



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103054600 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 25

(21) 申请号 201210400809. 4

US 6721387 B1, 2004. 04. 13, 全文 .

(22) 申请日 2012. 10. 19

审查员 宋含

(30) 优先权数据

13/276, 677 2011. 10. 19 US

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 A·扎米亚京 M·P·迪努 D·史

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6381349 B1, 2002. 04. 30, 全文 .

US 6490476 B1, 2002. 12. 03, 全文 .

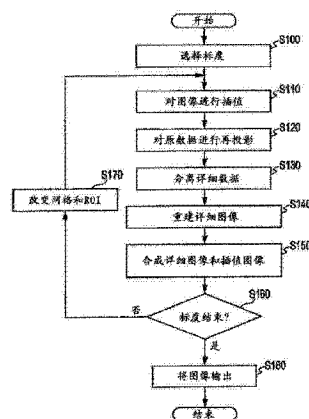
权利要求书3页 说明书10页 附图6页

(54) 发明名称

X 射线 CT 装置、医用图像处理装置及医用图像处理
方法

(57) 摘要

本发明提供不仅可利用迭代重建法还可利用解析重建法的多标度重建的方法。一种 X 射线计算机断层摄像装置, 使用利用 X 射线计算机断层摄像装置获得的原数据重建第一图像; 根据第一图像生成第一再投影数据; 根据原数据和第一再投影数据生成第一差分数据; 使用第一图像中的关心区域的图像生成与关心区域相关的第一插值图像; 将通过使用了第一差分数据的重建而获得的第一详细图像、和第一详细图像进行合成从而生成第一输出图像。



1. 一种 X 射线计算机断层摄像装置,其特征在于,包括:
向被检体照射 X 射线束的 X 射线照射单元;
由多个检测元件检测透过了所述被检体的 X 射线束的检测单元;
使用基于所述检测单元的输出的原数据重建第一图像的重建单元;
根据所述第一图像生成第一再投影数据的再投影数据生成单元;
根据所述原数据和所述第一再投影数据生成第一差分数据的差分数据生成单元;
使用所述第一图像中的关心区域的图像生成与所述关心区域相关的第一插值图像的插值图像生成单元;以及

将在所述重建单元中通过利用了所述第一差分数据的重建而获得的第一详细图像和所述第一插值图像进行合成从而生成第一输出图像的图像生成单元。

2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线计算机断层摄像装置,其特征在于,
所述再投影数据生成单元根据所述第一详细图像生成第二再投影数据,
所述差分数据生成单元根据所述第一差分数据和所述第二再投影数据生成第二差分数据,

所述插值图像生成单元使用所述第一输出图像中的所述关心区域的图像生成与所述关心区域相关的第二插值图像,

所述图像生成单元,将在所述重建单元中通过利用了所述第二差分数据的至少一部分的重建而获得的第二详细图像、和所述第二插值图像进行合成,从而生成第二输出图像。

3. 根据权利要求 2 所述的 X 射线计算机断层摄像装置,其特征在于,
所述再投影数据生成单元根据第 k 详细图像生成第 k+1 再投影数据,其中,k 为大于等于 2 的自然数,

所述差分数据生成单元根据第 k 差分数据和所述第 k+1 再投影数据生成第 k+1 差分数据,

所述插值图像生成单元使用第 k 输出图像中的所述关心区域的图像生成与所述关心区域相关的第 k+1 插值图像,

所述图像生成单元,将在所述重建单元中通过利用了所述第 k+1 差分数据的至少一部分的重建而获得的第 k+1 详细图像、和所述第 k+1 插值图像进行合成,从而生成第 k+1 输出图像,

所述再投影数据生成单元、所述差分数据生成单元、以及所述图像生成单元分别反复执行直到 $k = n$, 其中 n 为大于等于 3 的期望的自然数。

4. 根据权利要求 3 所述的 X 射线计算机断层摄像装置,其特征在于,
在所述各反复中,所述关心区域的尺寸减小规定的比例。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的 X 射线计算机断层摄像装置,其特征在于,
所述重建单元使用解析重建法和迭代重建法的组合来重建所述第一图像和所述第一详细图像。

6. 根据权利要求 3 所述的 X 射线计算机断层摄像装置,其特征在于,
所述重建单元使用解析重建法或迭代重建法的任一个来重建第二详细图像和第 k+1 详细图像。

7. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

使用利用 X 射线计算机断层摄像装置获得的原数据重建第一图像的重建单元；
根据所述第一图像生成第一再投影数据的再投影数据生成单元；
根据所述原数据和所述第一再投影数据生成第一差分数据的差分数据生成单元；
使用所述第一图像中的关心区域的图像生成与所述关心区域相关的第一插值图像的插值图像生成单元；以及

将在所述重建单元中通过使用了所述第一差分数据的重建而获得的第一详细图像、和所述第一插值图像进行合成从而生成第一输出图像的图像生成单元。

8. 根据权利要求 7 所述的医用图像处理装置，其特征在于，

所述再投影数据生成单元根据所述第一详细图像生成第二再投影数据，

所述差分数据生成单元根据所述第一差分数据和所述第二再投影数据生成第二差分数据，

所述插值图像生成单元使用所述第一输出图像中的所述关心区域的图像生成与所述关心区域相关的第二插值图像，

所述图像生成单元，将在所述重建单元中通过利用了所述第二差分数据的至少一部分的重建而获得的第二详细图像、和所述第二插值图像进行合成，从而生成第二输出图像。

9. 根据权利要求 8 所述的医用图像处理装置，其特征在于，

所述再投影数据生成单元根据第 k 详细图像生成第 $k+1$ 再投影数据，其中， k 为大于等于 2 的自然数，

所述差分数据生成单元根据第 k 差分数据和所述第 $k+1$ 再投影数据生成第 $k+1$ 差分数据，

所述插值图像生成单元使用第 k 输出图像中的所述关心区域的图像生成与所述关心区域相关的第 $k+1$ 插值图像，

所述图像生成单元，将在所述重建单元中通过利用了所述第 $k+1$ 差分数据的至少一部分的重建而获得的第 $k+1$ 详细图像、和所述第 $k+1$ 插值图像进行合成，从而生成第 $k+1$ 输出图像，

所述再投影数据生成单元、所述差分数据生成单元、以及所述图像生成单元分别反复执行直到 $k = n$ ，其中， n 为大于等于 3 的期望的自然数。

10. 根据权利要求 9 所述的医用图像处理装置，其特征在于，

在所述各反复中，所述关心区域的尺寸减小规定的比例。

11. 根据权利要求 7 至 10 中任一项所述的医用图像处理装置，其特征在于，

所述重建单元使用解析重建法和迭代重建法的组合来重建所述第一图像和所述第一详细图像。

12. 根据权利要求 9 所述的医用图像处理装置，其特征在于，

所述重建单元使用解析重建法或迭代重建法的任一个来重建第二详细图像和第 $k+1$ 详细图像。

13. 一种医用图像处理方法，其特征在于，包括以下步骤：

使用利用 X 射线计算机断层摄像装置获得的原数据重建第一图像；

根据所述第一图像生成第一再投影数据；

根据所述原数据和所述第一再投影数据生成第一差分数据；

使用所述第一图像中的关心区域的图像生成与所述关心区域相关的第一插值图像 ; 以及

将通过使用了所述第一差分数据的重建而获得的第一详细图像和所述第一插值图像进行合成,从而生成第一输出图像。

X 射线 CT 装置、医用图像处理装置及医用图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明概括地涉及图像处理及图像处理系统,更具体地涉及一边连续地减小图像体(volume)网格尺寸一边进行的多标度重建。

背景技术

[0002] 重建时关心区域(ROI)被缩放。由于图像内的 ROI 被缩放,图像的细部的品质降低。特别是,对于使用迭代重建(IR)法被重建的缩放图像,该问题明显。一般地,在 IR 的再投影步骤中,对使 X 射线束衰减的对象整体进行把握是必要的。相对于此,解析滤波修正反投影(FBP)一般地在投影数据未被截取这样的条件下重建被缩放后的 ROI 内的图像而不需要整个(full)摄像视野(FOV)的重建。

[0003] 为了克服 IR 中的上述的问题,提出了下面的方法。在根据现有技术的一个方法中,将图像体内的与 ROI 的外部相对应的投影数据的一部分进行了去除,但由于不存在 ROI 的外部区域中的特征(feature),因此画质劣化。在根据现有技术的另一方法中,利用了包含粗网格和细网格的两个体网格。遗憾的是,根据现有技术的这种方法在计算量方面上不是有效的(computationally ineffective),并且由粗网格来限定细网格的空间分辨率。

发明内容

[0004] 考虑到根据现有技术的上述方法和其他方法,现今仍需要不仅使用迭代重建法还使用解析重建法的多标度重建。

[0005] 本实施方式涉及的 X 射线计算机断层摄像装置包括:向被检体照射 X 射线束的 X 射线照射单元;由多个检测元件检测透过了所述被检体的 X 射线束的检测单元;使用基于所述检测单元的输出来的原数据来重建第一图像的重建单元;根据所述第一图像生成第一再投影数据的再投影数据生成单元;根据所述原数据和所述第一再投影数据生成第一差分数据的差分数据生成单元;使用所述第一图像中的关心区域的图像来生成与所述关心区域相关的第一插值图像的插值图像生成单元;以及将在所述重建单元中通过利用了所述第一差分数据的重建而获得的第一详细图像、和所述第一详细图像进行合成从而生成第一输出图像的图像生成单元。

附图说明

[0006] 图 1 是示出用于本实施方式的多标度重建的多层(multi-slice)X 射线 CT 装置或扫描仪的一个实施方式的图。

[0007] 图 2 是示出与本实施方式的多标度重建处理有关的步骤的流程图。

[0008] 图 3 是示出本实施方式的 ROI 的集合(set)、以及与该集合相对应的、尺寸不同且包含相对于期望的缩放图像的最终的网格尺寸的被嵌套后的 3D 网格的集合的图。

[0009] 图 4 (a)和图 4 (b)是示出根据本实施方式的一个比较例中的多标度重建的效果的图。

[0010] 图 5 是示出在肺血管上计测到的线轮廓(line profile)的图。

[0011] 图 6 是用于说明根据本实施方式的多标度重建处理的概略的图。

具体实施方式

[0012] 在本文参照附图,相同的附图标记表示在所有的附图中相对应的构造,特别是参照图 1,图中示出了包括机架 100 和其他设备或单元的、本实施方式的多层 X 射线 CT 装置或扫描仪的一个实施方式。机架 100 用侧视图示出,并且还包括 X 射线管 101、环状框架 102、以及多列或二维排列式 X 射线检测器 103。X 射线管 101 和 X 射线检测器 103 被安装在横穿环状框架 102 上的被检体(subject)S 的直径上,环状框架 102 以能够绕旋转轴 RA 旋转的方式被支承。旋转单元 107 使框架 102 以 0.4 秒 / 转等的高速旋转,在此期间被检体 S 沿轴 RA 向相对于图示的纸面的进深方向(向里)或近身方向(向外)移动。

[0013] 多层 X 射线 CT 装置还包括高压发生装置 109,高压发生装置 109 生成要经由滑环 108 施加在 X 射线管 101 上的管电压使得 X 射线管 101 生成 X 射线。X 射线被朝向被检体 S 照射,被检体 S 的剖面区域用圆表示。X 射线检测器 103 为了检测透过了被检体 S 的照射 X 射线,而隔着被检体 S 位于 X 射线管 101 的相反侧。

[0014] 再次参照图 1, X 射线 CT 装置或扫描仪还包括用于处理来自 X 射线检测器 103 的被检测出的信号的其他设备。数据收集电路或数据收集系统(DAS)104 将从 X 射线检测器 103 向各通道输出的信号转换成电压信号,对该电压信号放大,然后再将放大后的电压信号转换成数字信号。X 射线检测器 103 和 DAS104 被构成为处理最大 900TPPR、900TPPR 至 1800TPPR 之间以及 900TPPR 至 3600TPPR 之间的每转的规定的投影总数(TPPR: totalnumber of projections per rotation)。

[0015] 上述的数据经由非接触数据传送装置 105 被发送给容纳在机架 100 的外部的控制台(console)中的前处理设备 106。前处理设备 106 对原始数据执行灵敏度修正等特定的修正。接下来,作为特定的修正的结果而生成的数据(也称作投影数据的数据)被存储设备 112 在刚要进行重建处理之前的阶段中存储起来。存储设备 112 经由数据 / 控制总线与重建设备 114、输入设备 115、显示设备 116、多标度处理设备 117、以及扫描计划(scan plan)支援装置 200 一起被连接到系统控制器 110。扫描计划支援装置 200 包含用于支援摄像技术人员制定扫描计划的功能。

[0016] 重建设备 114 的一个实施方式还包括各种软件构成要素和硬件构成要素。根据本实施方式,CT 装置的重建设备 114 使用迭代重建法有利地将全变分(TV:total variation)最小化。一般地,本实施方式的一个实施方式的重建设备 114 实施总体迭代重建(TVIR: total volume iterative reconstruction)算法,总体迭代重建算法对投影数据执行有序子集同时代数的重建法(OS — SART)步骤等的同时代数的重建法和 TV 最小化步骤等的调整(regularization)。在一个实施方式中,这两个步骤在反复次数被事先设定好的主循环中被连续地实施。

[0017] 投影数据在 TV 最小化步骤之前被供应给有序子集同时代数的重建法(OS — SART)。投影数据被群化成分别具有特定数目的视点的规定数目的子集 N。在一个实施方式中,在有序子集同时代数的重建法(OS — SART)的实施过程中各子集也可以被连续地处理。在其他的实施方式中,也可以利用多个中央处理装置(CPU)或一个图像处理装置(GPU)等

特定的微处理器并行地处理多个子集。在全变分(TV)最小化步骤中,在重建设备 114 的一个实施方式中,为了搜索正的步长(step size)使得当前的图像体(image volume)的目的函数比之前的图像体的目的函数小,使用线性搜索方式(line search strategy)。

[0018] 重建设备 114 还在有序子集同时代数的重建法(OS — SART)的实施过程中执行两个主要的运算。即,重建设备 114 针对各子集 N,为了生成计算上的投影数据而将图像体再投影,为了重建更新图像体而将所计测到的投影数据和计算上的投影数据的被归一化后的差分反投影。更具体地,在重建设备 114 的一个实施方式中,通过使用系统矩阵的系数不被缓存的射线跟踪法对图像体进行再投影。另外,在重建设备 114 的一个实施方式中,对子集内的所有射线同时进行再投影。该处理以任意选择的方式被并行地实施。在反投影中,在重建设备 114 的一个实施方式中,出于生成期望的更新图像体的目的,为了对子集内的所有被归一化的差分投影数据进行反投影,使用像素驱动(pixel-driven)法。为了生成图像体,重建设备 114 对子集内的所有射线总和(即,差分投影数据)进行反投影,因此该运算也以任意选择的方式被并行地实施。为了完成单一的 OS — SART 步骤,上述运算被应用于所有子集 N。此外,AWAD 以任意选择的方式被组合。

[0019] 在重建设备 114 的另一实施方式中,其他各种软件构成要素和硬件构成要素对投影数据执行规定的解析重建处理。根据本实施方式,CT 装置的重建设备 114 使用规定的滤波修正反投影(FBP)法有利地重建图像体。上述和其他实施方式以任意选择的方式被包含在被所附的权利要求书更详细地记载的范围内。

[0020] 本实施方式除上述的构成要素以外,还包括用于执行多标度重建函数的各种其他的软件模块和硬件构成要素。根据本实施方式,CT 装置的多标度设备 117 使用规定的较细的 3D 网格有利地执行用于从原图像中扩大期望的关心区域(ROI)的多标度重建函数。根据本实施方式的其他方式,在多标度设备 117 的一个实施方式中,通过使用将要减小的网格尺寸或将要减小的摄像视野(FOV)尺寸来反复重建图像的规定数目的连续多标度步骤,实现 ROI 的期望的缩放。换言之,在该实施方式中,在迭代多标度重建中利用所嵌套的 3D 网格的规定的集合。由于图像被连续地放大,因此图像的细部以使最终的缩放图像维持期望的细部的方式由连续变细的网格尺寸确定。

[0021] 根据本实施方式,多标度设备 117 通过仅使用一对粗网格和细网格对输出图像进行确定,来实现一个示例性的多标度重建。在一例中,粗网格是原(original)摄像视野(FOV),细网格是期望的缩放或关心区域(ROI)。通过使用细网格尺寸将插值图像和详细图像合成来重建图像,合成得到的输出数据作为期望的最终输出图像被输出。在特定的状况下,为了重建期望的最终输出图像,根据需要执行以下的反复处理。

[0022] 根据本实施方式的另一方式,多标度设备 117 通过将输出数据与规定数目的将要减少的网格尺寸组合并反复使用来实现一个示例性的标度重建。在网格尺寸的各标度下,通过将插值图像和详细图像合成来重建图像,合成得到的输出数据作为用于确定反复处理中的插值图像和详细图像的下一实例(instance)的基准图像使用。在使用网格尺寸的规定的集合的最后的标度的、上述的反复处理结束时获得期望的最终输出图像。严格来说,反复是在使用来自原图像的粗网格和细网格的下一最初的重建之后开始的。

[0023] 在本实施方式中,多标度设备 117 经由数据 / 控制总线以可动作的方式与其他软件模块和 / 或存储设备 112、重建设备 114、显示设备 116、以及输入设备 115 等系统构成要

素连接。在该方面,在本实施方式中,多标度设备 117 是单独的,而不一定必须执行多标度函数和 / 或与其相关的任务。而且,在本实施方式的替代实施方式中,多标度设备 117 以任意选择的方式是重建设备 114 等其他的设备的一部分。

[0024] 接下来,参照图 2,该流程图示出了本实施方式中与多标度重建处理相关的步骤。在特定的状况下,重建图像的一部分以任意选择的方式被缩放到规定的尺寸。该期望的部分通常是关心区域(ROI)。为了实现图像的上述缩放,最初,在步骤 S100 中,基于 ROI 的尺寸和期望的缩放图像的尺寸来选择标度。一个示例性标度基于粗网格尺寸或与粗网格体(volume)相关的细网格尺寸或细网格体被确定。在确定标度时,关于特定种类的数据,存在着在步骤 S100 中需要考虑的其他的因素。

[0025] 在对本实施方式中的多标度重建处理的步骤进行说明时,运算用公式 的形式表示。在这些公式中,上述的标度由作为粗网格和细网格这两个 3D 网格 $x_{i,k}$ 的下标使用的参数 $k = 0$ 和 1 表示。参数 k 决定网格的间距尺寸,索引 i 在网格上的所有的点上附加索引。网格 $x_{i,0}$ 是具有与整个摄像视野相对应的第一间距尺寸的粗网格,较细的网格 $x_{i,1}$ 是具有与期望的被缩放后的摄像视野相对应的第二间距尺寸的细网格。在网格中,第二间距尺寸比第一间距尺寸小,但两个网格具有相同数目的像素。在 $k = 0$ 和 1 时的两个网格中,在示例的多标度重建处理中,最初,从原计测数据(originalmeasure data)

[0026] 【式 1】

$$[0027] \quad r_j^0$$

[0028] 按照由式(1)表示的规定的重建法 RECON1 在粗网格 $x_{i,0}$ 上重建整个图像体 f_0 。

[0029] 【式 2】

$$[0030] \quad f_0(x_{i,0}) = \text{RECON1}[r_j^0] \quad (1)$$

[0031] 在此,粗网格尺寸或粗网格体 $x_{i,0}$ 与整个摄像视野或原摄像视野相对应。根据一个示例性的处理,总体迭代重建(TVIR)算法等的重建法 RECON1 是反复的,总体迭代重建(TVIR)算法等的重建法 RECON1 对投影数据执行有序子集同时代数的重建法(OS — SART)步骤等同时代数的重建法和 TV 最小化步骤等的调整。根据另一示例性处理,重建法 RECON1 以任意选择的方式是滤波修正反投影(FBP)法等规定的解析重建处理。

[0032] 再次使用 $k = 0$ 和 1 时的两个网格的一例,对于图像体,在步骤 S110 中,为了获得插值后的图像体,

[0033] 【式 3】

$$[0034] \quad \tilde{f}_0(x_{i,1})$$

[0035] 根据之前确定的整个图像体 $f_0(x_{i,0})$,在细网格体积 $x_{i,1}$ 上对该图像体进行插值。在下式(2.1)中,在标度 $k = 1$ 时,获得细网格体 $x_{i,1}$ 。

[0036] 【式 4】

$$[0037] \quad \tilde{f}_0(x_{i,1}) = \text{INTPL}f_0(x_{i,0}) \quad (2.1)$$

[0038] 在此,INTPL 是三线性插值(trilinear interpolation)等规定的插值法。

[0039] 在步骤 S120 中,为了获得式(2.2)所示的投影的新集合,

[0040] 【式 5】

[0041] p_j^0

[0042] 之前重建的整个图像体 f_0 被进行正投影。

[0043] 【式 6】

[0044] $p_j^0 = \text{FPJ}[f_0]$ (2.2)

[0045] FPJ 是规定的正投影法。被进行了再投影的整个投影数据

[0046] 【式 7】

[0047] p_j^0

[0048] 包含若干追加信息,并且与原计测数据

[0049] 【式 8】

[0050] r_j^0

[0051] 不同。

[0052] 在步骤 S130 中,之前被进行了再投影的整个投影数据,

[0053] 【式 9】

[0054] p_j^0

[0055] 为了获得式 (2.3) 所示的差分,

[0056] 【式 11】

[0057] r_j^1

[0058] 从原计测数据

[0059] 【式 10】

[0060] r_j^0

[0061] 中减去该整个投影数据。在某种意义上,在步骤 S130 中,包含缩放图像的某一程度的细部的若干数据被分离。

[0062] 【式 12】

[0063] $r_j^1 = r_j^0 - p_j^0$ (2.3)

[0064] 在此,差分

[0065] 【式 13】

[0066] r_j^1

[0067] 表示整个图像体的噪声和详细图像信息两者。一般地,噪声由于物理上的像素尺寸的差和 / 或由系统的光学部件引起的模糊(blur)产生。而且,较大的差分将在端部区域中被观察到。

[0068] 再次使用 $k = 0$ 和 1 时的两个规定的网格的一例时,在步骤 S140 中的示例性多标度重建处理中,接下来,根据式 (2.3) 之前确定的差分

[0069] 【式 14】

[0070] r_j^1

[0071] 按照由式 (2.4) 表示的规定的重建法 RECON2,在与期望的被缩放后的摄像视野相

对应的更细的网格 $x_{i,1}$ 上重建详细体 g_1 。

[0072] 【式 15】

$$[0073] \quad g_1(x_{i,1}) = \text{RECON2}[r_j^1] \quad (2.4)$$

[0074] 在此,规定的重建法 RECON2 是与规定的重建法 RECON1 独立的。根据一个示例性处理,总体迭代重建(TVIR)算法等重建法 RECON2 是反复的,总体迭代重建(TVIR)算法等的重建法 RECON2 对投影数据执行有序子集同时代数的重建法(OS — SART)步骤等同时代数的重建法和 TV 最小化步骤等的调整。根据另一示例性处理,重建法 RECON2 以任意选择的方式是滤波修正反投影(FBP)法等规定的解析重建处理。

[0075] 在两个规定的粗网格和细网格的例子中,在步骤 S150 中的示例性多标度重建处理中,接下来,为了以式(2.5)所限定的 $k = 1$ 的标度获得期望的被缩放后的输出图像 f_1 ,将式(2.4)所限定的较细的网格 $x_{i,1}$ 上的上述的详细体积 g_1 和式(2.1)所限定的细网格体积 $x_{i,1}$ 上的被插值后的图像体

[0076] 【式 16】

$$[0077] \quad \tilde{f}_0$$

[0078] 合成。

[0079] 【式 17】

$$[0080] \quad f_1(x_{i,1}) = \tilde{f}_k(x_{i,1}) + g_1(x_{i,1}) \quad (2.5)$$

[0081] 当然,与式(1)至(2.5)相关的上述步骤以任意选择的方式以规定的逐次形式至少部分地并行地或者这两者相组合地被执行。在任一情况下,根据本实施方式的示例性处理不一定必须限于特定的顺序的步骤、特定的方式、或特定的方法。

[0082] 而且,为了提高缩放图像的画质,上述的示例性多标度重建法以任意选择地包含追加的步骤的方式被扩充。在本实施方式的多标度重建的另一实施方式中,在最终的输出图像被生成之前,详细图像以任意选择的方式在各个不同的标度中被反复。

[0083] 取代使用一对粗网格和细网格,在任意选择的步骤中,使用尺寸不同且包含用于期望的缩放图像的最终网格尺寸的若干个被嵌套的 3D 网格构成的集合。例如,在必须重建 80 毫米(mm)的摄像视野(FOV)的情况下,根据本实施方式,在一个实施方式中的多标度重建处理中,在与 320mm 的关心区域(ROI)接连地重建 160mm 的 ROI 之后,最终重建 80mm 的 ROI。这些 ROI 的中心都位于相同的位置。因此,标度使用作为由若干个被嵌套的 3D 网格构成的集合 $x_{i,k}$ 的下标使用的参数 k 表示。参数 k 决定网格的间距尺寸,索引 i 在网格上的所有的点上附加索引。网格 $x_{i,0}$ 是与整个摄像视野相对应的最粗的网格。随着 k 增加,网格变细。

[0084] 在本实施方式中的多标度重建处理的任意选择的步骤中,为了在多标度重建步骤中获得最终的缩放图像,输出图像被反复地处理。使用以规定的逐次形式的从 320mm 的 ROI 的重建获得 80mm 的 FOV 的上述的例子时,在被嵌套的 3D 网格 $x_{i,k}$,标度 k 位于 0 至 2 的范围。

[0085] 参照图 2 所示的流程图,在步骤 S160 中,确定是否应该使用不同的标度执行追加的步骤。在被确定为不应该使用追加的标度执行步骤的情况下,在本实施方式的多标度重建处理中,在步骤 S180 中,以式(2.5)所规定的 $k = 1$ 的标度输出期望的被缩放后的输出

图像 f1。另一方面,在步骤 S160 中,在被确定为应该以追加的标度执行进一步的步骤的情况下,根据本实施方式的多标度重建处理通过将参数 k 的值增 1 而进行到具有其次小的间距尺寸的网格被选择的步骤 S170,进而进行到步骤 S110。同时,在步骤 S170 中,为了进行放大,规定的多个 ROI 中的较小的 ROI 也被选择。这是用于生成本实施方式的多标度重建处理的下一实例的反复处理的开始。

[0086] 在标度 $k = 2$ 时,在最初的反复实例中,使用 $k = 1$ 时得到的 $g_k(x_i, k)$ 以及 $f_k(x_i, k)$ 的上述值。之后,在规定数目的反复处理结束之前,在反复过程中,之前的实例的值在下一实例中被使用。在 $k = 2$ 时的步骤 S110 的下一实例中,对于图像体,在步骤 S110 中,为了获得插值后的图像体,

[0087] 【式 18】

[0088] $\tilde{f}_k(x_{i,k+1})$

[0089] 根据之前确定的整个图像体 $f_k(x_i, k)$ 在其次细的网格体 $x_{i,k+1}$ 上对该图像体进行插值。在下式 (3.1) 中,在标度 $k = 2$ 时,获得细网格体 $x_{i,k+1}$ 。

[0090] 【式 19】

[0091] $\tilde{f}_k(x_{i,k+1}) = \text{INTPL} f_k(x_{i,k})$ (3.1)

[0092] 在此,INTPL 是三线性插值等规定的插值法。

[0093] 在步骤 S120 的下一实例中,为了获得用于式 (3.2) 所示的详细图像体的投影的新集合,

[0094] 【式 20】

[0095] p_j^k

[0096] 之前重建的详细图像体 g_k 被进行正投影。

[0097] 【式 21】

[0098] $p_j^k = \text{FPJ}[g_k]$ (3.2)

[0099] FPJ 是规定的正投影法。被进行了再投影的投影数据

[0100] 【式 22】

[0101] p_j^k

[0102] 包含若干追加信息,并且与之前确定的差分

[0103] 【式 23】

[0104] r_j^k

[0105] 不同。

[0106] 在步骤 S130 的下一实例中,之前被进行了再投影的整个投影数据

[0107] 【式 24】

[0108] p_j^k

[0109] 从之前确定的差分

[0110] 【式 25】

[0111] r_j^k

[0112] 中被减去, 获得式 (3.3) 所示的差分。

[0113] 【式 26】

$$[0114] \quad r_j^{k+1}$$

[0115] 在某种意义上, 在步骤 S130 中, 包含缩放图像的某一程度的细部的若干数据被分离。

[0116] 【式 27】

$$[0117] \quad r_j^{k+1} = r_j^k - p_j^k \quad (3.3)$$

[0118] 在此, 差分

[0119] 【式 28】

$$[0120] \quad r_j^{k+1}$$

[0121] 表示详细图像体的噪声和详细图像信息两者。一般地, 噪声由于物理上的像素尺寸的差和 / 或由系统的光学部件引起的模糊产生。而且, 较大的差分将在端部区域中被观察到。

[0122] 再次使用 $k = k + 1$ 时的两个规定的网格的一例, 在步骤 S140 的下一实例中的示例性多标度重建处理中, 接下来, 按照由式 (3.4) 表示的规定的重建法 RECON2 从式 (3.3) 之前确定的差分

[0123] 【式 29】

$$[0124] \quad r_j^{k+1}$$

[0125] 在与期望的被缩放后的摄像视野相对应的较细的网格 $x_{i, k+1}$ 上重建详细体积 g_{k+1} 。

[0126] 【式 30】

$$[0127] \quad g_{k+1}(x_{i, k+1}) = \text{RECON2}[r_j^{k+1}] \quad (3.4)$$

[0128] 在此, 规定的重建法 RECON2 是与规定的重建法 RECON1 独立的。根据一个示例性处理, 总体迭代重建 (TVIR) 算法等的重建法 RECON2 是反复的, 总体迭代重建 (TVIR) 算法等的重建法 RECON2 对投影数据执行有序子集同时代数的重建法 (OS - SART) 步骤等同时代数的重建法和 TV 最小化步骤等的调整。根据另一示例性处理, 重建法 RECON2 以任意选择的方式是滤波修正反投影 (FBP) 法等规定的解析重建处理。

[0129] 在任意选择的多个细网格的例子中, 在步骤 S150 的下一实例中的示例性多标度重建处理中, 接下来, 为了以式 (3.5) 所规定的 $k = k + 1$ 的标度获得期望的被缩放后的输出图像 f_{k+1} , 将式 (3.4) 所规定的较细的网格 $x_{i, k+1}$ 上的上述的详细体 g_{k+1} 和式 (3.1) 所规定的细网格体 $x_{i, k+1}$ 上的被插值后的图像体

[0130] 【式 31】

$$[0131] \quad \tilde{f}_k$$

[0132] 合成。

[0133] 【式 32】

$$[0134] \quad f_{k+1}(x_{i, k+1}) = \tilde{f}_k(x_{i, k+1}) + g_{k+1}(x_{i, k+1}) \quad (3.5)$$

[0135] 当然, 上述的步骤以任意选择的方式以规定的逐次形式至少部分上并行地或者这

两者相组合地被执行。在任一情况下,为了实施本实施方式,根据本实施方式的示例性处理在反复过程中不一定必须限于特定的顺序的步骤、特定的方式、或特定的方法。

[0136] 在步骤 S160 的下一实例中,再次确定是否应该使用不同的标度执行追加的步骤。在被确定为不应该使用追加的标度执行步骤的情况下,在本实施方式的多标度重建处理中,在步骤 S180 中,以式(3.5)所限定的 $k = k + 1$ 的标度输出期望的被缩放后的输出图像 f_{k+1} 。另一方面,在步骤 S160 中,在被确定为应该以追加的标度执行进一步的步骤的情况下,根据本实施方式的多标度重建处理通过将参数 k 的值增 1 而进行到具有其次小的尺寸的网格被选择的步骤 S170,进而进行到步骤 S110。这是用于生成根据本实施方式的多标度重建处理的追加的实例的反复处理的下一实例的开始。

[0137] 接下来参照图 3,图 3 示出了被嵌套后的 ROI 的规定的集合、以及与该集合相对应的、尺寸不同且包含相对于期望的缩放图像的最终的网格尺寸的 3D 网格。图 3(a) 示出了由包含作为摄像视野(FOV)的 ROI0、较小的关心区域 ROI1、以及最终的期望的关心区域 ROI2 或最小的关心区域 ROI2 的三个 ROI 构成的规定的集合。图 3(b) 示出了由包含作为原网格的 G0、较小的网格 G1、以及最小的网格 G2 的三个被嵌套后的网格构成的规定的集合。这些网格 G0、G1、以及 G2 的各自的尺寸具有相同数目的像素,网格尺寸通过多标度重建处理被保持固定。例如,网格尺寸是 512x512。因此,随着通过多标度重建处理使网格的索引从 G0 增加到 G1、从 G1 增加到 G2,网格的间隔或间距变小。一般地,网格的间隔或间距被限定为“ROI 尺寸 / 网格尺寸”。

[0138] 例如,在必须重建 40 毫米(mm)的摄像视野(FOV)的最终的 ROI2 的情况下,在一个实施方式中的多标度重建处理中,使用原网格 G0 进行重建从而生成 160mm 的关心区域(ROI)。接下来,在多标度重建处理中,在使用第二网格 G1 生成 80mm 的 ROI1 之后,使用第三网格 G3 重建 40mm 的 ROI。这些 ROI 和网格的中心都位于相同的位置。因此,标度使用作为由若干被嵌套的 3D 网格构成的集合的下标使用的参数 k 表示。参数 k 决定网格的间距尺寸,索引 i 在网格上的所有的点上附加索引。在上述的例子中,在生成网格的集合时,网格的尺寸减小至该尺寸的二分之一。本实施方式也不限于任意的特定的减少方式。

[0139] 接下来参照图 4(a)和图 4(b),图 4(a)和图 4(b) 示出了根据本实施方式的一个比较例中的多标度重建的效果。图 4(a) 示出了使用根据现有技术的方法被缩放后肺的图像。图 4(b) 示出了使用根据本实施方式的多标度反复重建法被缩放后的同一肺的图像。在多标度反复重建法中,利用了达 20 次反复的 OS — SART 以及 500mm 至 320mm 的由两个步骤构成的多标度重建。

[0140] 接下来参照图 5,图中示出了横穿肺血管计测到的线轮廓。 x 轴表示图像的像素坐标, y 轴是相应的 HU 值。而且, IOLD 表示两个网格的方法(IR00)或现有技术的旧 IR。另一方面, INEW 表示两个步骤的方法(IR01)或根据本实施方式的多标度迭代重建法的新 IR。线轮廓横穿肺血管计测得到,图中示出了通过根据本实施方式的多标度迭代重建法使得血管的辨认性得到提高。

[0141] 即,根据本实施方式涉及的 X 射线计算机断层摄像装置,例如,如图 6 所示,在进行迭代重建处理的情况下,通过重建经由摄像获得的原数据 10 来生成重建图像 11,并通过对重建图像 11 进行 FPJ 处理来生成再投影数据 12。通过使用了原数据 10 和再投影数据 12 的差分 13 来生成差分数据 15,并通过重建该差分数据 15 来生成包含清晰的成分和模糊的

成分的详细图像 16。另一方面,通过放大和补充重建图像 11 上的关心区域来生成包含模糊的插值图像 14。通过执行使用了包含清晰的成分和模糊的成分的详细图像 16 和包含模糊的插值图像 14 的相加处理 17,模糊成分被抵消,从而能够生成包含清晰的成分的高精密的输出图像 18。

[0142] 通过一边改变关心区域的尺寸一边逐次反复地执行上述的处理,能够执行多标度重建,并且能够生成高精密的输出图像。

[0143] 此外,在上述的本实施方式中,以 X 射线计算机断层摄像装置为例进行了说明。但是,不限于该例,例如,也可以使用通过 X 射线计算机断层摄像装置得到的原数据、使用医用图像处理装置(医用工作台)来实现本实施方式涉及的方法。

[0144] 本发明的多个特征和优点与本发明的构造和功能的细节一起被记载在前述的说明中,但本公开仅是示例,而且,对于细节特别是部件的形状、大小、及构成、以及软件、硬件、或者这两者组合时的实施方式,能够实施变更,但应该理解的是,这种变更被包含在由描述所附权利要求书的用语的广泛的一般意思最大程度限定的本发明的原理内。

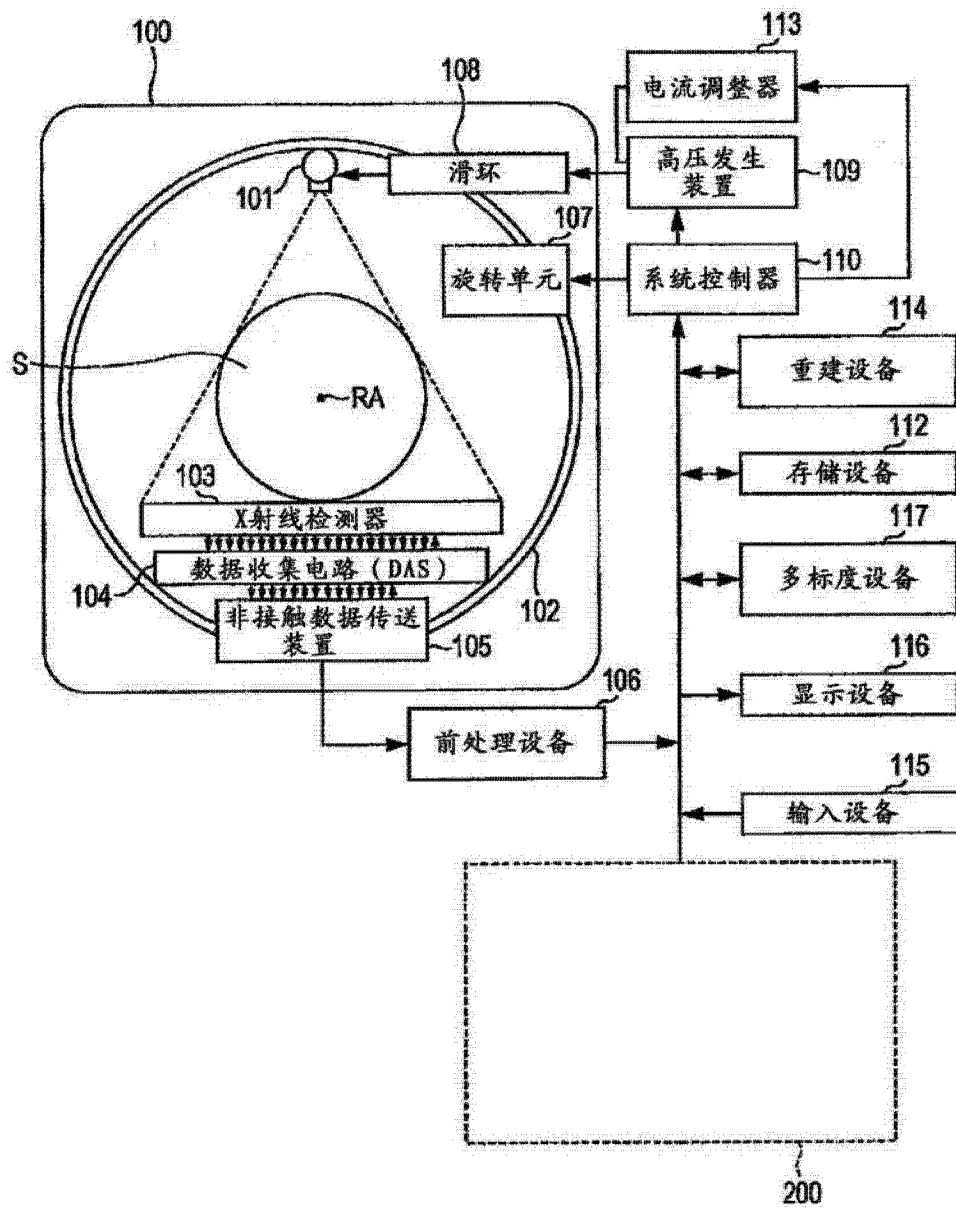


图 1

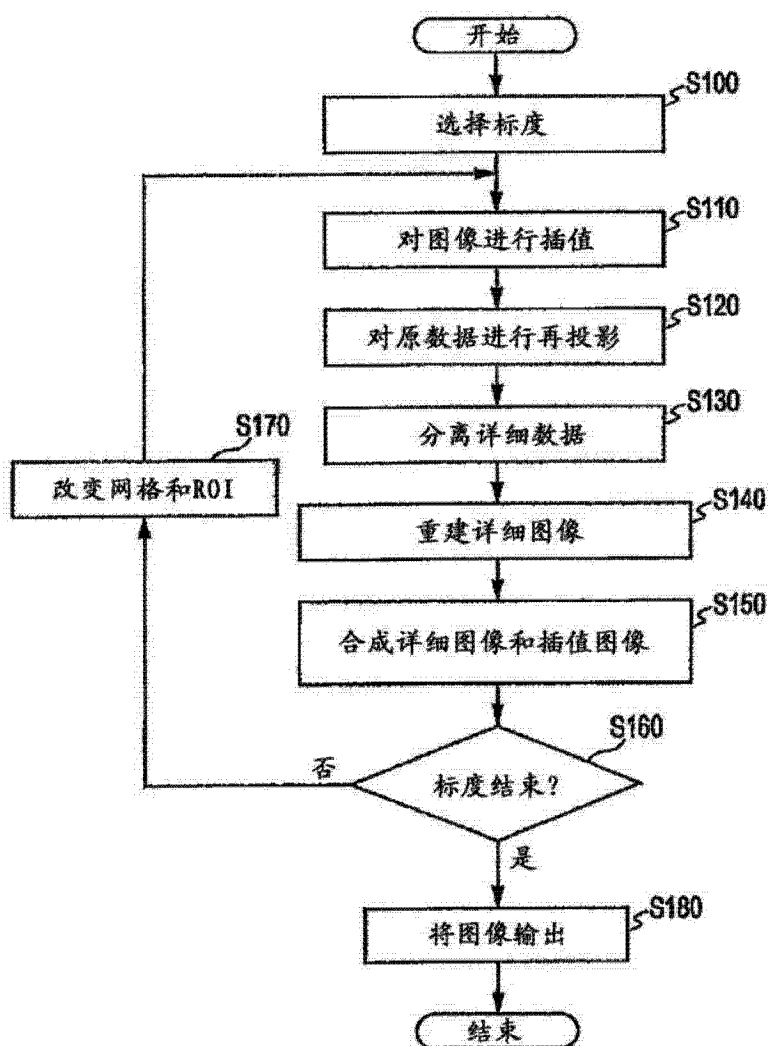


图 2

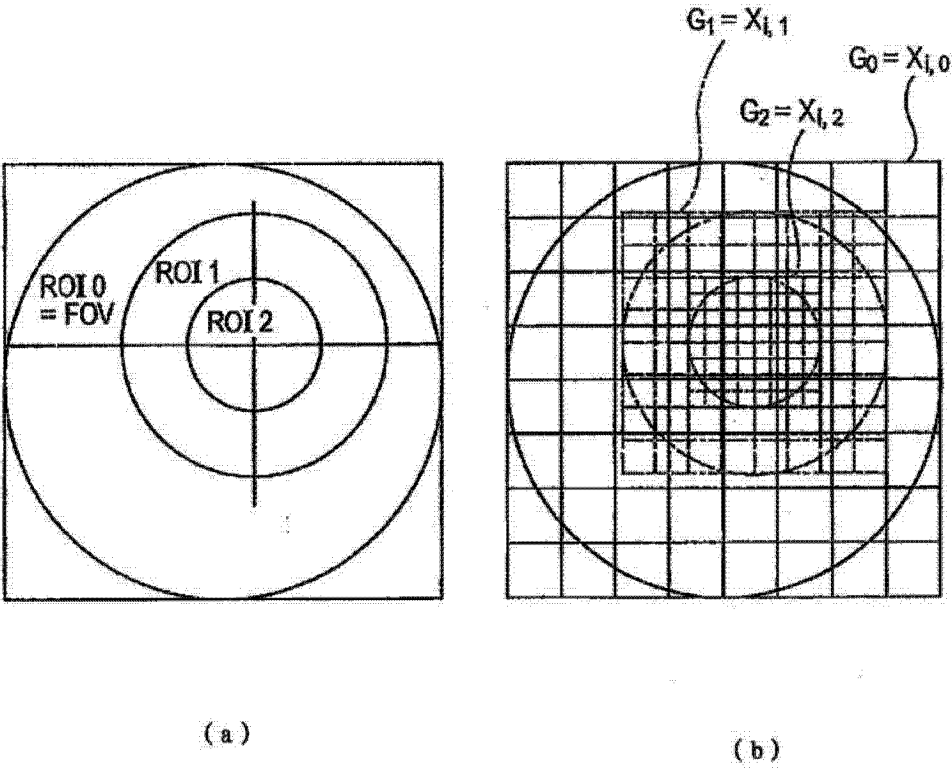


图 3

(a)



(b)



图 4

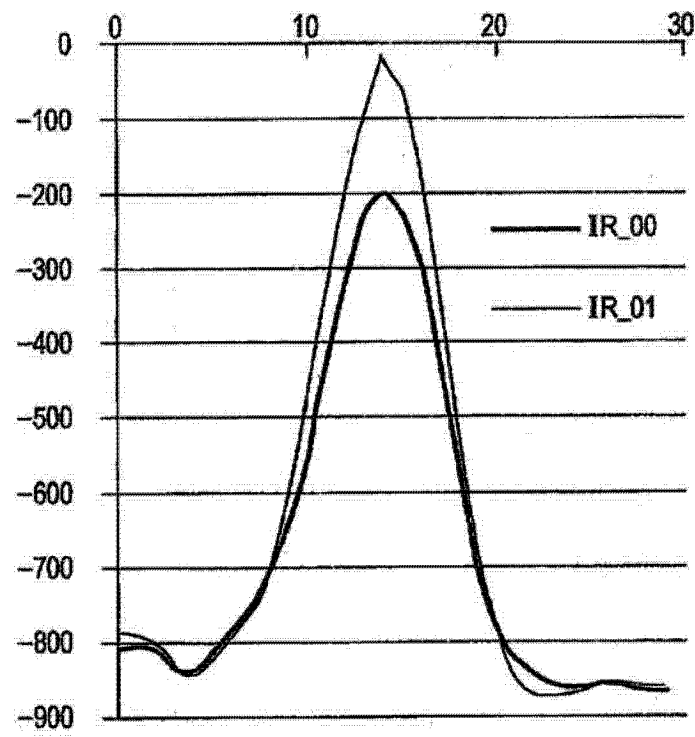


图 5

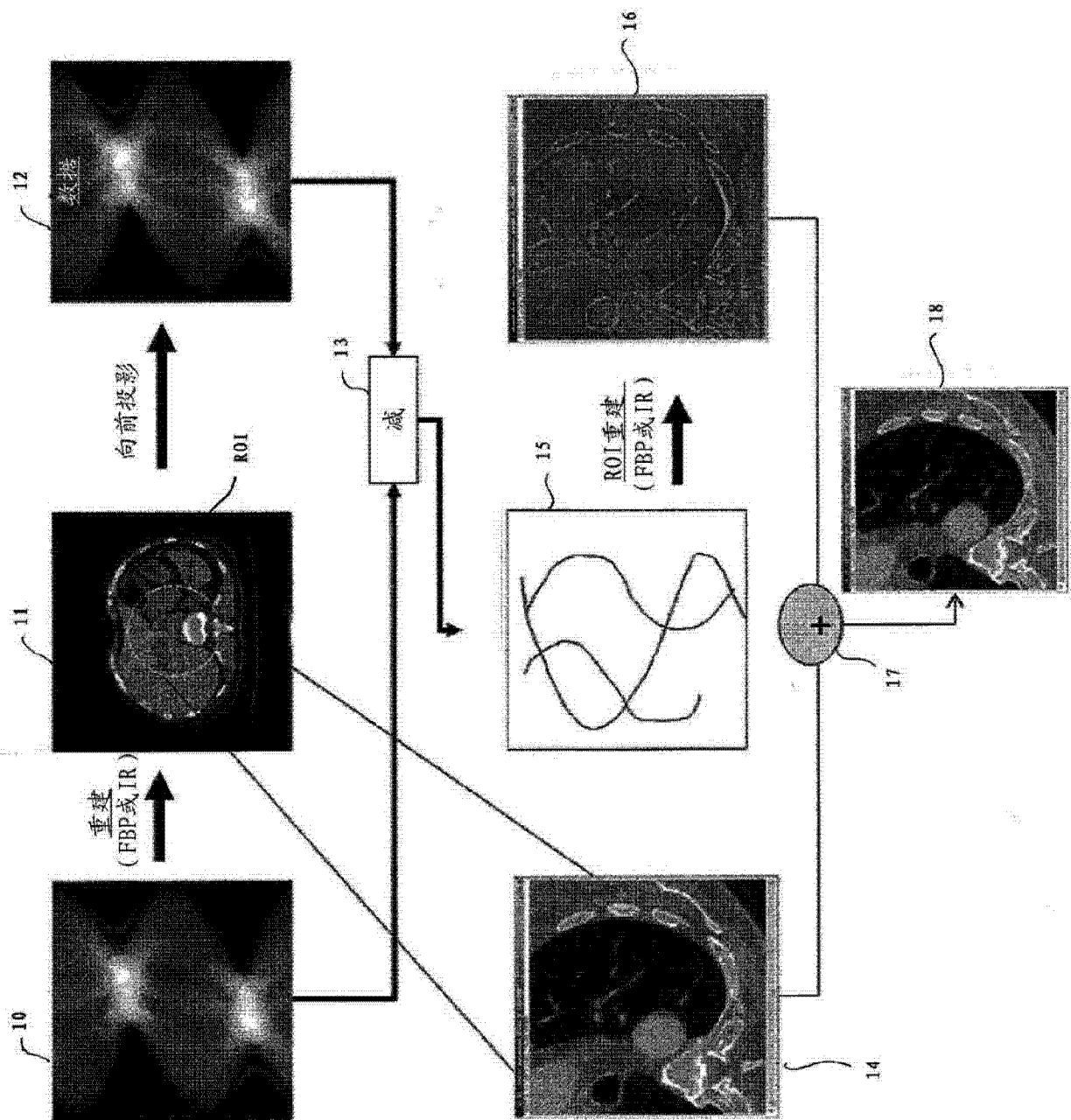


图 6