



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113367708 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 17

(21) 申请号 202110165957.1

(22) 申请日 2021.02.04

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113367708 A

(43) 申请公布日 2021.09.10

(30) 优先权数据
16/801,042 2020.02.25 US

(73) 专利权人 通用电气精准医疗有限责任公司
地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 帕布罗·米利奥尼德卡瓦略
芭芭拉·格罗让列赫
乔治·科尔西诺埃斯皮诺
文森特·乔纳斯·比斯马思

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

专利代理师 侯颖嫒 钱慰民

(51) Int.Cl.
A61B 6/00 (2024.01)
A61B 6/50 (2024.01)

(56) 对比文件
CN 102819825 A, 2012.12.12
US 2018033166 A1, 2018.02.01
审查员 宗欣

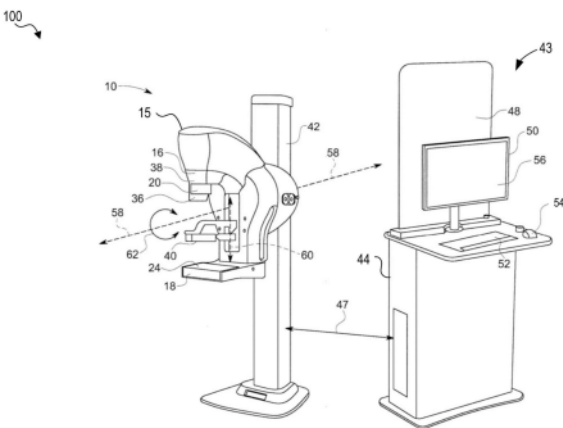
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

用于数字乳房造影成像的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供了用于减少诊断图像中的模糊的各种方法和系统。在一个示例中,一种方法包括通过将解卷积滤波器应用于诊断图像来减少该诊断图像中的模糊,该解卷积滤波器由对该诊断图像的每个像素处的模糊的点扩散函数 (PSF) 估计而生成,该PSF估计基于该诊断图像与在该诊断图像之前采集的预拍图像之间的运动矢量场而生成。



1. 一种成像方法, 包括:

通过将解卷积滤波器应用于诊断图像来减少所述诊断图像中的模糊, 所述解卷积滤波器由对所述诊断图像的每个像素处的模糊的点扩散函数估计而生成, 所述点扩散函数估计基于所述诊断图像与在所述诊断图像之前采集的预拍图像之间的运动矢量场而生成, 其中所述诊断图像是利用x射线成像系统以较高的第一x射线辐射剂量采集的x射线图像, 并且所述预拍图像是利用所述x射线成像系统以较低的第二x射线辐射剂量采集的x射线图像。

2. 根据权利要求1所述的成像方法, 其中以较长的第一x射线辐射曝光采集所述诊断图像, 并且以较短的第二x射线辐射曝光采集所述预拍图像。

3. 根据权利要求1所述的成像方法, 其中基于所述预拍图像的亮度和所述第二x射线辐射剂量来确定所述第一x射线辐射剂量。

4. 根据权利要求1所述的成像方法, 还包括输出模糊减少的诊断图像以用于在显示设备上显示。

5. 根据权利要求1所述的成像方法, 还包括通过以下步骤生成所述运动矢量场: 选择所述预拍图像中的多个控制点, 计算每个控制点相对于所述诊断图像中的对应控制点的局部移位矢量, 以及基于每个局部移位矢量对所述诊断图像的每个像素进行内插以生成所述运动矢量场。

6. 一种成像方法, 包括:

利用x射线成像系统采集患者的预拍图像和所述患者的诊断图像;

通过将所述诊断图像与所述预拍图像配准来生成运动矢量场;

将解卷积滤波器应用于所述诊断图像以生成模糊减少的诊断图像, 所述解卷积滤波器基于所述运动矢量场生成; 以及

输出所述模糊减少的诊断图像以用于在显示设备上显示, 其中利用所述x射线成像系统以较高的第一x射线辐射剂量采集所述诊断图像, 并且利用所述x射线成像系统以较低的第二x射线辐射剂量采集所述预拍图像。

7. 根据权利要求6所述的成像方法, 其中以较长的第一x射线辐射曝光采集所述诊断图像, 并且以较短的第二x射线辐射曝光采集所述预拍图像。

8. 根据权利要求6所述的成像方法, 其中基于所述预拍图像的亮度来确定所述第一x射线辐射剂量。

9. 根据权利要求6所述的成像方法, 其中通过以下方式基于所述运动矢量场生成所述解卷积滤波器: 基于所述运动矢量场估计所述诊断图像的每个像素的点扩散函数并基于每个点扩散函数生成所述解卷积滤波器。

10. 根据权利要求6所述的成像方法, 其中生成所述运动矢量场包括选择所述预拍图像中的多个控制点, 计算每个控制点相对于所述诊断图像中的对应控制点的局部移位矢量, 以及基于每个局部移位矢量对所述诊断图像的每个像素进行内插以生成所述运动矢量场。

11. 一种成像系统, 包括:

x射线源, 所述x射线源与检测器通信;

显示设备; 和

计算设备, 所述计算设备与所述显示设备和所述检测器通信, 所述计算设备包括处理器和存储指令的非暂态存储器, 所述指令能够由所述处理器执行以:

利用所述x射线源和所述检测器以第一x射线剂量并在第一曝光持续时间内采集患者的预拍图像；

利用所述x射线源和所述检测器以较高的第二x射线剂量并在较长的第二曝光持续时间内采集所述患者的诊断图像；

经由与所述预拍图像的配准过程来估计所述诊断图像的一个或多个像素的相应运动矢量；

将解卷积滤波器应用于所述诊断图像以生成模糊减少的诊断图像,所述解卷积滤波器基于每个相应运动矢量生成;以及

输出所述模糊减少的诊断图像以用于在所述显示设备上显示。

12. 根据权利要求11所述的成像系统,其中生成所述解卷积滤波器包括基于每个相应运动矢量为所述诊断图像的每个像素生成点扩散函数,以及基于每个点扩散函数生成所述解卷积滤波器。

用于数字乳房造影成像的方法和系统

技术领域

[0001] 本文公开的主题的实施方案涉及医学成像,并且更具体地涉及数字乳房造影成像。

背景技术

[0002] 乳房造影术是一种医学成像规程,其包括用于检测乳房中的一个或多个肿瘤或病灶的存在的x射线图像。在数字乳房造影术中,可以拍摄患者的定位或预拍图像以确定x射线技术(例如,x射线管电流和电压、曝光时间)以采集具有足够亮度的患者的图像。在确定x射线技术时,可以采集患者的一个或多个x射线图像。在一些示例中,可以不同视角和/或不同能级来采集多个x射线图像。

发明内容

[0003] 在一个实施方案中,一种方法包括通过将解卷积滤波器应用于诊断图像来减少该诊断图像中的模糊,该解卷积滤波器由对该诊断图像的每个像素处的模糊的点扩散函数(PSF)估计而生成,该PSF估计基于该诊断图像与在该诊断图像之前采集的预拍图像之间的运动矢量场而生成。

[0004] 应当理解,提供上面的简要描述来以简化的形式介绍在具体实施方式中进一步描述的精选概念。这并不意味着识别所要求保护的主题的关键或必要特征,该主题的范围由具体实施方式后的权利要求书唯一地限定。此外,所要求保护的主题不限于解决上文或本公开的任何部分中提到的任何缺点的实施方式。

附图说明

[0005] 通过参考附图阅读以下对非限制性实施方案的描述将更好地理解本公开,其中以下:

[0006] 图1为根据一个实施方案的数字乳房造影系统的示意图;

[0007] 图2为根据一个实施方案的图像配准方法;

[0008] 图3为根据本文公开的实施方案的用于检测和减少数字乳房造影术生成的图像内的患者运动引起的模糊的影响的方法的流程图;

[0009] 图4示意性地示出了用于图像配准的过程;并且

[0010] 图5示意性地示出了用于减少模糊的过程。

具体实施方式

[0011] 以下描述涉及用于数字乳房造影成像规程的各种实施方案。数字乳房造影成像规程可包括采集乳房的二维(2D)或3D数字图像。例如,数字乳房断层融合(DBT)是用于以高平面内分辨率生成乳房的横截面图像的成像技术。在使用数字乳房造影系统进行成像期间,乳房被压迫,并且可在检测器处获得以一个或多个x射线管角度的乳房的低剂量x射线投影

图像。然后将投影图像重建为标准2D图像,或者可使用不同角度的多个图像来构建3D体积,从中可以获得2D切片。

[0012] 然而,在x射线曝光期间,可能发生患者运动,这可能在重建图像内引起模糊伪影(例如,模糊化)。模糊可能使显著的乳腺病理模糊,并且可能需要重复成像,从而增加患者接收的辐射剂量并引起患者焦虑。可采取多个步骤来减少患者运动,诸如改善患者定位,限制患者运动的可能性,以及在曝光持续时间内阻止呼吸,但仍可能持续模糊。由于乳房压迫不足、患者肌肉放松、压迫浆状件运动和/或患者运动,可能出现模糊。

[0013] 因此,根据本文所公开的实施方案,提供了一种方法,该方法通过配准预拍图像(假设没有运动;非常短的采集)和诊断性全剂量乳房造影图像来估计每个图像像素处的运动矢量。运动矢量场可在每个图像像素处生成模糊的点扩散函数(PSF)。然后,所估计的PSF可用于使运动模糊解卷积并改善空间分辨率。图像配准可被配置为估计高噪声图像中的运动矢量,并且因此即使使用通常为高噪声图像的预拍图像也可以是稳健的。通过在预拍(有噪声的)与全剂量乳房造影图像中利用该技术,可估计运动核,该运动核可用于使全剂量乳房造影图像中的运动模糊解卷积。

[0014] 图1为可用于采集患者的诊断x射线图像的数字乳房造影系统的示意图。图2为可应用于利用图1的数字乳房造影系统采集的图像的图像配准方法,如通过图4的过程示意性地示出的。图3为使用根据图2的方法生成的运动矢量场来减少x射线图像内模糊的方法的流程图,如图5的过程示意性地示出的。

[0015] 参见图1,示出了根据本公开的实施方案的包括用于执行乳房造影规程的x射线系统10的数字乳房造影系统100。在一些示例中,x射线系统10可以是断层融合系统,诸如数字乳房断层融合(DBT)系统。在一些示例中,x射线系统10可被配置为采集双能图像,这可有利于在向患者注射造影剂时增加某些结构(例如,脉管系统)的可视化。此外,x射线系统10可用于执行一个或多个规程,包括数字断层融合成像和DBT引导的乳房活检。

[0016] x射线系统10包括支撑结构42,辐射源16、辐射检测器18和准直器20附接到该支撑结构。辐射源16容纳在机架15内,该机架能够移动地联接到支撑结构42。具体地讲,机架15可安装到支撑结构42,使得包括辐射源16的机架15可相对于辐射检测器18围绕轴线58旋转。容纳辐射源16的机架15的旋转角度范围指示围绕轴线58在任一方向上旋转最多至所需角度。例如,辐射源16的旋转角度范围可为 $-\theta$ 至 $+\theta$,其中 θ 可使得角度范围为小于360度的有限角度范围。示例性x射线系统可具有 ± 11 度的角度范围,这可允许机架围绕机架的旋转轴线从 -11 度旋转到 $+11$ 度(即辐射源的旋转)。角度范围可根据制造规格而变化。例如,根据制造规格,DBT系统的角度范围可为约 ± 11 度至 ± 60 度。在一些示例中,机架15可以是固定的并且不可以旋转。

[0017] 辐射源16朝向待成像的体积或物体导向,并且被配置为在期望的时间发射辐射射线以采集一个或多个图像。辐射检测器18被配置为经由表面24接收辐射射线。检测器18可以是多种不同检测器中的任何一种,诸如x射线检测器、数字射线照相检测器或平板检测器。准直器20邻近辐射源16设置,并且被配置为调整受试者的照射区。

[0018] 在一些实施方案中,系统10还可以包括经由面罩导轨38安装到辐射源16的患者护罩36,使得患者的身体部位(例如,头部)不直接处于辐射之下。系统10还可包括压迫浆状件40,该压迫浆状件能够沿着竖直轴线60相对于支撑结构向上和向下移动。因此,可通过将压

压迫浆状件40朝向检测器18向下移动来将压迫浆状件40调节成更靠近辐射检测器18定位,并且可通过将压迫浆状件沿着竖直轴线60远离检测器向上移动来增加检测器18与压迫浆状件40之间的距离。压迫浆状件40的移动可由用户经由包括在x射线系统10中的压迫浆状件致动器(未示出)来调节。压迫浆状件40可将身体部位诸如乳房保持在抵靠辐射检测器18的表面24的适当位置。压迫浆状件40可压迫身体部位,并且将身体部位保持在适当位置,同时任选地提供孔以允许插入活检针,诸如芯针或真空辅助芯针。这样,压迫浆状件40可用于压迫身体部位,以使x射线穿过的厚度最小化,并且有助于减少由于患者移动而引起的身体部位的移动。x射线系统10还可包括物体支撑件(未示出),身体部位可定位在该物体支撑件上。

[0019] 数字乳房造影系统100还可包括工作站43,该工作站包括控制器44和存储器,该控制器包括至少一个处理器。控制器44可以通信地耦接到x射线系统10的一个或多个部件,包括辐射源16、辐射检测器18、压迫浆状件40和活检设备中的一者或多者。在一个实施方案中,控制器与x射线系统10之间的通信可经由无线通信系统进行。在其他实施方案中,控制器44可经由缆线47与x射线系统的一个或多个部件电通信。此外,在示例性实施方案中,如图1所示,控制器44集成到工作站43中。在其他实施方案中,控制器44可以被集成到上面公开的系统10的各种部件中的一个或多个部件中。此外,控制器44可包括执行存储的程序逻辑的处理电路,并且可以是可用于x射线系统10中使用的各种类型的装备和设备并与之兼容的不同计算机、处理器、控制器或它们的组合中的任一者。

[0020] 工作站43可以包括辐射屏蔽件48,其保护系统10的操作者免受辐射源16发射的辐射射线的影响。工作站43还可以包括显示器50、键盘52、鼠标54和/或其他适当的用户输入设备,其有助于经由用户界面56控制系统10。

[0021] 控制器44可调节x射线系统10的操作和功能。例如,控制器44可以提供关于x射线源16何时发射x射线的定时控制,并且可以进一步调节在x射线击中检测器18之后检测器18如何读取和传送信息或信号,以及x射线源16和检测器18如何相对于彼此并且相对于被成像的身体部位移动。控制器44还可控制信息(包括在操作期间采集的图像42和数据)如何被处理、显示、存储和操纵。由控制器44执行的如本文关于图2和图3所述的各种处理步骤可以由存储在控制器44的非暂态存储器中的一组指令来提供。

[0022] 此外,如上所述,辐射检测器18接收由辐射源16发射的辐射射线22。具体地讲,在使用x射线系统成像期间,可在检测器18处获得成像身体部位的投影图像。在一些实施方案中,由辐射检测器18接收的数据诸如投影图像数据可从辐射检测器18电通信和/或无线通信到控制器44。然后,控制器44可例如通过实施重建算法,基于投影图像数据重建一个或多个x射线图像。重建图像可经由显示屏56在用户界面50上显示给用户。

[0023] 辐射源16连同辐射检测器18一起形成x射线系统10的一部分,该x射线系统提供x射线图像,以用于筛选异常、诊断、动态成像和图像引导的活检中的一者或多者的目的。例如,x射线系统10可在乳房造影模式下操作以筛选异常。在乳房造影期间,患者的乳房被定位并压迫在检测器18与压迫浆状件40之间。因此,压迫浆状件40与检测器18之间的x射线系统10的体积为成像体积。然后辐射源16将辐射射线发射到所压迫的乳房上,并且乳房的投影图像形成在检测器18上。然后,投影图像可以由控制器44重建,并且显示在界面50上。在乳房造影期间,可以不同角度调整机架15以获得不同取向的图像,诸如头-尾(CC)图像和

中-侧倾斜 (MLO) 图像。在一个示例中,机架15可围绕轴线58旋转,同时压迫桨状件40和检测器18保持静止。在其他示例中,机架15、压迫桨状件40和检测器18可作为单个单元围绕轴线58旋转。

[0024] 此外,x射线系统10可在断层融合模式下操作以用于执行数字乳房断层融合 (DBT)。在断层融合期间,可操作x射线系统10以在x射线系统10的角度范围内以各种角度将低剂量辐射导向成像体积(在压迫桨状件40与检测器18之间)。具体地讲,在断层融合期间,类似于乳房造影术,乳房在压迫桨状件40与检测器18之间被压迫。然后辐射源16从 $-\theta$ 旋转到 $+\theta$,并且在角度范围内以规则的角度间隔获得所压迫乳房的多个投影图像。例如,如果x射线系统的角度范围为 ± 11 度,则在机架以约每一度进行角度扫描期间,检测器可捕获22个投影图像。然后由控制器44处理多个投影图像以生成多个DBT图像切片。该处理可包括应用一个或多个重建算法来重建乳房的三维图像。此外,x射线系统可被配置为执行DBT引导的活检规程。因此,在一些示例性实施方案中,系统10还可包括活检设备,该活检设备包括用于提取组织样本以供进一步分析的活检针。

[0025] 在一些示例中,数字乳房造影系统100可被配置为执行造影成像,其中造影剂诸如碘可被注射到患者体内,该造影剂行进到乳房内的感兴趣区域 (ROI) (例如,病灶)。造影剂被吸收在ROI中的癌性病灶周围的血管中,从而相对于周围组织提供一段时间的造影图像,从而增强定位病灶的能力。

[0026] 造影剂的使用可与使用双能成像工艺和技术拍摄的ROI的图像相结合。在双能成像中,拍摄ROI的低能 (LE) 和高能 (HE) 图像。具体地讲,使用双能技术执行对比度增强光谱乳房造影术 (CESM) (2D) 和对比度增强数字乳房断层融合术 (CE-DBT) (3D) 成像模式。对于每个视图 (CESM中的单个视图、CE-DBT的多个视图),采集一对图像:低能 (LE) 图像和高能 (HE) 图像。在CE-DBT中,可以为每个视图采集未配对的HE和LE图像,并且可以为ROI重建HE体积、LE体积和重组的CE体积。例如,对于x射线管的每个成角度位置,HE和LE视图可在CE-DBT扫描(或者HE、LE、HE、LE、HE、LE等)期间与从HE到LE然后再次切换到HE等交错。LE和HE图像通常在造影剂K边缘之上和之下的平均能量处获得。在恰好高于造影剂k边缘的x射线能量处,x射线的吸收增加,从而导致HE图像中碘造影剂的对比度增加。

[0027] 在双能3D或立体定向规程中,执行LE和HE图像采集,其中X射线源相对于检测器具有至少两个不同的位置。然后将图像重组以显示关于被成像组织的内部结构的物质特定信息。就3D CESM而言,例如,在注射造影介质之后,在x射线管相对于检测器的两个或更多个位置处采集双能图像。对于这些管角度中的每一个管角度,低能图像和高能图像被重组以产生每个像素处的造影介质表面浓度的图像,以提供碘当量或双能 (DE) 图像(对于CESM中的单个视图,以及对于CE-DBT的多个视图),其在CE-DBT中用于重建3D体积。图像重组可基于X射线图像链的模拟、经由对参考虚线的校准或任何其他合适的3D重建过程来执行。另外,在连续采集模式中,其中X射线管连续地移动且拍摄交错的HE和LE图像,LE图像用于重建LE 3D体积,并且HE图像用于重建HE 3D体积,其中两个体积均以合适的方式重组以提供碘3D体积。也可以实施在单个步骤中结合3D重建和HE/LE重组的算法。

[0028] 图2为图像配准方法200,其可以应用于由数字乳房造影系统(例如,图1的数字乳房造影系统100)采集的图像,以比较或整合在来自图像集的不同图像内获取的数据。在一些示例中,图像配准可用作其他图像处理应用中的预备步骤,诸如对从本文所述的数字乳

房造影系统生成的图像去模糊的方法(参见图3)。方法200可使用存储在数字乳房造影系统(例如,图1的数字乳房造影系统100)的计算设备或通信地耦接到数字乳房造影系统的控制器(例如,图1的控制器44)的非暂态存储器中的计算机可读指令来执行。在一些实施方案中,在不脱离本公开的范围的情况下,方法300可由另一计算设备(例如,边缘设备、图片存档和通信系统(PACS))执行。

[0029] 在202处,参考图像和比较图像可选自由数字乳房造影系统采集的图像集。在一些示例中,可选择多于一个比较图像。本文的参考图像可以被定义为在图像配准期间与一个或多个比较图像对准的图像。参考图像可以是预拍图像(当执行图像配准方法以根据图3的方法减少图像中的模糊时),并且比较图像可以是在预拍图像之后的时间拍摄的诊断图像。在其他示例中,诸如在双能成像期间,参考图像可以是低能图像,并且比较图像可以是高能图像。参考图像和比较图像可以是同一患者的相同解剖特征/扫描平面的图像。

[0030] 在204处,可对所选择的图像执行图像配准。在图像配准期间,可经由空间域方法将比较图像与参考图像对准。空间域方法可包括在206处选择参考图像和比较图像内的控制点。控制点可以是各个像素或相邻像素的组。在一个示例中,可以随机选择控制点。在另一个示例中,可基于预定义的网格或其他图案来选择控制点。在另一个示例中,可基于比较图像的哪些像素/解剖区域可能表现出基于运动的模糊(诸如解剖结构的边缘处的像素)来选择控制点。控制点可位于参考图像和比较图像中的每一者中的相同位置处。

[0031] 在208处,可在两个图像的控制点之间执行局部移位计算。对于比较图像的每个控制点,局部移位计算可以指示该控制点相对于参考图像的移位的量值和方向。例如,局部移位计算可生成运动矢量,该运动矢量包括两个图像中相同临床/解剖特征(例如,微钙化或病灶)的位置 x, y (针对行和列)之间的矢量差: $dx = x_1 - x_2, dy = y_1 - y_2$ 。

[0032] 在210处,可基于局部移位计算来执行逐像素内插。内插可包括第一内插,该第一内插被执行以从每个控制点处的运动矢量传递到在每个图像像素处具有运动矢量的运动矢量场(例如,图4中的逐像素内插409)。第一内插可包括B样条内插或另一个合适的内插。因此,第一内插可包括B样条内插以生成运动矢量场,如212所示,其中运动矢量场包括基于控制点处的运动矢量的每个像素处的相应运动矢量,并且可用于减少图像模糊,如下所述。在图像配准期间,可以执行第二内插,其中对于比较图像(例如,正被配准的图像)中的每个像素 $p(x_p, y_p)$,像素 $p(dx, dy)$ 处的矢量场值用于检索相同图像中的位置 $(x_p + dx, y_p + dy)$ 处的图像像素值(因为根据参考图像,这是像素应该处于的位置)。由于 dx 和 dy 不是整数值,因此使用例如可生成配准图像的线性或三次函数对周围像素执行内插。

[0033] 图3为根据本文所公开的实施方案的用于减少x射线图像(例如,数字乳房造影图像)内的患者运动引起的模糊的方法300的流程图。方法300可使用存储在数字乳房造影系统(例如,图1的数字乳房造影系统100)的计算设备或通信地耦接到数字乳房造影系统的控制器(例如,图1的控制器44)的非暂态存储器中的计算机可读指令来执行。在一些实施方案中,在不脱离本公开的范围的情况下,方法300可由另一计算设备(例如,边缘设备、图片存档和通信系统(PACS))执行。

[0034] 在302处,参考图像和诊断图像可由数字乳房造影系统采集。参考图像可以是预拍图像。预拍图像可以是短曝光、低剂量图像,其可具有相对较高的噪声量,因此可能不适用于诊断成像目的,但可用于确保适当的患者定位、计算采集目标亮度图像所需的全剂量等。

诊断图像可以是在预拍图像之后拍摄的全剂量诊断图像。以这种方式,诊断图像可以以比预拍图像更高的辐射剂量和/或以更长的曝光持续时间采集。

[0035] 在304处,可对所采集的图像执行图像配准以生成运动矢量场。图像配准可根据上文解释的图2的方法来执行(例如,诊断图像是相对于图2所述的比较图像)。图像配准可以输出运动矢量场,该运动矢量场包括诊断图像的每个像素相对于预拍图像的估计运动矢量。

[0036] 在306处,可以基于运动矢量场生成诊断图像的每个像素处模糊的点扩散函数(PSF)估计。PSF可以基于从参考图像与比较图像之间的图像配准获得的运动矢量场来估计。例如,对于每个图像像素,可使用周围运动矢量值(来自运动场)拟合所选择的函数 $f(p)$ 。该函数为PSF。

[0037] 在308处,执行图像解卷积以生成具有减少的模糊的图像。例如,基于PSF,可生成解卷积滤波器并将其应用于诊断图像,从而产生具有减少的模糊的图像。例如,可利用从PSF的倒数计算的滤波器对图像进行卷积。在310处,输出图像(例如,在应用解卷积滤波器之后)以用于在显示设备(例如,显示器50)上显示和/或将其存储在计算设备的存储器(例如,控制器44的存储器或PACS或其他合适的图像存储设备)中。然后,方法300结束。

[0038] 在一些示例中,方法300可以对利用数字乳房造影系统采集的所有诊断图像执行。在其他示例中,方法300可仅响应于用户对图像进行去模糊的请求来执行。例如,在采集诊断图像之后,可将诊断图像显示给用户(例如,技术人员或其他临床医生)。用户可确定存在不可接受的模糊量,并且可输入(例如,经由触摸屏、键盘等)请求应用方法300的去模糊过程以减少诊断图像中的模糊。在其他示例中,方法300可以仅响应于确定(例如,通过数字乳房造影系统或其他计算设备)诊断图像是模糊的来执行,这可以基于边缘的锐度、基于人工智能的模型或另一种合适的机制。

[0039] 此外,虽然方法300在上文中被描述为由数字乳房造影系统执行,并且因此上述诊断图像可以是乳房组织的图像,但是方法300可在其他类型的x射线图像诸如肺图像上执行。在此类示例中,方法300可在不同类型的x射线成像系统(诸如胸部x射线成像系统)上执行。

[0040] 图4示意性地示出了根据本公开的实施方案的示例性图像配准过程400。图4所示的图像配准过程400可根据图2的方法来执行。图像配准过程400包括在402处所示的两个图像的配准。这两个图像包括参考图像401和比较图像403。参考图像401可在比比较图像403更早的时间点采集。如上所述,参考图像可以是预拍图像,而比较图像可以是全剂量诊断图像。

[0041] 在404处,通过选择控制点、计算每个控制点处的局部移位以及执行逐像素内插来配准两个图像。示例性控制点405和示例性局部移位矢量407被示出在比较图像403上。如图4所理解的,局部移位计算可包括确定比较图像的每个控制点相对于参考图像的对应控制点的运动/移位的方向和量值的矢量。然后使用内插网格409在逐像素基础上对比较图像的像素进行内插。如上所述,可基于相邻像素的像素值和运动矢量来内插每个像素。图像配准过程400的输出是配准图像406,在一些示例中,该配准图像可以是对一些像素进行调整以便将比较图像403的特征与参考图像401配准(例如,对准)的比较图像403。

[0042] 图5示出了根据本公开的实施方案的示例性去模糊过程500。可根据图3的方法300

来执行去模糊过程500,以便减少由于x射线曝光期间的患者移动而可能发生的基于运动的图像模糊。去模糊过程500包括将预拍图像502和全剂量图像504输入到图像配准方法506中。预拍图像502可在全剂量图像504之前采集,并且可以较低辐射剂量和/或在较短曝光时间内采集。因此,假设在采集预拍图像期间没有发生运动,因此允许预拍图像是可与全剂量图像504进行比较的固定图像。全剂量图像504可以更长的曝光时间采集,并且因此可能易于产生基于运动的模糊。为了减少全剂量图像504中的模糊,使用上文相对于图2所述并在图4中示意性示出的图像配准方法将全剂量图像504与预拍图像502配准。

[0043] 来自图像配准过程506的输出可以是可用于估计每个像素处的点扩散函数(PSF)的运动矢量场,如508所示。基于每个像素的PSF,生成解卷积滤波器,该解卷积滤波器在510处应用于全剂量图像。全剂量图像的解卷积产生去模糊图像512,其可作为患者检查的一部分被输出以用于显示和/或存储在存储器中。

[0044] 使用预拍图像作为参考图像以使全剂量诊断图像去模糊的技术效果是减少了基于运动的图像模糊和患者解剖特征的更准确成像。

[0045] 一个实施方案涉及一种方法,该方法包括通过将解卷积滤波器应用于诊断图像来减少诊断图像中的模糊,该解卷积滤波器由对诊断图像的每个像素处的模糊的点扩散函数(PSF)估计而生成,该PSF估计基于诊断图像与在诊断图像之前采集的预拍图像之间的运动矢量场而生成。在该方法的第一示例中,诊断图像是利用x射线成像系统以较高的第一x射线辐射剂量采集的x射线图像,并且预拍图像是利用x射线成像系统以较低的第二x射线辐射剂量采集的x射线图像。在该方法的第二示例(其任选地包括第一示例)中,以较长的第一x射线辐射曝光采集诊断图像,并且以较短的第二x射线辐射曝光采集预拍图像。在该方法的第三示例(其任选地包括第一示例和第二示例中的一项或两项)中,基于预拍图像的亮度和第二x射线辐射剂量来确定第一x射线辐射剂量。在该方法的第四示例(其任选地包括第一示例至第三示例中的一项或多项或每一项)中,该方法还包括输出模糊减少的诊断图像以在显示设备上显示。在该方法的第五示例(其任选地包括第一示例至第四示例中的一项或多项或每一项)中,该方法还包括通过以下步骤生成运动矢量场:选择预拍图像中的多个控制点,计算每个控制点相对于诊断图像中的对应控制点的局部移位矢量,以及基于每个局部移位矢量对诊断图像的每个像素进行内插以生成运动矢量场。

[0046] 一种方法的一个实施方案包括利用x射线成像系统采集患者的预拍图像和患者的诊断图像;通过将诊断图像与预拍图像配准来生成运动矢量场;将解卷积滤波器应用于诊断图像以生成模糊减少的诊断图像,解卷积滤波器基于运动场矢量生成;以及输出模糊减少的诊断图像以用于在显示设备上显示。在该方法的第一示例中,利用x射线成像系统以较高的第一x射线辐射剂量采集诊断图像,并且利用x射线成像系统以较低的第二x射线辐射剂量采集预拍图像。在该方法的第二示例(其任选地包括第一示例)中,以较长的第一x射线辐射曝光采集诊断图像,并且以较短的第二x射线辐射曝光采集预拍图像。在该方法的第三示例(其任选地包括第一示例和第二示例中的一项或两项)中,基于预拍图像的亮度来确定第一x射线辐射剂量。在该方法的第四示例(其任选地包括第一示例至第三示例中的一项或多项或每一项)中,通过以下方式基于运动矢量场生成解卷积滤波器:基于运动矢量场估计诊断图像的每个像素的点扩散函数并基于每个点扩散函数生成解卷积滤波器。在该方法的第五示例(其任选地包括第一示例至第四示例中的一项或多项或每一项)中,生成运动矢量

场包括选择预拍图像中的多个控制点,计算每个控制点相对于诊断图像中的对应控制点的局部移位矢量,以及基于每个局部移位矢量对诊断图像的每个像素进行内插以生成运动矢量场。

[0047] 一种成像系统的一个实施方案包括x射线源,该x射线源与检测器通信;显示设备;以及计算设备,该计算设备与显示设备和检测器通信并且包括处理器和存储指令的非暂态存储器,该指令能够由处理器执行以:利用x射线源和检测器以第一x射线剂量并在第一曝光持续时间内采集患者的预拍图像;利用x射线源和检测器以较高的第二x射线剂量并在较长的第二曝光持续时间内采集患者的诊断图像;基于预拍图像校正诊断图像中的模糊以生成模糊减少的诊断图像;以及输出模糊减少的诊断图像以用于在显示器上显示。在该系统的第一示例中,基于预拍图像校正诊断图像中的模糊包括经由与预拍图像的配准过程来估计诊断图像的一个或多个像素的相应运动矢量;以及将解卷积滤波器应用于诊断图像以生成模糊减少的诊断图像,解卷积滤波器基于每个相应运动矢量生成。在该系统的第二示例(其任选地包括第一示例)中,生成解卷积滤波器包括基于每个相应运动矢量为诊断图像的每个像素生成点扩散函数,以及基于每个点扩散函数生成解卷积滤波器。在该系统的第三示例(其任选地包括第一示例和第二示例中的一项或两项)中,基于预拍图像的亮度和第一x射线剂量来确定第二x射线剂量。

[0048] 如本文所用,以单数形式列举并且以单词“一个”或“一种”开头的元件或步骤应当被理解为不排除多个所述元件或步骤,除非明确说明此类排除。此外,对本发明的“一个实施方案”的引用不旨在被解释为排除也包含所引用特征的附加实施方案的存在。此外,除非明确地相反说明,否则“包含”、“包括”或“具有”具有特定特性的元件或多个元件的实施方案可包括不具有该特性的附加此类元件。术语“包括”和“在…中”用作相应的术语“包含”和“其中”的简明语言等同形式。此外,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标记,而不旨在对其对象施加数字要求或特定位置次序。

[0049] 该书面描述使用示例来公开本发明,包括最佳模式,并且还使相关领域中的普通技术人员能够实践本发明,包括制造和使用任何设备或系统以及执行任何包含的方法。本发明可取得专利权的范围由权利要求书限定,并且可包括本领域普通技术人员想到的其他示例。如果此类其他示例具有与权利要求书的字面语言没有区别的结构元件,或者如果它们包括与权利要求书的字面语言具有微小差别的等效结构元件,则此类其他示例旨在落入权利要求书的范围内。

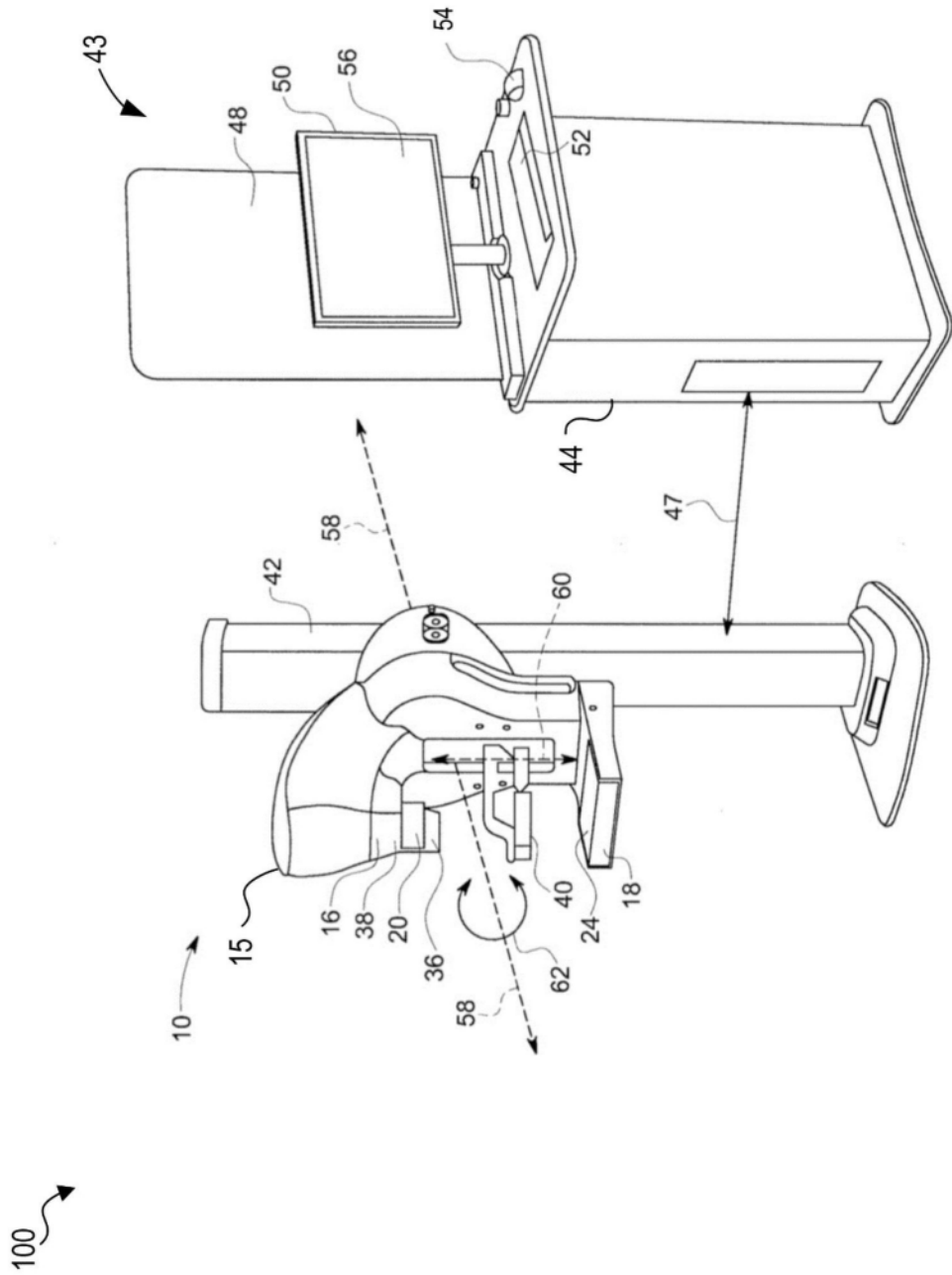


图1

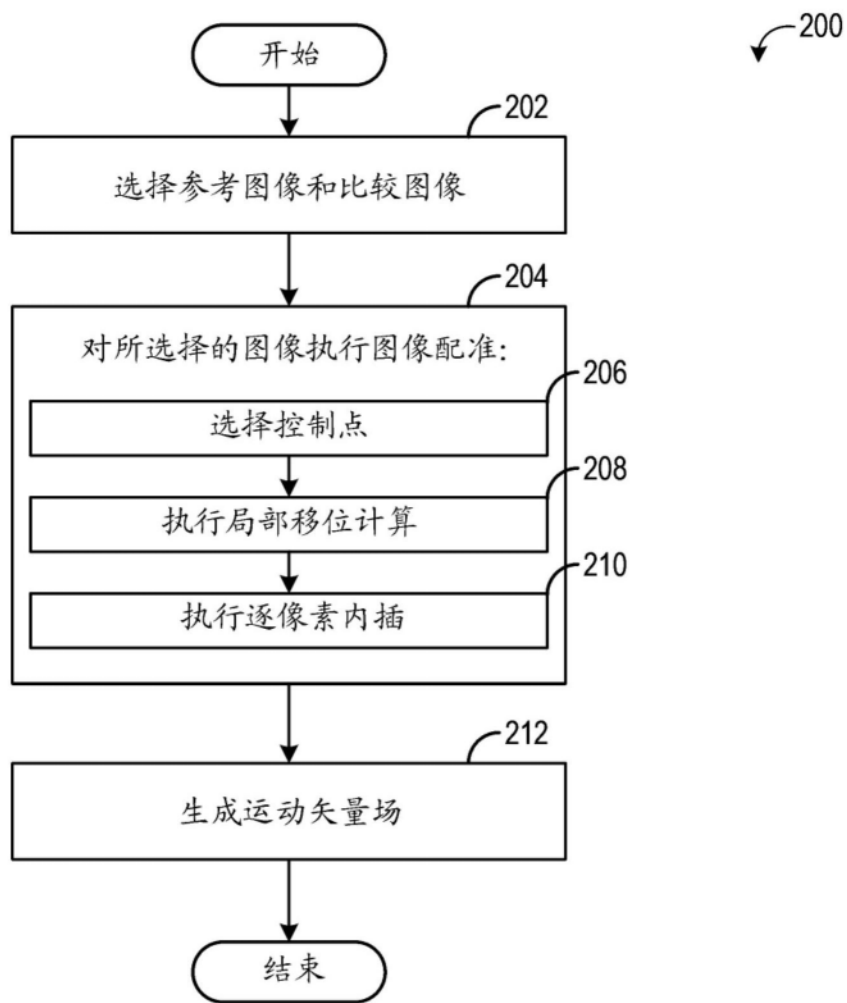


图2

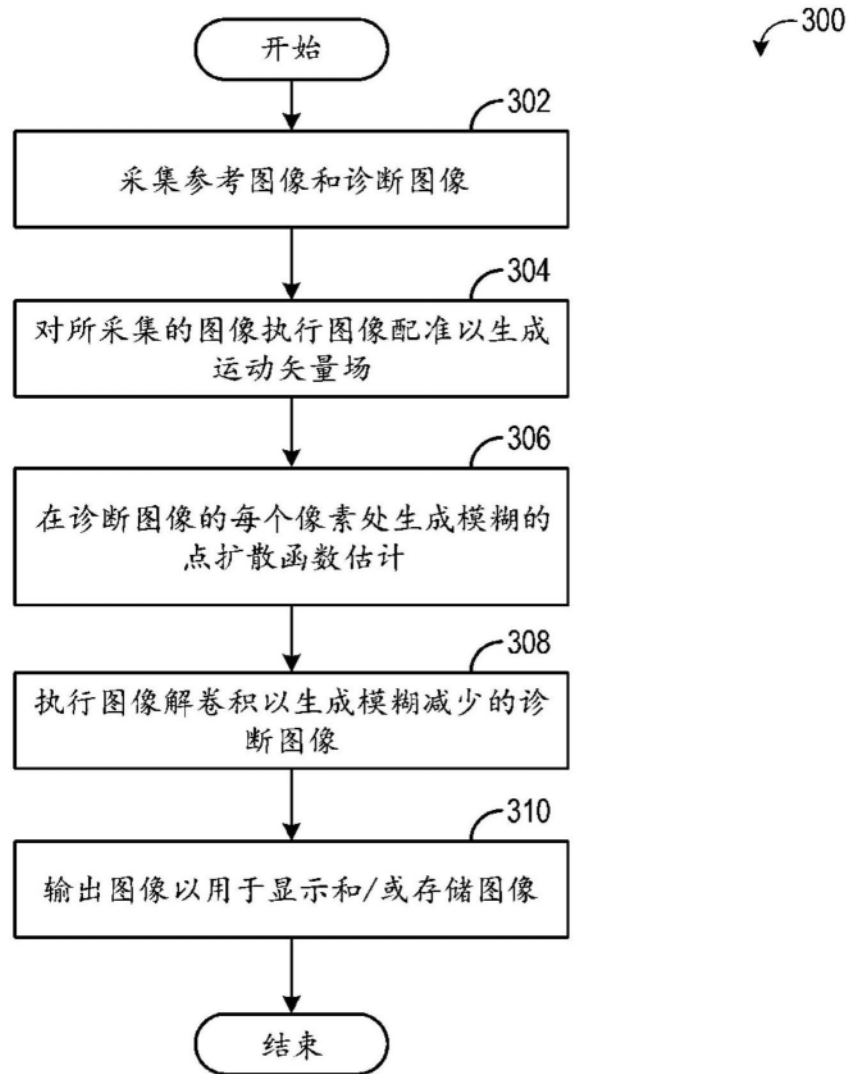


图3

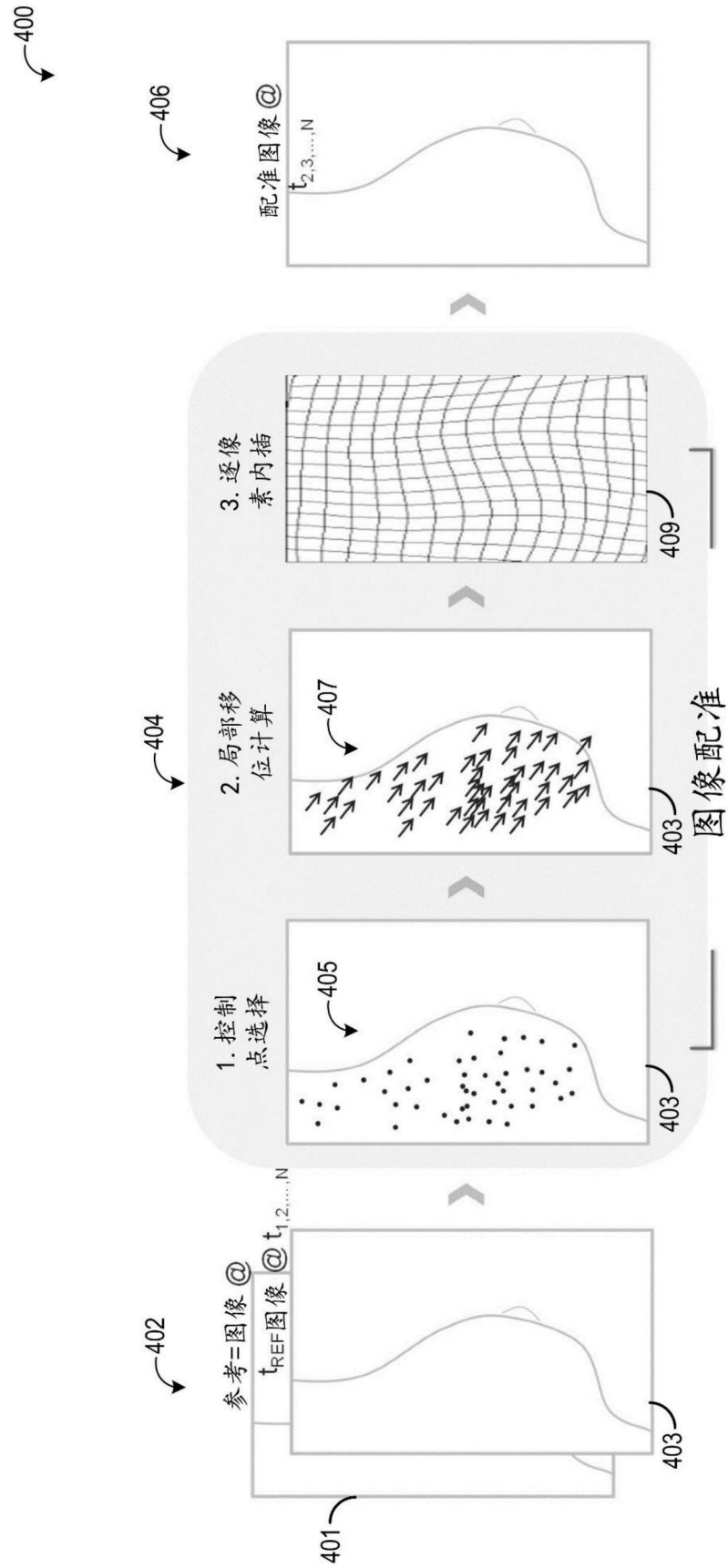


图4

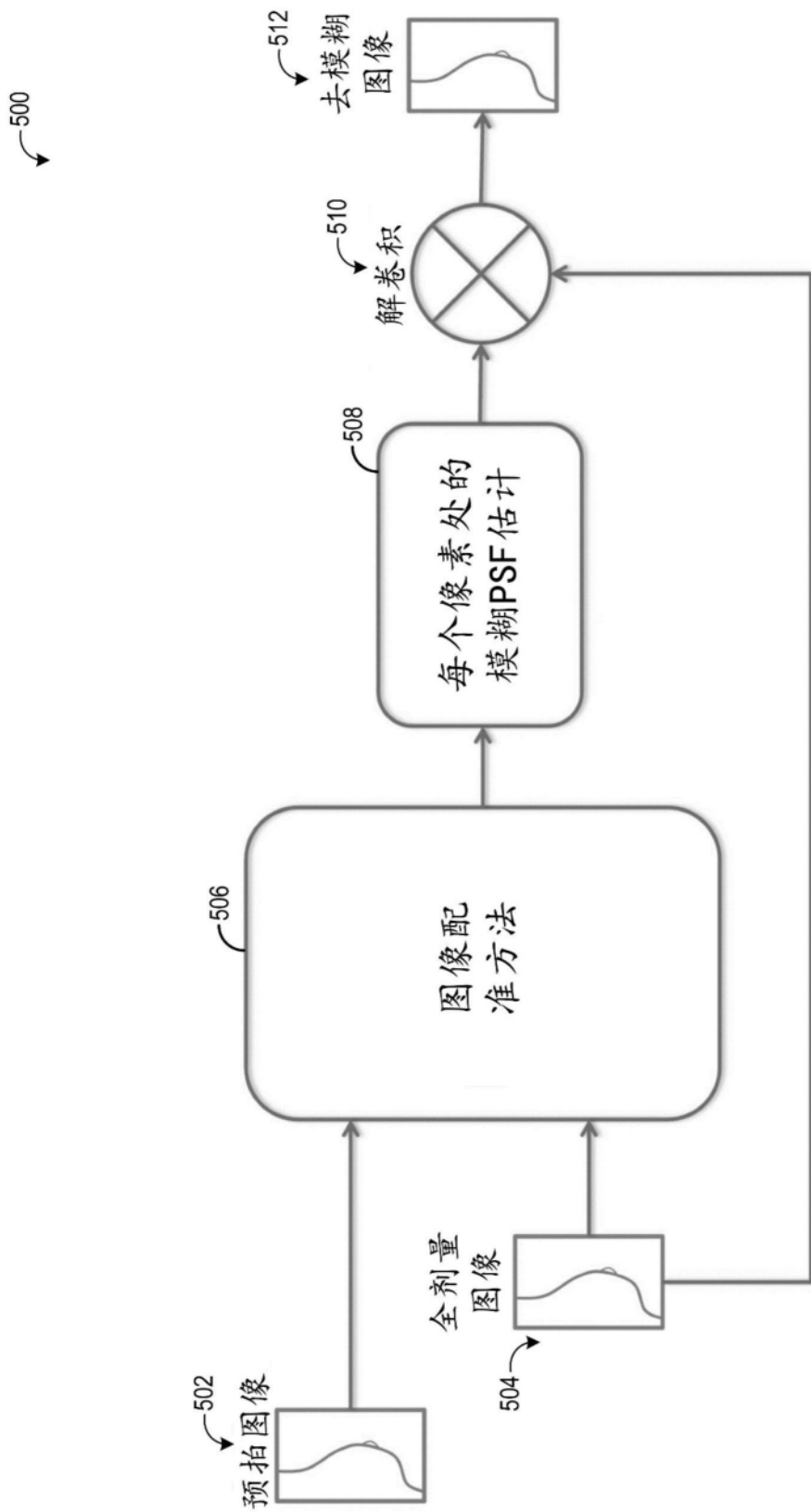


图5