



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110998653 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201880048946.1

(22)申请日 2018.07.26

(30)优先权数据

17183174.6 2017.07.26 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/070295 2018.07.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/020748 EN 2019.01.31

(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 T·克勒 H-I·马克

A·亚罗申科 K·J·恩格尔

B·门瑟

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(51)Int.Cl.

G06T 5/00(2006.01)

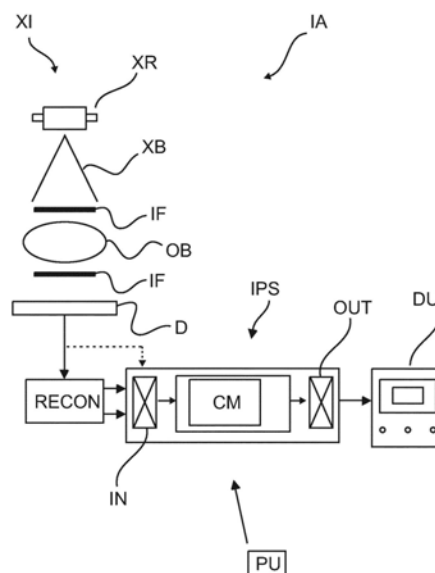
权利要求书1页 说明书14页 附图3页

(54)发明名称

用于暗场成像的散射校正

(57)摘要

图像处理系统和相关方法。所述系统包括输入接口(IN),所述输入接口用于接收通过利用X射线成像装置(XI)对目标(OB)进行成像而获得的暗场图像数据。所述系统(IPS)校正器模块(CM)被配置为执行校正操作以针对康普顿散射校正所述暗场图像数据,从而获得经康普顿散射校正的图像数据。所述系统的输出接口(OUT)输出经如此进行的康普顿散射校正的图像数据。



1. 一种图像处理系统,包括:

输入接口 (IN),其用于接收通过利用X射线成像装置 (XI) 对目标 (OB) 进行成像而获得的暗场图像数据;

校正器模块 (CM),其被配置为执行校正操作以针对康普顿散射校正所述暗场图像数据,从而获得经康普顿散射校正的图像数据,其中,所述校正器模块被配置为通过以下操作来获得所述经康普顿散射校正的图像数据:

基于与所述目标有关的透射图像数据来估计康普顿散射估计数据,并且

将所述康普顿散射估计数据应用于所述暗场图像数据或基础投影数据,所述暗场图像数据和/或透射数据是根据所述基础投影数据来重建的;以及

输出接口 (OUT),其用于输出所述经康普顿散射校正的图像数据。

2. 根据权利要求1所述的图像处理系统,其中,由所述校正器模块 (CM) 执行的所述校正操作包括:

根据所述经校正的投影数据来重建 (S32030) 经康普顿散射校正的图像数据。

3. 根据权利要求1或2所述的图像处理系统,其中,由所述校正器模块 (CM) 对康普顿散射的所述估计是基于所述目标的材料或组织类型来调整的。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理系统,其中,用于执行所述成像的成像装置 (XI) 包括但不限于:i) 全视场X射线成像装置;或ii) 狭缝扫描X射线成像装置。

5. 一种成像装置 (IA),包括根据权利要求1-4中的任一项所述的图像处理系统以及所述X射线成像装置 (XI)。

6. 一种图像处理方法,包括以下步骤:

接收 (S310) 通过利用X射线成像装置 (XI) 对目标 (OB) 进行成像而获得的暗场图像数据;

执行 (S320) 校正操作以针对康普顿散射校正所述暗场图像数据,从而获得经康普顿散射校正的图像数据,所述校正操作包括以下步骤:

基于与所述目标有关的透射图像数据来估计 (S320B、S320_10) 康普顿散射估计数据,并且

将所述康普顿散射估计数据应用于所述暗场图像数据或基础投影数据,所述暗场图像数据和/或透射数据是根据所述基础投影数据来重建的;以及

输出 (S330) 所述经康普顿散射校正的图像数据。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,对康普顿散射的所述估计 (S320B、S320_10) 是基于所述目标的材料或组织类型来调整的。

8. 一种计算机程序单元,其在由至少一个处理单元 (PU) 运行时适于令所述处理单元 (PU) 执行根据权利要求6或7所述的方法。

9. 一种计算机可读介质,其上存储有根据权利要求8所述的程序单元。

用于暗场成像的散射校正

技术领域

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

背景技术

[0002] 特别是在医学领域中,暗场成像引起了人们的极大兴趣。暗场成像是X射线成像的一种类型。暗场成像中的对比度与X射线所经历的小角度散射的量有关。

[0003] A.Yaroshenko等人在“Pulmonary Emphysema Diagnosis with a Preclinical Small-Animal X-ray Dark-Field Scatter-Contrast Scanner”(放射学,第269卷,第2期,2013年11月)中报道了用小鼠进行的实验性暗场成像。

发明内容

[0004] 可能需要改进暗场成像。

[0005] 本发明的目的通过独立权利要求的主题来解决,其中,在从属权利要求中包括其他实施例。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、计算机程序单元以及计算机可读介质。

[0006] 根据本发明的第一方面,提供了一种图像处理系统,包括:

[0007] 输入接口,其用于接收通过利用X射线成像装置对目标进行成像而获得的暗场图像数据;

[0008] 校正器模块,其被配置为执行校正操作以针对康普顿散射校正所述暗场图像数据,从而获得经康普顿散射校正的图像数据,其中,所述校正器模块被配置为通过以下操作来获得所述经康普顿散射校正的图像数据:

[0009] 基于与所述目标有关的透射图像数据来估计康普顿散射估计数据,并且

[0010] 将所述康普顿散射估计数据应用于所述暗场图像数据或基础投影数据,所述暗场图像数据和/或透射数据是根据所述基础投影数据来重建的;以及

[0011] 输出接口,其用于输出所述经康普顿散射校正的图像数据。

[0012] 由校正器模块执行的校正操作基于与所述目标有关的透射数据。

[0013] 换句话说,本文提出的是通过至少减少或消除在图像采集期间记录的康普顿散射对暗场信号的串扰来改善暗场图像中的定量评估。换句话说,通过所提出的校正以计算方式去除或至少减少暗场信号中的残留康普顿散射贡献。在一个实施例中,这能够通过基于相关联的透射数据(例如,从相同目标采集的透射数据)估计康普顿散射来完成。特别地,康普顿散射信号对暗场信号的这种串扰被怀疑是与暗场信号有关的图像质量损失(例如,弱信号强度或弱信号清晰度)的原因。已经观察到,在存在康普顿散射的情况下,暗场信号的清晰度降低,在穿过目标的路径长度较大时尤其如此。所提出的图像处理系统通过减少甚至消除暗场信号中的康普顿散射串扰以更好地量化小角度散射的基础效应而有助于提高暗场信号的清晰度。经校正的暗场信号图像还允许更好地与透射图像进行比较,因为在暗场图像中已经消除了或至少显著减少了已经存在于透射图像中的康普顿散射贡献。因此,

本文提出的经校正的暗场信号与透射图像信号是互补的,这允许对这两个信号进行更好的解读和定量评估。

[0014] 在一个实施例中,所述暗场图像数据包括根据从所述目标采集的投影图像数据重建的图像数据。

[0015] 在该实施例中,所述校正器模块被配置为通过以下操作来获得所述经康普顿散射校正的图像数据:

[0016] 基于与所述目标有关的透射数据来估计康普顿散射估计数据,并且

[0017] 将所述康普顿散射估计数据应用于所述暗场图像数据。

[0018] 换句话说,所述校正模块在图像域中操作。

[0019] 在替代实施例中,所述校正包括处理所述投影数据。换句话说,所述暗场图像数据包括从所述目标采集的投影图像数据。在该实施例中,由所述校正器模块执行的所述校正操作包括:

[0020] 基于能根据所述投影数据重建的透射图像数据或基于以其他方式获得的所述目标的透射数据来估计所述康普顿散射;以及

[0021] 基于所述康普顿散射估计来校正所述投影数据。

[0022] 由所述校正器模块执行的所述校正操作还可以包括:

[0023] 根据所述经校正的投影数据来重建新的暗场图像数据。

[0024] 换句话说,在该实施例中可以设想两通方案。

[0025] 在实施例中,由所述校正器模块对康普顿散射的所述估计是基于所述目标的材料或组织类型来调整的。

[0026] 根据第二方面,提供了一种图像处理方法,包括以下步骤:

[0027] 接收通过利用X射线成像装置对目标进行成像而获得的暗场图像数据;

[0028] 执行校正操作以针对康普顿散射校正所述暗场图像数据,从而获得经康普顿散射校正的图像数据;以及

[0029] 输出所述经康普顿散射校正的图像数据。

[0030] 根据一个实施例,所述校正操作基于与所述目标有关的透射数据。

[0031] 根据一个实施例,所述暗场图像数据包括根据从所述目标采集的投影图像数据重建的图像数据。

[0032] 在该实施例中,执行所述校正的步骤包括:

[0033] 基于与所述目标有关的透射数据来估计散射估计值,以及

[0034] 将所述散射估计值应用于所述暗场图像数据。

[0035] 替代地,暗场图像数据包括从所述目标采集的投影图像数据。如果使用干涉式成像装置,则优选在相位步进操作中采集投影数据,在该相位步进操作中,引起干涉仪与目标和/或X射线束之间的相对运动。然而,还设想了在不需要这种相位步进操作的情况下的其他成像系统,特别是非干涉式成像系统。例如,在具有孔径掩模的编码孔径成像中,如果孔径掩模相对于探测器像素在空间上进行适当布置,则不需要相位步进(如果需要的话仍然能够这样做)。

[0036] 在这些实施例中,在暗场图像数据包括投影图像数据的情况下,执行校正操作的步骤部分地在投影域中执行并且包括:

[0037] 基于能根据所述投影数据重建的透射图像数据或基于以其他方式获得的所述目标的透射数据来估计康普顿散射估计值;以及

[0038] 基于所述康普顿散射估计值来校正所述投影数据。

[0039] 在一个实施例中,对所述校正操作的执行还包括:

[0040] 根据所述经校正的投影数据来重建新的暗场图像数据。换句话说,在该实施例中,使用了两通方案。

[0041] 在实施例中,对康普顿散射的所述估计是基于所述目标的材料或组织类型来调整的。具体地,根据组织或材料类型来区分康普顿散射估计值,以考虑不同的康普顿散射特性。具体地,确定感兴趣的某种材料/组织的康普顿散射对总衰减的贡献,然后将该贡献用于康普顿散射估计。在实施例中,估计校正值(例如,因子或偏移值),并且该校正值可以用于细化第一康普顿散射估计值。如果如本文提出的那样考虑该材料特定的有区别的康普顿散射贡献,则可以实现准确的散射估计。特别地,可以获得改进的暗场信号。

[0042] 在上面的实施例中,优选地,在相同的重建中和/或根据相同的投影数据,以同样方式与暗场信号一起获得相关联的透射图像/数据。然而,并不是在所有实施例中都必须如此,也就是说,可以与暗场信号不同地(例如在不同的重建中和/或根据不同的数据和/或通过使用不同的成像仪器等)获得针对相同目标的透射数据。

[0043] 在以上所有内容中,可以以散射分数的形式提供康普顿散布估计值(数据),但是本文并不排除其他格式。将康普顿散射估计值“应用于”暗场图像数据以进行校正可以包括任何合适的算术运算(减法、除法等)。

[0044] 其中,用于执行所述成像的成像装置包括但不限于:i)全视场X射线成像装置,或ii)狭缝扫描X射线成像装置。

[0045] 在第三方面中,提供了一种成像装置,包括根据上述实施例中的任何一个的图像处理系统以及X射线成像装置。

[0046] 根据第四方面,提供了一种计算机程序单元,所述计算机程序单元在由处理单元运行时适于执行所述方法的步骤。

[0047] 根据第五方面,提供了一种计算机可读介质,其上存储有程序单元。

附图说明

[0048] 现在将参考以下附图来描述本发明的示例性实施例,其中:

[0049] 图1示出了用于暗场成像的成像装置的示意性框图;

[0050] 图2是X射线辐射与物质相互作用的各种方式的概览;

[0051] 图3是图像处理方法的流程图;

[0052] 图4是在图3的方法中使用的根据第一实施例的校正操作的流程图;并且

[0053] 图5是在图3的方法中使用的根据第二实施例的校正操作的流程图。

具体实施方式

[0054] 参考图1,示出了图像处理装置1A的示意性框图,该图像处理装置1A包括计算机化的图像处理系统IPS和X射线成像装置1A。该X射线成像装置被配置用于暗场成像。

[0055] 图像处理系统IPS可以作为一个或多个软件模块或例程在诸如一个或多个计算

机、服务器等的一个或多个处理单元PU上运行。IPS可以被布置在成像器XI的外部并且远离成像器XI,或者IPS被集成到成像器XI中,例如被集成到成像器XI的计算单元PU(例如,工作站)中。图像处理系统IPS可以以分布式架构来实施,以服务于一组在适当的通信网络中的成像器。替代地,IPS的一些或全部部件可以被布置在诸如经适当编程的FPGA(现场可编程门阵列)之类的硬件中或者被布置为硬连线的IC芯片。

[0056] 广义地,成像处理系统IPS对由成像装置IA产生的特定暗场图像进行处理,以产生经康普顿散射校正的暗场图像。然后能够将经校正的图像显示在显示单元DU上,或者能够将经校正的图像存储在存储器中以供以后审查,或者能够以其他方式进行进一步的处理。

[0057] 尽管在图1中设想到成像装置IA经由无线或有线连接将图像直接提供给图像处理系统IPS,但是并非在所有实施例中都是如此。例如,可以首先将图像存储在诸如HIS的PACS之类的存储器中或以其他方式进行存储,并且在稍后的阶段(例如根据用户请求)由IPS对待处理的图像进行检索并然后进行处理。

[0058] 能通过图像处理系统IPS获得的图像的益处在于:能够减少康普顿散射贡献对暗场信号的串扰(就残余信号贡献而言)。换句话说,在由所提出的IPS提供的经处理的图像中,能够实现对康普顿散射与瑞利散射之间的更好分离。输入图像(暗场图像和衰减图像)优选由干涉式成像装置AI提供。然而,替代地,也可以使用其他非干涉式成像系统(例如,编码孔径系统),该非干涉式成像系统也能够至少产生暗场信号,并且优选还额外地产生透射图像信号。暗场信号或者直接由成像系统产生,或者至少能够根据合适的投影或由成像系统采集的其他数据来重建。

[0059] 在优选实施例中,干涉式成像装置AI包括X射线源XR和X射线敏感探测器D。成像器IA能够是2D或3D的(例如,CT扫描器)。在X射线源XR与探测器D之间,定义了成像期间待成像目标OB(例如,对象的胸部)所在的成像区域。在该成像区域中,还布置了包括单个、两个或更多个光栅结构的干涉仪IF。光栅的周期性、长宽比等使得它们引起X射线束的衍射和/或仅实现足够的相干性,从而能够探测或导出小角度散射。可以使用吸收光栅和相位光栅。在一个实施例中,通过光刻或在硅晶片中切割形成光栅以限定沟槽的周期性图案。沟槽之间的间隙能够用铅或金填充以用于吸收光栅。代替这种光栅,可以使用晶体结构。

[0060] 在一个实施例中,额外的光栅结构被布置在探测器D与目标OB之间,而另一光栅被布置在目标OB与X射线源XR之间。在一些实施例中,在X射线源不能生成本征相干辐射的情况下,在X射线源处还布置有额外的光栅。如果X射线源产生非相干辐射(通常是这种情况),则X射线源处的(吸收)光栅(也被称为源光栅)将从X射线源发出的X射线变换成至少部分相干的辐射束XB。

[0061] 至少部分相干的辐射束XB传播通过成像区域并且与干涉仪和目标OB相互作用。在所述相互作用之后,然后在探测器D的辐射敏感像素元件处以电信号的形式探测辐射。数据采集电路将电信号数字化为投影(原始)图像数据,然后由IPS以下面详述的方式处理该投影(原始)图像数据。成像装置XI可以是如图1所示的全视场(FoV)型的,其中,探测器是平板型的。在全FoV成像系统中,探测器D的大小对应于所需的FoV。替代地,例如在狭缝扫描系统中,探测器可以小于预期的FoV。在某些这类系统中,探测器包括离散的一系列探测器线。探测器线被安装在扫描臂上,以在不同的狭缝位置中跨预期的FoV被扫描。狭缝扫描系统比全FoV系统更具成本效益,因为它们需要更小的探测器和更小的光栅IF。光栅被安装在探测

器上方的扫描臂上,并且跨FoV被均等地扫描。在替代的狭缝扫描系统中,尽管探测器D的大小与所需的FoV相同,但是光栅更小,并且根据准直,在任何一次使用准直时仅扫描部分FoV(在“狭缝”中)。在全FoV系统中,像素位置与穿过成像区域以定义成像几何形状的虚构几何射线之间存在简单的一对一关系。射线从X射线源XR的焦点延伸并在相应像素位置与探测器平面相交。几何射线中的每条几何射线对应于像素中的相应的、不同的、单个像素。在狭缝扫描系统中不存在这种简单的关系,其中,在扫描期间,能够通过不同“狭缝”中的许多不同像素看到每条几何射线。然后,通过适用于任何单条几何射线的逻辑单元将来自不同像素的信号一起处理。

[0062] 通常,当X射线与材料相互作用时,X射线既会发生衰减又会发生折射。另一方面,衰减又能够被分成源自光电吸收的衰减和源自散射的衰减。散射的贡献又能够被分解成康普顿散射和瑞利散射。出于当前的目的,感兴趣的是瑞利散射(或者有时被称为小角度散射)。在暗场信号中调制的是瑞利散射的量。

[0063] 衰减能够被理解为 $=I_0 * e^{-\mu_L * h}$,其中, μ_L 是肺组织的吸收常数,并且h是穿过目标的组织内路径长度。然后,将衰减图像中的衰减信号记录为 $T=I/I_0$,其中, I_0 是进入肺组织之前的初始参考强度,并且I是在探测器D处实际记录的强度。

[0064] 暗场贡献能够被建模为可见度 $V = V_0 * e^{-\epsilon_L * z}$,其中, ϵ_L 是肺组织的扩散常数,z=如上所述的组织内路径长度,并且 V_0 是没有目标相互作用的参考可见度(别记录在校准测量中)。于是,将暗场图像中的暗场信号记录为 $D=V/V_0$ 。

[0065] 传统的放射摄影系统通常无法将探测到的信号解析为暗场贡献。但是通过使用如图1所示的干涉仪,能够将这些贡献转换成强度条纹图案,能够通过重建器RECON对该强度条纹图案进行分析。重建器RECON通过计算将在投影数据中探测到的条纹图案分成三个贡献或信号,即,折射贡献(也被称为相位对比度信号)、暗场信号分量以及剩余衰减分量。在理想情况下,应将暗场信号中的瑞利散射与在衰减通道中捕获的康普顿散射和吸收清楚地分离开。

[0066] 在如F Pfeiffer等人在“Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer”(Nature Materials,第7卷,第134-137页,2008年)中已经介绍了重建器RECON对在探测器处探测到的强度进行信号处理而得到三个信号通道(相位对比度、暗场和衰减)。在一些实施例中,在Pfeiffer等人和本文设想的其他类似技术中,使用傅立叶技术来分析在探测器D处探测到的投影数据中的条纹图案。在这些类型的成像系统中,用于暗场成像的能力被实现如下:在相位步进操作期间在探测器D处采集投影数据。相位步进操作引起X射线束与干涉仪和/或目标OB之间的运动。例如,在一个实施例中,将分析器光栅(即,被布置在目标与探测器之间的光栅)相对于X射线束的光轴横向移动(“扫描”)。替代地,也能够通过移动目标OB或移动X射线源等来实现相位步进。该运动会引起条纹图案发生变化,这继而能够针对运动的每个步长以对应的系列记录下来(“相位步进”)。对于每条几何射线,这一系列的测量形成相关联的相位曲线。相位曲线通常为正弦形状,并且已经发现,每条相位曲线都编码感兴趣的量(特别是暗场信号)以及衰减和相位变化。图2对此进行了说明:具体地,图2是X辐射与物质相互作用的各种方式的示意图。图2包括排列成矩阵的九个窗格,其中,三行分别被标记为“1”、“2”、“3”,而列则被标记为“A”、“B”、“C”。

[0067] 窗格1A(在顶部,最左侧的位置)图示了由线性衰减系数表示的衰减效应。该量与物质中的密度和有效原子序数有关。

[0068] 窗格1B示出了衰减对相位曲线的效应以及衰减的变化如何影响相位步进曲线。相位步进曲线绘制垂直方向的强度与水平方向的光栅位置的关系。能够看出,衰减的变化会引起曲线的水平移位,从而始终降低衰减。

[0069] 窗格1C示出了示例性衰减图像,在这种情况下是对小鼠胸部拍摄的图像。

[0070] 现在参考第二行,特别是窗格2A,这图示了窗格2B中物理折射效应及其对相位曲线的效应。折射的变化(相位梯度)引起相位曲线水平移位。X辐射经历的折射可以由与电子密度 ρ_e 有关的折射率减量 δ 表示。

[0071] 窗格2C示出了小鼠胸部的示例性相位对比度图像。

[0072] 在最后一行(第3行)中,窗格3A图示了小角度散射,这是在暗场成像中赋予对比度的效应。小角度散射是被认为是由通常低于分辨率极限的小的微结构引起的其他效应之一。这样的微结构能够在例如海绵状或多孔组织(例如,肺组织)中发现。能够看出,对相位曲线的影响使得其增加了幅度,如窗格3B所示。窗格3C最后示出了小鼠胸部的示例性暗场图像。

[0073] 能够分别分析相位曲线,例如通过拟合如Pfeiffer等人所述的正弦模型来实现重建。优选地,在正弦模型中包括至少三个拟合参数。这三个拟合参数分别表示三个贡献:相位对比度、暗场信号和透射。正弦曲线模型由重建器RECON拟合到相位曲线,从而特别是计算暗场图像和透射(也被称为“衰减”)图像。具体地,在全FoV系统中的重建期间,优选直接使用针对每个像素/每条几何射线的相位曲线来获得针对每个像素的透射信息和暗场信息。为此,能够使用任何曲线拟合数字技术,例如,最小二乘、梯度下降、最大似然等。尽管有时本身对相位对比度信号感兴趣,但是本文中不予考虑。这种类型的重建算法有时被称为“相位检索”,但出于目前的目的,这是一个误称,因为它也是在相位检索中也重建的透射图像和暗场图像,并且暗场图像是本文主要感兴趣的对象。尽管在本文中优选基于光栅的X射线成像,但是在本文中也设想了能够提供暗场信号并且优选提供相关联的透射图像信号的其他技术(特别是非干涉技术),例如,编码孔径系统。通常,在基于光栅/掩模的成像技术中,暗场成像是通过对入射的成像X射线束施加周期性的波前调制并通过X射线探测器D对待成像的目标所引起的波前变化进行测量来获得的。另外,本文还设想了非光栅成像技术。

[0074] 重建器RECON输出暗场信号和衰减信号作为分别形成暗场图像和透射图像的图像值的相应阵列。这些图像值或像素值分别表示针对相应几何射线的暗场信号的对比度和X射线所经历的衰减。更具体地,对于全FoV系统,在某个像素位置(x,y)处,暗场图像中具有相关联的某个值,并且该值理想地表示在探测器平面的相应位置x,y处观察到的小角度散射的量。另一方面,透射图像中的相同像素位置x,y被预计为表示由于康普顿散射和光电吸收而经历的衰减量。

[0075] 然而,已经观察到康普顿散射信号与暗场信号之间的分离没有人们所希望的那样清晰。特别地,已经发现经康普顿散射的光子的信号将产生额外的虚假的暗场信号,因为康普顿散射是非相干的并且干涉测量设置的大部分准确度都精确地基于相干辐射的假设。这种虚假的暗场信号是由康普顿散射产生的串扰引起的。这种不需要的康普顿对暗场信号的串扰会产生叠加的条纹图案。这种串扰会妨碍对肺组织的小角度属性的定量评估,这在例

如基于图像对肺部疾病(例如,慢性阻塞性肺病(COPD)和纤维化等)的诊断检查中很重要。

[0076] 所提出的图像处理系统IPS被配置为解决这些问题并创建针对康普顿散射影响进行校正的暗场图像。换句话说,由所提出的成像系统产生的经康普顿散射校正的暗场图像具有更好的信号清晰度,因为已经减少或甚至消除了康普顿散射的干扰性串扰。

[0077] 现在更详细地转向所提出的图像处理IPS并继续参考图1,该图像处理IPS包括校正模块CM,该校正模块CM用于减少来自康普顿信号的串扰,或者在理想情况下从暗场信号(DAX)中去除来自康普顿信号的串扰。广义地,在信号处理系统IPS的输入接口IN处接收输入图像。输入图像包括暗场图像和透射图像,优选都由重建器RECON来重建。

[0078] 校正模型CM然后对接收到的暗场图像执行校正操作以产生经校正的暗场图像。然后将经校正的暗场图像输出到输出端口OUT。

[0079] 针对校正模块CM设想了至少两个不同的实施例。在一个实施例中,校正模块根据透射图像来估计康普顿散射的量。这能够通过逐像素建立散射分数来完成。然后将散射分数以算术方式应用于在输入部IN处接收到的经康普顿散射损坏的暗场图像。更特别地,在一个实施例中,从透射图像中的不同像素位置估计相应的散射分数,然后通过减法在对应的像素处将相应的散射分数逐像素地施加到暗场图像。换句话说,将从透射图像获得的散射分数图从暗场图像中减去以产生经校正的暗场图像。还设想了其他算术运算(例如,除法、乘法)。

[0080] 还设想了针对校正模块CM的替代实施例,这在图1中以虚线示出。在该实施例中,校正模块CM作用于投影图像数据。更具体地,该实施例中的校正模块CM与重建器RECON协同操作以实施两通重建,从而实现康普顿散射校正。更具体地,如先前在第一实施例中所描述的,再次估计散射贡献。然而,现在并不将散射信息(例如,散射分数)应用于重建的暗场图像,而是应用于基础投影数据(根据该基础投影数据已经重建了在输入端口IN处接收的两幅图像)。然后将经如此校正的投影数据再次转发到重建器RECON,并且在第二通中再次重建该投影数据以获得经校正的暗场图像以及针对其他通道(透射和相位对比度)的图像,后两者在本文中相关性较小。

[0081] 现在参考图3,图3示出了所提出的图像处理方法的流程图,该方法以图1的图像处理系统IPS的操作为基础,并且提供了所述操作的更多细节。然而,应当理解,以下描述的方法步骤本身构成了一种教导,并且不一定与图1所示的特定架构联系在一起。

[0082] 广义地,所提出的用于校正的新的图像处理方法(即,对暗场图像中的康普顿散射影响的减少移除)包括步骤S310,在步骤S310中,接收输入的暗场图像数据。所输入的DAX图像很可能是经康普顿散射损坏的图像。

[0083] 通过X射线成像装置的操作,已经获得了诸如人类患者或动物患者的肺等感兴趣目标OB的暗场图像数据。

[0084] 在步骤S320处,对暗场图像数据执行校正操作以获得经康普顿散射校正的暗场图像数据。在该康普顿散射校正暗场图像数据中,已经去除了或者至少已经减少了源自康普顿散射图像的虚假信号。

[0085] 然后在步骤S330处输出经康普顿散射校正的暗场图像数据,然后能够进一步处理(例如,存储或查看等)该暗场图像数据。

[0086] 这里区分两个基本实施例。根据先前采集的投影数据来重建接收到的暗场图像数

据,或者将暗场图像数据包括在投影数据中。在两个实施例中,相关联的透射图像用于获得关于康普顿散射量的信息。优选地,该透射图像与暗场图像数据相关联,例如在前述相位检索算法中的情况,这将在下面的公式(7)–(12)中更详细地描述。然而,在其他实施例中,仍然从与暗场图像数据相同的目标获得透射图像,但是在其他方面与所述暗场图像数据没有关系。透射图像能够事先通过完全不同的方法和/或成像装置来获得,但是优选地,在与暗场图像数据相同的成像几何中,优选仍是相同的目标。

[0087] 在对重建的暗场图像数据执行校正步骤的第一实施例中,根据图4的流程图,校正步骤S320包括以下子步骤。

[0088] 在步骤S320A处,基于针对相同目标的透射图像来估计与康普顿散射有关的散射分数或其他量。

[0089] 然后,在步骤S320B处,将散射估计值(例如,散射分数)应用于暗场图像数据以实现校正。散射分数信息的应用包括逐像素减法或其他合适的算术运算。例如,如果图像数据优选在对数域中,则从测量的暗场图像数据中减去散射分数。否则,如果不使用对数,则将接收到的暗场图像数据逐像素地除以针对相应的像素的相应的散射分数。

[0090] 如前所述,即使使用防散射网格,康普顿散射通常也参与DAX成像。康普顿散射照常导致透射图像中的对比度损失,但是已经发现,可见度V和暗场信号D也减少了相同的程度。因此,能够如下校正两个数据通道:

[0091] $I_{\text{散射校正}} = I_{\text{测量}} - S \quad (1)$

[0092] ($I_{\text{散射校正}} = P$; 即, $I_{\text{散射校正}} = I_{\text{测量}} * (1 - SF)$) (2)

[0093] 并且

[0094] $T_{\text{散射校正}} = I_{\text{散射校正}} / I_0 \quad (3)$

[0095] 或者

[0096] $\log(T_{\text{散射校正}}) = \log(T_{\text{测量}}) + \log(1 - SF) \quad (T_{\text{散射校正}} < T_{\text{测量}}) \quad (4)$

[0097] $D_{\text{散射校正}} = D_{\text{测量}} / SF \quad (D_{\text{散射校正}} > D_{\text{测量}}) \quad (5)$

[0098] 或者

[0099] $\log(D_{\text{散射校正}}) = \log(D_{\text{测量}}) - \log(SF) \quad (6)$

[0100] 换句话说,当不在对数域中时,将散射分数逐像素地相除或者与暗场图像D的像素值相乘以实现校正(公式(5))。如果在对数域(公式(6))中,则逐像素减去散射分数贡献。在以上校正算法中,在公式(1)–(4)处对透射图像的(额外)校正本文中是任选的。本文同样设想了上述校正算法(1)–(6)的任何等效的重新形成的公式。

[0101] 能够通过已知的散射估计技术根据透射图像估计散射分数SF本身。例如,在一个实施例中,根据辐射的物理模型、所测量的透射率和所测量的强度I中的局部梯度来估计散射分数SF。通常,进行康普顿散射校正使得 $\log(P) = \log(I) + \log(1 - SF)$,以便补偿因康普顿散射引起的对比度损失。另请参见附录中术语的解释/定义。能够在W0 2007/148263中找到关于散射分数估计的更多细节,其中,基于水球体模估计了散射。可以使用除水以外的其他材料。另外,还设想了基于体模的散射校正方案。在这些类型或类似类型的技术或散射估计技术中,散射内核是预先计算的并保存在数据库中。散射内核表示与不同大小和/或取向的不同体模体(例如,上述水球)有关的散射。可以将体模体的透射特性与透射图像(局部或全局)匹配以找到最佳匹配。然后,将与匹配的体模体相关联的内核用作(康普顿)散射估计。

在以下实施例中也可以使用这种基于体模的散射估计。

[0102] 现在转到第二实施例,其中,步骤S320中的校正至少部分地对投影数据进行操作。如上所述,该实施例中的校正步骤是“两通/步进”算法。更具体地,在第一通中,通过根据投影数据重建来生成很可能遭受康普顿散射的常规的中间透射图像。然后,该第一通图像借助于已知的康普顿散射校正技术(例如上述方法)用于估计中间图像中的康普顿散射信号。已经发现,在非常良好的近似中,康普顿散射信号不取决于相对光栅位置。因此,该估计能够用于校正投影数据,并且随后的重建能够用于获得改善的DAX信号。在干涉测量设置中,待校正的投影数据是根据在相位步进扫描中获得的相位曲线形成的,并且重建对应于上述相位检索算法。图5中的流程图概述了这种2通校正步骤所涉及的子步骤。

[0103] 最初,通过使感兴趣目标暴露于X射线并在X射线探测器D处进行探测来采集感兴趣目标的X射线投影数据。

[0104] 在步骤S320_10处,首先基于根据投影数据重建的透射数据来估计康普顿散射。

[0105] 在步骤S320_20处,然后基于在步骤S320_10中估计的康普顿散射信息对投影数据执行校正。

[0106] 在步骤S320_30中,然后执行另一重建,并且基于经如此校正的投影数据来获得经校正的暗场图像。

[0107] 如上所述,能够使用如上所述的拟合操作来完成重建。替代地,能够替代地使用能够计算暗场图像的任何其他重建方法。如果如在干涉测量设置中那样涉及相位步进操作,则如以上关于图1所解释的那样,投影数据包括相位曲线。

[0108] 而且,根据所有上述实施例应当清楚,尽管是在实时或在线设置下完成的,但是仍然不必在执行上述步骤之前直接进行投影数据采集。替代地,在执行上述步骤之前(几分钟、几小时或几天)就已经很好地采集了投影数据,然后根据需要从存储设备中检索出投影数据。

[0109] 具体参考全视场系统,能够如下更详细地理解根据图5的流程图的校正步骤。在全FoV的情况下,信号D和T是在第一通中根据原始数据 R_i 通过逐像素将以下模型拟合到原始数据 R_i (“i”是相位步进索引)来导出的:

$$[0110] \quad R_i = TI_0(1 + DV_0 \cos(\alpha_0 + i \Delta \alpha)) \quad (7)$$

[0111] 标准正弦曲线模型包括三个专用的拟合变量,其用于以下三个贡献:透射(T)、暗场(D)和相位变化(α)。如上所述,由于存在独立于光栅位置的额外的康普顿散射背景信号S,因此建模假设(7)是不完整的。因此,可以将该贡献作为添加项来并入以产生新的模型:

$$[0112] \quad R_i = TI_0(1 + DV_0 \cos(\alpha_0 + i \Delta \alpha)) + S, \text{ 其中, } T \cdot I_0 = P \quad (8)$$

[0113] 能够将根据表达式(8)的具有康普顿散射贡献的新的模型重新表示为:

$$[0114] \quad R_i = (TI_0 + S)(1 + \frac{I_0 T}{I_0 T + S} DV_0 \cos(\alpha_0 + i \Delta \alpha)) \quad (9)$$

[0115] 方便的是,不考虑绝对的散射量,而是考虑所谓的散射分数,其被定义为:

$$[0116] \quad SF = \frac{S}{S + P}$$

[0117] 使用该定义,能够将公式(9)中 DV_0 前面的因子写为:

$$[0118] \quad \frac{I_0 T}{I_0 T + S} = 1 - SF \quad (10)$$

[0119] 因此,根据通过对(8)进行拟合而进行的第一通重建而得到的D的第一估计值的误差为因子1-SF。我们建议然后能够使用对平均信号(TI_0+S)的散射校正的结果来简单地应用校正。换句话说,按照下式对每个i校正 R_i :

$$[0120] \quad R_{i_{\text{散射校正}}} = R_i - S \quad (11)$$

[0121] 或者以其他方式将散射信息S与初始投影数据 R_i 进行逐像素的适当算术组合。

[0122] 根据公式(11),经校正的投影数据 $R_{i_{\text{散射校正}}}$ 然后在第二通校正中被拟合为新的正弦模型,具体如下:

$$[0123] \quad R_{i_{\text{散射校正}}} = TI_0(1 + DV_0 \cos(\alpha_0 + i \Delta \alpha)) \quad (12)$$

[0124] 在以上公式中,参考数据(I_0 、 V_0 和 α_0)通常取决于像素位置“i”,但是为了简化记号,在上面删除了索引。

[0125] 上述公式也能够应用于狭缝扫描系统,在该狭缝扫描系统中,处理不是针对每个像素位置i的,而是针对每条包括合并由不同像素感测的但与相同的给定几何射线相关联的所有投影数据的几何射线。值得注意的是,在该实施例中,分别针对每个狭缝位置而不是针对整个FoV对重建的透射图像执行散射估计。如上所述,能够使用相同的散射估计技术。然后,从针对相应的狭缝位置的投影原始数据中减去针对各个狭缝位置估计的所获得的散射,或者以其他方式将所获得的散射与所述投影原始数据进行算术组合,以获得经校正的投影数据。然后,利用经如此校正的投影数据和公式8中给出的模型来执行第二通重建。根据上述内容应当理解,暗场、透射和相位图像是通过相同的算法产生的(相位检索),但是不一定在所有实施例中都是如此。还设想到其他实施例,其中,通过不同的算法和/或通过不同的成像器等来产生相关联的透射图像。然而,应当确保优选以相同的时间和相同的成像几何从相同的目标采集暗场图像和透射图像。然而,透射图像和待校正的暗场图像很可能是在不同的时间采集或产生的,并且透射图像是在对即时暗场图像进行康普顿散射校正时从(医院信息系统(HIS)或其他系统的PACS(图片存档和通信系统)的)图像存储器、数据库中检索到的。

[0126] 尽管在上文中,术语“重建”主要被用作对具有对相位步进数据的曲线拟合的相位检索算法的引用,但是本文还设想了能够产生暗场信号的其他重建算法。这些其他重建算法可能会或也可能不会产生相关联的透射图像,它们可能会或也可能不会涉及相位步进并且/或者它们可能会或也可能不会涉及光栅结构(例如,干涉仪)等。相关联的透射数据可以通过其他重建算法和/或其他成像仪器来获得。

[0127] 在一个实施例中,从以上内容获得的经散射校正的暗场图像还能够与射束硬化校正算法和/或考虑“偏置效应”的额外算法一起使用。偏置效应与以下事实有关:在低X射线剂量下具有相对较高的量子噪声影响时,可见度测量引起V值和D值太高。换句话说,所提出的校正系统IPS和方法能够与所提到的其他两种校正算法结合使用以进一步提高暗场信号清晰度,从而考虑不利地削弱暗场信号清晰度的三种已知效果:(如本文所提出的)康普顿散射、射束硬化和偏置。

[0128] 可以通过组织类型区分来细化图1-5中的上述实施例中的任何一个中的康普顿散射估计。更具体地,康普顿散射估计考虑了给定图像位置处的特定组织类型。仍然更具体地,并且在实施例中,测量骨的量以建立骨分数,然后基于(局部)骨分数测量结果针对每个图像位置调整康普顿散射估计。可以使用诸如在申请人的US 2012/0257810中描述的现有的骨识别技术来估计骨分数(数值)。

[0129] 基于骨分数调整的康普顿散射估计允许实现更准确的暗场成像结果。这是因为不同的组织类型/材料会引起不同量的康普顿散射。具体地,软组织和骨引起的康普顿散射的量明显不同。更具体地,例如,光电效应对骨的衰减贡献比对水的衰减贡献更大。换句话说,对于相同的总衰减,水目标产生的康普顿散射比骨目标产生的康普顿散射多。这种效应对于低能量情况(其中,光电效应对总衰减具有显著贡献)更为显著。这种类型的低能量设置特别适用于暗场成像,在暗场成像中,成像装置IA通常在70keV左右或70keV以下的管电压下工作。换句话说,在基于体模的散射估计技术(例如,上述的水球法)中,存在系统性错误估计(特别是高估)康普顿散射的趋势。

[0130] 在一个实施例中,本文提出了通过图像处理根据放射摄影图像来识别骨的(一个或多个)位置,以便识别具有骨对总衰减有贡献的图像区。可以通过使用虚拟的(即,基于图像的)胸廓去除技术(例如,申请人的US 2012/0257810)或其他图像处理技术(例如,在US 2009/0060372或US 2009/0290779中描述的技术)来实施该步骤。根据US 2012/0257810的申请人的骨去除算法被配置为仅去除肋骨。优选地,但是任选地,并不探测其他骨部分(例如,椎骨)且并不将其他骨部分从图像中去除。本文也设想到了这一点,使得某些材料或组织类型(例如,骨或其他部分)在图像处理中仅在预定义区域或感兴趣区域(例如,胸部)中被虚拟去除。

[0131] 无论使用哪种骨去除算法,本文设想到这些算法都允许估计软组织和骨对总衰减的相应贡献。有了这些知识,现在就能够针对软组织和骨来独立地估计和校正康普顿散射。该结果将产生更好的定量值,其能够用于疾病严重性估计。更详细地,在实施例中,由校正模块CM或在上述步骤S320A、S320_10中执行的康普顿散射估计可以包括以下子步骤:

[0132] a) 在透射图像中(在图像或投影域中)识别表示骨的区;

[0133] b) 估计针对整个图像或每个图像位置(体素或像素)的在透射图像中测量的骨对总透射的贡献量(例如,百分比),以得出骨分数值;

[0134] c) 用用于基于水体模的散射校正/估计的穿过水的康普顿散射等效路径长度代替相应的穿过骨的路径长度。在该子步骤中,可以使用已知的骨与水的有区别的光电衰减来确定针对所测量的强度的校正因子(即,射束的无散射衰减)。

[0135] d) 优选从预定义的数据库中选择(在步骤c处的)与确定的水厚度等效值最匹配的预计算的散射内核。

[0136] 当涉及大而粗的骨时,这些步骤使康普顿散射校正更加准确。具体地,由于骨包括水样组织和骨矿物质(例如,羟基磷灰石 $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$)的混合物,因此钙(Ca)成分和磷(P)成分使得光电吸收对总衰减贡献更大。因此,预期经调整的散射校正将得到较低(但更准确)的康普顿散射估计。

[0137] 子步骤c)、d)是任选的,并且特别适用于基于体模体的散射估计技术(例如,基于水球的方法)。如果能够估计骨(或其他感兴趣的材料/组织类型)对总透射的贡献,则步骤

a) 也是任选的, 否则无法进行定位。

[0138] 可以与发现的骨的量成比例地计算步骤c) 中的校正因子。

[0139] 在替代实施例中, 我们建议利用来自软组织和骨的散射以良好近似的方式相加的观察结果。使用该观察结果, 能够使用不同的散射内核 (分别用于软组织和骨) 分别根据软组织图像和骨图像来估计散射贡献, 然后将这两个贡献相加。可以通过上面引用的骨识别算法中的任何一种来获得软组织图像和骨图像。一旦获得了骨图像, 就从总输入透射图像中减去骨图像, 从而导出软组织图像。

[0140] 应当理解, 在上面主要参考了与康普顿散射估计有关的骨分数与软组织的关系, 因为这与肺成像特别相关。然而, 在其他成像背景中, 上述对康普顿散射估计的区分和细化可以容易地应用于除骨/软组织以外的材料/组织, 并且本文也设想到了这样的实施例。同样地, 尽管上文已经具体参考基于体模的散射估计技术进行了描述, 但是本文还设想到了其他散射估计方法。

[0141] 本文公开的IPS的一个或多个特征或部件可以被配置或实施为/具有在计算机可读介质内编码的电路和/或其组合。电路可以包括分立和/或集成的电路、专用集成电路(ASIC)、片上系统(SOC)及其组合、机器、计算机系统、处理器和存储器、计算机程序。

[0142] 在本发明的另一示例性实施例中, 提供了一种计算机程序或计算机程序单元, 其特征在于, 其适于在适当的系统PU上运行根据前述实施例之一的方法的方法步骤。

[0143] 因此, 计算机程序单元可以被存储在计算机单元中, 该计算机程序单元也可以是本发明的实施例的部分。该计算单元可以适于执行或引起对上述方法的步骤的执行。此外, 该计算单元可以适于操作上述装置的部件。该计算单元PU能够适于自动操作和/或运行用户的命令。计算机程序可以被加载到数据处理器的存储器中。因此, 可以装备数据处理器来执行本发明的方法。

[0144] 本发明的该示例性实施例覆盖从一开始就使用本发明的计算机程序, 以及借助于将现有程序更新转换为使用本发明的程序的计算机程序二者。

[0145] 另外, 计算机程序单元可以能够提供所有必要步骤以完成如上所述的方法的示例性实施例的流程。

[0146] 根据本发明的另外的示例性实施例, 提出了一种计算机可读介质, 例如, CD-ROM, 其中, 该计算机可读介质具有被存储于所述计算机可读介质上的计算机程序单元, 所述计算机程序单元由前面的章节所描述。

[0147] 计算机程序可以被存储和/或分布在合适的介质 (特别是但不一定是非瞬态介质) 上, 例如, 与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质, 但是也可以以其他形式分布, 例如, 经由互联网或其他有线或无线的电信系统分布。

[0148] 然而, 计算机程序也可以存在于网络 (如万维网) 上, 并且能够从这样的网络被下载到数据处理器的存储器中。根据本发明的另外的示例性实施例, 提供了用于使计算机程序单元可用于下载的介质, 所述计算机程序单元被布置为执行根据本发明的先前描述的实施例中的一个实施例的方法。

[0149] 必须注意, 本发明的实施例是参考不同主题来描述的。尤其地, 一些实施例是参考方法型权利要求来描述的, 而其他实施例是参考装置型权利要求来描述的。然而, 除非另有说明, 本领域技术人员将从以上和以下的描述中推断出, 除属于一种类型的主题的特征的

任意组合之外,涉及不同主题的特征之间的任意组合也被认为在本申请中得到公开。然而,所有的特征都能够被组合来提供多于特征的简单加合的协同效应。

[0150] 虽然已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示例性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0151] 在权利要求中,“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在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0152] 附录:术语定义

[0153]

I	目标后面的探测器上的 X 射线的强度。
I_0	无目标时探测器上的 X 射线的强度。
$T=I/I_0$	目标的透射率。
V	可见度=目标后面的条纹的对比度。
V_0	可见度=在空白扫描中无目标时的条纹的对比度。
$D=V/V_0$	暗场信号。 D 等于对比度。 例如,在合适的映射中, $D=1$ 意指“射束中没有散射材料”。
$DAX=-\log(D)$	该 DAX 信号与射束中的散射材料的量成比例。 $DAX=0$ 意指没有这样的目标。

[0154]

P	主信号，X 射线强度的“构成真实信号”的衰减部分。
S	康普顿散射辐射。这是源于经康普顿散射的辐射并降低图像的对比度的目标后面的 X 射线的量。
$I=P+S$	
$SF=S/(S+P)$ $\log(SF)=\log(S)-\log(I)$	散射分数。它是散射在总信号中所占的百分比。 对于没有防散射网格的重目标而言， SF 能够高达 95%。在 DAX 图像中，它仍能够具有 10% 的数量级。
$C_{\text{散射校正}}$ $=0.5*(P_{\text{目标}}-P_{\text{背景}})/(P_{\text{目标}}+P_{\text{背景}})$	由于仅主要辐射引起的目标的对比度。
$C_{\text{测量}}=0.5*(I_{\text{目标}}-I_{\text{背景}})/(I_{\text{目标}}+I_{\text{背景}})$	测量的强度中的目标的对比度。
$C_{\text{散射校正}}=C_{\text{测量}}*(1-SF)$	$(1-SF)$ 是对比度损失因子。
$P=I-S$ $P=I*(1-SF)$	线性域中的基本散射校正公式。替代地，仅减去 S 的部分，因为这已显示出良好的结果。
$\log(P)=\log(I)+\log(1-SF)$	对数域中的散射校正。

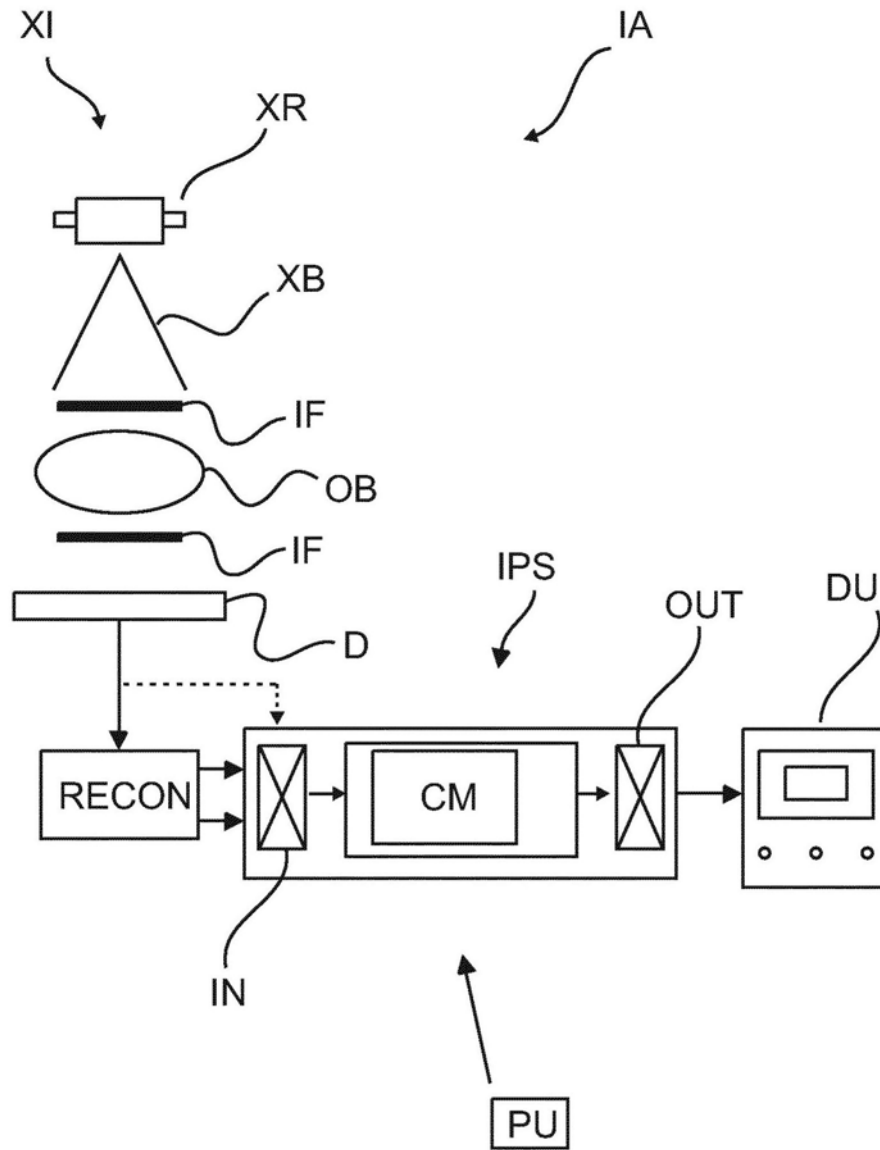


图1

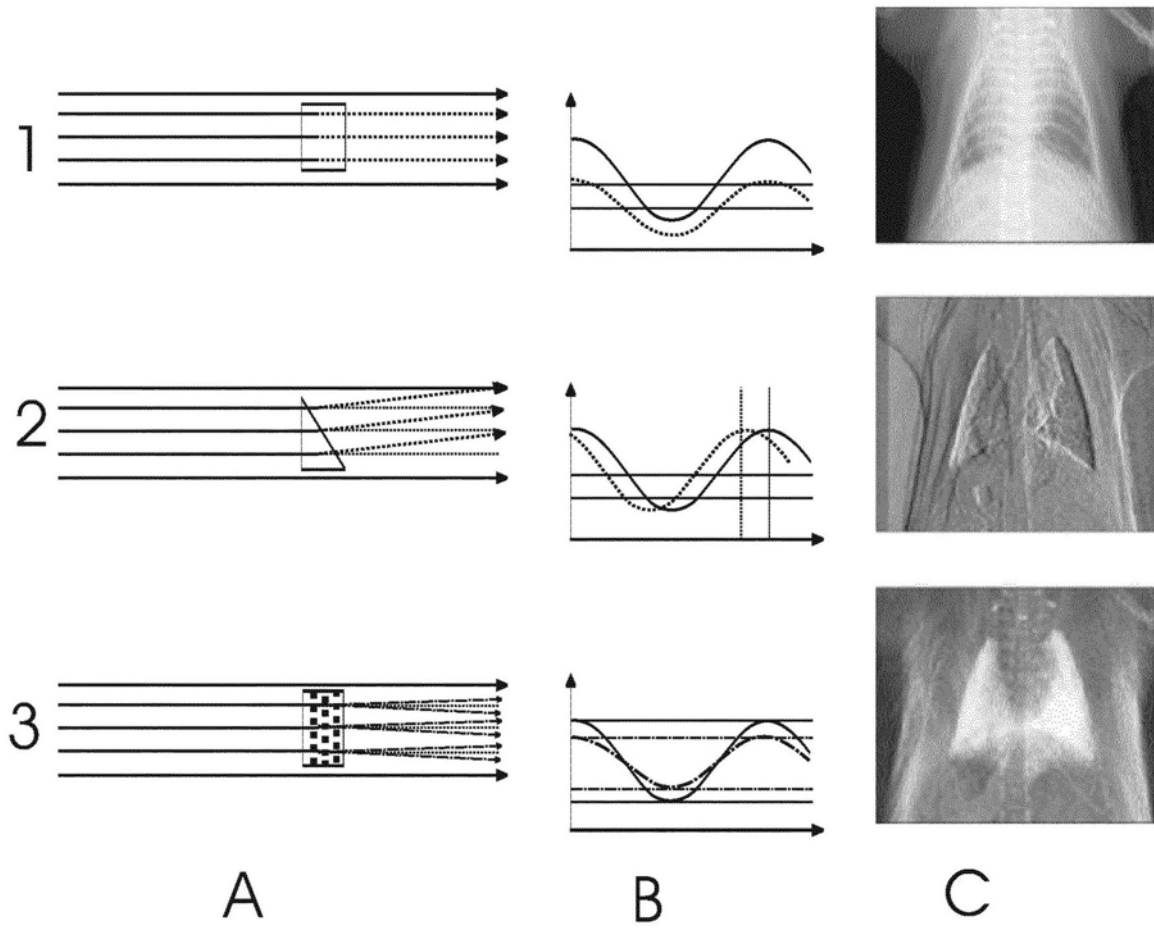


图2

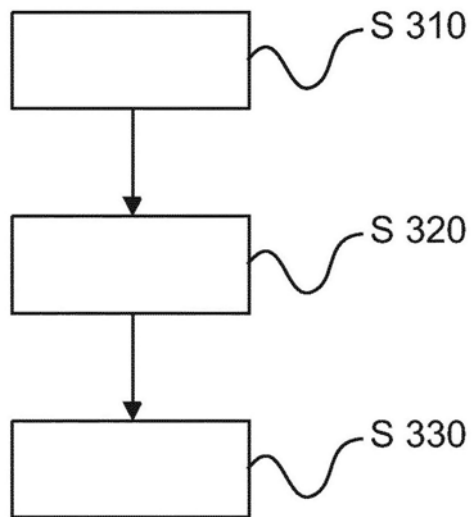


图3

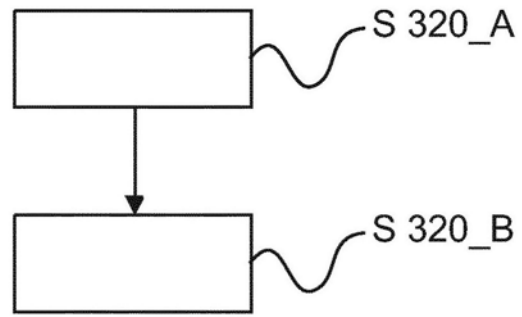


图4

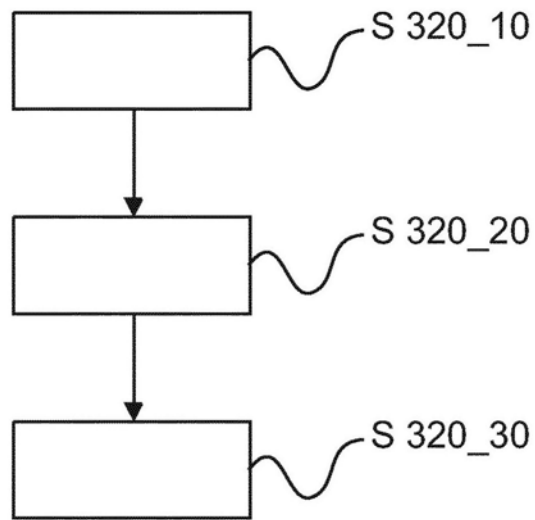


图5