



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116563154 A

(43) 申请公布日 2023. 08. 08

(21) 申请号 202310513424.7

(22) 申请日 2023.05.08

(71) 申请人 上海联影医疗科技股份有限公司  
地址 201807 上海市嘉定区城北路2258号

(72) 发明人 臧雯芸

(74) 专利代理机构 成都七星天知识产权代理有限公司 51253  
专利代理师 杨永梅

(51) Int. Cl.

G06T 5/00 (2006.01)

G06T 5/10 (2006.01)

G16H 30/00 (2018.01)

A61B 6/00 (2006.01)

权利要求书2页 说明书12页 附图5页

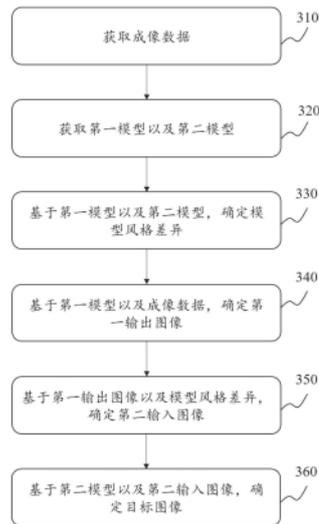
(54) 发明名称

一种医疗成像方法及系统

(57) 摘要

本说明书实施例提供医疗成像方法及系统，该方法包括：获取成像数据；获取第一模型以及第二模型，其中，第一模型与第二模型的图像处理风格不同；基于第一模型以及第二模型，确定模型风格差异；基于第一模型以及成像数据，确定第一输出图像；基于第一输出图像以及模型风格差异，确定第二输入图像；基于第二模型以及第二输入图像，确定目标图像。

300



1. 一种医疗成像方法,其特征在于,所述方法包括:
  - 获取成像数据;
  - 获取第一模型以及第二模型,其中,所述第一模型与所述第二模型的图像处理风格不同;
  - 基于所述第一模型以及所述第二模型,确定模型风格差异;
  - 基于所述第一模型以及所述成像数据,确定第一输出图像;
  - 基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定第二输入图像;
  - 基于所述第二模型以及所述第二输入图像,确定目标图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述模型风格差异包括锐利程度差异,所述锐利程度差异表现为所述第一模型对应的第一滤波函数与所述第二模型对应的第二滤波函数不同。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述获取成像数据,包括:
  - 基于医疗设备的探测器获取到的数据,通过至少一种滤波核函数,确定所述成像数据。
4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述模型风格差异包括所述第一滤波函数与所述第二滤波函数的滤波核抑制率。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定第二输入图像,包括:
  - 通过降噪模型基于所述第一输出图像,获得第一输出噪声图像和第一输出去噪图像;
  - 将所述第一输出噪声图像经过快速傅里叶变换转换至频域,获得噪声生数据;
  - 将所述噪声生数据与所述滤波核抑制率做卷积,获得平滑噪声生数据;
  - 将所述平滑噪声生数据通过快速傅里叶逆变换转换回图像域,获得平滑噪声图像;
  - 将所述平滑噪声图像与所述第一输出去噪图像相加的结果,作为所述第二输入图像。
6. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述模型风格差异通过如下步骤得到:
  - 使用第一滤波函数处理所述成像数据,得到第一风格图像;
  - 使用第二滤波函数处理所述成像数据,得到第二风格图像;
  - 对所述第一风格图像与所述第二风格图像作差,得到所述模型风格差异。
7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
  - 基于所述第一模型以及所述第一风格图像,确定所述第一输出图像;
  - 基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定所述第二输入图像;
  - 基于所述第二模型以及所述第二输入图像,确定所述目标图像。
8. 一种医疗成像系统,其特征在于,所述系统包括:
  - 图像获取模块,用于获取成像数据;
  - 模型获取模块,用于获取第一模型以及第二模型,其中,所述第一模型与所述第二模型的图像处理风格不同;
  - 差异确定模块,用于基于所述第一模型以及所述第二模型,确定模型风格差异;
  - 第一处理模块,基于所述第一模型以及所述成像数据,确定第一输出图像;
  - 第二处理模块,用于基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定第二输入图像;
  - 第三处理模块,用于基于所述第二模型以及所述第二输入图像,确定目标图像。

9. 一种医疗成像装置,其特征在于,所述装置包括:  
至少一个存储介质,存储计算机指令;  
至少一个处理器,执行所述计算机指令,以实现权利要求1~7中任一项所述的方法。
10. 一种计算机可读存储介质,所述存储介质存储计算机指令,当计算机读取所述计算机指令时,所述计算机执行如权利要求1~7中任一项所述的方法。

## 一种医疗成像方法及系统

### 技术领域

[0001] 本说明书涉及医疗成像领域,特别涉及一种医疗成像方法及系统。

### 背景技术

[0002] 现有的医疗成像重建技术多采用滤波反投影技术进行图像重建。在滤波过程中,滤波核函数的选择决定了生成的断层图像的风格。以CT设备为例,在生成CT断层图像后,需要AI算法对CT断层图像进行进一步处理,例如,通过第一种AI算法去除CT断层图像中的条纹伪影。又例如,通过第二种AI算法去除CT断层图像中的金属伪影。但是,每种AI算法可能只支持某一种风格的CT断层图像,因此现有AI算法都是单一使用。

[0003] 因此,需要提供一种医疗成像方法及系统,用于衔接至少两个AI算法对同一成像数据进行多次处理。

### 发明内容

[0004] 本说明书实施例之一提供一种医疗成像方法,所述方法包括:一种医疗成像方法,所述方法包括:获取成像数据;获取第一模型以及第二模型,其中,所述第一模型与所述第二模型的图像处理风格不同;基于所述第一模型以及所述第二模型,确定模型风格差异;基于所述第一模型以及所述成像数据,确定第一输出图像;基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定第二输入图像;基于所述第二模型以及所述第二输入图像,确定目标图像。

[0005] 在一些实施例中,所述模型风格差异包括锐利程度差异,所述锐利程度差异表现为所述第一模型对应的第一滤波函数与所述第二模型对应的第二滤波函数不同。

[0006] 在一些实施例中,所述获取成像数据,包括:基于医疗设备的探测器获取到的数据,通过至少一种滤波核函数,确定所述成像数据。

[0007] 在一些实施例中,所述模型风格差异包括所述第一滤波函数与所述第二滤波函数的滤波核抑制率。

[0008] 在一些实施例中,所述基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定第二输入图像,包括:通过降噪模型基于所述第一输出图像,获得第一输出噪声图像和第一输出去噪图像;将所述第一输出噪声图像经过快速傅里叶变换转换至频域,获得噪声生数据;将所述噪声生数据与所述滤波核抑制率做卷积,获得平滑噪声生数据;将所述平滑噪声生数据通过快速傅里叶逆变换转换回图像域,获得平滑噪声图像;将所述平滑噪声图像与所述第一输出去噪图像相加的结果,作为所述第二输入图像。

[0009] 在一些实施例中,所述模型风格差异通过如下步骤得到:使用第一滤波函数处理所述成像数据,得到第一风格图像;使用第二滤波函数处理所述成像数据,得到第二风格图像;对所述第一风格图像与所述第二风格图像作差,得到所述模型风格差异。

[0010] 在一些实施例中,所述方法还包括:基于所述第一模型以及所述第一风格图像,确定所述第一输出图像;基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定所述第二输入

图像;基于所述第二模型以及所述第二输入图像,确定所述目标图像。

[0011] 本说明书实施例之一提供一种医疗成像系统,所述系统包括:图像获取模块,用于获取成像数据;模型获取模块,用于获取第一模型以及第二模型,其中,所述第一模型与所述第二模型的图像处理风格不同;差异确定模块,用于基于所述第一模型以及所述第二模型,确定模型风格差异;第一处理模块,基于所述第一模型以及所述成像数据,确定第一输出图像;第二处理模块,用于基于所述第一输出图像以及所述模型风格差异,确定第二输入图像;第三处理模块,用于基于所述第二模型以及所述第二输入图像,确定目标图像。

[0012] 本说明书实施例之一提供一种医疗成像装置,所述装置包括:至少一个存储介质,存储计算机指令;至少一个处理器,执行所述计算机指令,以实现上述的医疗成像方法。

[0013] 本说明书实施例之一提供一种计算机可读存储介质,所述存储介质存储计算机指令,当计算机读取所述计算机指令时,所述计算机执行如上述的医疗成像方法。

[0014] 本说明书实施例的有益效果至少包括:(1)医疗成像方法通过确定两种风格对应的图像差异,将图像差异叠加至当前的模型(例如,第一模型)的第一输出图像上,获得目标图像,从而得到下一个模型(例如,第二模型)的输入图像,实现同一CT数据能够连续被至少两种AI算法进行处理。(2)利用机器学习算法训练生成差异提取模型,可以挖掘各种维度的数据(例如,两种风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、CT系统软件信息及重建方法中的至少一种与图像差异等)之间的关系,提高确定图像差异的准确度。(3)通过第一输出噪声图像经过快速傅里叶变换转换至频域,获得噪声生数据,将噪声生数据与滤波核抑制率做卷积,获得平滑噪声生数据,确定目标图像和第一输出噪声图像的噪声差异,将平滑噪声图像与第一输出去噪图像相加的结果,即可得到较为准确的目标图像。(4)通过第一滤波核函数的滤波系数和第二滤波核函数的滤波系数,可以较为准确且快速地确定第一风格和第二风格之间对应的图像差异。

## 附图说明

[0015] 本说明书将以示例性实施例的方式进一步说明,这些示例性实施例将通过附图进行详细描述。这些实施例并非限制性的,在这些实施例中,相同的编号表示相同的结构,其中:

[0016] 图1是根据本说明书一些实施例所示的示例性医疗成像系统的应用场景图;

[0017] 图2是根据本说明书一些实施例所示的示例性医疗成像装置的模块图;

[0018] 图3是根据本说明书一些实施例所示的示例性医疗成像方法的流程图;

[0019] 图4是根据本说明书一些实施例所示的确定第二输入图像的流程图;

[0020] 图5是根据本说明书一些实施例所示的多个模型对同一CT数据进行连续处理的示意图。

## 具体实施方式

[0021] 为了更清楚地说明本说明书实施例的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本说明书的一些示例或实施例,对于本领域的普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图将本说明书应用于其它类似情景。除非从语言环境中显而易见或另做说明,图中相同标

号代表相同结构或操作。

[0022] 应当理解,本文使用的“系统”、“装置”、“单元”和/或“模块”是用于区分不同级别的不同组件、元件、部件、部分或装配的一种方法。然而,如果其他词语可实现相同的目的,则可通过其他表达来替换所述词语。

[0023] 如本说明书和权利要求书所示,除非上下文明确提示例外情形,“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数,也可包括复数。一般说来,术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素,而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列,方法或者设备也可能包含其它的步骤或元素。

[0024] 本说明书中使用了流程图用来说明根据本说明书的实施例的系统所执行的操作。应当理解的是,前面或后面操作不一定按照顺序来精确地执行。相反,可以按照倒序或同时处理各个步骤。同时,也可以将其他操作添加到这些过程中,或从这些过程移除某一步或数步操作。

[0025] 现有的医疗成像重建技术多采用滤波反投影技术进行图像重建。在滤波过程中,滤波核函数的选择决定了生成的断层图像的风格。以CT设备为例,在生成CT断层图像后,需要AI算法对CT断层图像进行进一步处理,例如,通过第一种AI算法去除CT断层图像中的条纹伪影。又例如,通过第二种AI算法去除CT断层图像中的金属伪影。但是,每种AI算法可能只支持某一种风格的CT断层图像,因此现有AI算法都是单一使用。本说明书以CT设备为例,介绍一种医疗成像方法,能实现基于同一成像数据连续被至少两种AI算法进行处理,且能快速得到较为准确的目标图像。本说明书以CT设备为例,说明医疗成像方法与系统。需要说明的是,本说明书提供的方法可以应用但不限于电子计算机断层扫描设备、磁共振成像设备、正电子发射断层扫描设备等。

[0026] 图1是根据本说明书一些实施例所示的示例性医疗成像系统的应用场景示意图。在一些实施例中,如图1所示,医疗成像系统100可以包括处理设备110、网络120、用户终端130、存储设备140及CT设备150。

[0027] 处理设备110可以用于处理来自医疗成像系统100的至少一个组件或外部数据源(例如,云数据中心)的数据。例如,处理设备110可以获取成像数据;获取第一模型以及第二模型,其中,第一模型与第二模型的图像处理风格不同;基于第一模型以及第二模型,确定模型风格差异;基于第一模型以及成像数据,确定第一输出图像;基于第一输出图像以及模型风格差异,确定第二输入图像;基于第二模型以及第二输入图像,确定目标图像。

[0028] 在一些实施例中,处理设备110可以包括中央处理单元(CPU)、专用集成电路(ASIC)、专用指令集处理器(ASIP)、图像处理单元(GPU)、物理运算处理单元(PPU)、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、可编程逻辑器件(PLD)、控制器、微控制器单元、精简指令集计算机(RISC)、微处理器等或其任意组合。在一些实施例中,处理设备110可以是单个服务器或服务器组。在一些实施例中,处理设备110可以是本地的或远程的。在一些实施例中,处理设备110可以在云平台上实现。仅作为示例,云平台可以包括私有云、公共云、混合云、社区云、分布云、内部云、多层云等或其任意组合。

[0029] 网络120可以包括能够促进医疗成像系统100的信息和/或数据交换的任何合适的网络。在一些实施例中,医疗成像系统100的组件(例如,处理设备110、用户终端130、存储设备140和/或CT设备150)之间可以通过网络120交换信息和/或数据。例如,处理设备110可以

通过网络120建立与用户终端130和/或CT设备150的连接。在一些实施例中,网络120可以是有线网络或无线网络中的任意一种或多种。在一些实施例中,网络120可以包括一个或以上网络接入点。例如,网络120可以包括有线或无线网络接入点,例如,基站和/或网络交换点,通过这些网络接入点,医疗成像系统100的一个或多个组件可连接到网络120以交换数据和/或信息。

[0030] 用户终端130可以是为用户(例如,医生、护士等)使用的终端设备。在一些实施例中,用户终端130可以包括手机、平板、电脑等。在一些实施例中,用户终端130可以包括显示组件(例如,显示屏)、交互组件(例如,鼠标、键盘等)等。在一些实施例中,用户终端130可以与医疗成像系统100的至少一个组件或外部数据源(例如,云数据中心)进行交互。例如,用户终端130可以从处理设备110接收第二输出图像。

[0031] 存储设备140可以用于存储数据、指令和/或任何其他信息。在一些实施例中,存储设备140可以存储从医疗成像系统100的至少一个组件或外部数据源获取的数据和/或信息。例如,存储设备140可以存储第一输出图像、第二输入图像以及目标图像。在一些实施例中,存储设备140可以存储处理设备110用来执行或使用以完成本说明书中描述的示例性方法的数据和/或指令。例如,存储设备140可以存储医疗成像指令,以供处理设备110执行。

[0032] 在一些实施例中,存储设备140可包括大容量存储器、可移除存储器等或其任意组合。在一些实施例中,存储设备140可在云平台上实现。仅作为示例,云平台可以包括私有云、公共云、混合云、社区云、分布云、内部云、多层云等或其任意组合。在一些实施例中,存储设备140可以集成在处理设备110和/或用户终端130中。

[0033] CT(Computed Tomography)设备150可以用于对目标对象进行扫描,得到该目标对象的扫描数据。目标对象可以是生物或非生物学的。例如,目标对象可以为患者、人造物体等。目标对象可以包括患者的特定部分、器官、组织和/或身体部位。仅作为示例,扫描对象可以包括头部、大脑、颈部、身体、肩部、手臂、胸部、心脏、胃、血管、软组织、膝盖、脚等,或其组合。CT设备150可包括机架151、探测器152、射线源153,以及扫描床154。探测器152和射线源153可相对地安装于机架151上。目标对象可以放置在扫描床154上并被移入CT扫描机110的探测通道中。为方便说明,引入参考坐标系,参考坐标系可以包括X轴、Y轴、和Z轴。Z轴指目标对象被移入和/或移出CT设备150的探测通道的方向。X轴和Y轴可形成垂直Z轴的平面。射线源153可发射X射线以扫描位于扫描床154上的目标对象。目标对象可以是生物体(如病人、动物)或非生物体(如,人体模型、水膜)。探测器152可探测射线源153发射的辐射(如X射线)。在一些实施例中,探测器152可包括多个探测器单元。探测器单元可包括闪烁探测器(如,碘化铯探测器)或气体探测器。探测器单元可被排列成单排或多排。需要说明的是,在合适的场景中,CT设备150可以用其他医疗设备代替。例如,包括但不限于电子计算机断层扫描设备、磁共振成像设备、正电子发射断层扫描设备等。

[0034] 应当注意的是,上述关于医疗成像系统100的描述仅仅是为了说明的目的而提供的,并不意图限制本说明书的范围。对于本领域的普通技术人员来说,可以根据本说明书的描述,做出多种修改或变化。例如,医疗成像系统100还可以包括一个或多个其他组件,或一个或多个上文所述的组件可以省略。然而,这些变化和修改不会背离本说明书的范围。

[0035] 图2是根据本说明书一些实施例所示的示例性医疗成像系统的模块图。在一些实施例中,医疗成像系统200可以通过处理设备110实现。在一些实施例中,如图2所示,医疗成

像系统200可以包括图像获取模块210、模型获取模块220、差异确定模块230、第一处理模块240、第二处理模块250以及第三处理模块260。

[0036] 图像获取模块210可以用于获取成像数据。

[0037] 模型获取模块220可以用于获取第一模型以及第二模型,其中,第一模型与第二模型的图像处理风格不同。

[0038] 差异确定模块230可以用于基于第一模型以及第二模型,确定模型风格差异。

[0039] 第一处理模块240可以基于第一模型以及成像数据,确定第一输出图像。

[0040] 第二处理模块250可以用于基于第一输出图像以及模型风格差异,确定第二输入图像。

[0041] 第三处理模块260可以用于基于第二模型以及第二输入图像,确定目标图像。

[0042] 需要注意的是,以上对于医疗成像系统200及其模块的描述,仅为描述方便,并不能把本说明书限制在所举实施例范围之内。可以理解,对于本领域的技术人员来说,在了解该系统的原理后,可能在不背离这一原理的情况下,对各个模块进行任意组合,或者构成子系统与其他模块连接。在一些实施例中,图2中披露的图像获取模块210、模型获取模块220、差异确定模块230、第一处理模块240、第二处理模块250以及第三处理模块260可以是一个系统中的不同模块,也可以是一个模块实现上述的两个或两个以上模块的功能。例如,各个模块可以共用一个存储模块,各个模块也可以分别具有各自的存储模块。诸如此类的变形,均在本说明书的保护范围之内。

[0043] 图3是根据本说明书一些实施例所示的示例性医疗成像方法的流程图。在一些实施例中,流程300可以由医疗成像系统100(例如,处理设备110)或医疗成像系统200执行。例如,流程300可以以程序或指令的形式存储在存储设备140中,当处理设备110或医疗成像系统200执行指令时,可以实现流程300。下面呈现的流程300的操作示意图是说明性的。在一些实施例中,可以利用一个或以上未描述的附加操作和/或未讨论的一个或以上操作来完成该过程。另外,图3中示出的和下面描述的流程300的操作的顺序并非限制性的。如图3所示,流程300可以包括下述步骤。

[0044] 步骤310,获取成像数据。在一些实施例中,步骤310可以由图像获取模块210执行。

[0045] 成像数据可以为重建得到的图像。例如,CT断层图像、MRI图像等。

[0046] 在一些实施例中,图像获取模块210可以通过第一风格对应的重建算法对CT设备获取的扫描数据进行重建,得到第一风格图像。

[0047] 在一些实施例中,图像获取模块210可以基于医疗设备的探测器获取到的数据,通过至少一种滤波核函数,确定成像数据。例如,图像获取模块210可以通过第一风格对应的滤波核函数对医疗设备的探测器获取到的数据进行重建,生成第一风格图像作为成像数据。

[0048] 步骤320,获取第一模型以及第二模型。在一些实施例中,步骤320可以由模型获取模块220执行。

[0049] 第一模型和第二模型可以用于对成像数据/图像进行处理。第一模型和第二模型可以是机器学习模型。例如,卷积神经网络模型等。在一些实施例中,第一模型和第二模型可以是预设的图像处理模型。第一模型和第二模型可以通过网络获取。在一些实施例中,第一模型和第二模型的图像处理风格不同。例如,第一模型可以对应第一风格,第二模型可以

对应第二风格。在一些实施例中,风格可以包括锐利程度。其中,锐利程度与CT图像中的高频分量相关,锐利的图像通过增加高频分量来减少图像中的模糊,在增强图像的边缘的同时增加了图像的噪声。平滑的图像滤掉图像的高频分量,从而减少图像噪声,使得图像变得有些模糊。风格可以表现为图像的锐利或模糊程度。在一些实施例中,一种风格可以对应至少一种滤波函数。例如,第一风格可以对应一种高通滤波函数,第二风格可以对应一种低通滤波函数。在一些实施例中,第一风格图像适用于第一模型,第一模型基于第一AI算法对第一风格图像进行图像处理。不同的模型可以基于不同的AI算法对对应风格的CT断层图像进行不同的处理。例如,第一模型可以基于第一AI算法对第一风格图像进行去除条纹伪影处理,第二模型可以基于第二AI算法对第二风格图像进行去除金属伪影处理。

[0050] 步骤330,基于第一模型以及第二模型,确定模型风格差异。在一些实施例中,步骤330可以由差异确定模块230执行。

[0051] 模型风格差异可以表征模型处理对成像数据的处理效果差异。例如,模型风格差异可以具体表现为第一风格对应的CT断层图像和第二风格对应的CT断层图像的差异。其中,模型风格差异可以包括第一风格对应的CT断层图像和第二风格对应的CT断层图像在噪声上的差异。

[0052] 在一些实施例中,模型风格差异可以包括锐利程度差异,锐利程度差异表现为第一模型对应的第一滤波函数与第二模型对应的第二滤波函数不同。例如,第一风格可以对应高通滤波函数作为第一滤波函数,第二风格可以对应低通滤波函数作为第二滤波函数,第一滤波函数和第二滤波函数不同。

[0053] 在一些实施例中,模型风格差异可以包括第一滤波函数与第二滤波函数的滤波核抑制率。滤波核抑制率可以表征模型之间的风格差异,其可以基于第一滤波函数与第二滤波函数的滤波系数,通过现有技术计算得到。例如,滤波核抑制率可以是两个函数之间的比值。滤波核抑制率一般表示为0至1之间的数值,若数值大于0且小于1,则表示该频率下的图像风格有差异。数值越大,函数之间的差异越大。

[0054] 在一些实施例中,差异确定模块230可以基于第一滤波核函数的滤波系数和第二滤波核函数的滤波系数,确定滤波核抑制率。

[0055] 例如,差异确定模块230可以基于以下公式确定滤波核抑制率:

$$\text{uppression Rate} = \text{SOFT Filter} / \text{SHARP Filter};$$

[0056] 其中,uppression Rate为滤波核抑制率,SHARP Filter为第一滤波核函数的滤波系数,SOFT Filter为第二滤波核函数的滤波系数。

[0057] 在一些实施例中,通过第一滤波核函数的滤波系数和第二滤波核函数的滤波系数,可以较为准确且快速地确定第一风格和第二风格之间对应的图像差异。

[0058] 在一些实施例中,第一风格图像的锐利程度可以大于第二风格对应的第二风格图像的锐利程度。锐利程度较低的风格图像中的高频信息已经被滤除,无法再经过处理得到锐利程度相对更高的风格图像,因此,第一风格图像的锐利程度需要大于第二风格对应的第二风格图像的锐利程度。

[0059] 在一些实施例中,差异确定模块230可以通过任意方式基于第一风格图像对应的第一风格和第二风格,确定图像差异作为模型风格差异。

[0060] 例如,差异确定模块230可以基于第二风格和第一风格的差,确定图像差异。仅作

为示例的,差异确定模块230可以对第一风格对应的样本第一风格图像和第二风格对应的样本第二风格图像的图像域作差,得到图像差异作为模型风格差异。又示例的,差异确定模块230可以对第一风格对应的样本第一风格图像的噪声和第二风格对应的样本第二风格图像的噪声作差,得到图像差异作为模型风格差异。

[0061] 在一些实施例中,基于第二风格和第一风格的差,可以较为快速确定图像差异。例如,差异确定模块230可以使用第一滤波函数处理成像数据,得到第一风格图像;使用第二滤波函数处理成像数据,得到第二风格图像;对第一风格图像与第二风格图像作差,得到模型风格差异。

[0062] 再例如,差异确定模块230可以通过降噪模型基于第一输出图像,获得第一输出噪声图像和第一输出去噪图像;将第一输出噪声图像经过快速傅里叶变换转换至频域,获得噪声生数据;将噪声生数据与滤波核抑制率做卷积,获得平滑噪声生数据;将平滑噪声生数据通过快速傅里叶逆变换转换回图像域,获得平滑噪声图像;将平滑噪声图像与第一输出去噪图像相加的结果,作为第二输入图像。关于确定第二输入图像的更多描述可以参见图4及其相关描述,此处不再赘述。

[0063] 又例如,差异确定模块230可以通过差异提取模型基于两种风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、CT系统软件信息及重建方法中的至少一种,确定图像差异。仅作为示例,差异确定模块230可以差异提取模型基于第一风格对应的基于滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、软件信息及重建方法中的至少一种和第二风格对应的基于滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、软件信息及重建方法中的至少一种,确定图像差异。

[0064] X射线能谱信息可以至少包括X射线波长和/或频率。

[0065] CT系统硬件信息可以为与CT设备(例如,CT设备150)的硬件相关的信息。例如,CT系统硬件信息可以包括与CT设备的X射线发生器、过滤器、准直器、探测器和/或模数转换器的相关信息。仅作为示例的,CT系统硬件信息可以至少包括每排探测器单元数、探测器每层有效通道数、靶物质材料、管电压、管电流、曝光时间、有效球管热容量、有效高压发生器功率等中的一种或多种。再例如,CT系统硬件信息还可以包括探测器种类信息,如光子计数探测器(PCD)、能量整合探测器(EID)等。上述探测器种类信息可以进一步包括每种探测器的扫描模式,如光子计数探测器的微距模式(macro)、高分辨率模式(HR)、超高分辨率模式(UHR)等。还例如,CT系统硬件信息还可以包括扫描方式信息,如轴向(Axial)、螺旋(Helical)、拓扑(Topo)等扫描方式。

[0066] CT系统软件信息可以至少包括从成像数据到图像域过程中的滤波器等信息。例如,CT系统软件信息可以包括反投影重建算法中的滤波核,或去环算法中束状滤波器等。

[0067] 重建方法可以至少包括反投影重建算法(FBP)、基于模型的迭代重建算法(MBIR)、基于深度学习的重建算法、深度学习和迭代融合的重建算法等。

[0068] 在一些实施例中,差异确定模块230可以通过处理设备110、用户终端130、存储设备140、CT设备150和/或外部数据源获取第一风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、软件信息及重建方法中的至少一种和第二风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、软件信息及重建方法中的至少一种。

[0069] 在一些实施例中,差异确定模块230可以基于第一风格对应的第一滤波核函数和

第二风格对应的第二滤波核函数确定滤波核函数差异,可以基于第一风格对应的X射线能谱信息和第二风格对应的X射线能谱信息确定X射线能谱差异,可以基于第一风格对应的CT系统硬件信息和第二风格对应的CT系统硬件信息确定CT系统硬件差异,可以基于第一风格对应的软件信息和第二风格对应的软件信息确定CT系统软件差异,可以基于第一风格对应的重建方法和第二风格对应的重建方法确定重建方法差异。

[0070] 在一些实施例中,步骤330可以通过差异提取模型实现。差异提取模型可以为基于滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、CT系统软件信息及重建方法中的至少一种确定图像差异的机器学习模型,差异提取模型的输入可以包括两种风格对应的基于滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、软件信息及重建方法中的至少一种。例如,差异提取模型可以包括滤波核函数差异、X射线能谱差异、CT系统硬件差异、CT系统软件差异和/或重建方法差异中的至少一种。

[0071] 在一些实施例中,差异确定模块230可以利用至少两个第一训练样本训练初始差异提取模型,以生成训练后的差异提取模型,其中,第一训练样本可以包括第一样本风格和第二样本风格之间的滤波核函数差异、X射线能谱差异、CT系统硬件差异、CT系统软件差异和/或重建方法差异中的至少一种,第一训练样本的标签可以包括第一样本风格和第二样本风格之间的图像差异,其中,第一训练样本的标签可以根据第一样本风格对应的图像和第二样本风格对应的图像之间的差异确定。差异确定模块230可以通过至少两个第一训练样本及其对应的标签训练初始差异提取模型,直至初始差异提取模型满足预设条件,得到训练好的差异提取模型。在一些实施例中,差异确定模块230可以利用至少两个第一训练样本迭代更新初始差异提取模型的参数,以使初始差异提取模型满足预设条件,其中,预设条件可以为损失函数收敛、损失函数值小于预设值或迭代次数大于预设次数等。

[0072] 在一些实施例中,差异提取模型可以包括但不限于神经网络(NN)、卷积神经网络(CNN)、深度神经网络(DNN)、循环神经网络(RNN)等或其任意组合,例如,差异提取模型可以为卷积神经网络和深度神经网络组合形成的模型。

[0073] 在一些实施例中,完成训练后,差异确定模块230可以将第一风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、软件信息及重建方法中的至少一种和第二风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、软件信息及重建方法中的至少一种输入至差异提取模型,差异提取模型输出第一风格和第二风格对应的图像差异。

[0074] 在一些实施例中,完成训练后,差异确定模块230通过训练后的差异提取模型确定图像差异后,将图像差异叠加至第一输出图像上,获得叠加后的图像后,将叠加后的图像作为第二模型的输入,获得第二输出图像,可以通过效果评估模型评估第二输出图像是否达到图像要求,判断是否需要差异提取模型再次进行调整。其中,效果评估模型可以为用于评估第二输出图像是否达到图像要求的机器学习模型,效果评估模型的输入可以包括第二模型输出的第二输出图像,效果评估模型的输出可以包括判断第二输出图像是否达到图像要求的评估结果。

[0075] 在一些实施例中,图像要求可以包括噪声要求、色彩要求、明暗要求、纹理要求等中的至少一种。

[0076] 在一些实施例中,当效果评估模型评估第二输出图像未达到图像要求时,差异确定模块230可以对差异提取模型再次进行训练。

[0077] 在一些实施例中,利用机器学习算法训练生成差异提取模型,可以挖掘各种维度的数据(例如,两种风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、CT系统软件信息及重建方法中的至少一种与图像差异等)之间的关系,提高确定图像差异的准确度。

[0078] 步骤340,基于第一模型以及成像数据,确定第一输出图像。在一些实施例中,步骤330可以由第一处理模块240执行。

[0079] 第一输出图像可以是第一风格图像。在一些实施例中,第一处理模块240可以将第一风格图像输入至第一模型,第一模型基于第一AI算法对第一风格图像进行图像处理,生成第一输出图像。例如,第一处理模块240可以将第一风格图像输入至第一模型,第一模型可以基于第一AI算法对第一风格图像进行去条纹伪影处理,得到去条纹伪影后的第一风格图像。

[0080] 步骤350,基于第一输出图像以及模型风格差异,确定第二输入图像。在一些实施例中,步骤350可以由第二处理模块250执行。

[0081] 第二输入图像可以是第二模型的输入图像。例如,第二输入图像可以是第一输出图像本身,或将图像差异/模型风格差异叠加至第一输出图像上后的图像。

[0082] 步骤360,基于第二模型以及第二输入图像,确定目标图像。在一些实施例中,步骤360可以由第三处理模块260执行。

[0083] 在一些实施例中,第三处理模块260可以通过任意方式将图像差异/模型风格差异叠加至第一输出图像上,获得目标图像。目标图像可以是最终处理后的图像。例如,目标图像可以是获得的无噪声图像。

[0084] 例如,第三处理模块260可以通过图像生成模型将图像差异叠加至第一输出图像上,获得目标图像,其中,图像生成模型可以为基于图像差异和输出图像生成目标图像的机器学习模型,图像生成模型的输入可以包括图像差异和输出图像,图像生成模型的输出可以包括目标图像。在一些实施例中,图像生成模型可以包括生成式对抗网络(Generative adversarial network, GAN)。

[0085] 在一些实施例中,第三处理模块260可以预先构建初始图像生成模型,初始图像生成模型包括一个生成器和一个判别器,然后利用至少两个第二训练样本训练初始图像生成模型,第二训练样本可以包括样本图像差异、样本第一输出图像及样本目标图像,初始图像生成模型的生成器的输入为样本图像差异及样本第一输出图像,初始图像生成模型的生成器的输出为虚拟目标图像,判别器的输入为样本目标图像及生成器输出的虚拟目标图像,通过判别器将样本目标图像和虚拟目标图像进行比较,判断虚拟目标图像是生成器虚拟生成的概率。基于判别器的判断结果,通过反向传播算法,再反馈给生成器,指导生成器生成更真实的虚拟目标图像,同时判别器也提高自己的判别能力。通过损失函数进行迭代训练,两者相互对抗,直至生成器生成的虚拟目标图像使得判别器无法区分样本目标图像和虚拟目标图像,则达到纳什均衡状态,或迭代次数达到阈值,完成初始图像生成模型的训练,得到图像生成模型。

[0086] 在一些实施例中,第三处理模块260可以将第二输入图像输入至第二模型,第二模型基于第二AI算法对第二输入图像进行图像处理,生成第二输出图像作为目标图像。例如,第三处理模块260可以将第二输入图像输入至第二模型,第二模型可以基于第二AI算法对第二输入图像进行去金属伪影处理,得到去金属伪影后的第二输入图像。

[0087] 图5是根据本说明书一些实施例所示的多个模型对同一CT数据进行连续处理的示意图,如图5所示,在一些实施例中,流程300可以适用于多个模型(例如,第一模型、第二模型、第三模型……第N模型)对同一CT数据进行连续处理的场景。第二模型输出第二输出图像后,处理设备110或医疗成像系统200可以基于第二风格和第三风格,确定图像差异,将图像差异叠加至第二输出图像上,获得第二个目标图像,将第二个目标图像作为第三模型的输入,获得第三输出图像,其中,第三模型基于第三AI算法对目标图像进行图像处理,重复上述操作,直至基于第N-1风格和第N风格,确定图像差异,将图像差异叠加至第N-1输出图像上,获得第N-1个目标图像,将第N-1个目标图像作为第N模型的输入,获得第N输出图像,其中,第N模型基于第N种AI算法对目标图像进行图像处理。其中,第i风格的锐利程度小于第i-1风格的锐利程度,i为大于1且小于或等于N的自然数。

[0088] 在一些实施例中,处理设备110或医疗成像系统200也可以直接基于第j风格和第m风格,确定图像差异,将图像差异叠加至第j模型输出的第j输出图像上,获得第j个目标图像,将第j个目标图像作为第m模型的输入,获得第m输出图像。其中,第m风格的锐利程度小于第j风格的锐利程度。

[0089] 在一些实施例中,医疗成像方法通过确定两种风格对应的图像差异,将图像差异叠加至当前的模型(例如,第一模型)的第一输出图像上,获得目标图像,从而得到下一个模型(例如,第二模型)的输入图像,实现同一CT数据能够连续被至少两种AI算法进行处理。

[0090] 需要说明的是,上述有关流程300的描述仅仅是为了示例和说明,而不限定本说明书的适用范围。对于本领域技术人员来说,在本说明书的指导下可以对流程300进行各种修正和改变。然而,这些修正和改变仍在本说明书的范围之内。

[0091] 图4是根据本说明书一些实施例所示的确定第二输入图像的流程图。在一些实施例中,流程400可以由医疗成像系统100(例如,处理设备110)或医疗成像系统200执行。例如,流程400可以以程序或指令的形式存储在存储设备140中,当处理设备110或医疗成像系统200执行指令时,可以实现流程400。下面呈现的流程400的操作示意图是说明性的。在一些实施例中,可以利用一个或以上未描述的附加操作和/或未讨论的一个或以上操作来完成该过程。另外,图4中示出的和下面描述的流程400的操作的顺序并非限制性的。如图4所示,流程400可以包括下述步骤。

[0092] 步骤410,通过降噪模型基于第一输出图像,获得第一输出噪声图像和第一输出去噪图像。

[0093] 第一输出噪声图像可以为第一输出图像中的噪声构成的图像。第一输出去噪图像可以为第一输出图像去除噪声后的图像。

[0094] 降噪模型可以为对输出图像进行处理,获得输出噪声图像和输出去噪图像的机器学习模型。降噪模型的输入可以包括输出图像,降噪模型的输出可以包括输出图像对应的输出噪声图像和输出去噪图像。差异确定模块230可以利用至少两个第三训练样本训练初始降噪模型,以生成训练后的降噪模型,其中,第三训练样本可以包括样本输出图像,第三训练样本的标签可以包括样本输出图像对应的样本输出噪声图像和样本输出去噪图像。在一些实施例中,降噪模型的结构和训练与差异提取模型相似,关于降噪模型的结构和训练相关的描述可以参见差异提取模型的结构和训练的相关描述,此处不再赘述。

[0095] 步骤420,将第一输出噪声图像经过快速傅里叶变换转换至频域,获得噪声生数

据。

[0096] 步骤430,将噪声生数据与滤波核抑制率做卷积,获得平滑噪声生数据。

[0097] 步骤440,将平滑噪声生数据通过快速傅里叶逆变换转换回图像域,获得平滑噪声图像。

[0098] 步骤450,将平滑噪声图像与第一输出去噪图像相加的结果,作为目标图像。通过上述过程可以得到更准确的目标图像。

[0099] 需要说明的是,上述有关流程400的描述仅仅是为了示例和说明,而不限定本说明书的适用范围。对于本领域技术人员来说,在本说明书的指导下可以对流程400进行各种修正和改变。然而,这些修正和改变仍在本说明书的范围之内。

[0100] 本说明书实施例的有益效果至少包括:(1)医疗成像方法通过确定两种风格对应的图像差异,将图像差异叠加至当前的模型(例如,第一模型)的第一输出图像上,获得目标图像,从而得到下一个模型(例如,第二模型)的输入图像,实现同一CT数据能够连续被至少两种AI算法进行处理。(2)利用机器学习算法训练生成差异提取模型,可以挖掘各种维度的数据(例如,两种风格对应的滤波核函数、X射线能谱信息、CT系统硬件信息、CT系统软件信息及重建方法中的至少一种与图像差异等)之间的关系,提高确定图像差异的准确度。(3)通过第一输出噪声图像经过快速傅里叶变换转换至频域,获得噪声生数据,将噪声生数据与滤波核抑制率做卷积,获得平滑噪声生数据,确定目标图像和第一输出噪声图像的噪声差异,将平滑噪声图像与第一输出去噪图像相加的结果,即可得到较为准确的目标图像。(4)通过第一滤波核函数的滤波系数和第二滤波核函数的滤波系数,可以较为准确且快速地确定第一风格和第二风格之间对应的图像差异。

[0101] 本说明书及实施例中所述方案,如涉及个人信息处理,则均会在具备合法性基础(例如征得个人信息主体同意,或者为履行合同所必需等)的前提下进行处理,且仅会在规定或者约定的范围内进行处理。用户拒绝处理基本功能所需必要信息以外的个人信息,不会影响用户使用基本功能。

[0102] 上文已对基本概念做了描述,显然,对于本领域技术人员来说,上述详细披露仅仅作作为示例,而并不构成对本说明书的限定。虽然此处并没有明确说明,本领域技术人员可能会对本说明书进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本说明书中被建议,所以该类修改、改进、修正仍属于本说明书示范实施例的精神和范围。

[0103] 同时,本说明书使用了特定词语来描述本说明书的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本说明书至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此,应强调并注意的是,本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一个替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外,本说明书的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0104] 此外,除非权利要求中明确说明,本说明书所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用,并非用于限定本说明书流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例,但应当理解的是,该类细节仅起到说明的目的,附加的权利要求并不仅限于披露的实施例,相反,权利要求旨在覆盖所有符合本说明书实施例实质和范围的修正和等价组合。例如,虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现,但是也可以只通过软件的解决方案得以实现,如在现有的服务器或移动设

备上安装所描述的系统。

[0105] 同理,应当注意的是,为了简化本说明书披露的表述,从而帮助对一个或多个发明实施例的理解,前文对本说明书实施例的描述中,有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是,这种披露方法并不意味着本说明书对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上,实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0106] 一些实施例中使用了描述成分、属性数量的数字,应当理解的是,此类用于实施例描述的数字,在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”来修饰。除非另外说明,“大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有 $\pm 20\%$ 的变化。相应地,在一些实施例中,说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值,该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中,数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本说明书一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值,在具体实施例中,此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0107] 针对本说明书引用的每个专利、专利申请、专利申请公开物和其他材料,如文章、书籍、说明书、出版物、文档等,特此将其全部内容并入本说明书作为参考。与本说明书内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外,对本说明书权利要求最广范围有限制的文件(当前或之后附加于本说明书中的)也除外。需要说明的是,如果本说明书附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本说明书所述内容有不一致或冲突的地方,以本说明书的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0108] 最后,应当理解的是,本说明书中所述实施例仅用以说明本说明书实施例的原则。其他的变形也可能属于本说明书的范围。因此,作为示例而非限制,本说明书实施例的替代配置可视为与本说明书的教导一致。相应地,本说明书的实施例不仅限于本说明书明确介绍和描述的实施例。

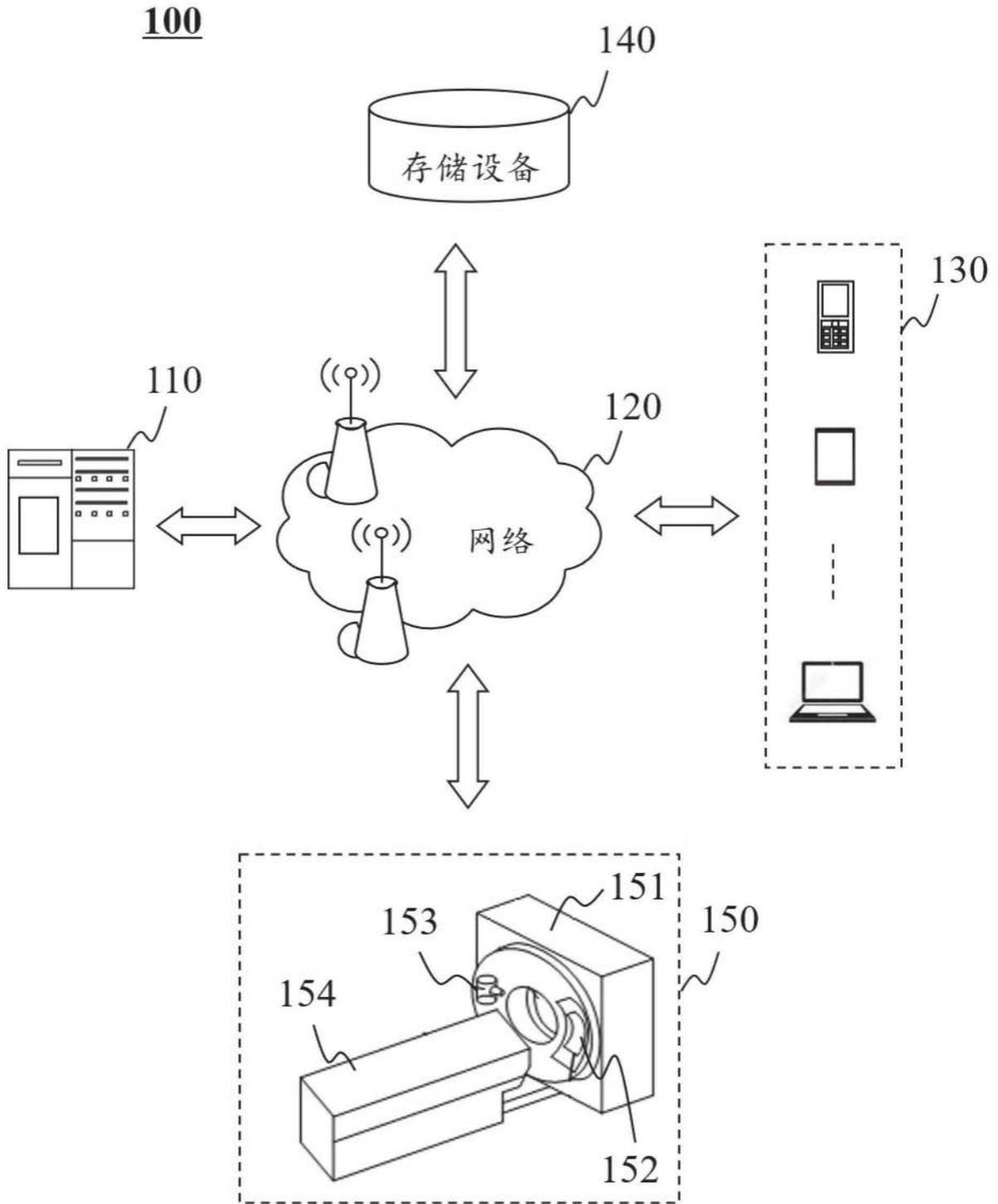


图1

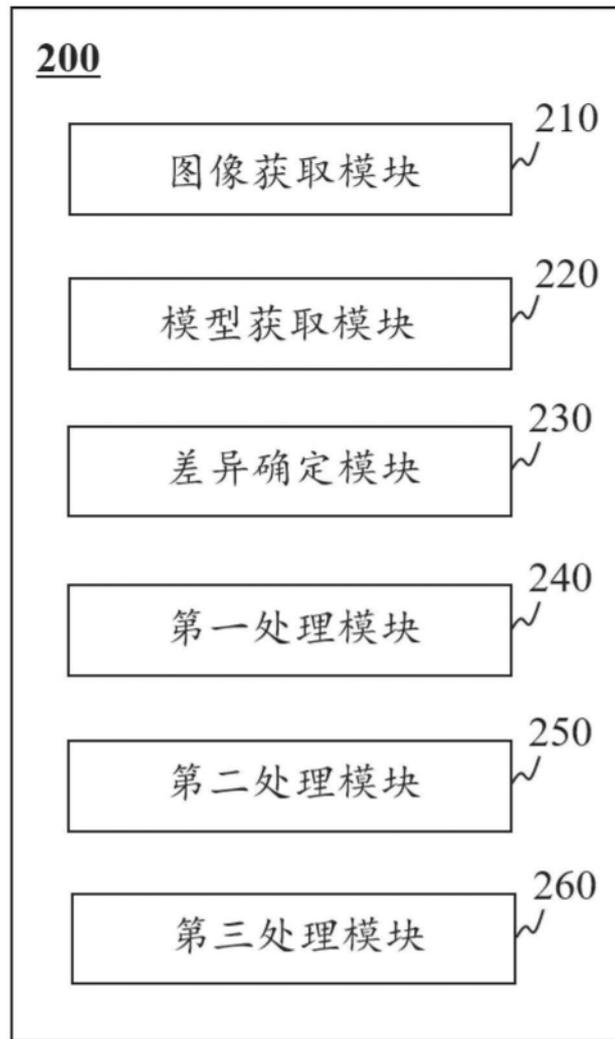


图2

**300**

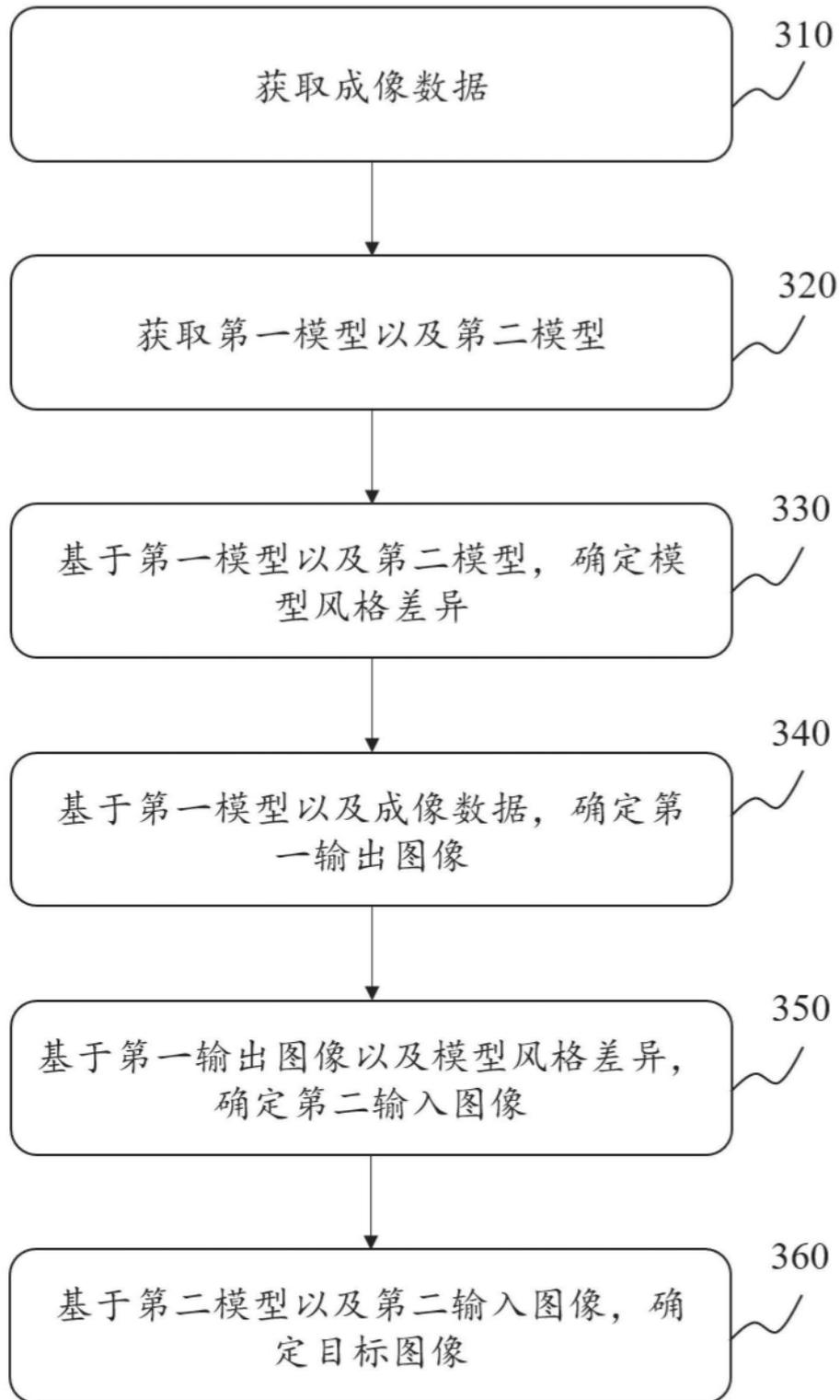


图3

**400**

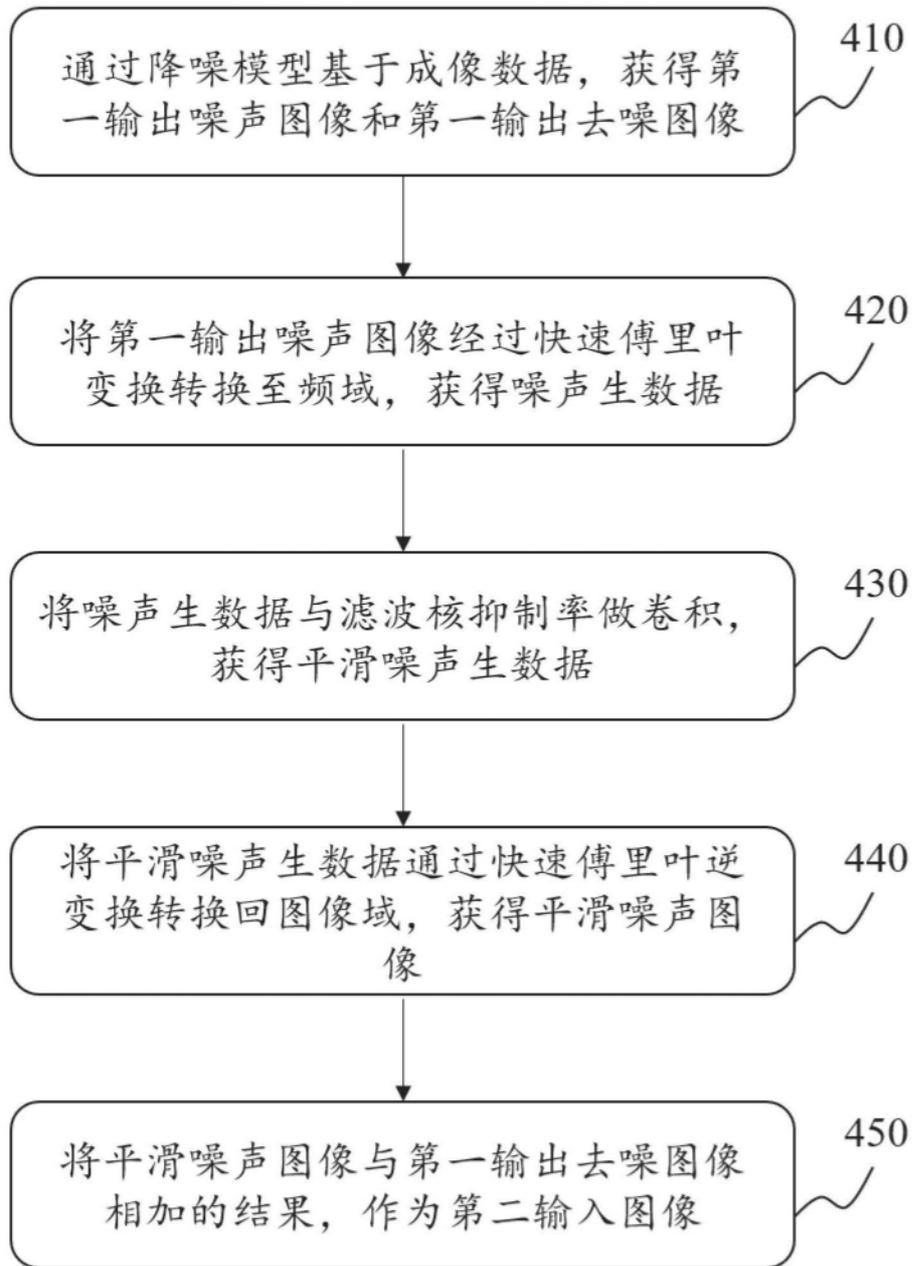


图4

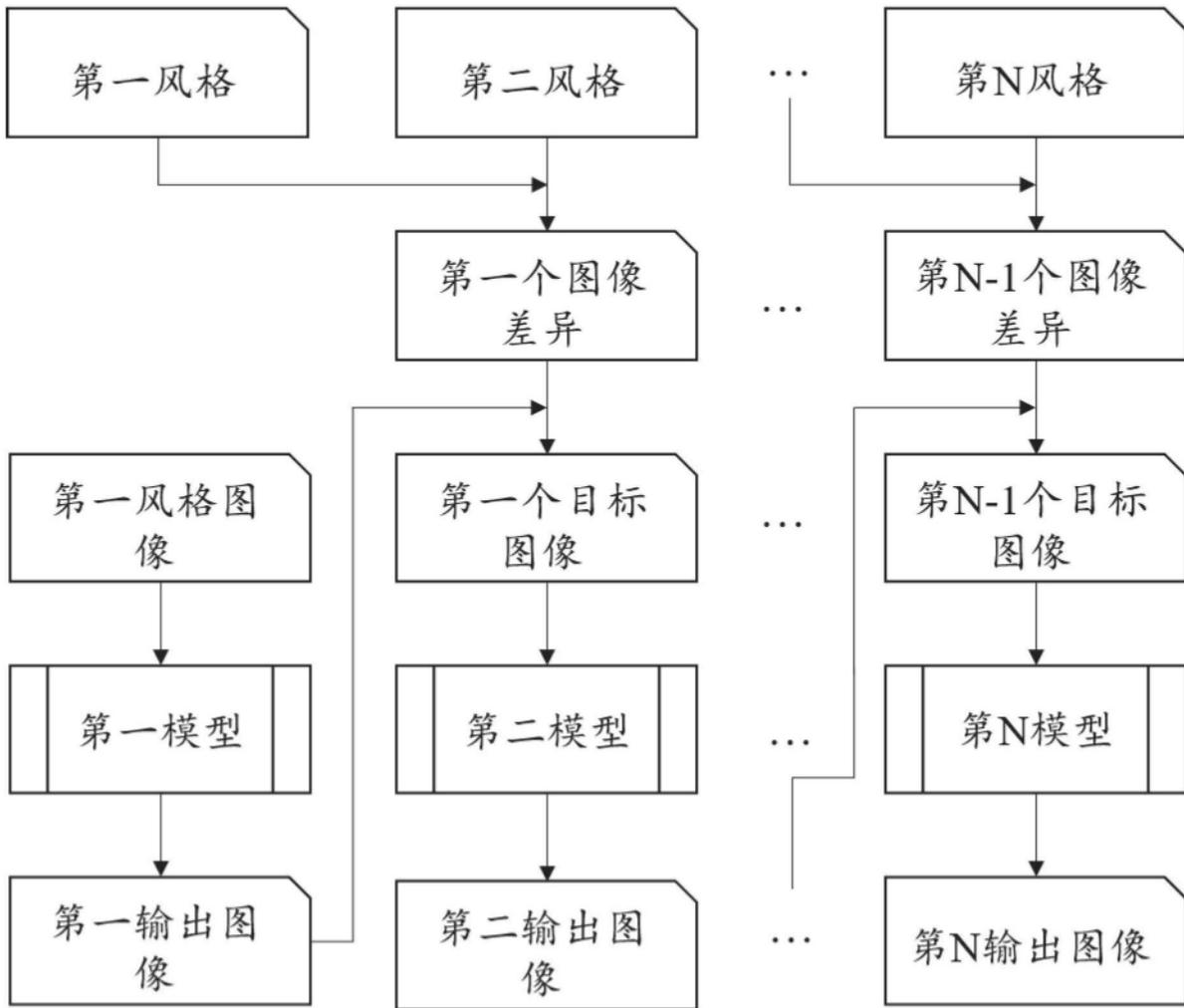


图5