他方式确定的感兴趣区域。

[0060] 作为选项,来自两种方法的图的标度或单位可以在组合之前进行调整或归一化。

[0061] 可以由若干已知技术评估空间配准准确度的局部置信度水平,诸如在下文中发表的方法:

[0062] ‘Supervised quality assessment of medical image registration: Application to intra-patient CT lung registration’, S.E.Muenzing等人, Medical Image Analysis, 2012年12月。

[0063] 可以通过考虑关于对比剂浓度的辐射剂量水平和范围的已知和预先测量的系统限制来评估光谱分析的局部置信度水平。可以从扫描参数和工具(诸如计算的剂量图)获得局部剂量水平。

[0064] 作为选项,可以通过两个权重分布的特殊平滑来生成两个图的权重之间的平滑过渡。

[0065] 虽然在附图和前述描述中已经详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述将被认为是说明性或示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0066] 本领域的技术人员通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,在实践所主张的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“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记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

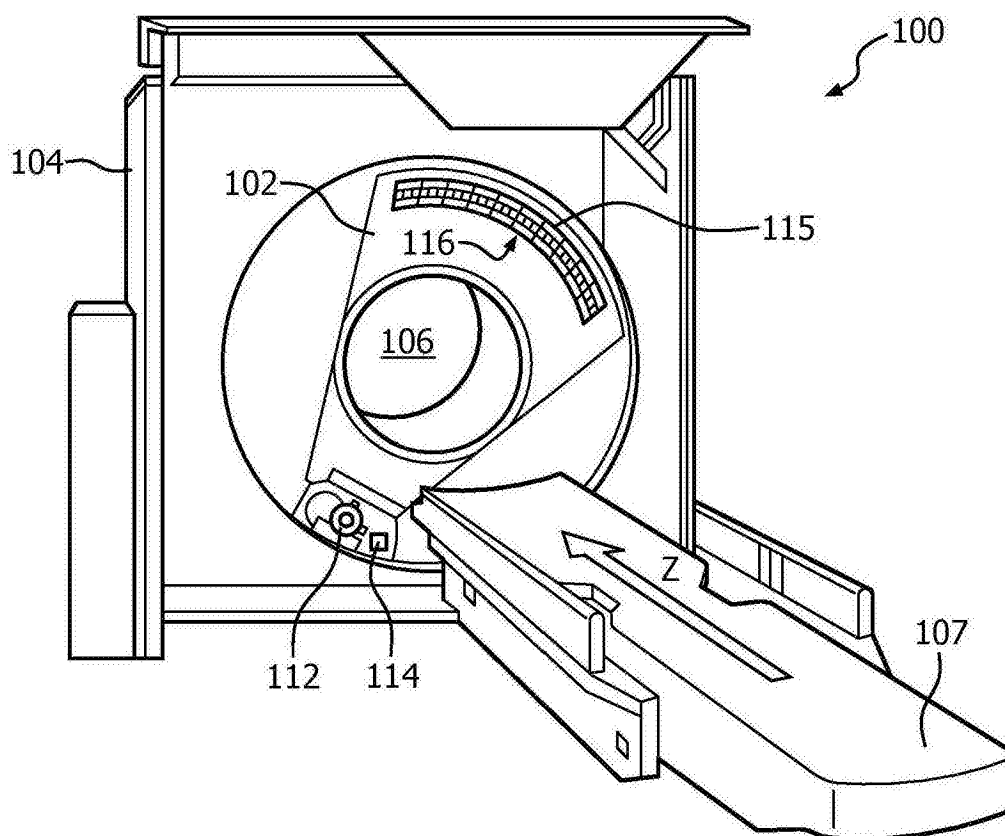


图1

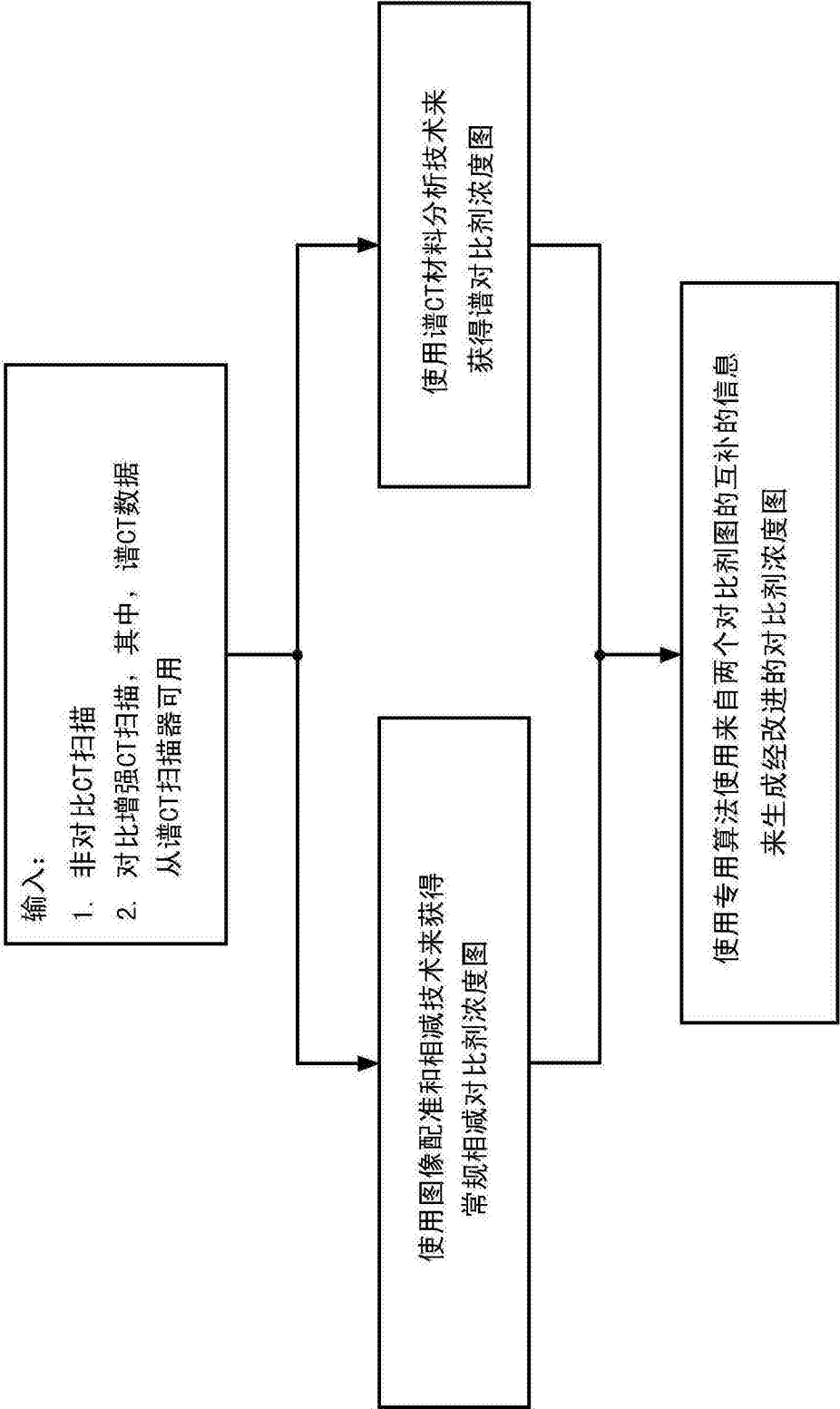


图2

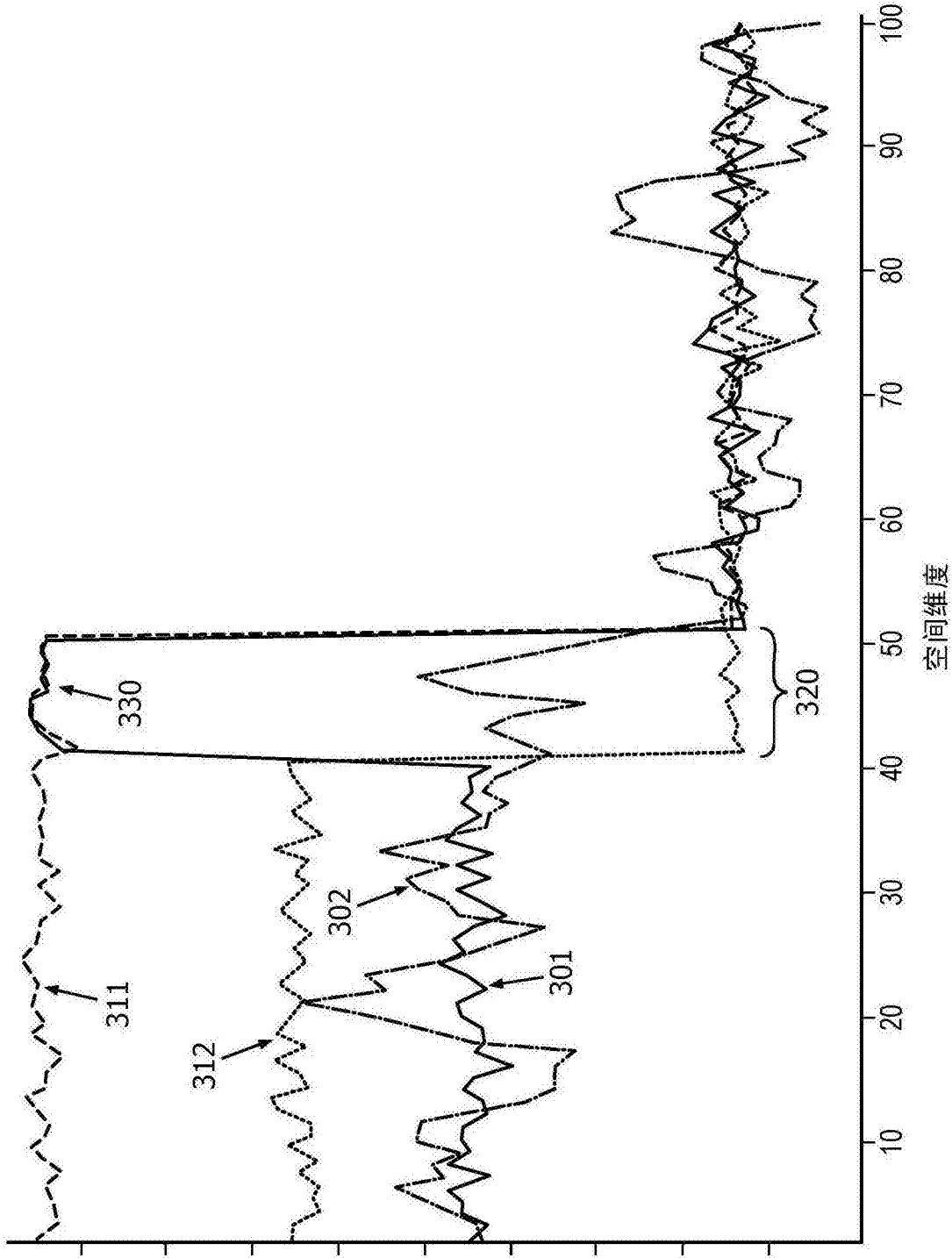


图3

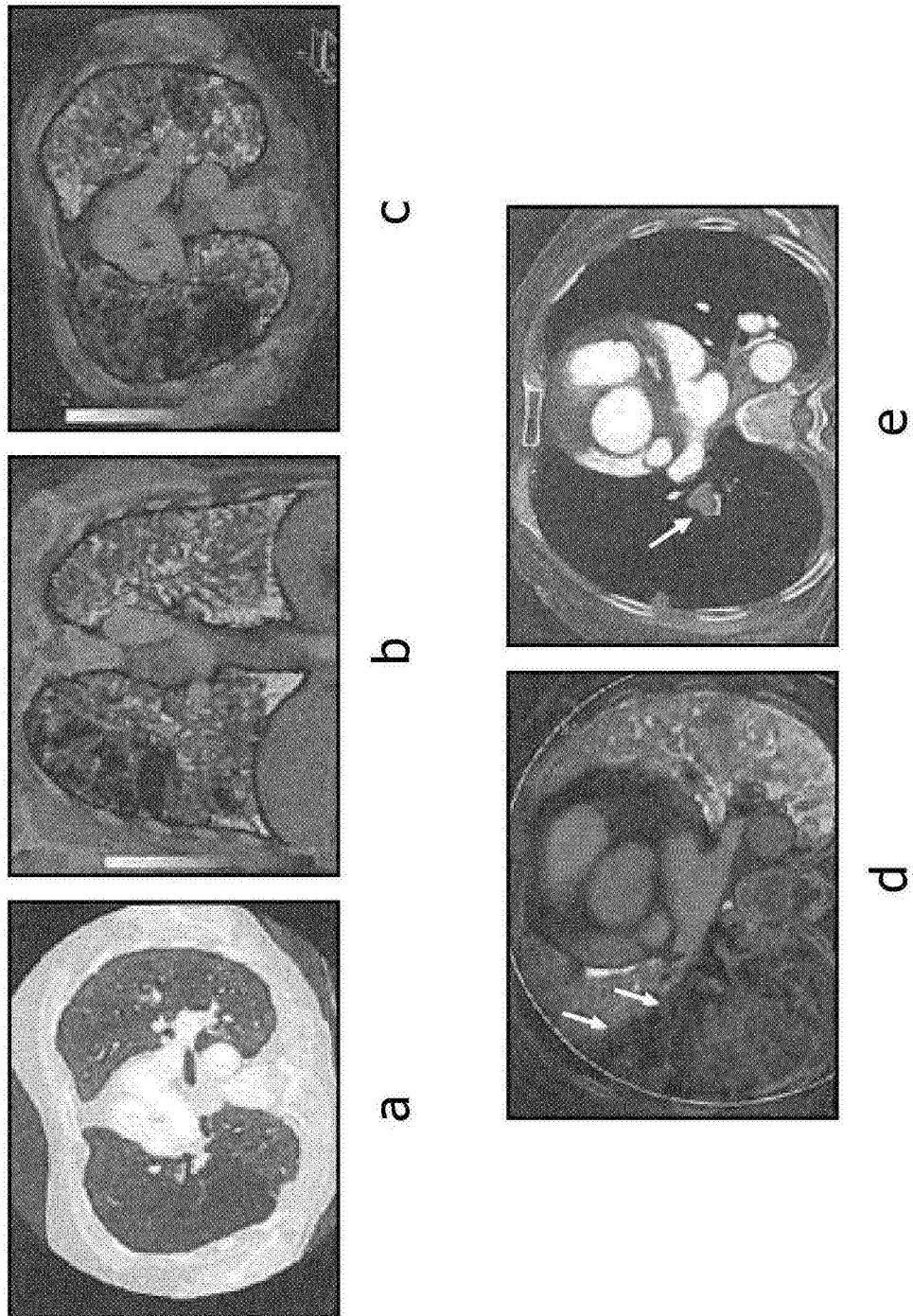


图4

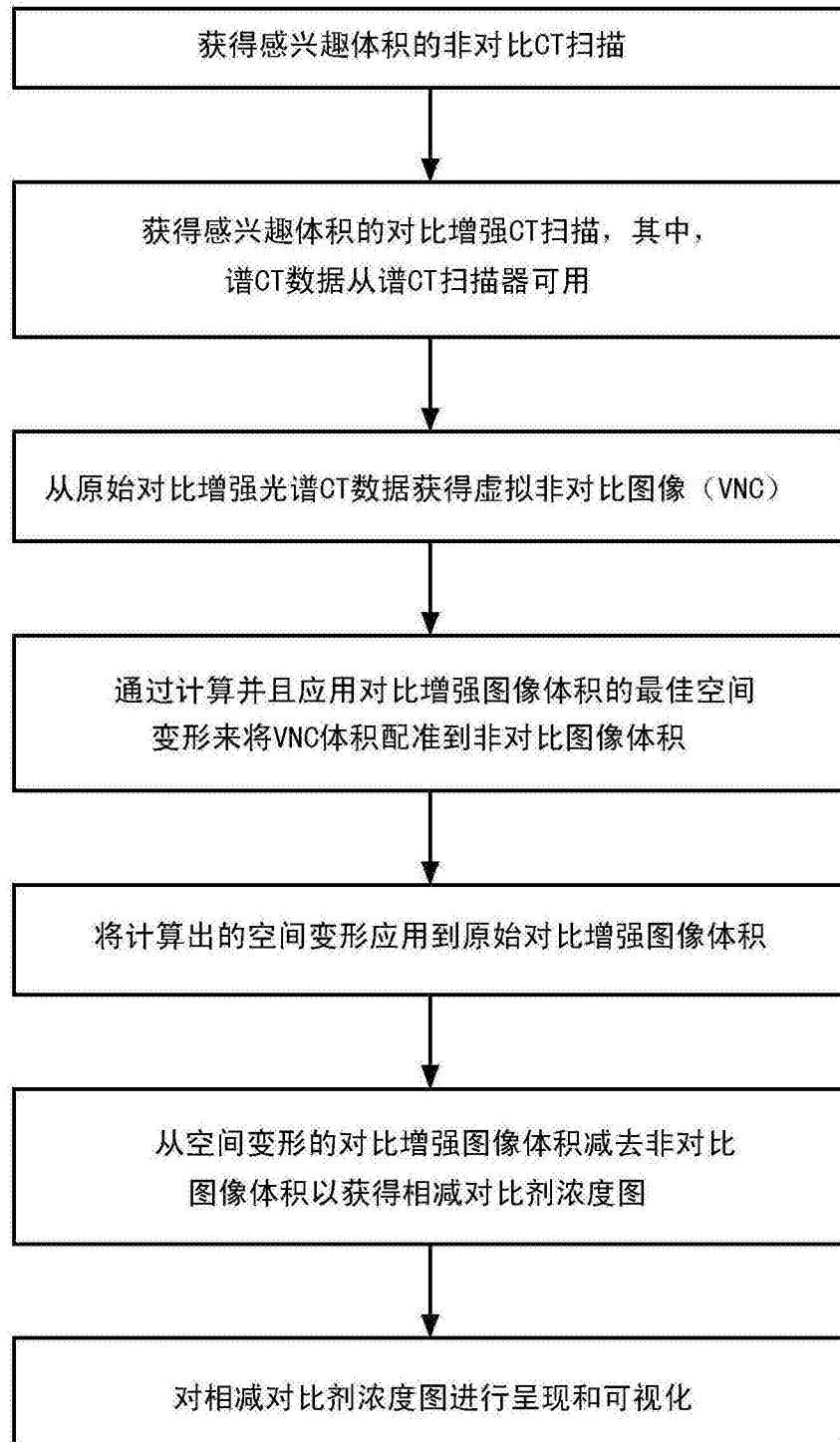


图5

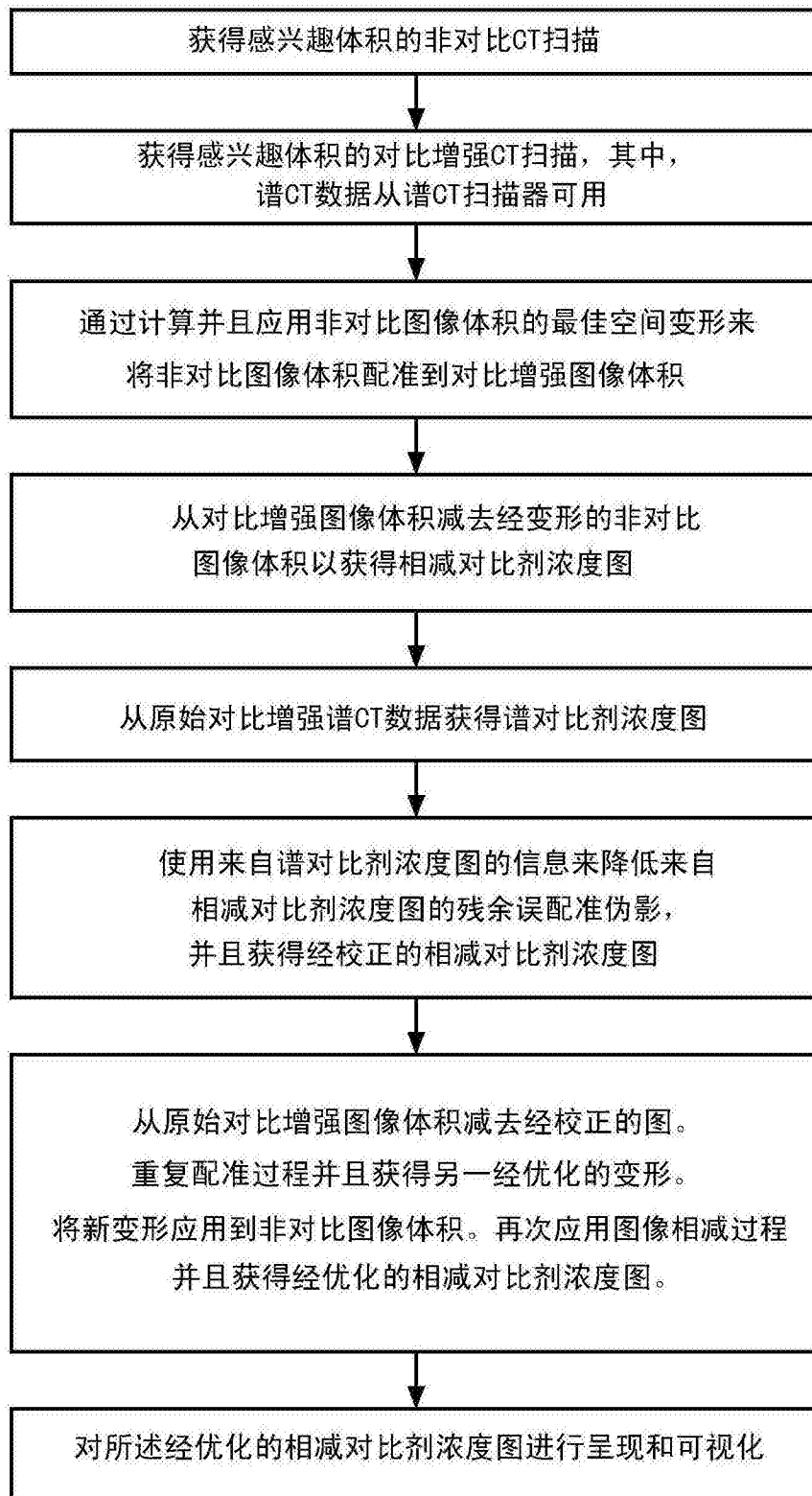


图6

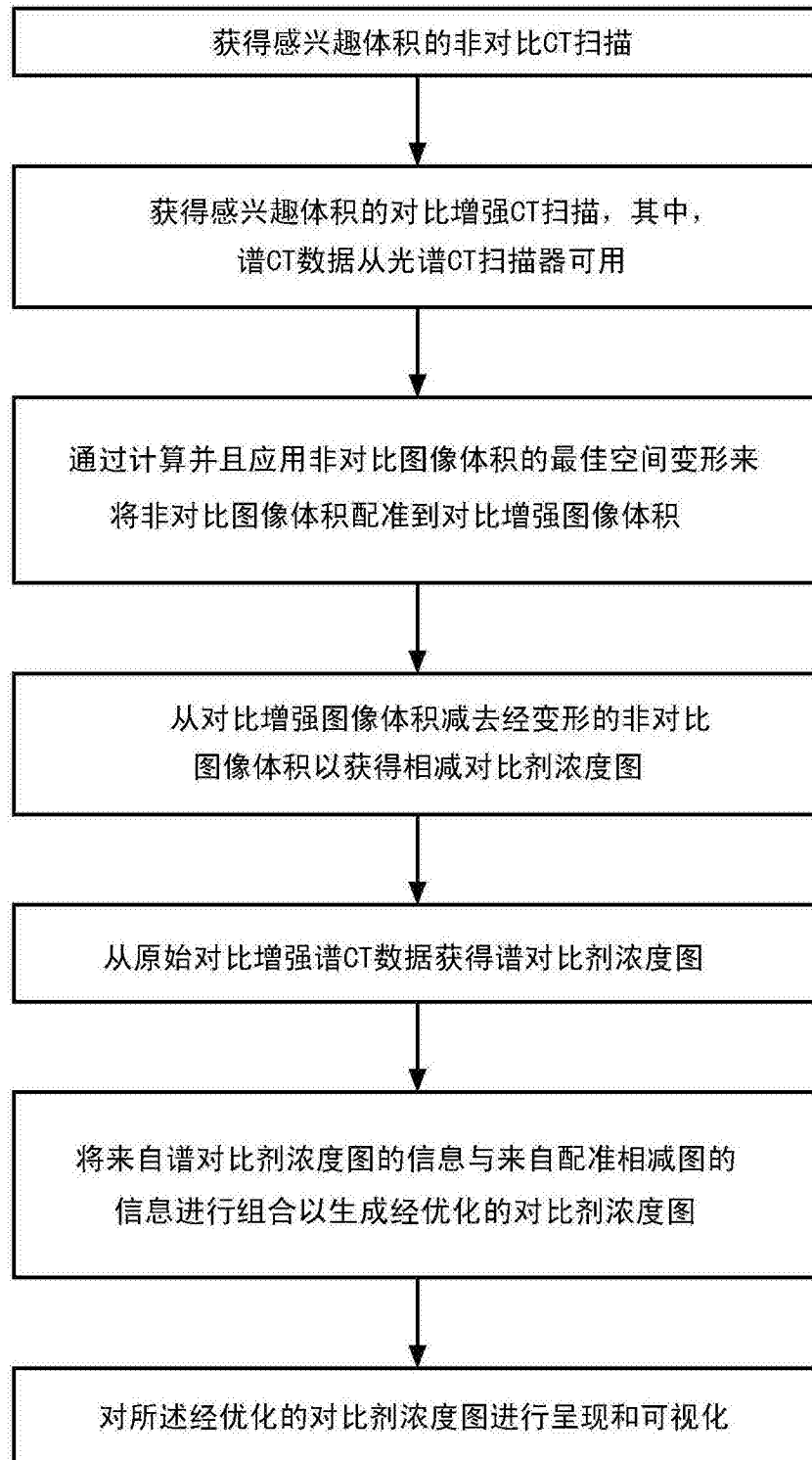


图7

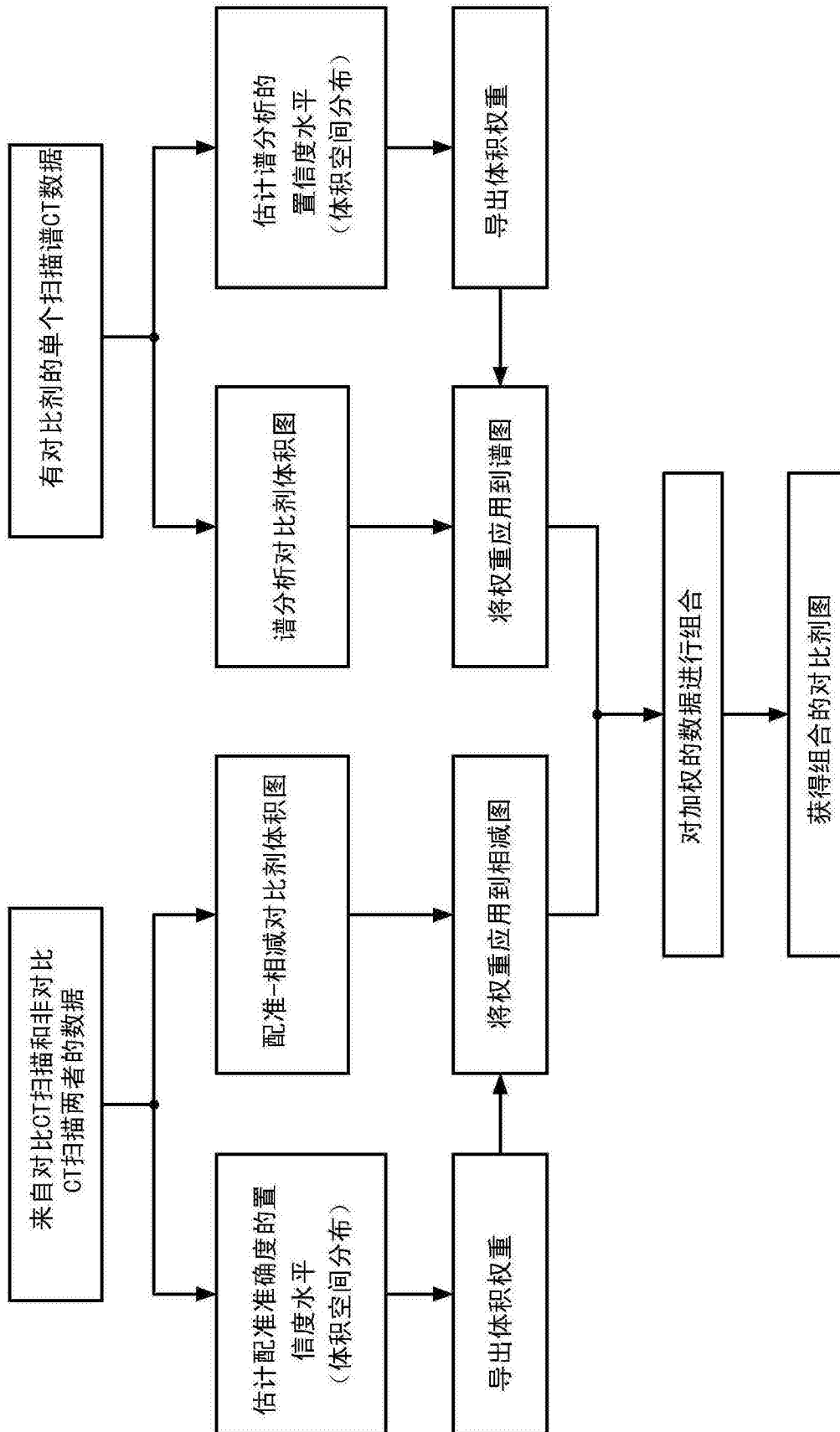


图8