



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109313816 B

(45) 授权公告日 2023.11.14

(21) 申请号 201780032005.4

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

专利代理人 孟杰雄 王英

(22) 申请日 2017.05.19

(51) Int.CI.

G06T 11/00 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109313816 A

(56) 对比文件

(43) 申请公布日 2019.02.05

CN 101983034 A, 2011.03.02

(30) 优先权数据

16171075.1 2016.05.24 EP

CN 102985009 A, 2013.03.20

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

CN 103793906 A, 2014.05.14

2018.11.23

US 2003020714 A1, 2003.01.30

(86) PCT国际申请的申请数据

US 2003007593 A1, 2003.01.09

PCT/EP2017/062073 2017.05.19

CN 101563935 A, 2009.10.21

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2013121551 A1, 2013.05.16

W02017/202712 EN 2017.11.30

Eri Haneda等.Clinical image benefits

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

after model-based reconstruction for low

地址 荷兰艾恩德霍芬

dose dedicated breast tomosynthesis.

(72) 发明人 K·埃哈德

《PROCEEDINGS OF SPIE》.2015, 第9412卷第

94120A-1页-94120A-10页.

审查员 肖瑶

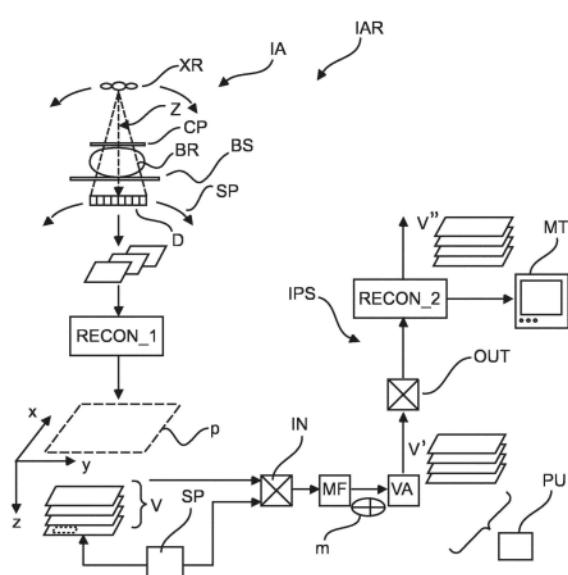
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54) 发明名称

深度增强的断层合成重建

(57) 摘要

一种图像处理系统(IPS)以及相关的方法和成像装置(IAR)。所述系统(IPS)包括输入接口(IN),其用于接收i)先前根据沿不同投影方向采集的被成像对象(BR)的投影图像(π)重建的3D输入图像体积(V)以及ii)对所述输入体积(V)中的图像结构的指定。所述系统(IPS)的模型形成器(MF)被配置为基于所述指定来形成针对所输入的3D图像体积中的所述结构的3D模型(m)。所述系统(IPS)的体积适配器(VA)被配置为基于所述3D模型(m)来调整所述输入图像体积以如此形成3D输出图像体积(V')。



1. 一种图像处理系统(IPS),包括:

输入接口(IN),其用于接收i)先前根据沿不同投影方向采集的被成像对象(BR)的投影图像(π)重建的3D输入图像体积(V)以及ii)对所述3D输入图像体积(V)中的图像结构的指定;

模型形成器(MF),其被配置为基于所述指定来形成针对所述3D输入图像体积中的所述图像结构的几何3D模型(m),所述3D模型具有深度;

体积适配器(VA),其被配置为基于所述3D模型(m)来调整所述3D输入图像体积以如此形成3D输出图像体积(V');以及

重建器(RECON_2),其被配置为基于所述3D输出图像体积(V')来重建新图像体积(V''),

其中,由所述体积适配器(VA)对所述3D输入图像体积(V)的所述调整包括在维持经如此调整的3D输入图像体积与所述投影图像(π)中的至少一幅投影图像的一致性的同时改变所述3D模型(m)内的所述3D输入图像体积(V)的至少一个图像值。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,对所述图像结构的所述指定是在所述3D输入图像体积的平面中被执行的,并且其中,所述模型形成器(MF)被配置为基于所述平面中的所述图像结构来形成所述3D模型。

3. 如权利要求1或2所述的系统,其中,由所述模型形成器(MF)对所述3D模型的所述形成包括沿所述不同投影方向中的一个投影方向在所述3D输入图像体积(V)内延伸所述图像结构。

4. 如权利要求1或2所述的系统,其中,由所述模型形成器(MF)对所述3D模型的所述形成包括将形状基元拟合到所述图像结构。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述形状基元是椭球。

6. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述重建包括断层合成重建。

7. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述重建是迭代的,并且所述3D输出图像体积(V')用作迭代重建中的初始图像。

8. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述图像结构表示:i)所述被成像对象中的解剖结构,或ii)所述被成像对象中的形成物,或iii)在成像期间驻留在所述被成像对象中的外来部分。

9. 一种成像设备,包括:

如权利要求1-8中的任一项所述的图像处理系统,以及

成像装置(IA),其被配置为采集所述投影图像。

10. 如权利要求9所述的成像设备,其中,所述成像装置(IA)是乳房X射线摄影成像装置。

11. 一种图像处理方法,包括以下步骤:

接收(S210) i)先前根据沿被成像对象(BR)的不同投影方向采集的投影图像(π)重建的3D输入图像体积(V)以及ii)对所述3D输入图像体积中的图像结构的指定;

基于所述指定,形成(S220)针对所述3D输入图像体积中的所述图像结构的几何3D模型(m),所述3D模型具有深度;

基于所述3D模型,基于所述3D模型来调整(S230)所述3D输入图像体积以如此形成3D输出图像体积(V');并且

基于所述3D输出图像体积(V')来执行(S240)重建，

其中,对所述3D输入图像体积(V)的所述调整包括在维持经如此调整的3D输入图像体积与所述投影图像(π)中的至少一幅投影图像的一致性的同时改变所述3D模型(m)内的所述3D输入图像体积(V)的至少一个图像值。

12.一种计算机程序单元,所述计算机程序单元当由处理单元(PU)运行时适于执行根据权利要求11所述的方法中的步骤中的至少一个步骤。

13.一种计算机可读介质,其上存储有根据权利要求12所述的程序单元。

深度增强的断层合成重建

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理系统、图像处理方法、成像装置、计算机程序单元以及计算机可读介质。

背景技术

[0002] 断层合成使得有限角度断层摄影成像具有良好的“平面内”(即,与中心投影方向正交)分辨率,但是具有较差的深度分辨率。相对小的断层摄影角度导致结构模糊,其在相邻切片中呈现为“平面外”(即,在沿中心投影方向的深度方向上)伪影。诸如病变的诊断上相关的结构在平面内被很好地定义(或“描绘”),但是通常很难(如果有的话)贯穿平面描绘。

[0003] 此外,由于有限的断层摄影角度问题,通常存在若干解决方案,这些解决方案都与测量的投影数据一致。换句话说,迭代的断层合成重建算法可以收敛到这些解中的任何一个,但是收敛并不一定意味着得到的解是被成像对象的真实图像。

发明内容

[0004] 因此,可能需要新颖的系统和相关的方法来解决成像领域中的上述缺点中的一些缺点。

[0005] 通过独立权利要求的主题解决了本发明的目的,其中,进一步的实施例被包含在从属权利要求中。应当注意,本发明的以下描述的方面同样适用于图像处理方法、成像装置、计算机程序单元以及计算机可读介质。

[0006] 根据第一方面,提供了一种图像处理系统,包括:

[0007] 输入接口,其用于接收i)先前根据沿不同投影方向采集的被成像对象的投影图像重建的(第一)3D输入图像体积以及ii)对所述输入体积中的图像结构的指定;

[0008] 模型形成器,其被配置为基于所述指定来形成针对所输入的3D图像体积中的所述结构的几何3D模型,所述3D模型具有深度;以及

[0009] 体积适配器,其被配置为基于所述3D模型来调整所述输入图像体积以如此形成3D输出图像体积。

[0010] 根据一个实施例,所述系统包括重建器,所述重建器被配置为基于所述输出图像体积来重建新图像体积。具体地,设想所述输出图像体积用作迭代重建算法中的初始图像。

[0011] 所提出的方法和系统在小断层摄影角度成像中是特别有利的。这是因为在这些成像应用中,明显缺乏深度分辨率,这可以通过包括与输入体积中观察到的结构相关的几何先验知识而至少部分地得到补偿。根据模型修改第一输入体积中的图像信息以包括深度信息允许鼓励(特别是迭代的)重建器朝向更好的解收敛,即朝向与从诸如均匀图像的标准图像开始迭代重建相比更真实的解收敛。

[0012] 这允许对抗在有限角度断层摄影中经常遇到的效果,其中(迭代)重建算法已经被观察到背离最优解收敛。其原因在于,特别是(被成像对象内的)其深度未知的高对比度子

对象(例如病变,乳房X射线摄影中的钙化或驻留在解剖结构中的外来对象,例如在介入期间的线和针)倾向于将伪影结构传播到相邻切片中。这可能导致迭代重建算法收敛到不真实的解,特别是当重建从除了本文提出的标准初始图像之外的标准初始图像开始时。

[0013] 所提出的系统使用关于结构的大小的先验信息来改善该结构在深度方向上的定义,并因此减少在不从如本文所提出的特别调谐的初始图像开始的情况下在标准迭代重建中由该结构产生的图像伪影。所提出的系统还允许增加焦平面中的底层结构的对比度-噪声比。

[0014] 尽管主要设想经调整的输出体积用作开始迭代重建的初始图像,但是还设想了其他用途,例如在监视器设备上显示以用于训练目的。

[0015] 在一个实施例中,所述图像结构被指定在所述输入模型的(单个)平面中,但也设想跨多个平面的指定(例如在断层合成体积中的贯穿平面视图中)。换句话说,所述指定可以指定所述输入体积内的3D子体积。一旦所述结构被指定,所述模型形成器就操作用于基于所述平面或子体积中的指定的图像结构来形成3D模型。模型可以以图形方式被形成或生成为3D的显式表面,但也可以仅通过函数表达式来隐式地定义。

[0016] 根据一个实施例,由所述体积适配器对所述3D输入体积的所述调整包括在维持经如此调整的3D输入体积与所述投影图像中的至少一幅投影图像的一致性的同时改变所述3D模型内的至少一个图像值。

[0017] 根据一个实施例,由所述模型形成器对所述3D模型的所述形成包括沿所述不同投影方向中的一个投影方向在所述输入体积内延伸所指定的图像结构。

[0018] 根据一个实施例,由所述模型形成器对所述3D模型的所述形成包括将形状基元拟合到所指定的图像结构。

[0019] 根据一个实施例,所述形状基元是椭球。这允许在乳房X射线摄影应用中对特定钙化和病变进行建模。

[0020] 根据一个实施例,所述重建包括断层合成重建。

[0021] 根据一个实施例,所述图像结构表示:i)所述被成像对象中的解剖结构,或ii)所述被成像对象中的形成物,或iii)在成像期间驻留在所述被成像对象中的外来部分。“外来部分”包括例如植入物、线、针、导管等,或驻留在被成像对象内的其他(医学)工具。“解剖结构”特别地包括乳房病变、钙化、哺乳动物乳房中的乳管等。“形成物”或沉积物包括毛刺病变、结构变形等。

[0022] 尽管本文列出的实施例主要涉及(本文主要设想的)乳房X射线摄影术语,但这不应解释为排除将所提出的系统的应用于对人体或动物体的其他部分的成像。

[0023] 根据另一方面,提供了一种成像装置,包括:

[0024] 如前述实施例中的任一个所述的系统,以及

[0025] 成像装置,其被配置为采集所述投影图像。

[0026] 根据一个实施例,所述成像装置是乳房X射线摄影或乳房断层合成成像装置。

[0027] 根据另一方面,提供了一种图像处理方法,包括以下步骤:

[0028] 接收i)先前根据沿被成像对象的不同投影方向采集的投影图像(π)重建的3D输入图像体积以及ii)对所述输入体积中的图像结构的指定;

[0029] 基于所述指定,形成针对所述3D输入图像体积中的所述结构的几何3D模型(m),所

述3D模型具有深度；并且

[0030] 基于所述3D模型，基于所述3D模型来调整所述输入图像体积，以如此形成3D输出图像体积。

[0031] 根据一个实施例，所述方法包括：

[0032] 基于所述输出模型图像体积来执行重建。

[0033] 根据一个实施例，对3D输入体积的所述调整包括在维持经如此调整的3D输入体积与所述投影图像中的至少一幅投影图像的一致性的同时基于所生成的模型来改变所述输入体积内的至少一个图像值(体素)。具体地，改变由所述模型包围的(一个或多个)图像值。

[0034] 根据一个实施例，对所述图像结构的所述指定是在所述输入体积的平面中被执行的，并且其中，所述3D模型是基于所述平面中的所述图像结构来形成的。

[0035] 根据一个实施例，对所述3D模型的所述形成包括沿所述不同投影方向中的一个投影方向在所述输入体积内延伸所指定的结构。

[0036] 根据一个实施例，对所述3D模型的所述形成包括将形状基元拟合到所指定的结构。

[0037] 根据一个实施例，所述形状基元是椭球。

[0038] 根据一个实施例，所述重建包括断层合成重建。

[0039] 根据一个实施例，所述重建是迭代的，并且所述输出图像体积用作迭代重建中的初始图像。

[0040] 根据另一方面，提供了一种计算机程序单元，所述计算机程序单元当由处理单元(PU)运行时适于执行根据上述实施例中的任一个所述的方法中的步骤中的至少一个步骤。

[0041] 根据另一方面，提供了一种计算机可读介质，其上存储有如上所述的程序单元。

[0042] 定义

[0043] 所使用的“3D”(3D维度体积)应被广义地理解为包括可以不完整的深度信息的图像材料。如本文所使用的3D体积包括在不同平面(即，在成像区域中的不同深度处)中的至少两个视图。

附图说明

[0044] 现在将参考以下附图描述本发明的示范性实施例，其中：

[0045] 图1示出了成像装置的示意性框图；

[0046] 图2示出了图像处理方法的流程图；

[0047] 图3示出了感兴趣对象的贯穿平面视图；

[0048] 图4示出了可通过所提出的方法或系统获得的示范性图像；

[0049] 图5示出了可通过所提出的系统或方法获得的另外的示范性图像。

具体实施方式

[0050] 参考图1，示出了基于X射线的成像装置IA的示意性框图。

[0051] 成像装置IA包括X射线成像装置IA，例如乳房X射线摄影成像设备。成像装置还包括图像处理系统IPS，其广泛地配置为处理由成像装置IA生成的图像。

[0052] X射线成像装置IA包括X射线源XR和X射线敏感探测器D。X射线源XR被配置为发射

穿过检查区域或成像区域的射线束并且然后入射到探测器D的X射线敏感表面上的X射线辐射。探测器D特别是数字探测器,例如平板探测器或线探测器等。在X射线源和探测器之间的成像区域中,存在具有乳房支撑物BS和压缩板CP的凹陷部分。

[0053] 待成像的对象BR,例如人类乳房,在成像期间驻留在乳房支撑物BS上,并且用压缩板CP压缩以增强图像对比度。成像装置IA被配置为产生深度分辨或“3D”图像。这是通过从围绕中心投影方向Z的不同投影方向采集乳房的投影图像 π 来实现的,如图1所示。

[0054] 在一个实施例中,通过静态平板探测器D和X射线源XR来实施沿不同投影方向采集图像 π 的能力,该静态平板探测器和X射线源被配置为通过从沿圆弧行进的X射线源的不同角度位置暴露乳房来沿不同投影方向采集X射线图像 π 。以沿该弧的适当定义的角度增量,通过操作X射线源来采集相应的投影图像(π_i ,下标“i”表示相应的投影方向)。也就是说,在源从上方经过对象BR行进的同时,探测器D被顺序地暴露于X射线辐射束。

[0055] 在另一个实施例中,通过使探测器D与X射线源XR一起布置在刚性臂(扫描臂)上来实施沿不同投影方向采集图像 π 的能力,其中探测器D由若干线探测器组成,刚性臂能够在乳房上移动,例如刚性扫描臂可以围绕探测器D下方的中心方向上的枢轴点旋转。

[0056] 在成像采集期间,探测器D在一个实施例中包括若干线探测器,并且X射线源XR在以中心投影方向Z为中心的有限角度弧上的运动平面中行进经过待成像对象BR。类似于具有静态2D探测器的实施例,获得该组投影图像 π 。投影数据 π 可以在采集之后被重新排序。尽管上述成像几何结构实施例是优选的,但是本文还设想了任何其他合适的成像几何结构,只要从适合于断层合成的不同方向采集投影图像。

[0057] X射线辐射与乳房BR中的物质相互作用并因此被修改。然后,这种修改的辐射入射在探测器敏感表面上并转换成电信号。然后通过适当配置的AD电路将这些电信号数字化为相应的(数字)投影图像。传统上,在投影图像中编码的对比度模式是吸收的对比度模式,其中电信号根据X射线辐射在其穿过被成像对象BR的组织时经历的衰减量来调制。然而,这不是要排除其他对比度模式,例如相位对比度或小角度散射(也称为“暗场”)。在后面的这两种情况下,成像装置IA在一个实施例中还包括干涉仪,以帮助特别地编码这两种其他对比度模式。

[0058] 投影图像 π 可以通过重建算法被重建成不同的图像(本文也称为“视图”),其表示乳房BR在沿中心投影方向Z的不同深度z处的吸收(或相位对比或小角度散射)特性。具体地,这些“平面内”视图或切片位于如从焦斑或从探测器表面测量的成像区域内的所述不同深度z处的不同图像平面p(仅一个被示出在图1中)上。视图在其中被重建的图像平面p(具有轴X、Y)垂直于探测器行进的运动平面。

[0059] 针对不同深度z重建的这些“平面内”切片的汇集形成3D体积V。然后,可以通过诸如监视器MT的显示设备上的合适的可视化软件以图形方式绘制各个切片。可视化软件将各个图像或体素值映射到适当选择的颜色或灰度值标度,以由此帮助通过不同颜色或灰度值可视化图像对比度。

[0060] 用户(例如放射科医师)可以通过合适的用户接口选择体积V中的不同平面内视图中的任何一个以用于可视化。

[0061] 其他视图也可以从图像体积V获得,例如通过定义贯穿体积V的截面。示例是放射科医师的“贯穿平面”视图X、Z或Y、Z。这些贯穿平面的视图是垂直于图像平面p的贯穿体积V

的截面，并且彼此垂直。如下面将进一步显而易见的，由于在有限角度断层摄影中较差的深度分辨率，贯穿平面视图通常受到妨碍，但是所提出的图像处理系统IPS允许改善所述深度分辨率。

[0062] 现在更详细地转到图像处理系统IPS，这在一个实施例中被具体配置为用作两遍重建器。具体地，在由第一重建单元RECON_1进行的第一次重建中，使用任何已知的重建算法将投影图像 π 重建为第一体积V。第一遍重建的输出在本文将被称为第一输入体积V（出于将很快将变得显而易见的原因），并且该体积V在图像处理系统IPS的输入端口IN处被接收。另一输入包括对该输入体积V中的图像结构的指定。该指定可以用指定工具SP来定义，该指定工具可由用户通过用户接口（优选为图形的）操作。例如，指定工具包括诸如鼠标或触笔或其他的指针工具。首先，用户首先选择体积的特定视图，优选地在平面内视图中，尽管在一些实施例中也可以使用贯穿平面，然后在屏幕上可视化该视图。然后，用户描绘感兴趣的图像结构。指定工具还可以徒手画选感兴趣的结构，或者可以包括自动选择特征。示范性实施例是基于“边界框”的系统，其中用户操作指针工具以定义矩形或其他边界曲线以包围包括感兴趣的图像结构的区域。然后通过将形状基元（椭圆或其他）拟合到由边界曲线包围的图像结构来自动执行几何拟合操作。这有助于指定具有模糊或磨损边界部分的图像结构，在这种情况下，难以进行徒手指定。然后，由事件处理程序拦截所选择的体素的各个坐标，以定义图像结构的坐标指定。或者，代替由用户手动指定结构，还设想了全自动实施例，其中使用自动分割算法来实现图像结构指定。输入体积V和指定的图像结构可以在输入端口IN处同时接收或者可以不同时接收，并且系统可以不必使用单个输入端口IN，而是可以包括不同的输入端口IN1、IN2（未示出）分别用于接收体积和指定的图像结构。

[0063] 所提出的成像系统被配置为基于该输入体积V来广泛地形成新体积V'，然后将其用作第二遍重建的输入，以由此得到改进的重建V''。新输入体积V'包含关于第一输入体积V中的图像结构的先前几何知识，特别是深度信息。更具体地，如将在下面更详细地描述的第一体积V被修改为第二输入V'，然后再次被输入相同或不同的重建单元RECON_2中。第二重建单元RECON_2优选地实施迭代重建算法。第一输入体积被修改以更好地定义体积V内的图像结构沿Z的深度延伸。这允许形成更准确的输入体积，因为申请人已经观察到从该第二修改的输入体积开始的迭代重建通常将更快地收敛到更准确或真实的重建V''，其比早前的第一遍重建V具有更好的贯穿平面分辨率。

[0064] 更具体地并且继续参考成像处理系统IPS的框图，模型形成器MF对所接收的输入体积V进行操作以定义针对通过第一重建单元RECON_1获得的第一输入体积内的指定的图像结构的3D模型m。RECON_1使用任何断层合成重建算法根据投影数据 π 来重建第一体积V。模型m被形成使得其具有指定的图像结构作为其横截面之一。

[0065] 然后，体积适配器VA使用经如此定义的3D模型m来修改输入体积V以得到第二体积V'，然后在输出接口OUT输出该第二体积。然后将该修改的体积V'转发到第二重建模块RECON_2。第二重建模块RECON_2使用迭代重建算法，使用修改的输入体积V'作为初始图像，根据投影图像 π 来重建改进的深度分辨体积V''。然后可以将改进的体积V''存储在图像存储设备中和/或可以以其他方式处理，特别是可以被绘制以用于在显示设备MT上观察。

[0066] 通常，如本文所设想的断层合成重建算法通常被公式化为根据目标函数的优化问题。任务是通过从初始图像开始迭代地调整体素值来使目标函数最小化（或最大化）。对于

第一输入体积 V 的第一遍重建,可以将初始图像选择为用零或其他标准值填充的均匀图像。然而,在第二遍重建中,深度信息改善的第二输入体积 V' 用作初始图像。因此,对于所提出的系统,可以使用任何迭代的断层合成重建。先前已经由例如Tao Wu等人在他们的“Tomographic mammography using a limited number of low-dose cone-beam projection images”的第II部分的第F章节和第III部分的第E章节中描述了不同的断层合成重建算法,该文献在Medical Physics、第30卷、第3号(2000年3月)中公布,所有这些技术被设想在本文中的不同实施例中。

[0067] 迭代的断层合成重建(本文简称为迭代重建)基于测量的投影图像 π 迭代通过多个中间图像结果以最终得到图像重建的最终输出。在重建期间,中间图像结果被前向投影并与实际测量的投影图像 π 进行比较。建立偏差(如果有的话),然后通过目标函数对该偏差进行惩罚。迭代过程通常通过向目标函数添加一个正则化项来控制,该正则化项强制执行解的某些期望的平滑度特性。仍然,由于有限的角度断层摄影,所以要重建的图像内的图像结构的知识必然受到限制。因此,针对优化问题的解空间通常包括无数个不同的可能解(即,可能的候选图像),每个将解释或拟合相同的给定投影数据集 π 。与第一遍重建不同,本文提出在第二遍重建中使用专门定制的输入图像 V' ,其包含关于在解体积中预期的图像结构的形状和深度范围的先前几何知识。该先前的“深度知识”可以基于解剖学知识或关于将在感兴趣的对象中找到的将产生已知的图像结构的几何子对象的其他知识。例如,乳房BR内的某些形成物、沉积物等的一般形状可以是已知的,因此可以预测表示这些形成物或沉积物的图像结构的形状或范围。例如,在乳房X射线摄影中,已经发现,可以通过使用椭球基元来很好地近似在乳房组织中形成的微钙化或囊性病变的形状。因此,椭圆形图像结构可以在3D中被扩展成拟合到这些椭圆形横截面的椭球。还设想了在输入模型内构建针对图像结构的3D模型的其他方式。

[0068] 使用预先加载有几何先验知识的第二输入模型 V' 作为第二遍重建中的初始图像相当于限制解空间。换句话说,第二遍中的迭代重建算法被提供有线索以更快地收敛到更准确且真实的结果。

[0069] 两个重建器模块RECON_1或RECON_2可以被组合成单个模块,因此相同的重建算法用于重建 V 和 V' ,但是在每种情况下使用不同的初始图像: V' 在RECON_2中用作初始图像,而RECON_1使用标准图像作为初始图像,例如用零预先填充的“零图像”或其他均匀图像。

[0070] 图像处理系统IPS可以完全在工作站或与成像器IA相关联的其他通用计算设备PU上运行。作为对此的备选,还设想在分布式计算架构中的实施方式,其中系统IPS服务多个成像器IA,或者其中部件中的至少一个或全部的任务被外包给网络中的其他计算单元。

[0071] 本文设想了针对图像处理系统的在线或离线实施例。在线实施例中,IPS与成像器IA接口连接,并且如所描述的当从成像器IA接收投影图像 π 时基本上实时地重建体积。在离线实施例中,所采集的投影 π 首先被存储在诸如HIS(医院信息系统)的PACS(图片存档和通信系统)的存储器中或其他数据存储系统中。投影图像 π 然后在它们的采集之后的任何时间根据需要被访问,然后被重建成如本文所描述的体积图像数据。

[0072] 图像处理系统IPS的至少一个或全部部件可以以硬件布置,例如在适当编程的FPGA(现场可编程门阵列)中或作为硬接线IC芯片。例如,成像控制系统SC可以作为控制模块被集成到成像装置IA中。

[0073] 现在将参考图2解释图像处理系统IPS的操作,其中示出了针对对应的图像处理方法的流程图。然而,将理解,图2的流程图中的步骤不一定与根据图1的图像处理系统的架构相关联,但是流程图的教导也可以被理解为其自身的独立教导。

[0074] 在步骤S210,接收第一3D输入体积。这在先前已经在第一遍重建中根据由扫描成像器IA沿诸如人类乳房的图像对象BR的不同投影方向采集的投影图像π重建。已经在有限角度断层摄影几何结构中采集了投影图像。特别地,投影图像π已经被收集在图像对象周围的弧中,该弧基本上小于360°,特别小于180°,更具体地,沿小于180°的10%或20%的弧。任何任意的重建算法,例如移位加法或其他基于FBP(滤波反向投影)的变体,可以用于第一遍重建步骤。优选地,使用迭代重建算法。

[0075] 除了在第一遍中重建的该输入体积之外,还接收对第一遍重建的输入体积中的图像结构的指定。这两项信息,即第一重建体积V'和其中的指定的结构,可以不必被同时接收。具体地,可以在接收第一输入体积V作为输入接收之后接收图像结构指定。

[0076] 在步骤S220,然后根据第一遍重建的输入体积V'中的指定的结构来形成3D模型m,并且将其在下文中用作对真正底层结构的空间范围的估计。指定的结构可以特别地由形状(例如椭圆、圆或其他形成感兴趣的图像结构的轮廓的形状)的坐标组成。对图像结构的指定可以由人类用户通过使用具有指针工具或其他交互式方法的图形用户接口设备进行描绘来生成。例如,可以通过定义希望指定的体素位置周围的边界框来执行指定,如上面关于指定工具SP所解释的。或者,可以通过处理输入体积V的分割算法的操作来完全自动地生成图像结构。

[0077] 该知识尤其包括关于所选择的图像结构贯穿输入体积的深度范围的估计。在步骤S220中生成的3D模型特别是表面3D结构,诸如椭球或其他合适的几何基元,其交叉由描绘的结构形成。在备选实施例中,3D模型m由隐式函数非图形地定义,例如对于椭圆的示范性情况,隐式函数为 $(x/a)^2 + (y/b)^2 + (z/c)^2 = 1$ 。因此,对于模型的定义,显式表面定义可以不是必需的。

[0078] 对根据其来形成3D模型的结构的指定可以在任何合适的视图中指定。优选地,该结构在平面内视图中指定,因为在这些平面中聚焦的结构的空间分辨率通常是良好的。选择用于在其中指定成像器结构的平面内切片在本文中也可以称为(当前)焦平面,其中当用户从一个切片滚动到另一个切片以指定(例如描绘)图像结构的轮廓时,他或她改变“焦点”。然而,在其他实施例中,该结构在贯穿平面视图中指定,例如在X、Z或Y、Z平面中。指定可以局限于单个平面(因此基本上是2D指定),如在单个平面内视图中,但是可以在通过多个平面的3D中完成,如在贯穿平面视图中那样。

[0079] 在步骤S230中,然后基于3D模型来调整输入体积V,以如此得到改进的输出图像体积V',其现在包含更好定义的结构,其深度信息被编码到经调整的体素值分布中。如下面在图3的讨论处更详细地解释的,体积调整步骤S230在成像域中而不是投影域中操作。体积V'中的体素值适于填充由模型包围的体积部分,其具有比模型的邻域中更高的值,以通过使用所生成的模型作为对指定的结构的空间范围的约束来抵消沿深度方向的有限角度断层摄影的内在模糊,并且因此实现更好的对比度并且因此实现更好的贯穿平面定义。

[0080] 在步骤S240,基于经调整的体积V'来执行第二遍重建。更具体地,第二遍重建作为使用经调整的输入体积V'作为初始图像的迭代重建被执行,一个或多个迭代从该初始图像

开始。

[0081] 本文不必将相同的迭代重建用于步骤S220中的第一遍和步骤S240中的第二遍，尽管在两遍中使用相同的迭代算法是优选实施例。如果在第一遍中使用迭代重建，则这可以与稍后在第二遍中使用的迭代方案不同。例如，可以在第二遍重建中改变正则化函数（如果有的话），或者可以修改第二遍重建算法的目标函数的参数（例如正则化项强度系数）。随机图像或均匀图像（其中所有体素预先填充有恒定值，例如“零图像”中的零）可以用作第一遍重建中的初始图像以获得第一输入体积V。

[0082] 返回参考形成针对在输入体积中描绘或指定的结构的3D模型的步骤，本文设想了许多不同的实施例。具体而言，指定的3D模型主要被设想为在初始体积V的范围内定义的3D表面模型。这可以通过将指定的结构视为已经在其中执行指定的（一个或多个）平面中的特定横截面来完成。3D表面模型m是模型生成器MF的结果m的一个（优选的）实施例，其允许为指定的图像结构内的每个体素导出沿一个投影方向（z轴，即平行投影，或中心投影的方向，即透视投影）的估计的空间范围。

[0083] 如上面简要提到的，作为将3D模型m指定为3D中的表面的备选方案，模型m也可以被描述为描绘的结构的平面内坐标（x,y）与其在深度方向（z）上的空间范围之间的函数关系。此外，可以隐式地描述3D模型，即，作为满足特定函数关系 $f(x,y,z)=0$ 的所有点（x,y,z）的集合。

[0084] 根据模型形成步骤S220的一个实施例，指定的结构简单地沿中心投影或深度方向+Z和/或-Z延伸通过设定数量的切片。然后，这定义了具有指定的结构作为其横截面的圆柱体。描绘的结构基本上被复制到在两个深度方向（+Z和-Z）上或仅在一个深度方向+Z或-Z上的设定数量的相邻切片中。该实施例的改进是使拷贝数取决于具有指定的边界框的图像值。具体地，在一个实施例中，用于沿空间方向延伸到体积V中的（原始结构的）复制本的数量是垂直于所述空间方向的一个或多个切片中的描绘的结构的边界框的大小的函数。更一般地，3D模型是焦平面中的图像结构的描绘的区域大小的函数。换句话说，描绘的结构越大，其沿Z的高度（深度延伸）越大。作为对此的进一步细化并且根据一个实施例，针对焦平面中的描绘的区域内部中的每个体素位置计算3D结构（沿Z）的高度作为体素位置距区域的重心的距离和/或焦平面中的区域的空间范围（例如边界框）的函数。

[0085] 在该模型形成步骤S220的另一个实施例中，指定的结构在+Z和/或负-Z方向上延伸，但是结构的横截面逐渐缩小到与已经在其中执行指定的平面的距离为线性关系的点。换句话说，以这种方式形成双锥模型结构，具有指定的结构作为其共同基础。

[0086] 在另一实施例中，作为上述的改进，使用定义的几何基元。这基于关于某些子对象的形状的先验知识，某些子对象例如已知在成像期间存在于对象内的沉积物、形成物。在成像期间驻留在对象内的子对象可以包括医学工具，例如导管、针等，每个都具有先验已知的几何特性，例如形状、长度、直径等。然后诸如椭球的通用几何形状或基元被拟合到如由用户或由分割算法指定的横截面上。例如，在一个实施例中，指定的结构是椭圆。在乳房X射线摄影中，这可以在一个实施例中被理解为椭球形肿块、囊肿或钙化的横截面，然后椭球形基元被拟合到该横截面。对给定平面中的结构的指定确定三个椭球轴中的两个，然后由模型生成器估计第三轴，例如作为两个平面内参数的最大椭球轴。由于在图像采集期间乳房组织受压，因此在乳房X射线摄影中观察到作为这种估计的基础的假设是合理的。利用这三个

参数,可以针对指定的结构内的每个点评估椭球方程,以由此基于如在第一输入体积V的平面中指定的其椭圆形横截面来指定椭球的深度上延伸。本文还设想了定义输入体积内的3D模型的其他方式,只要将深度信息添加到先前不是显式的输入体积中。在一个实施例中设想,用户可以在图形用户输入装置中预先选择针对先验已知的子对象(诸如插入物)的形状基元,图形用户输入装置例如可以通过鼠标单击操作或类似的交互动作选项从中选择适用形状的菜单结构。这允许通过使用关于插入物的形状的额外先验信息来简化第一遍重建V中的模型生成步骤。

[0087] 现在参考图3以更详细地解释输入体积调整步骤S230和体积适配器VA的操作。图3a)、b)示出了相应体积的相应贯穿平面视图(特别是在X、Z截面中,但这当然不是限制性的),相应体积即图3a中的输入体积V和在对图3a的输入体积V执行调整步骤S230之后改进的先验知识富集的体积V'。

[0088] 更具体地,首先参考图3a)中的输入体积V,由先前形成的3D模型m包围的子体积内的图像信息(即,体素值)看上去通过部分包围模型体积m的一束几何射线(沿给定的投影方向并且从焦斑位置发出)展开。这种图像信息的展开是由于来自有限角度采集轨迹的角度跨度之外的投影方向的信息丢失导致的。这种不充分的信息导致较差的深度分辨率,即缺乏关于如由模型M指定的图像结构的范围的知识。

[0089] 图3b)现在示出了在调整之后通过输入体积V的相同投影方向的相同视图。可以看出,较大的体素值现在集中在3D模型m的范围内。由模型m包围的3D空间内的图像值大小的这种集中通过平衡操作来实现。也就是说,虽然模型m内的体素位置处的图像值被增大,但是在模型外部但仍在考虑的投影射线束内的体素位置处的图像值相应地被减小,以由此保持平衡。更具体地,对于模型中的体素处的任何变化,在模型外部某处但是在(束的)贯穿模型中的所述体素和焦斑XR的投影射线上的至少一个对应体素处存在对应变化。在一个实施例中,在模型m外部的射线上仅改变单个对应模型体素。该单个对应体素在射线上的位置完全是任意的,只要它在模型m外部。或者,该变化与沿模型m外部的射线的多个(例如,所有)体素成比例地被均匀地施加。因此,在模型中的体素处的变化由沿射线在模型外部的对应变化抵消。这种再平衡操作是必要的,以便将深度信息编码到体积V中,但仍然维持与在考虑的投影方向i上采集的投影图像 π_i 的一致性。

[0090] 还设想了针对调整步骤S230的备选实施例,其中通过减小针对模型内部的体素的值并对应地增大针对模型外部的射线上的体素的值来执行体素值的变化。该备选实施例对于肺成像可以是有利的,其中图像结构可以对应于周围同质肺组织内的空气围栏。

[0091] 如图3的实施例中所设想的,根据其执行图像值再平衡操作的投影方向是中心投影方向的投影方向,但是这不一定是限制性的,因为可以替代地考虑其他投影方向。换句话说,由于再平衡操作,深度信息现在被编码到输入体积中,但是贯穿包围模型的射线束的前向投影仍然等于测量的投影 π ,即使体素信息已经被重新布置或交换以增大(至少平均)针对由模型m包围的体素位置的图像值。更具体地,根据数据采集协议来计算或选择正常乳房组织的平均衰减值。例如,通过对描绘的结构外部的区域中的第一遍重建中的衰减值求平均来计算这样的值,该区域不位于对应于考虑中的投影方向的投影束内。接下来,位于3D模型m外部但仍在所述投影锥内的第一遍重建体积V中的体素的衰减值被正常乳房组织的平均衰减代替。接下来,对于穿过3D模型m的锥体中的每个几何射线,替换该3D模型内的

沿该射线的体素,使得沿该X射线路径的线积分保持恒定(即,等于根据针对考虑中的投影方向*i*的投影图像 π_i 的原始测量结果)。

[0092] 将认识到,如图3中示意性示出的体积调整步骤S230可以被应用于多于一个投影方向。平行投影或中心投影(如图3所示)均被设想用于执行调整步骤S230。然而,已经发现,在仅针对单个投影方向执行调整步骤S230的情况下是足够的且计算上便宜的。优选地,如图3所示,沿主投影方向Z执行该步骤,但这不是限制性的。

[0093] 当在强制执行与多于一个投影方向的一致性的同时体积调整步骤S230要被应用时,预计计算成本会增加。可以利用单独的目标函数F建立单独的优化循环(不同于步骤S240中的迭代重建操作的优化),以实现与多于一个(特别是所有)投影方向的一致性。例如,针对输入体积调整步骤S230的目标函数可以被形成为与针对要考虑的相应方向的相应投影图像 π 的偏差的平方和。

[0094] 形式上,针对调整步骤S230的该单独的目标函数可以被写为:

[0095] $F = \sum_i [FP_i(\text{mod}(V)) - \pi_i]^2$, 其中:

[0096] i 在要考虑的所期望的投影方向上运行(这可以包括所有投影方向的全部或子集),

[0097] $FP_i(.)$ 是针对方向*i*的前向投影算子, $\text{mod}(.)$ 是射线束内体素值的修改,该射线束部分地包络V中的模型m以实现如上所述的重新分布,并且其中 π_i 是在采集中针对方向*i*记录的投影图像。

[0098] 然后,使用合适的数值技术(最小梯度、牛顿-拉普森等)来优化以找到集中在模型m内的体素值的分布,对于该模型,该平方和是最小的。也可以代替地使用其他目标函数公式。与上面使用和描述的通过不同体素位置的射线的投射、模型m的定义等相关的几何操作被很好地定义为假定成像几何结构已知(特别是焦斑的位置和探测器D的位置和取向对于所有投影*i*是已知的),并且重建的体积在成像器IA的坐标系中定义。几何操作可以通过使用数值计算套件的解析几何包来实现,其中非限制性示例包括MatlabTM、MapleTM或MathematicaTM或其他,或者通过使用诸如C、C++等的通用编程语言来实现。

[0099] 尽管利用所提出的方法可以处理多个输入体积V,但是在-一个实施例中,仅使用从早前的重建RECON_1获得的单个输入体积V。

[0100] 现在参考图4-5,其中根据图2中的流程图,利用所提出的图像处理系统IPS和/或方法可实现示范性图像和结果。

[0101] 首先参考图4,这示出了使用具有乳房摄影背景纹理的体模的所提出的方法,在该体模中嵌入了两个椭圆形插入物。基于较大椭球的平面内注释,估计3D模型,并生成先前的起始图像用于随后的深度增强重建,以减少由较小椭球的焦平面中的大椭球引起的断层合成伪影。具体地,示出了真实体模的三个正交视图,其中(a)是针对给定深度z的平面内视图,并且(c)是两个贯穿平面视图X、Z和Y、Z。第一遍重建在(b)中在平面内与用户注释的平面内轮廓405一起示出,与两个贯穿平面(d)延伸部410、415并排。根据该模型,利用贯穿平面视图(g)生成(e)第二输入体积V',并且这被用作用于第二遍迭代重建的初始图像。输出体积V"沿其两个贯穿平面视图X、Z和Y、Z(h)在平面内(f)示出,一起证明了图像结构的增强的深度分辨率和更高的平面内信号清晰度。

[0102] 图5示出了对所提出的方法的重复应用,以将两遍重建扩展为三遍重建。具体地,

在第二遍中重建V'之后的后续步骤中,在其焦平面中额外地注释小椭球,并且现在使用两个模型来生成先前图像,一个模型用于小椭球,一个模型用于大椭球。图5示出了甚至在贯穿平面中的小椭球的可见性的明显改善以及更清晰的3D深度清晰度。具体地,所提出的方法相对于小椭球第二次应用。在左栏A)中示出了具有两个贯穿平面视图的贯穿第二椭圆的真实体模的正交平面内视图。在“第三遍”深度增强重建中小椭球的更好可见性,如在中间栏B)中所证明的,其中使用两个模型,一个模型用于小椭球,一个模型用于较大的椭球。为了比较,右栏C)说明了通过单次应用所提出的方法获得的结果,其中仅使用单个估计的病变模型,即用于大椭球的模型。

[0103] 换句话说,如图5所示,通过使用改进的重建V'作为下一个输入体积,可以重复所提出的方法和处理系统IPS的操作。由于V'的深度分辨率更好,因此会出现更多细节。这允许用户将早前的指定细化为先前在第一输入体积V'中不可分辨的两个或更多个不同的(子)图像结构。换句话说,所提出的方法可以从两遍重建方案扩展到n(>2)遍重建,其中在对(一个或多个)额外图像结构进行重复且累积的指定的情况下,在输出端口OUT处产生的体积V'⁽ⁿ⁾的重复反馈返回到输入端口IN。该任选反馈在图2的流程图中被示出在用“?”指定的操作框中。

[0104] 尽管上面已经主要参考乳房X射线摄影进行了解释,但这并不是限制性的,因为在其他实施例中还设想其他具有有限角度采集(也就是具有沿由基本上小于180°的角度对着的弧收集的测量结果的那些)的基于X射线的体积成像方法。所提出的方法允许补偿这些有限角度(断层摄影)成像技术所遭受的结构深度信息的缺乏。在本发明的另一示范性实施例中,提供了一种计算机程序或计算机程序单元,其特征在于适于在适当的系统上执行根据前述实施例之一方法的方法步骤。

[0105] 因此,计算机程序单元可以被存储在计算机单元上,该计算机单元也可以是本发明实施例的一部分。该计算单元可以适于执行或引发对上述方法的步骤的执行。此外,它可以适于操作上述装置的部件。计算单元可以适于自动操作和/或执行用户的命令。可以将计算机程序加载到数据处理器的工作存储器中。因此,数据处理器可以被配备为执行本发明的方法。

[0106] 本发明的该示范性实施例包括从一开始就使用本发明的计算机程序和借助于更新将现有程序转变为使用本发明的程序的计算机程序两者。

[0107] 此外,计算机程序单元可以能够提供用于实现如上所述的方法的示范性实施例的过程的所有必要步骤。

[0108] 根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种计算机可读介质,例如CD-ROM,其中计算机可读介质具有存储在其上的计算机程序单元,该计算机程序单元由前面的部分描述。

[0109] 计算机程序可以存储和/或分布在合适的介质上(特别地,但不一定是非瞬态介质),例如光学存储介质或与其他硬件一起提供或作为其他硬件的一部分提供的固态介质,但也可以以其他形式分部,例如经由互联网或其他有线或无线电信系统。

[0110] 然而,计算机程序也可以通过诸如万维网的网络呈现,并且可以从这样的网络被下载到数据处理器的工作存储器中。根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种用于使计算机程序单元可用于下载的介质,该计算机程序单元被布置为执行根据本发明的前述实

施例之一的方法。

[0111] 必须注意,参考不同的主题描述了本发明的实施例。特别地,参考方法类型权利要求描述了一些实施例,而参考设备类型权利要求描述了其他实施例。然而,本领域技术人员将从以上和以下描述中了解到,除非另行指示,否则除了属于一种类型主题的特征的任何组合之外,与不同主题相关的特征之间的任何组合也被认为与本申请一起被公开。但是,所有功能都可以被组合在一起,提供超过这些特征的简单加和的协同效果。

[0112] 虽然已经在附图和前面的描述中详细说明并描述了本发明,但是这样的说明和描述应被认为是说明性或示范性的而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和从属权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时可以理解并实现所公开实施例的其他变型。

[0113] 在权利要求书中,“包括”一词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的功能。在相互不同的从属权利要求中重新记载某些措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

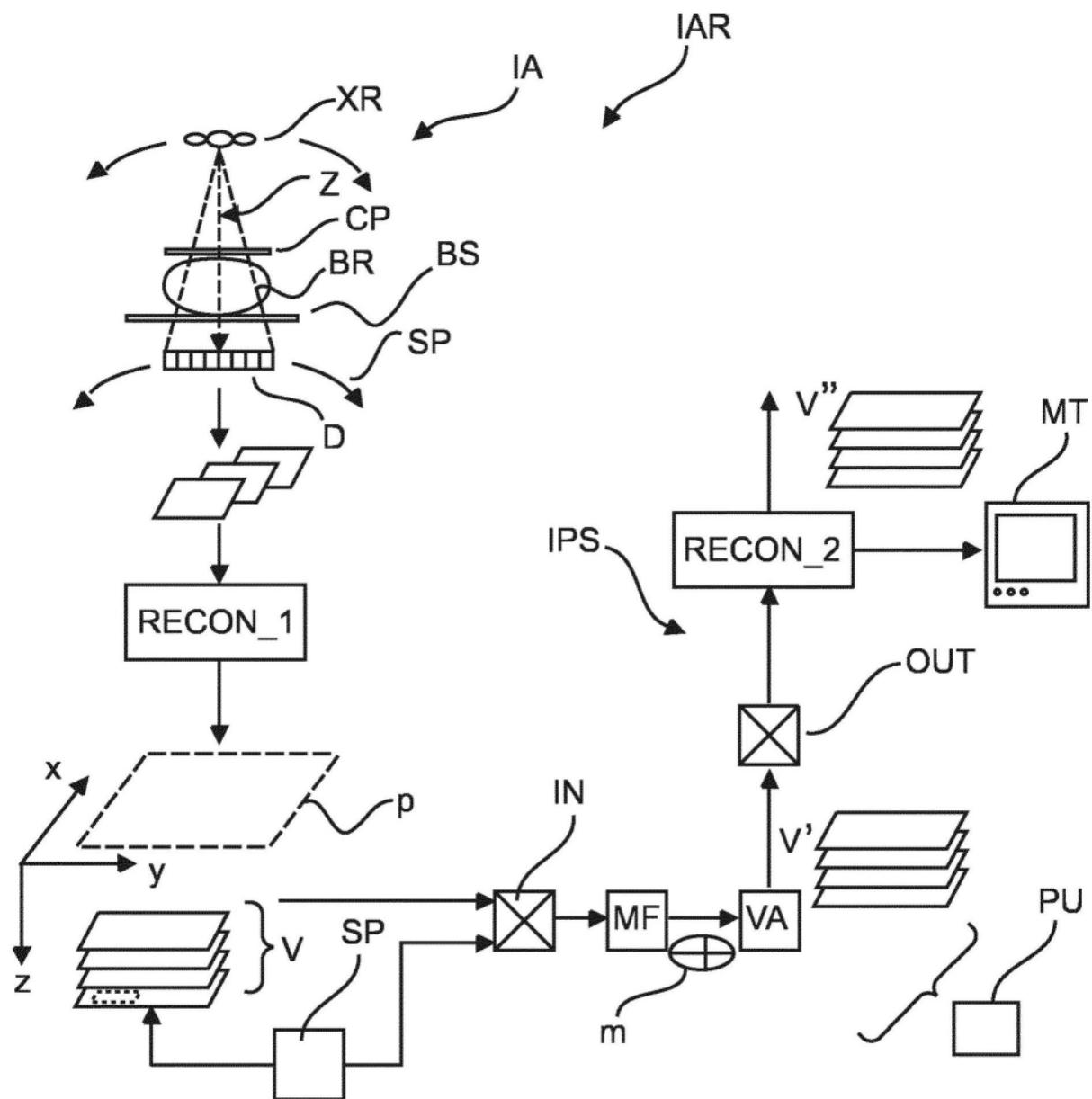


图1

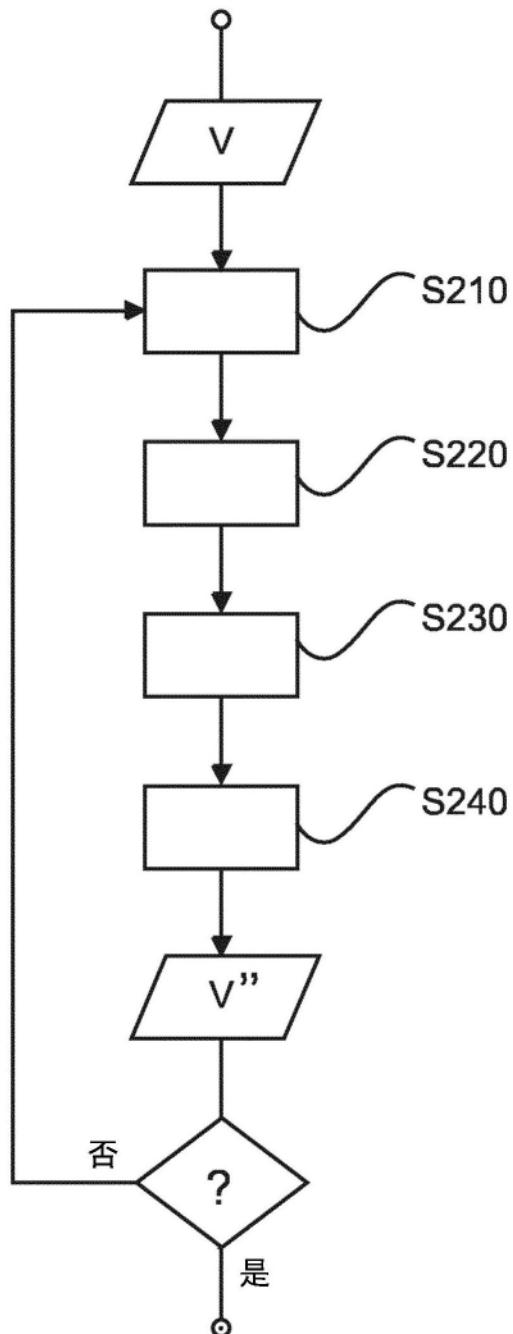


图2

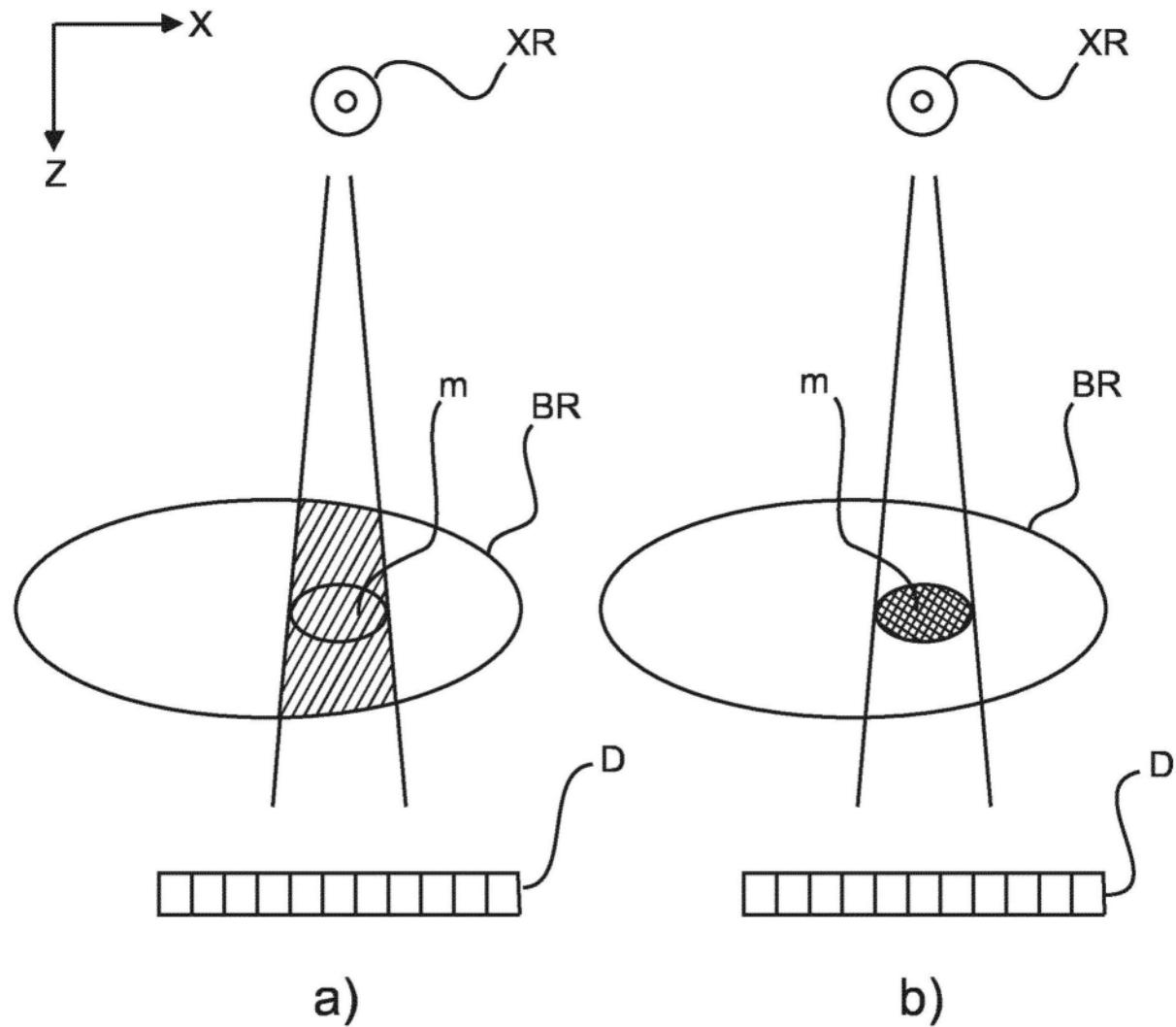


图3

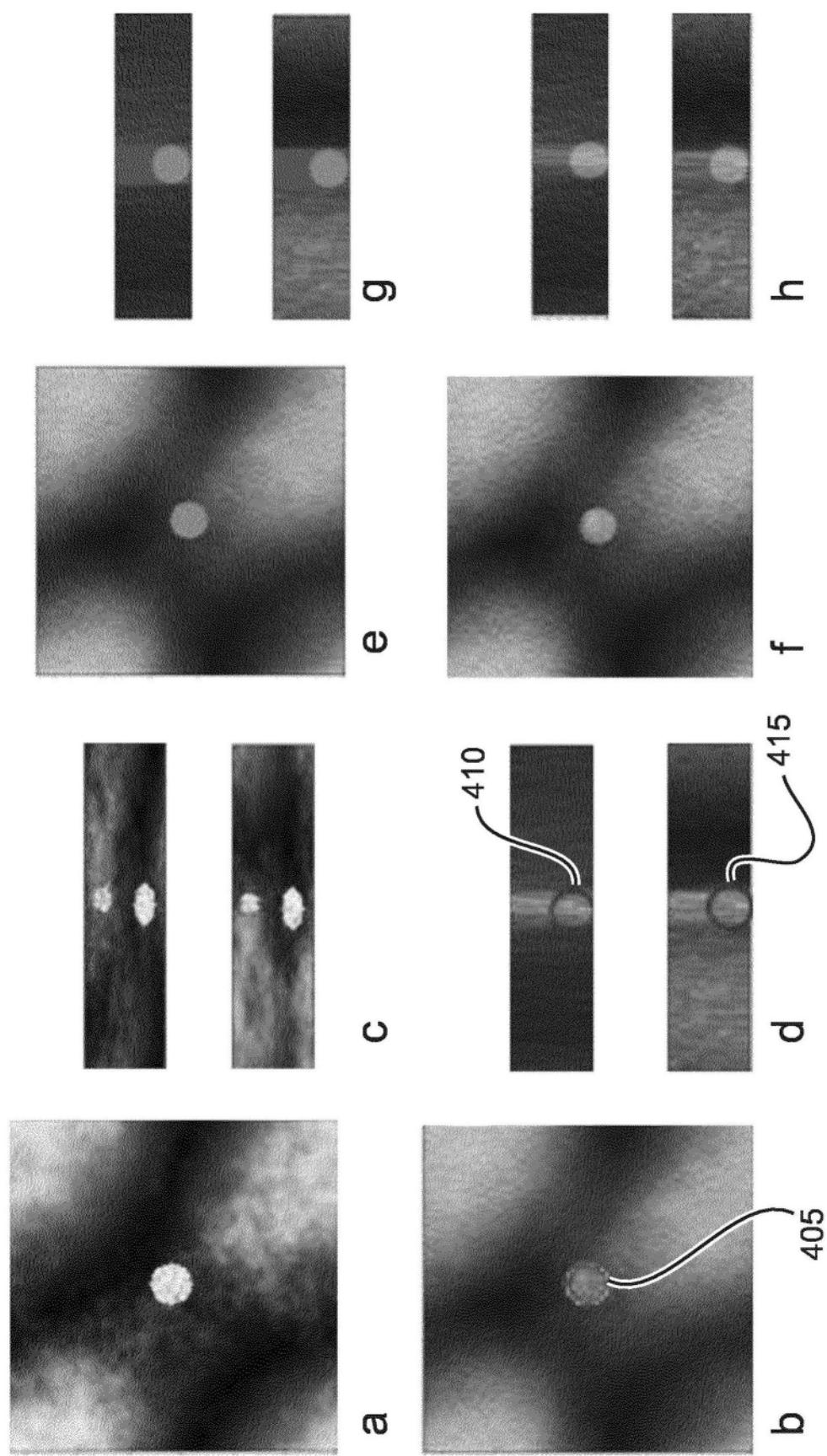


图4

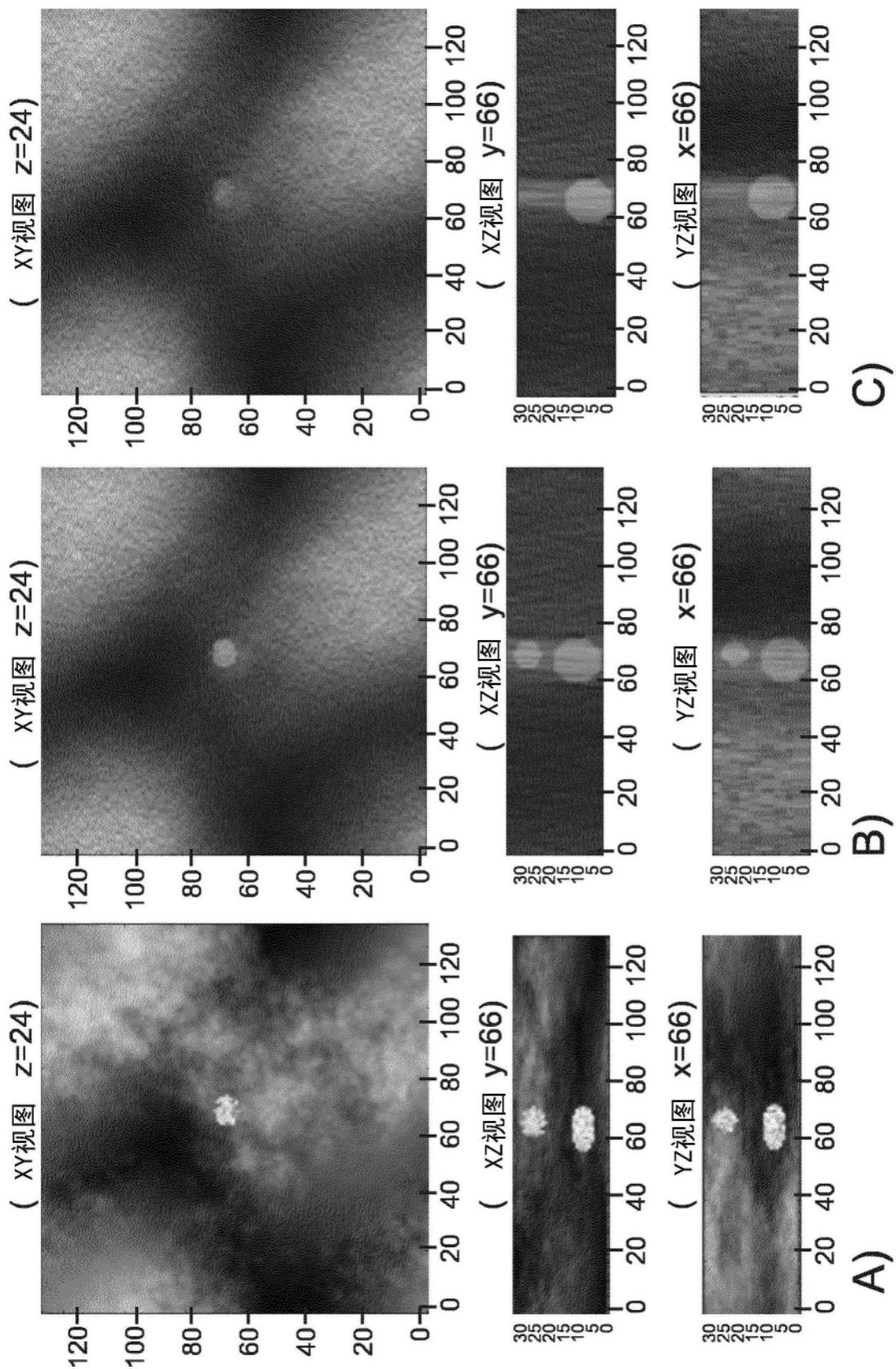


图5