



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119278468 A

(43) 申请公布日 2025. 01. 07

(21) 申请号 202380041740.7

(22) 申请日 2023.05.22

(30) 优先权数据

63/344,852 2022.05.23 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.11.20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2023/063620 2023.05.22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/227511 EN 2023.11.30

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·维尔克 M·格拉斯

M·塞芬斯特 H·兰姆

(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 王永建

(51) Int.Cl.

G06T 11/00 (2006.01)

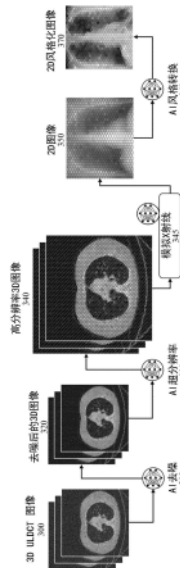
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

从低剂量CT模拟X射线

(57) 摘要

提供了用于将三维计算机断层扫描(CT)数据转换成二维图像的系统和方法。提供了这样一种方法,其包括检索三维CT成像数据,其中,三维CT成像数据包括绕着中心轴线从多个角度获取的投影数据。一旦检索到三维CT成像数据,成像数据被处理为三维图像,并且该方法继续通过追踪来自位于三维图像的外部的模拟辐射源的射线来生成二维图像。随后,二维图像被作为模拟X射线呈现给用户。



1. 一种用于将三维计算机断层扫描 (CT) 数据转换成二维图像的方法, 包括:
检索三维CT成像数据, 所述三维CT成像数据包括绕着中心轴线从多个角度获取的投影数据;
将所述三维CT成像数据处理为三维图像;
通过追踪来自位于所述三维图像的受试者的外部的模拟辐射源的射线来生成二维图像; 以及
将所述二维图像作为模拟X射线呈现给用户。
2. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 处理所述三维CT成像数据包括使用滤波反投影重建所述三维图像。
3. 根据权利要求2所述的方法, 其特征在于, 所述三维CT成像数据包括超低剂量CT成像数据, 并且处理所述三维CT成像数据包括对所述成像数据进行去噪。
4. 根据权利要求3所述的方法, 其特征在于, 处理所述三维CT成像数据还包括执行基于AI的超分辨率处理。
5. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 所述超分辨率处理包括去模糊处理。
6. 根据权利要求3所述的方法, 其特征在于, 对所述成像数据进行去噪包括将经训练的卷积神经网络 (CNN) 应用于所述三维CT成像数据。
7. 根据权利要求2所述的方法, 其特征在于, 在重建所述三维图像之前将去噪处理应用于所述三维CT成像数据。
8. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述方法还包括在将所述二维图像呈现给所述用户之前, 通过将风格应用于所述二维图像来处理所述二维图像, 所述风格源自多个X射线图像, 并且所述风格修改了所述二维图像的外观, 但没有修改所述二维图像的形态内容。
9. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于, 所述多个X射线图像是传统的平面X射线图像。
10. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 处理所述三维CT成像数据包括识别所述三维图像中的至少一个物理要素, 并且在生成所述二维图像之前从所述三维图像中移除或遮蔽掉所述至少一个物理要素。
11. 根据权利要求10所述的方法, 其特征在于, 所述至少一个物理要素是解剖学要素。
12. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述二维图像被与所述三维图像一起呈现给所述用户, 并且指示符被结合到所述三维图像中, 以指示所述三维图像的被表示在所述二维图像中的区段。
13. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述方法还包括在将所述二维图像呈现给所述用户之前处理所述二维图像, 处理所述二维图像包括将去噪或超分辨率处理应用于所述图像。
14. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述方法还包括在所述三维CT成像数据中的2D平面中执行基于AI的去噪或超分辨率处理。
15. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述三维CT成像数据包括光谱数据或光子计数数据, 并且所述模拟X射线是模拟光谱X射线或光子计数X射线。
16. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 生成所述二维图像由神经网络执行。

17. 一种用于将三维计算机断层扫描 (CT) 数据转换成二维图像的系统, 包括:
存储器, 所述存储器存储多个指令; 以及
处理器电路, 所述处理器电路耦合到所述存储器, 并且被配置成用于执行所述多个指令以:

检索三维CT成像数据, 所述三维CT成像数据包括绕着中心轴线从多个角度获取的投影数据;

将所述三维CT成像数据处理为三维图像;

通过追踪来自位于所述三维图像的受试者的外部的模拟辐射源的射线来生成二维图像; 以及

将所述二维图像作为模拟X射线呈现给用户。

18. 一种用于存储可执行指令的非瞬态计算机可读介质, 所述可执行指令使方法被执行以将三维计算机断层扫描 (CT) 数据转换成二维图像, 所述方法包括:

检索三维CT成像数据, 所述三维CT成像数据包括绕着中心轴线从多个角度获取的投影数据;

将所述三维CT成像数据处理为三维图像;

通过追踪来自位于所述三维图像的受试者的外部的模拟辐射源的射线来生成二维图像; 以及

将所述二维图像作为模拟X射线呈现给用户。

从低剂量CT模拟X射线

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及用于从CT数据模拟传统的X射线图像的系统和方法。具体而言，本公开涉及将超低剂量CT数据作为模拟X射线图像的二维图像呈现给用户。

背景技术

[0002] 相比于传统的平面X射线 (CXR) 成像, 计算机断层扫描 (CT) 成像提供了优势。据此, CT成像已经在各种临床环境中替代了X射线成像, 并且在额外的临床环境中被越来越多地采用以替代这种X射线成像。

[0003] 在目前旨在于在额外的环境 (例如门诊环境中的常规胸部成像) 中替代CXR的低剂量和超低剂量CT成像 (ULDCT) 的情况下尤其如此。

[0004] 相比于CXR, CT成像的一个主要优势是CT提供了额外的信息, 具体是三维空间信息。而且, CXR在许多临床场景中具有相对低的敏感性和高的假阴性率。由于与CT成像相关的额外的信息, CT成像也更适合各种图像处理和基于AI的诊断技术。

[0005] 在另一方面, 相比于传统的CT成像, 具体是ULCT成像, CXR具有更高的空间分辨率, 并且受噪扰 (noise) 的影响更小。

[0006] CT成像在常规临床环境中还没有被更广泛地采用的一个原因是CT成像的读取时间大大高于CXR。这部分地是因为放射科医生更熟悉CXR图像, 并且因此在读取这种传统的平面X射线图像诊断并基于其进行诊断时更舒适。

[0007] 然而, 就放射科医生继续依赖CXR图像而言, 放射科医生正在放弃CT成像在额外的信息和分析能力两方面的优势。

[0008] 需要一种CT成像系统和方法, 具体是一种ULDCT成像系统和方法, 其能够以更容易被解读和更有可能被采用的形式向放射科医生呈现数据。还需要这样一种系统, 其中CT成像的优势以一种平易近人的方式提供给放射科医生。

发明内容

[0009] 提供了用于将三维计算机断层扫描 (CT) 数据转变成二维图像的系统和方法。提供了这样一种方法, 包括检索三维CT成像数据, 其中, 三维CT成像数据包括从绕着中心轴的多个角度获取的投影数据。

[0010] 一旦检索到三维CT成像数据, 成像数据被处理为三维图像, 并且该方法继续通过追踪来自位于三维图像的受试者的外部的模拟辐射源的射线来生成二维图像。

[0011] 随后, 二维图像作为模拟的X射线被呈现给用户。

[0012] 在一些实施例中, 对三维CT成像数据进行处理包括使用滤波反投影重建该三维图像。在一些这种实施例中, 三维CT成像数据包括超低剂量CT成像数据, 并且处理三维CT图像数据还包括对成像数据进行去噪。

[0013] 在一些这种实施例中, 处理三维CT成像数据还包括执行基于人工智能 (AI) 的超分辨率处理。这种超分辨率处理可以包括去模糊处理。

[0014] 在一些实施例中,对成像数据进行去噪可以包括将经训练的卷积神经网络(CNN)应用于三维CT成像数据。

[0015] 在一些实施例中,在重建三维图像之前,将去噪处理应用于三维CT成像数据。

[0016] 在一些实施例中,该方法还包括在将图像呈现给用户之前通过将风格应用于二维图像来处理二维图像。这种风格可以源自多个X射线图像,并且该风格随后可以修改二维图像的外观,但是不会修改二维图像的形态内容。

[0017] 在一些这种实施例中,多个X射线图像是传统的平面X射线图像。

[0018] 在一些实施例中,对三维CT成像数据的处理包括识别三维图像中的至少一个物理要素(physical element),并且在生成二维图像之前从三维图像中移除或遮蔽掉所述至少一个物理要素。

[0019] 在一些这种实施例中,物理要素是解剖学要素(anatomical element),例如肋骨或心脏。在其它实施例中,物理要素是桌台或植入物。

[0020] 在一些实施例中,二维图像被与三维图像一起呈现给用户,并且指示符被结合到三维图像中,以指示三维图像的被表示在二维图像中的区段。

[0021] 在一些实施例中,该方法还包括在将图像呈现给用户之前处理二维图像。这种处理可以包括将去噪或超分辨率处理应用于图像。

[0022] 在一些实施例中,基于AI的去噪或超分辨率处理被应用于三维CT成像数据中的2D平面中。

[0023] 在一些实施例中,三维CT成像数据包括光谱数据或光子计数数据,并且模拟X射线是模拟光谱X射线或光子计数X射线。

[0024] 在一些实施例中,生成二维图像由神经网络执行。在一些这种实施例中,神经网络是经训练的卷积神经网络。

附图说明

[0025] 图1是根据本公开的一个实施例的系统的示意图。

[0026] 图2示出了根据本公开的一个实施例的示例性成像设备。

[0027] 图3示出了用于实现根据本公开的一个实施例的方法的示意性工作流程。

[0028] 图4是示出了根据本公开的一个实施例的方法的流程图。

[0029] 图5示意性地示出了能够在本公开的一个实施例的背景下使用的应用于三维图像的射线跟踪过程。

[0030] 图6A至图6C示出了根据本公开的一个实施例的方法中使用的风格(style)转换的实施。

具体实施方式

[0031] 根据本公开的原理的说明性实施例的描述旨在结合附图阅读,附图应被视为整个书面描述的一部分。在本文中公开的内容的实施例的描述中,对方向或方位的任何引用仅旨在便于描述,并且不旨在以任何方式限制本公开的范围。相对术语诸如“下部”、“上部”、“水平”、“竖向”、“上方”、“下方”、“上”、“下”、“顶部”和“底部”以及其派生词(例如,“水平地”,“向下地”,“向上地”等)应被解释为指代在讨论中的如当时所描述的或附图中所示的

方位。这些相对术语仅为便于描述,并且除非明确地指示如此,否则不要求装置以特定方位被构建或操作。除非另有明确描述,否则诸如“附接”、“固定”、“连接”、“耦合”、“互连”以及类似的术语指代一种关系,其中结构通过介入结构直接或间接地相互固定或附着,以及可移动的或刚性的附接或关系。而且,通过参考示例性实施例来说明本公开的特征和优势。据此,本公开明确地不应被限于这样的示出了可以单独存在或以特征的其它组合形式存在的一些可能的非限制性的特征的组合的示例性实施例;本公开的范围由所附的权利要求限定。

[0032] 本公开描述了如目前所预期的实施本公开的(一个或多个)最佳模式。本说明书并非旨在以限制的意义理解,而是通过参考附图提供仅用于说明性目的的本公开的示例,以告知本领域普通技术人员本公开的优势和构建。在附图的各种视图中,相同的附图标记表示相同或相似的部件。

[0033] 重要的是要注意,所公开的实施例只是本文创新性教导的许多有利用途的示例。一般来说,在本申请的说明书中所做出的陈述不一定限制任何各种要求保护的内容。此外,一些陈述可能适用于一些创造性特征,但不适用于其它特征。一般来说,除非另有指示,否则单数元件可以是复数,且反之亦然,但不失一般性。

[0034] 计算机断层扫描(CT)和传统的平面X射线(CXR)都被用于医学成像中。然而,CT成像、特别是超低剂量CT成像(ULDCT)旨在在于在许多临床环境(例如,常规门诊环境中的胸部成像)中替代CXR。

[0035] ULDCT成像的一些主要优势是显而易见的。CT成像,包括ULDCT,提供了三维空间信息,这允许复杂的分析技术。此外,ULDCT避免了在许多临床场景中与CXR相关的相对低的敏感性和高的假阴性率。

[0036] 然而,相比于CXR,ULDCT读取时间更慢,并且放射科医生对ULDCT不太熟悉,并且感觉也不太舒适。因而,放射科医生偏向于被呈现更熟悉的CXR图像并且基于其做出诊断。因此,本文描述的方法提供了一种从ULDCT数据生成人工CXR图像或被风格化为具有CXR图像的外观的图像的工作流程。这些方法可以使用人工智能(AI)技术来实现或增强,包括使用呈神经网络(例如卷积神经网络(CNN))形式的学习算法。

[0037] 据此,提供了用于将三维CT数据转变成二维图像的方法。通过这种方式,CXR风格图像可以被从ULDCT数据生成并呈现给放射科医生。这种呈现可以跟在针对原始的或三维图像格式的基础ULDCT数据实施分析技术之后,并且可以作为用于CXR图像的代理(proxy)或在相应的基于ULDCT的图像界面的背景下呈现给放射科医生。

[0038] 据此,可以使用诸如图1所示的系统之类的系统并借助诸如图2所示的成像设备之类的成像设备将ULDCT成像数据生成为三维CT成像数据。随后,可以使用图1的系统的处理设备来处理检索到的数据。

[0039] 图1是根据本公开的一个实施例的系统100的示意图。如图所示,系统100通常包括处理设备110和成像设备120。

[0040] 处理设备110可以将处理例程应用于从成像设备120接收的诸如投影数据之类的图像或测量数据。处理设备110可以包括存储器113和处理器电路111。存储器113可以存储多个指令。处理器电路111可以耦合到存储器113,并且可以被配置成执行指令。被存储在存储器113中的指令可以包括处理例程以及与处理例程相关联的数据,例如机器学习算法以

及用于处理图像的各种滤波器。

[0041] 处理设备110还可以包括输入115和输出117。输入115可以从成像设备120接收信息,如三维图像或测量数据,例如三维CT成像数据。输出117可以向用户或用户界面设备输出信息,例如滤波后的图像或转换后的二维图像。输出可以包括监视器或显示器。

[0042] 在一些实施例中,处理设备110可以直接与成像设备120相关。在可选的实施例中,处理设备110可以区别于成像设备120,以使得处理设备110在输入115处借助网络或其它接口接收用于处理的图像或测量数据。

[0043] 在一些实施例中,成像设备120可以包括图像数据处理设备、以及用于在扫描对象(例如,患者)时生成CT投影数据的光谱或传统的CT扫描单元。在一些实施例中,成像设备120可以是配置成用于生成螺旋扫描的传统CT扫描单元。

[0044] 图2示出了根据本公开的一个实施例的示例性成像设备200。应理解到,尽管示出了CT成像设备200,并且以下讨论一般是在CT图像的背景下,但是类似的方法可以在其它成像设备的背景下被应用,并且可以以各种各样的方式获取被应用了这些方法的图像。

[0045] 在根据本公开的实施例的成像设备200中,CT扫描单元可以适于执行针对对象的一次或多次轴向扫描和/或螺旋扫描,以便生成CT投影数据。在根据本公开的实施例的成像设备200中,CT扫描单元可以包括能量分辨光子计数或光谱双层图像检测器。也可以使用其它检测器设置来获取光谱内容。CT扫描单元可以包括在获取投影数据时发射用于穿过对象的辐射的辐射源。

[0046] 在图2所示的示例中,例如计算机断层扫描(CT)扫描仪之类的CT扫描单元200可以包括固定机架202和转动机架204,该转动机架204可以由固定机架202可转动地支撑。当获取投影数据时,转动机架204可以绕着用于对象的检查区域206绕着纵向轴线转动。CT扫描单元200可以包括支撑件207,支撑件207用于将患者支撑在检查区域206中,并且被配置成用于在成像期间使患者通过检查区域。

[0047] CT扫描单元200可以包括辐射源208,例如X射线管,该辐射源208可以由转动机架204支撑并且被配置成与转动机架204一起转动。辐射源208可以包括阳极和阴极。横跨阳极和阴极施加的源电压可以使电子从阴极加速到阳极。电子流可以提供从阴极到阳极的电流,例如以产生用于穿过检查区域206的辐射。

[0048] CT扫描单元200可以包括检测器210。检测器210可以相对于辐射源208对着与检查区域206相对的角弧(angular arc)。检测器210可以包括像素的一维或二维阵列,例如直接转换检测器像素。检测器210可以适于检测穿过检查区域206的辐射,并且适于产生指示该辐射的能量的信号。

[0049] CT扫描单元200可以包括生成器211和213。生成器211可以基于来自检测器210的信号生成断层扫描投影数据209。生成器213可以接收断层扫描投影数据209,并且在一些实施例中,基于断层扫描投影数据209生成对象的三维CT成像数据311。在一些实施例中,断层扫描投影数据209可以被提供给处理设备110的输入115,而在其它实施例中,三维CT成像数据311被提供给处理设备的输入。

[0050] 图3示出了用于实施根据本公开的一个实施例的方法的示意性工作流程。图4是示出根据本公开的一个实施例的方法的流程图。如图所示,该方法通常包括首先检索(400)三维CT成像数据。这种三维CT成像数据包括针对受试者的绕着中心轴线从多个角度获取的投

影数据。

[0051] 据此,在图2的成像设备200的背景下,受试者可以是位于支撑件207上的患者,并且中心轴线可以是经过检查区域的轴线。在从成像设备200获取三维CT成像数据的情况下,转动机架204随后可以绕着受试者的中心轴线转动,从而从各个角度获取投影数据。

[0052] 一旦被获取,三维CT成像数据311被重建(410)为三维图像300,以备处理。随后,三维CT成像数据311被处理(420)为三维图像300。

[0053] 应理解到,尽管重建(在410处)和处理(在420处)被指示为不同的过程,但是重建本身可能是将三维CT成像数据实际处理为三维图像。类似地,重建可以是这种处理的一部分。这种重建(在410处)可以通过使用标准的重建技术,例如借助滤波反投影。

[0054] 如图3所示,处理可以包括去噪310,例如,去噪310可以借助神经网络或其它基于人工智能的学习算法。在所示的示例中,去噪310借助于先前针对适当图像训练过的卷积神经网络(CNN)。这种去噪处理310可以在例如CT成像有噪声的情况下被利用,就像在ULDCT图像的情况中那样。随后,去噪过程可以产生去噪的或部分去噪的三维图像320。

[0055] 所描述的去噪处理310可以是合并允许其很好地推广到不同的对比度、解剖结构、重建滤波器和噪声水平的特征的过程。这种去噪处理310可以补偿ULDCT图像中固有的高噪声水平。

[0056] 在所示的示例中,对三维CT图像的处理(在420处)还可以包括实施超分辨率处理330。就像在去噪处理310的情况中那样,超分辨率处理330可以借助基于AI的学习算法,例如CNN。在一些实施例中,超分辨率处理330可以包括对图像的去模糊。随后,超分辨率处理330可以产生更高分辨率的三维图像340。

[0057] 超分辨率处理330通常将图像插值到较小的体素尺寸,同时保持所感知的图像锐度或提高所感知的图像锐度。基于AI的超分辨率处理330可以被针对真实的CT图像(包括ULDCT图像)或更通用的图像材料(例如自然的高分辨率照片)进行训练。

[0058] 在所示的实施例中,去噪处理310和超分辨率处理330两者被依次应用。然而,应理解到,这两个处理可以被结合到单个神经网络(例如CNN)中。此外,尽管这两个处理310、330都被示出为被应用于三维图像300,但是在一些实施例中,这些处理可以在重建(在410处)之前被直接应用于三维CT成像数据。此外,在一些实施例中,一个或两个处理310、330可以被应用在垂直于投影方向的三维CT成像数据集中的二维平面上,以用于生成下面讨论的二维图像。

[0059] 在一些实施例中,处理还可以包括识别(430)三维图像中的至少一个物理要素。一旦被识别(在430处),物理要素可以被从三维图像移出或遮蔽掉(435)。通过在生成二维图像之前移除或遮蔽掉(435)要素,这种物理要素可以被从将从CT成像数据生成的模拟X射线中移除。

[0060] 所识别到的物理要素(在430处)可以是解剖学要素,例如一根或多根肋骨或心脏。例如,通过从模拟X射线中移除这种解剖学要素,查看图像的放射科医生所感兴趣的其它解剖学要素可能更容易被看到,并且模拟X射线可以显示患者的胸腔的剖面,而不会干扰肋骨。

[0061] 可选择地,所识别到的物理要素(在430处)可以是桌台207或植入物。如在上文所讨论的成像设备200中,CT成像数据通常从躺在桌台或其它支撑件207上的患者获取。相反,

传统的平面X射线通常从站立的患者获取。据此,通过移除支撑件207,模拟X射线对于查看图像的放射科医生来说可以看起来更自然。类似地,移除植入物可以提供针对患者的解剖结构的更好视野。

[0062] 在一些实施例中,物理要素可以被加权,而不是移除所识别到的物理要素(在430处)。类似地,三维图像300的不同区段可以被不同地加权。

[0063] 在对三维CT成像数据进行处理(在420处)之后,该方法继续通过追踪(440)来自位于三维图像的受试者的外部的模拟辐射源的射线来生成二维图像350。例如,这种射线追踪处理可以通过实施Siddons-Jacobs射线追踪算法来实现。

[0064] 图5示出了针对三维图像300实施射线跟踪处理(440)以生成二维图像350。随后,射线追踪处理可以通过这样的方式进行,在该方式中,通过将来自模拟辐射源500的入射X射线光子传播穿过重建的三维图像300来模拟对X射线345的处理。生成二维图像350可以借助神经网络(例如,CNN),并且在这种情况下,CNN可以结合在本文其它位置讨论的去噪、超分辨率或风格转换(style transfer)处理中的一者或多者。这种神经网络可以是生成对抗网络(GAN)。在这种实施例中,本文描述的许多或所有步骤都可以被结合到单个网络中,从而将CT体积数据提供给该网络,并且输出模拟CXR投影。

[0065] 在一些实施例中,射线跟踪处理(440)的投影角度或定向可以被调整,以改善得到的二维图像350。类似地,三维图像300中的物理要素的权重可以被调整,以改善得到的二维图像350。

[0066] 一旦已经生成了二维图像350,在一些实施例中,可以应用可选的风格转换处理(450),其中,风格被应用于二维图像。在这种实施例中,所应用的风格(在450处)可以源自多个X射线图像(460),例如传统的平面X射线图像,并且可以借助AI算法360(例如CNN)应用。这种风格改变了二维图像的外观,但是不会改变基础图像的形态内容。下面将参考图6更详细地讨论这种处理,并且这种处理可以被用于以传统X射线的“风格”生成第二种二维图像370。

[0067] 在一些实施例中,在射线追踪处理(在440处)之后,进一步的处理可以被应用于二维图像(470)。这种处理可以包括被应用于图像的去噪或超分辨率处理,并且可以代替或额外地将这种过程应用于三维图像。

[0068] 在任何处理(在470处)之后,二维图像350或风格化(stylized)图像370可以被呈现给用户(480),例如放射科医生。这种呈现(在480处)可以包括将图像如其是传统的平面X射线一样呈现,或者这种呈现可以包括将二维图像350或风格化图像370结合到具有三维图像300的用户界面中。例如,在一些实施例中,二维图像350或风格化图像370可以被与三维图像300以及与被结合到三维图像中的指示二维图像中所表示的三维图像的区段的指示符一起呈现给用户。据此,二维图像350或风格化图像370可以被呈现为三维图像300的截面视图,其中,三维图像将截面情境化(contextualize)。随后,二维图像350或风格化图像370可以被用作引导ULDCT读取的替身(avatar),并且AI反馈可以被投影到二维图像上,以帮助放射科医生快速识别问题区域,以便对原始ULDCT图像详细检查和报告。

[0069] 在一些实施例中,三维CT成像数据可以包括光谱数据。在这种实施例中,模拟X射线可以类似地模拟光谱X射线。类似地,该方法可以被应用于光子计数或相位收缩CT数据集,并且光子计数或相位收缩CT数据集随后可以被反映在得到的二维图像中。

[0070] 类似地,尽管该方法是在CT数据、具体是ULDCT数据的背景下描述的,但是通过应用MR-CT图像平移并随后应用所描述的方法步骤,类似的方法可以被应用于磁共振(MR)图像数据。

[0071] 图6A至图6C示出了在本公开的方法中使用的风格转换的实现方式。如图所示,一组“风格图像”,例如图6A所示的那样,可被用于限定图像的特定风格。随后,可以训练诸如CNN之类的人工智能算法,以将源自“风格图像”的风格应用于所接收到的图像。

[0072] 据此,当诸如图6B所示的图像之类的图像由AI算法接收时,该图像可以被重新渲染并且以“风格图像”的风格输出,如图6C所示的那样。在所示的示例中,风格可能源自特定的艺术家,在这种情况下是保罗·克利,并且被应用于通用的肖像。

[0073] 在本文中讨论的实施例,被用于训练AI算法的“风格图像”可以是例如常规的X射线(CXR)图像。通过这样的方式,从ULDCT三维图像300生成的二维图像350可以被转换为看起来更像CXR图像。随后,可以在实践中使用这种风格化的图像370。应理解到,风格转换不会改变图像的形态内容,而只会改变其外观。由此,所描述的风格转换是一种保守性(conservative)技术。

[0074] 本文中描述方法的许多步骤可以作为诸如CNN之类的AI方法实施。例如,这些方法可以被用于不同强度的效果,以允许不同的去噪水平或超分辨率水平。

[0075] 根据本公开的方法可以作为一种计算机实现的方法在计算机上执行,或者在专用硬件中执行,或者以两者的组合形式执行。用于根据本公开的方法的可执行代码可以被存储在计算机程序产品上。计算机程序产品的示例包括存储器设备、光学存储设备、集成电路、服务器、在线软件等。优选地,计算机程序产品可以包括被存储在计算机可读介质上的用于在所述程序产品被在计算机上执行时执行根据本公开的方法的非瞬态程序代码。在一个实施例中,计算机程序可以包括计算机程序代码,当计算机程序在计算机上运行时,该计算机程序代码适于执行根据本公开的方法的所有步骤的。计算机程序可以被体现在计算机可读介质上。

[0076] 尽管本公开内容已经针对几个所描述的实施例进行了详细描述,并具有一些特殊性,但是并不意味着本公开内容应该被限制于任何这样的细节或实施例或任何特定的实施例,而是应该参考所附的权利要求来解释,以便根据现有技术对这些权利要求提供尽可能最广泛的解释,从而有效地涵盖本公开的预期范围。

[0077] 本文所记载的所有示例和条件语言均旨在用于教学目的,以帮助读者理解本公开的原理和发明人为进一步发展本领域所贡献的概念,并且应被解释为不限于这些具体记载的示例和条件。此外,本文中所有记载本公开的原理、方面和实施例的陈述以及其具体示例都旨在涵盖其结构的和功能的等效物。此外,此类等效物包括目前已知的等效物以及未来被开发的等效物,即,所开发的任何执行相同功能的元件,无论其结构如何。

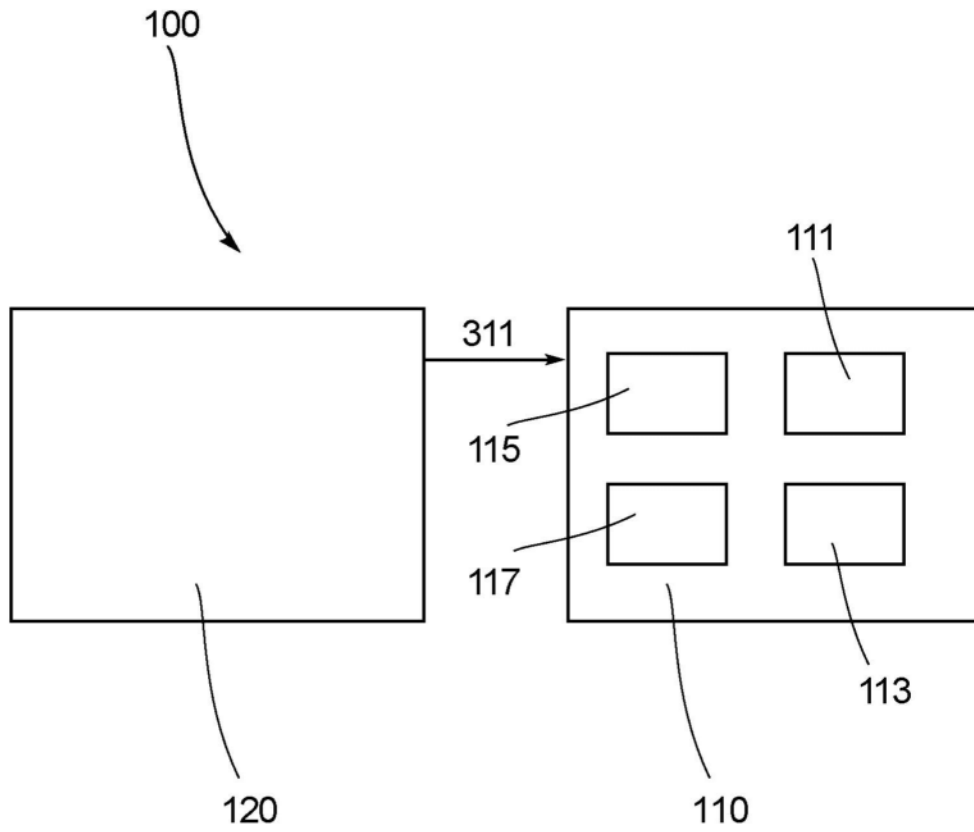


图1

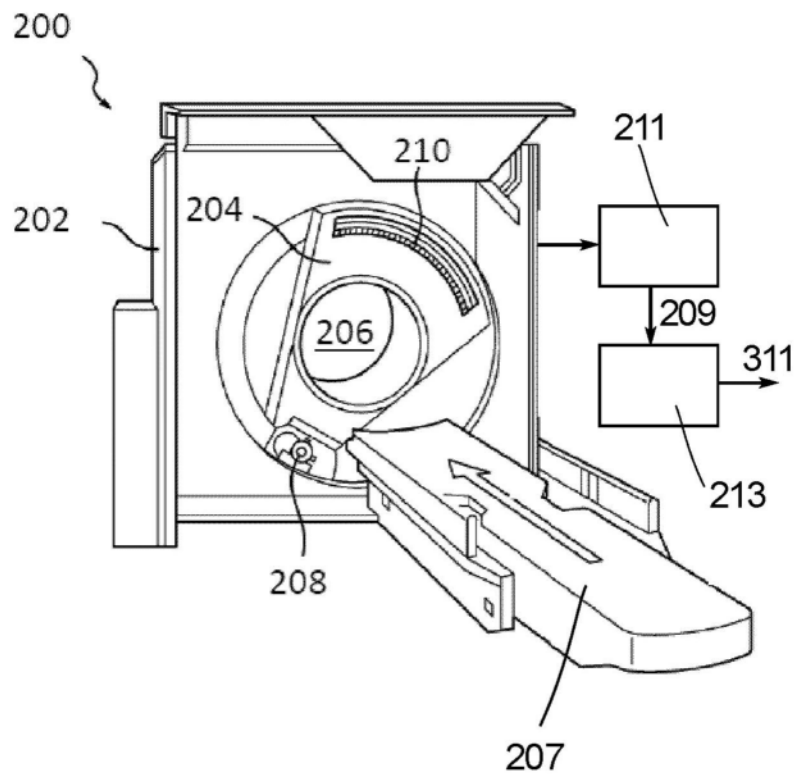


图2

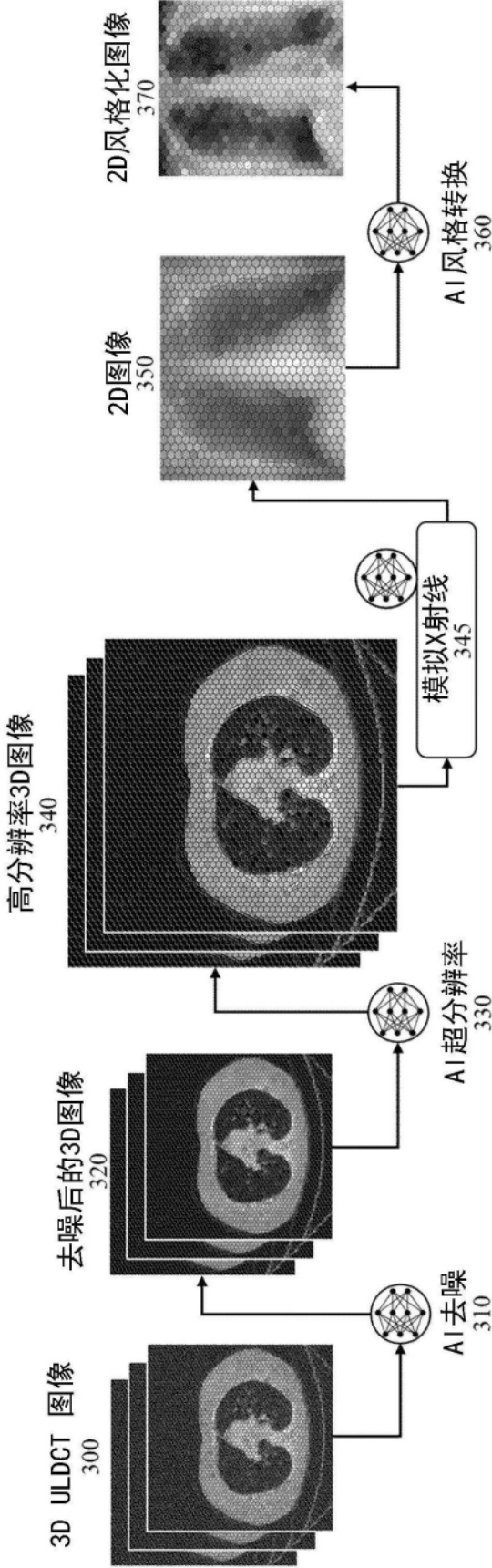


图3

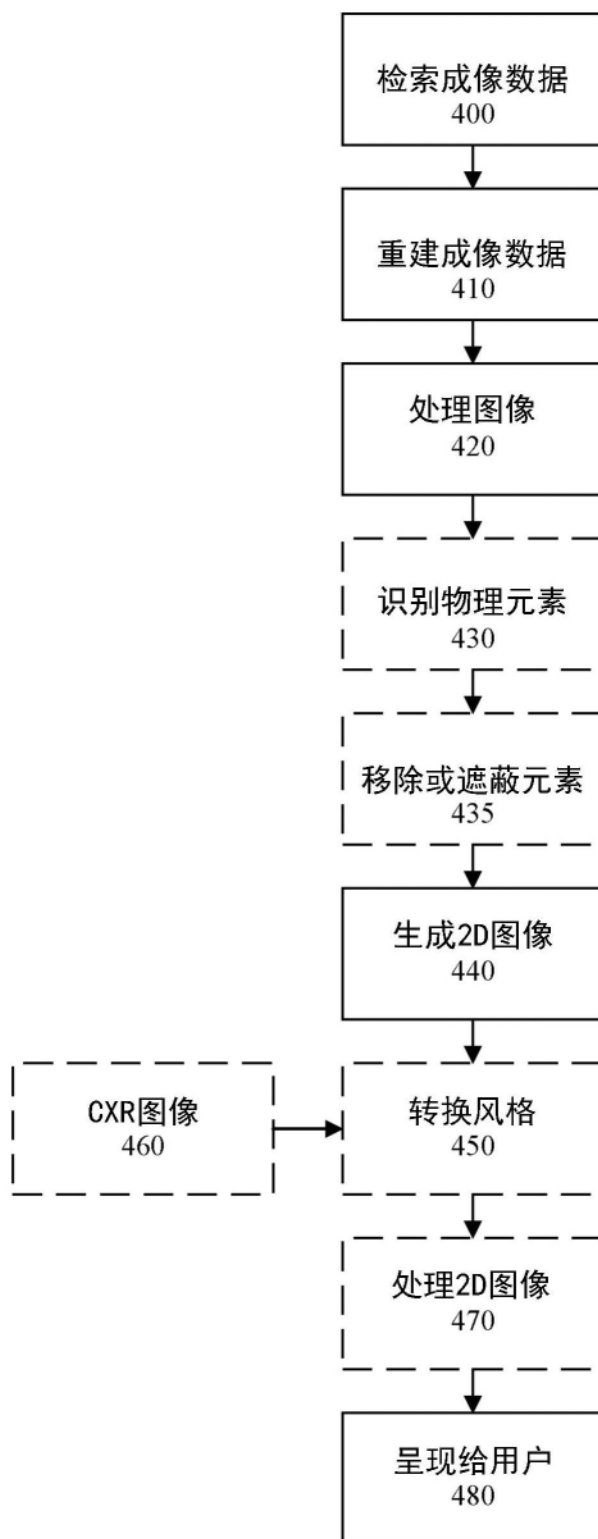


图4

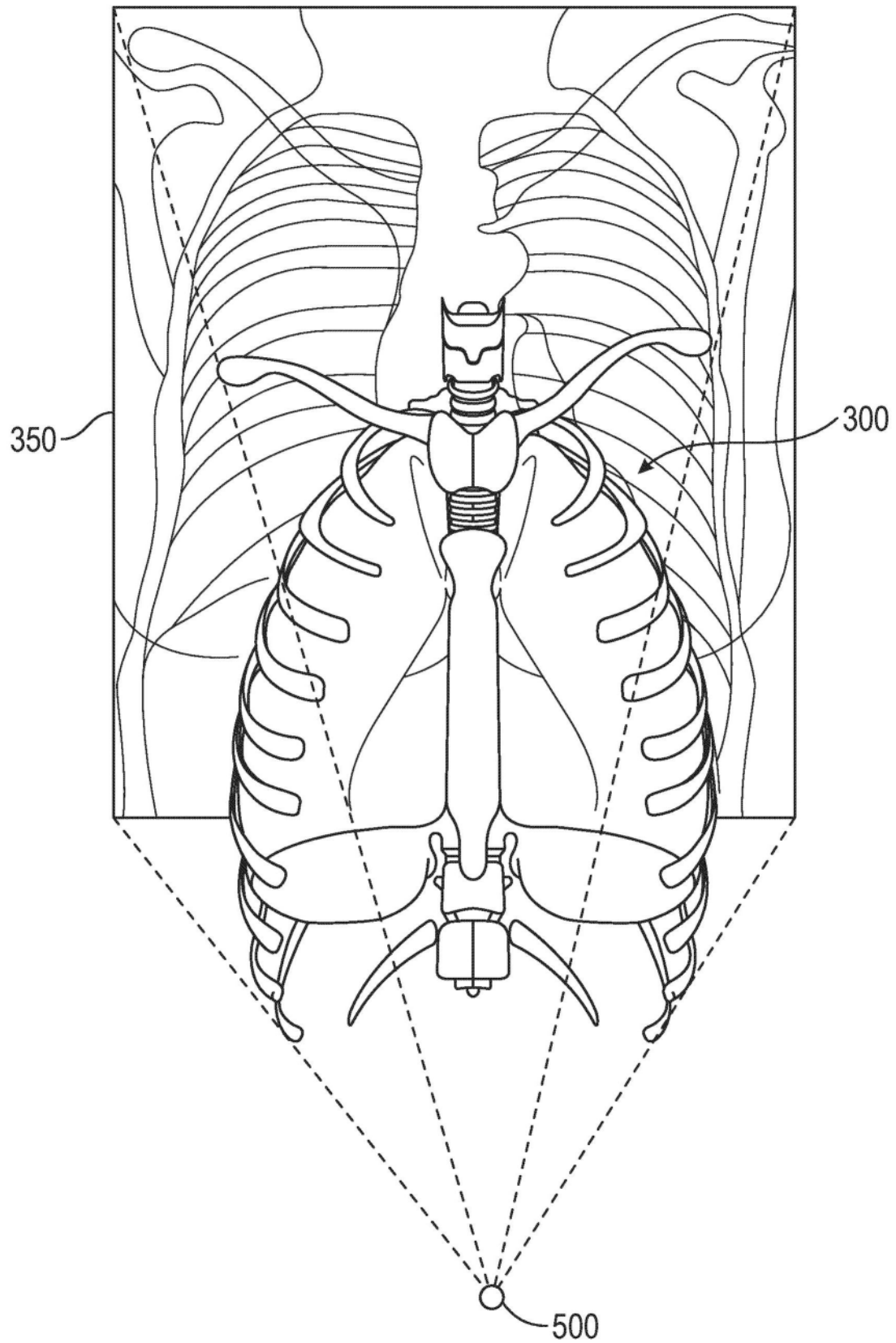


图5

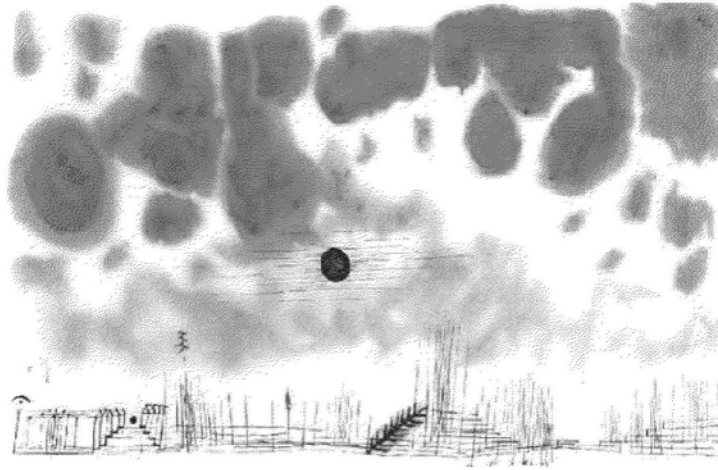


图6A



图6B



图6C