



(10) 授权公告号 CN 109074635 B

(45) 授权公告日 2023. 05. 30

(21) 申请号 201780027532.6

(22) 申请日 2017.04.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109074635 A

(43) 申请公布日 2018.12.21

(30) 优先权数据
16168100.2 2016.05.03 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.02

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/059582 2017.04.24

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/190968 EN 2017.11.09

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·贝格纳 B·J·布伦德尔
T·克勒

(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 李光颖 王英

(51) Int.Cl.
G06T 5/00 (2006.01)
G06T 11/00 (2006.01)

(56) 对比文件
EP 2385494 A1, 2011.11.09
US 2013287279 A1, 2013.10.31
US 2011200248 A1, 2011.08.18
JP 2009534665 A, 2009.09.24
WO 0014684 A1, 2000.03.16
US 2003190091 A1, 2003.10.09
WO 2013116709 A1, 2013.08.08
Michael Petrongolo等.A general
framework of noise suppression in
material decomposition for dual-energy
CT.《Medical Physics》.2015,第42卷(第8期),
4848-4862.

审查员 谢丽欣

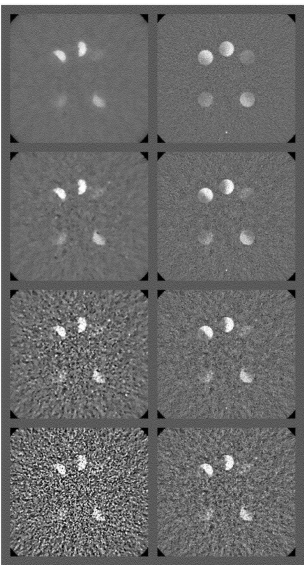
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于对向量值图像去噪的设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于对向量值图像去噪的设备(100),设备(100)包括:生成器(10),其被配置为生成初始损失函数(L_I),所述初始损失函数包括定义针对所述向量值图像的每个像素的相关噪声的模型的至少一个初始协方差矩阵(ICM);处理器(20),其被配置为通过修改所述初始协方差矩阵(ICM)的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素基于所述初始损失函数来提供包括至少一个最终协方差矩阵(FCM)的集合的最终损失函数(L_F);以及噪声抑制器(30),其被配置为使用包括所述至少一个最终协方差矩阵(FCM)的所述集合的所述最终损失函数(L_F)对所述向量值图像去噪。



1. 一种用于对向量值图像去噪的设备(100),所述设备(100)包括:
生成器(10),其被配置为生成初始损失函数(L_I),所述初始损失函数包括定义针对所述向量值图像的每个像素的相关噪声的模型的初始协方差矩阵(ICM);
处理器(20),其被配置为基于所述向量值图像的至少两个不同的空间频带通过将所述初始协方差矩阵(ICM)分裂为两个或更多个矩阵来修改所述初始协方差矩阵(ICM)的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素,从而提供包括至少两个最终协方差矩阵(FCM)的集合的最终损失函数(L_F);以及
噪声抑制器(30),其被配置为使用包括所述至少两个最终协方差矩阵(FCM)的所述集合的所述最终损失函数(L_F)对所述向量值图像去噪。
2. 根据权利要求 1 所述的设备,
其中,所述向量值图像的所述至少两个不同的空间频带由至少一个高空间频带和至少一个低空间频带来定义,其中,所述高空间频带包括比所述低空间频带更高的频率。
3. 根据权利要求 2 所述的设备,
其中,所述处理器(20)被配置为基于串扰移除与频率噪声的相关噪声移除之间的调谐来提供所述至少两个最终协方差矩阵(FCM)的所述集合。
4. 根据权利要求 1 所述的设备,
其中,所述生成器(10)被配置为通过将正则化项添加到所述初始协方差矩阵(ICM)与所述向量值图像的矩阵积来生成所述初始损失函数(L_I)。
5. 根据权利要求 4 所述的设备,
其中,所述生成器(10)被配置为通过添加包括正则化强度参数的所述正则化项来生成所述初始损失函数(L_I)。
6. 根据权利要求 1 所述的设备,
其中,所述生成器(10)被配置为生成包括所述至少一个初始协方差矩阵(ICM)的所述初始损失函数(L_I),所述初始协方差矩阵针对跨所述向量值图像的所有像素位置是恒定的。
7. 根据权利要求 1 所述的设备,
其中,所述处理器(20)被配置为执行以下操作:
所述向量值图像的最大似然性 CT 重建的材料投影域中的频率相关协方差调谐;和/或
利用所述向量值图像的高斯噪声模型的投影去噪。
8. 根据权利要求 1-7 中的任一项所述的设备,
其中,所述处理器(20)被配置为减小所述向量值图像的至少 n 个材料的不均匀性的边缘处的所述初始协方差矩阵(ICM)的非对角元素的绝对值。
9. 根据权利要求 8 所述的设备,
其中,所述处理器(20)被配置为从具有降低的噪声水平的所述向量值图像中提取所述材料不均匀性的所述边缘。
10. 根据权利要求 9 所述的设备,

其中,所述处理器(20)被配置为通过将以下中的至少一个应用到所述向量值图像来提取所述材料不均匀性的所述边缘:

索贝尔算子、普瑞维特算子、马尔-希尔德雷思算子、拉普拉斯算子和者微分边缘检测。

11.一种医学成像系统(1000),包括根据前述权利要求 1 至 10 中的一项所述的设备(100)。

12.一种用于对向量值图像去噪的方法,所述方法包括以下步骤:

借助于生成器(10)生成初始损失函数(L_I),所述初始损失函数包括定义针对所述向量值图像的每个像素的相关噪声的模型的至少一个初始协方差矩阵(ICM);

基于所述向量值图像的至少两个不同的空间频带通过将所述初始协方差矩阵(ICM)分裂为两个或更多个矩阵来修改所述初始协方差矩阵

(ICM)的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素,从而提供包括至少两个最终协方差矩阵(FCM)的集合的最终损失函数(L_F);并且

借助于噪声抑制器(30)使用包括所述至少两个最终协方差矩阵

(FCM)的所述集合的所述最终损失函数(L_F)对所述向量值图像去噪。

13.根据权利要求 12 所述的方法,还包括:

减小所述向量值图像的材料不均匀性的边缘处的所述初始协方差矩阵

(ICM)的非对角元素的绝对值。

用于对向量值图像去噪的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及迭代图像重建的领域。具体地，本发明涉及用于对向量值图像去噪的设备和方法。

背景技术

[0002] 在图像域中的迭代去噪中，针对光谱或者多能量X射线计算机断层摄影，迭代地求解通常具有以下形式的成本或者损失函数：

$$[0003] \quad L(\mu) = \sum_i (\mu_i - \mu_{i,\text{orig}})^T C_i^{-1} (\mu_i - \mu_{i,\text{orig}}) + \beta R(\mu)$$

[0004] 其中， i 是第 i 个图像像素的指数。 C_i^{-1} 是描述针对相同的图像像素 i 的材料图像的材料值（例如，光电效应和康普顿散射）之间的噪声的协方差矩阵的逆。 $\mu_{i,\text{orig}}$ 是包含针对输入图像的像素 i 的不同的材料值的向量，而 μ_i 包含针对像素 i 的去噪图像的材料值。

[0005] 针对单材料情况， C_i^{-1} 是每个像素中的逆噪声方差。 $R(\mu)$ 是正则化项并且 β 是正则化强度参数。具有 C_i^{-1} 的项反映每个像素中的相关高斯噪声的模型。

[0006] 在多能量CT中，针对一个图像像素的噪声在材料之间强烈地相关，并且因此由 C_i^{-1} 引入的耦合将高效地移除相关噪声部分，但是经验示出其还导致去噪材料图像之间的串扰，例如碘部分可以出现在应当例如没有碘的图像中。

[0007] US 2010/0220912 A1描述了用于CT图像数据的降噪的设备和方法，其中，检查对象的扫描和至少两个CT图像数据记录的生成均基于不同的X射线能谱而发生。

[0008] US 2013/0343624 A1描述了用于重建对象的图像分量密度的方法，包括：采集多光谱X射线断层摄影数据；执行多光谱X射线断层摄影数据材料分解以生成多个材料正弦图；通过迭代地优化包括材料分解正弦图中的至少两个的联合似然性项的函数来重建多幅材料分量密度图像。

发明内容

[0009] 能够存在对改进用于对向量值图像去噪的设备和方法的需要。

[0010] 这些需要由独立权利要求的主题满足。另外的示范性实施例根据从属权利要求和以下描述而是明显的。

[0011] 本发明的方面涉及用于对向量值图像去噪的设备。所述设备包括生成器、处理器和噪声抑制器。

[0012] 所述生成器被配置为利用针对所述向量值图像的每个像素的相关噪声的模型生成包括至少一个初始协方差矩阵的初始损失函数。

[0013] 所述处理器被配置为通过修改所述协方差矩阵的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素基于所述初始损失函数提供包括至少一个最终协方差矩阵的集合的最终损失函数。

[0014] 所述噪声抑制器被配置为使用包括至少一个最终协方差矩阵的集合的最终损失函数对所述向量值图像去噪。

[0015] 换言之,本发明有利地提供错误诊断结果被避免,因为去噪处理被改进。

[0016] 本发明有利地通过例如引入一个像素或者子区的材料值之间的频率特异性相关性减少串扰,即具有低空间频率的图像内容和高空间频率图像内容可以具有噪声模型中的不同的相关程度。

[0017] 本发明的另一第二方面涉及一种医学成像系统,包括根据第一方面或者根据第一方面的任何实施方式形式的设备。

[0018] 本发明的另一第三方面涉及一种用于对向量值图像去噪的方法,所述方法包括以下步骤:

[0019] -借助于生成器生成包括定义针对所述向量值图像的每个像素的相关噪声的模型的至少一个初始协方差矩阵的初始损失函数;

[0020] -借助于处理器通过修改所述初始协方差矩阵的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素基于初始损失函数提供包括至少一个最终协方差矩阵的集合的最终损失函数;并且

[0021] -借助于噪声抑制器使用包括至少一个最终协方差矩阵的集合的最终损失函数对所述向量值图像去噪。

[0022] 根据本发明的示范性实施例,所述处理器被配置为通过将所述初始协方差矩阵分裂成两个或更多个矩阵来修改所述初始协方差矩阵的所述至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素,从而基于所述向量值图像的至少两个不同的空间频带提供依据至少两个最终协方差矩阵的集合。例如,至少两个不同的空间频带的低频带中的相关性被降低并且因此所述串扰有利地被减少。

[0023] 根据本发明的示范性实施例,所述处理器被配置为修改所述初始协方差矩阵的所述至少一个子矩阵和/或所述至少一个矩阵元素,其中,所述至少两个最终协方差矩阵基于由至少一个高空间频带和由至少一个低空间频带定义的所述向量值图像的至少两个不同的空间频带,其中,所述高空间频带包括比所述低空间频带更高的频率。这有利地允许可以通过调节调谐的串扰与相关去噪性能之间提供的折中。

[0024] 换言之,例如,针对频率相关方法,输入协方差被分裂成两个或更多个部分,使得提供多个协方差矩阵。在噪声抑制器操作期间,所述图像可以例如分裂成针对高频率的一幅图像和用于低频率的一幅图像,并且两者经受使用个体协方差矩阵的以上集合的去噪,即,至少两个最终协方差矩阵的一个矩阵被用于高频率并且至少两个最终协方差矩阵的一个矩阵被用于低频率。

[0025] 换言之,根据本发明的示范性实施例,可以存在被用于不同的图像部分的多个协方差矩阵,并且不同的频带中的图像的分裂可以利用噪声抑制器在所述去噪期间被执行。

[0026] 根据本发明的示范性实施例,所述处理器被配置为基于串扰移除与频率噪声的相关噪声移除之间的调谐来提供至少最后两个协方差矩阵的集合。这有利地允许经改进的去噪性能。

[0027] 根据本发明的示范性实施例,生成器被配置为通过将正则化项添加到至少一个初始协方差矩阵和向量值图像的矩阵积来生成初始损失函数。这有利地通过调节所述正则化项提供频率噪声的经改进的相关噪声移除。

[0028] 根据本发明的示范性实施例,生成器被配置为通过添加包括正则化强度参数的正

则化项生成初始损失函数。这有利地允许经改进的去噪性能。

[0029] 根据本发明的示范性实施例,生成器被配置为生成包括至少一个初始协方差矩阵的初始损失函数,所述至少一个初始协方差矩阵针对跨所述向量值图像的所有像素位置是恒定的。这有利地允许具有减少的要求的计算功率的经改进的去噪性能。

[0030] 根据本发明的示范性实施例,处理器被配置为基于初始协方差矩阵的分裂提供包括最终协方差矩阵的最终损失函数。这有利地允许具有减少的去噪伪影的经改进的去噪性能。

[0031] 根据本发明的示范性实施例,所述处理器被配置为通过执行以下操作基于初始损失函数提供包括所述至少一个最终协方差矩阵的集合的最终损失函数:

[0032] i) 所述向量值图像的最大似然CT重建的材料投影域中的频率相关协方差调谐;和/或

[0033] ii) 利用所述向量值图像的高斯噪声模型的投影去噪。

[0034] 根据本发明的示范性实施例,所述处理器被配置为通过减小所述向量值图像的至少n个材料的不均匀性的边缘处的所述初始协方差矩阵的非对角元素的绝对值基于所述初始损失函数提供包括至少一个最终协方差矩阵的集合的最终损失函数。这有利地提供一种减小材料图像中的不均匀性的边缘处的协方差矩阵中的非对角元素的绝对值的方法。这有利地允许经改进的去噪性能。

[0035] 根据本发明的示范性实施例,处理器被配置为从具有减少的噪声水平的向量值图像提取所述材料不均匀性的边缘。这有利地提供具有减少和抑制的串扰的经改进的图像去噪。

[0036] 根据本发明的示范性实施例,所述处理器被配置为通过向所述向量值图像应用索贝尔算子、普瑞维特算子、马尔-希尔德雷思算子、拉普拉斯算子或者微分边缘检测来提取材料不均匀性的边缘。这有利地允许经改进的去噪性能。

[0037] 根据本发明的示范性实施例,所述处理器被配置为通过在从图像提取的特征上应用分类算法(如支持向量机或者神经网络)来提取所述材料不均匀性的边缘。这有利地允许经改进的去噪性能。

[0038] 根据本发明的示范性实施例,基于利用训练数据集的先验训练或者预训练,所述处理器被配置为在每个像素中应用给定高值-比平均值更高或者比初始地现值更高-的分类算法,如果材料不均匀,则相似的边缘最可能存在。换言之,如果边缘利用特定概率检测,例如如果存在具有95%的概率的边缘的检测,则所述检测是真的。对于具有高值的像素,所述协方差并且因此所述串扰有利地通过应用所述分类算法的所述处理器减少。

[0039] 执行本发明的方法的计算机程序可以被存储在计算机可读介质上。计算机可读介质可以是软盘、硬盘、CD、DVD、USB(通用串行总线)存储设备、RAM(随机存取存储器)、ROM(只读存储器)和EPROM(可擦可编程只读存储器)。计算机可读介质还可以是数据通信网络(例如,因特网),其允许下载程序代码。

[0040] 本文所描述的方法、系统和设备可以被实施为在数字信号处理器DSP中、在微控制器中或在任何其他端处理器(诸如专用集成电路(ASIC)、CPLD或FPGA内的硬件电路)中的软件。

[0041] 本发明可以被实施在数字电子电路中或者在计算机硬件、固件、软件或其组合中,

例如,在常规医学成像设备的可用硬件中或者在专用于处理本文所描述的方法的新硬件中。

附图说明

[0042] 对发明的更完整的理解和其伴随优点将通过未按比例绘制的以下示意图清楚地理解,其中:

[0043] 图1示出了用于解释本发明的来自多通道光/散射重建的散射图像的去噪结果;

[0044] 图2示出了用于解释本发明的根据真实数据散射图像的来自多通道光/散射重建的散射图像的去噪结果;

[0045] 图3示出了用于解释本发明的示意性光电效应图像和康普顿散射图像;

[0046] 图4示出了根据本发明的示范性实施例的用于对向量值图像去噪的设备和医学成像系统的示意图;并且

[0047] 图5示出了根据本发明的示范性实施例的用于对向量值图像去噪的流程图的示意图。

具体实施方式

[0048] 附图中的图示仅仅是示意性的而不旨在提供比例关系或者大小信息。在不同的附图中,相似或者相同元件被提供有相同附图标记。通常,相同部分、单元、实体或者步骤在描述中被提供有相同附图标记。

[0049] 图1示出了用于解释本发明的来自多通道光/散射重建的散射图像的去噪结果。

[0050] 如在图1中所示,图像被分裂到不同的空间频带中,例如,高空间频率和低空间频率。取决于频带,然后在成本函数中修改不同的材料之间的相关性。

[0051] 在图1中,上行示出了具有在低频率中被设置为零的协方差的新颖方法。下行示出了常规去噪。列示出了不同水平的正则化强度。在与如稍后在图2中示出的真实数据比较的情况下,右下图示出了插入物中的大量的串扰。用于对向量值图像去噪的方法提供了减少该串扰的经改进的方法,如图1的右上图像中所示的。

[0052] 例如,用于对向量值图像去噪的方法允许降低低频带中的材料之间的相关性并且因此减少这些频带中的材料之间的串扰。这以移除这些频带中的相关噪声的降低的性能为代价出现,因为噪声模型现在假设由于减少的相关性的较少的相关性。

[0053] 根据本发明的示范性实施例,串扰与低频噪声的相关噪声移除之间的调谐由处理器和/或由噪声抑制器提供。应用用于对向量值图像去噪的方法提供如图1和图2所示的经改进的方法。具体地,图1和图2两者示出了本方法如何减少串扰的范例。

[0054] 图2示出了用于解释本发明的根据真实数据散射图像的来自多通道光/散射重建的散射图像的去噪结果。

[0055] 根据本发明的示范性实施例,我们具有以上一个的抽象成本函数 $L(\mu)$,如:

$$[0056] \quad L(\mu) = (\mu - \mu_{\text{orig}})^T W (\mu - \mu_{\text{orig}}) + \beta R(\mu)$$

[0057] 其中,图像向量 μ 包括所有材料和像素位置。矩阵 W 可以被视为具有对角线上的原始问题的逆协方差的分块对角矩阵。 μ_{orig} 是包含针对输入图像的每个像素的不同的材料值的向量,而 μ 包含针对每个像素的去噪图像的材料值。

[0058] 针对单材料情况， W 是每个像素中的逆噪声方差。 $R(\mu)$ 是正则化项并且 β 是正则化强度参数。

[0059] 我们现在介绍分裂到高空间频率 HF 和低空间频率 LF 中的频率，

$$[0060] \quad L(\mu) = ((F_{HF} + F_{LF})d)^T W ((F_{HF} + F_{LF})d) + \beta R(\mu),$$

[0061] 其中，我们将差异 $\mu - \mu_{orig}$ 缩写为 d 。矩阵 F_{HF} 和 F_{LF} 执行滤波。在频率分裂中，我们可以选择例如 $F_{HF} + F_{LF} = I$ （即，单位矩阵），使得如果我们添加滤波器，则我们仍然具有原始问题。

[0062] 在下一步骤中，我们可以例如经由乔列斯基分解将 W 分裂为：

$$[0063] \quad W = K^T K$$

$$[0064] \quad L(\mu) = ((F_{HF} + F_{LF})d)^T K^T K ((F_{HF} + F_{LF})d) + \beta R(\mu)$$

$$[0065] \quad = (F_{HF}d)^T K^T K (F_{HF}d) + (F_{LF}d)^T K^T K (F_{LF}d) + (F_{LF}d)^T K^T K (F_{HF}d) + (F_{HF}d)^T K^T K (F_{LF}d) + \beta R(\mu)$$

[0066] 这给定现在通过选择 K_{HF} 和 K_{LF} 针对每个像素位置中的高频率和低频率不同地选择 K^T 的机会：

$$[0067] \quad L_{\text{新}}(\mu) = (F_{HF}d)^T K_{HF}^T K_{HF} (F_{HF}d) + (F_{LF}d)^T K_{LF}^T K_{LF} (F_{LF}d) + (F_{LF}d)^T K_{LF}^T K_{HF} (F_{HF}d) + (F_{HF}d)^T K_{HF}^T K_{LF} (F_{LF}d) + \beta R(\mu)$$

[0068] 根据本发明的示范性实施例，协方差矩阵针对跨图像的所有像素位置是恒定的。成本函数可以被重新制定为：

$$[0069] \quad L_2(\mu) = \sum_i \sum_j c_{i,j} (\tilde{\mu}_i - \tilde{\mu}_{i,orig})^T (\tilde{\mu}_j - \tilde{\mu}_{j,orig}) + \beta R(\mu)$$

$$= \sum_i \sum_j c_{i,j} \tilde{d}_i^T \tilde{d}_j$$

[0070] 其中， $\tilde{\mu}_i$ 是具有针对第 i 材料的像素值的图像向量。 $c_{i,j}$ 是逆协方差矩阵的系数。因此， \tilde{d}_i 现在指代差异向量。

[0071] 滤波现在经由下式不同地引入：

$$[0072] \quad L_{\text{新},2}(\mu) = \sum_i \sum_j c_{i,j,LF} \tilde{d}_i^T F_{LF}^T F_{LF} \tilde{d}_j + \sum_i \sum_j c_{i,j,HF} \tilde{d}_i^T F_{HF}^T F_{HF} \tilde{d}_j + \beta R(\mu)$$

[0073] 其中， $c_{i,j,LF}$ 和 $c_{i,j,HF}$ 是用于低频率和高频率的逆协方差。再次， F_{LF} 和 F_{HF} 是空间滤波器，其此处在不同的材料图像上操作。成本函数明显地可以通过选择下式减少到原始问题：

$$[0074] \quad c_{i,j,LF} = c_{i,j,HF} = c_{i,j}$$

[0075] 并且

$$[0076] \quad F_{HF}^T F_{HF} + F_{LF}^T F_{LF} = I$$

[0077] 后者条件等价于频率域中的噪声能量的分裂。

[0078] 根据本发明的示范性实施例，原始问题通过将以下额外的项添加到成本或者损失函数来修改：

$$[0079] \quad \sum_i \sum_j c_{i,j,k} \tilde{d}_i^T F_k^T F_k \tilde{d}_j。$$

[0080] 再次，串扰与相关去噪性能之间的折中可以通过调节来调谐。

[0081] 根据本发明的示范性实施例,我们介绍了最大似然性CT重建的材料投影域中的频率相关协方差调谐或者利用高斯噪声模型的投影去噪。

[0082] 除了为了重建我们使用前向投影图像 $A\mu$ 和测量投影而不是 μ 和 μ_{orig} 之外,我们可以使用与在以上实施例中相同的形式。

[0083] 图3示出了用于解释本发明的示意性光电效应图像和康普顿散射图像。

[0084] 图3示出了将提出的方法应用到模拟数据。上行示出了光电效应图像,下行示出了康普顿散射图像。

[0085] 在图3中,从左到右,示出了以下图像:i) 真实数据(体模)、ii) 用于去噪的噪声输入、iii) 利用原始协方差矩阵的去噪、iv) 根据用于本发明的去噪的方法的利用经修改的协方差矩阵的去噪。

[0086] 在图3中,在较大的不均匀性周围的小不均匀性是显示。体模中的这些小不均匀性仅在如左上示出的光电图像而不是在如左下示出的散射图像中出现。

[0087] 然而,在应用利用原始协方差矩阵的去噪之后,这些不均匀性还在散射图像(底部,从右边第二个)中出现。这是以上提到的串扰的一个表现。应用利用经修改的协方差的去噪,该串扰显著地减少(右下)。

[0088] 根据本发明的示范性实施例,在多能量CT中针对一个图像像素的噪声在材料之间是强相关的,并且因此由 C_i^{-1} 引入的耦合将高效地移除相关噪声部分,但是经验示出它还导致材料图像之间的串扰,例如碘部分可以在应当没有碘等的图像中出现。这可以导致错误的诊断结果并且需要避免。

[0089] 根据本发明的示范性实施例,材料图像之间的串扰的根本原因是噪声模型中的强噪声相关性的表示。这在协方差矩阵 C_i 中的非对角元素的大负值中变得明显。此外,可以观察到,串扰在不均匀性的边缘处特别地强烈地出现。因此,想法是减少材料图像中的不均匀性的边缘处的协方差矩阵 C_i 中的非对角元素的绝对值。

[0090] 根据本发明的示范性实施例,不均匀性的边缘从具有低噪声水平的图像提取(例如,通过将索贝尔算子应用例如到预去噪的70keV单能量图像),并且减小属于具有强边缘响应的图像像素的那些协方差矩阵的非对角元素的绝对值。然后,利用经修改的协方差矩阵来执行统计去噪。在图3中给定针对该过程的结果。

[0091] 图4示出了根据本发明的示范性实施例的用于对向量值图像去噪的设备的示意图。

[0092] 医学成像系统1000可以包括用于对向量值图像去噪的设备100。医学成像系统1000可以是例如计算机断层摄影系统、基于C型臂的计算机断层摄影CT系统、X射线成像系统、多光谱或者光谱X射线成像系统或者磁共振成像MRI系统。

[0093] 根据本发明的示范性实施例,医学成像系统1000可以被配置为根据多幅材料图像或者根据扫描的多幅图像提供向量值图像。医学成像模态(诸如MRI和CT扫描)产生由向量值图像表示的大量的标量或者张量测量结果。

[0094] 根据本发明的示范性实施例,在材料图像(针对光谱或多能量CT)的统计迭代去噪中,迭代地求解通常具有以下形式的成本函数:

$$[0095] \quad L(\mu) = \sum_i (\mu_i - \mu_{i,orig})^T C_i^{-1} (\mu_i - \mu_{i,orig}) + BR(\mu)$$

[0096] 其中,i是第i个图像像素的指数。 C_i^{-1} 是描述针对相同的图像像素i的材料图像的

值(例如,光电效应和康普顿散射)之间的噪声的协方差矩阵的逆。 $\mu_{i,orig}$ 是包含针对输入图像的像素i的不同的材料值的向量,而 μ_i 包含针对像素i的去噪图像的材料值。

[0097] 根据本发明的示范性实施例,针对单材料情况, C_i^{-1} 是每个像素中的逆噪声方差。 $R(\mu)$ 是正则化项并且 β 是正则化强度参数。具有 C_i^{-1} 的项表示每个像素中的相关高斯噪声的模型。

[0098] 根据本发明的示范性实施例,用于对向量值图像去噪的设备100可以包括生成器10、处理器20和噪声抑制器30。生成器10、处理器20和噪声抑制器30可以是电子设备或者被配置为处理如所描述的功能的电子电路。

[0099] 生成器10被配置为生成初始损失函数 L_I ,包括定义针对向量值图像的每个像素的相关噪声的模型的至少一个初始协方差矩阵ICM。

[0100] 处理器20被配置为通过修改初始协方差矩阵ICM的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素基于初始损失函数FCM提供包括至少一个最终协方差矩阵FCM的集合的最终损失函数 L_F 。

[0101] 噪声抑制器30被配置为使用包括至少一个最终协方差矩阵FCM的集合的最终损失函数 L_F 对向量值图像去噪。

[0102] 图5示出了根据本发明的示范性实施例的对向量值图像去噪的流程图的示意图。

[0103] 作为方法的第一步,可以执行借助于生成器10生成 $S1$ 包括定义针对向量值图像的每个像素的相关噪声的模型的至少一个初始协方差矩阵ICM的初始损失函数 L_I 。

[0104] 作为方法的第二步,可以执行借助于处理器20通过修改初始协方差矩阵的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素基于初始损失函数 L_I 提供 $S2$ 包括至少一个最终协方差矩阵FCM的集合的最终损失函数 L_F 。

[0105] 作为方法的第三步,可以执行借助于噪声抑制器30使用包括至少一个最终协方差矩阵FCM的集合的最终损失函数 L_F 对向量值图像去噪 $S3$ 。

[0106] 根据本发明的示范性实施例,基于至少两个不同的空间频带,执行用于提供最终协方差矩阵FCM的初始协方差矩阵ICM的至少一个子矩阵和/或至少一个矩阵元素的修改。

[0107] 根据本发明的示范性实施例,图像被分裂到不用的空间频带(例如,高空间频率和低空间频率)中。取决于频带,不同的材料之间的相关性然后以移除这些频带中的相关噪声的降低的性能为代价在成本函数中修改,因为噪声模型现在假设由于减少的相关性的较少的相关性。

[0108] 根据本发明的示范性实施例,包括基于初始损失函数 L_I 的最终协方差矩阵FCM的最终损失函数 L_F 通过减少向量值图像的材料不均匀性的边缘处的初始协方差矩阵ICM的非对角元素的绝对值来提供。

[0109] 换言之,在统计迭代去噪中,通常地最大似然函数被最小化。最大似然函数包括对噪声统计建模(通常利用高斯噪声模型)的数据项。针对光谱CT中的材料图像的去噪,该噪声模型通过协方差矩阵描述,所述协方差矩阵具有表示图像之间的强噪声相关性的高相关系数。该强相关性可以导致材料图像中的不期望的串扰。此处呈现的方法局部降低相关性以抑制材料图像中的串扰。

[0110] 在多能量CT中,针对一个图像像素的噪声在材料之间是强相关的,并且因此由 C_i^{-1} 引入的耦合将高效地移除相关噪声部分,但是经验示出其还导致材料图像之间的串扰,例

如碘部分可以在应当没有碘等的图像中出现。这能够导致错误的诊断结果并且需要避免。

[0111] 从而,提供了通过相关性的局部降低的材料图像串扰减少。

[0112] 必须指出,参考不同的主题描述了本发明的实施例。具体地,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。

[0113] 然而,本领域的技术人员将从上文和前述描述获知,除非另外通知,否则除属于一种类型的主题的特征的任何组合之外,与不同的主题有关的特征之间的任何组合也被认为是由本申请公开。

[0114] 然而,所有特征可以被提供,从而提供超过特征的简单加和的协同效应。

[0115] 尽管已经在附图和前述描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述将被认为是说明性或示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0116] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或控制器或其他单元可以履行权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,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不应当被解释为对范围的限制。

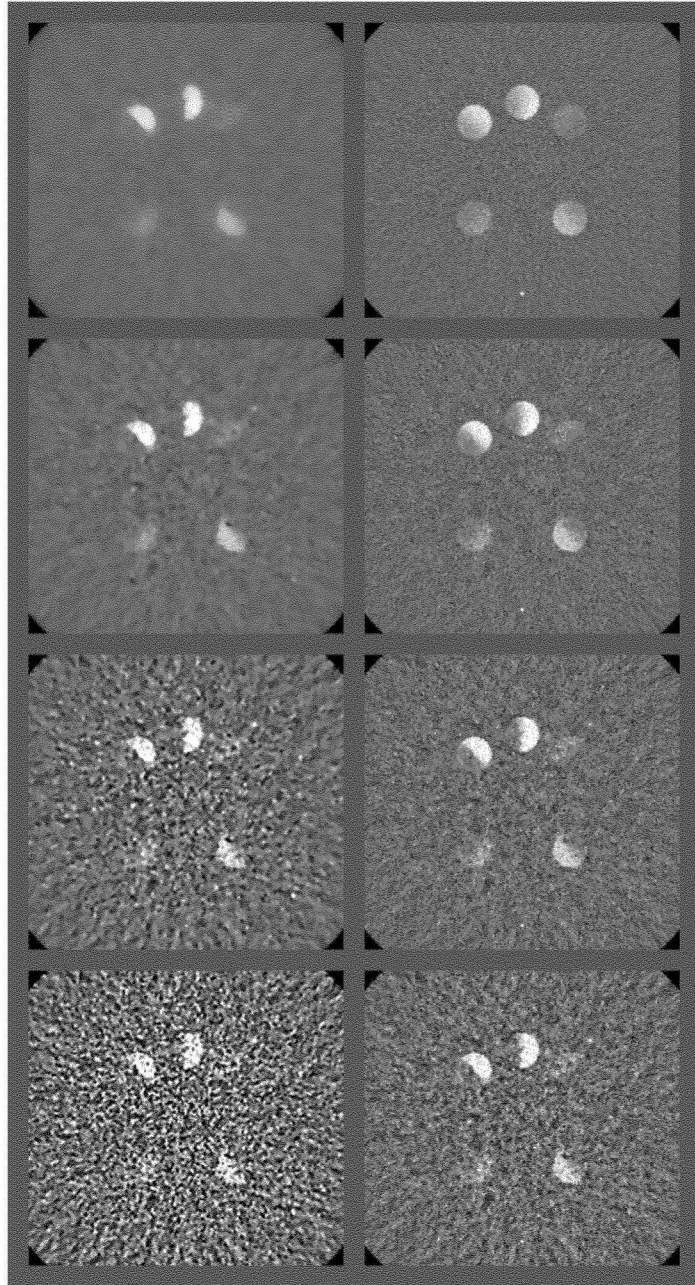


图1

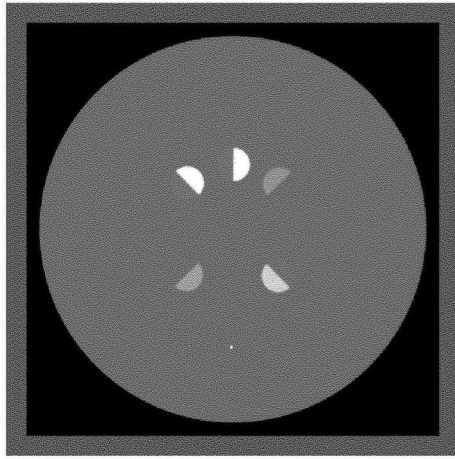


图2

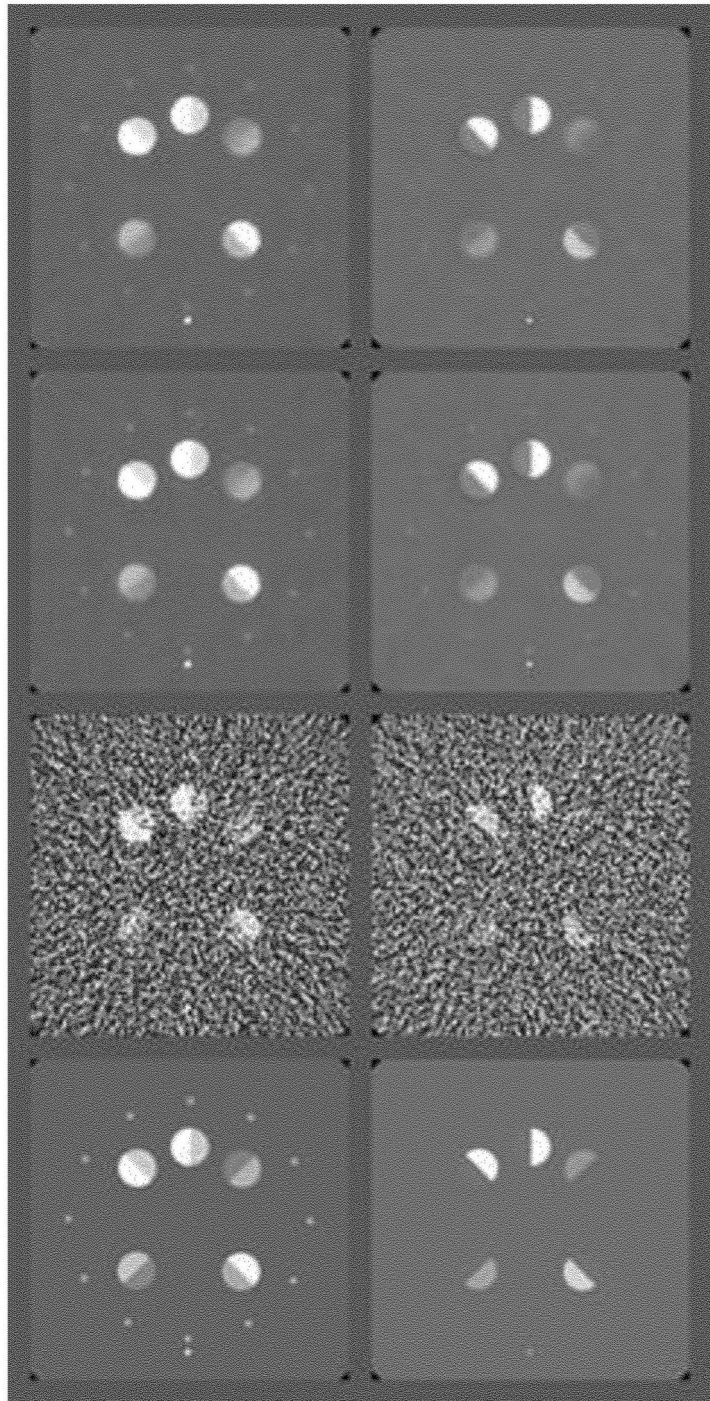


图3

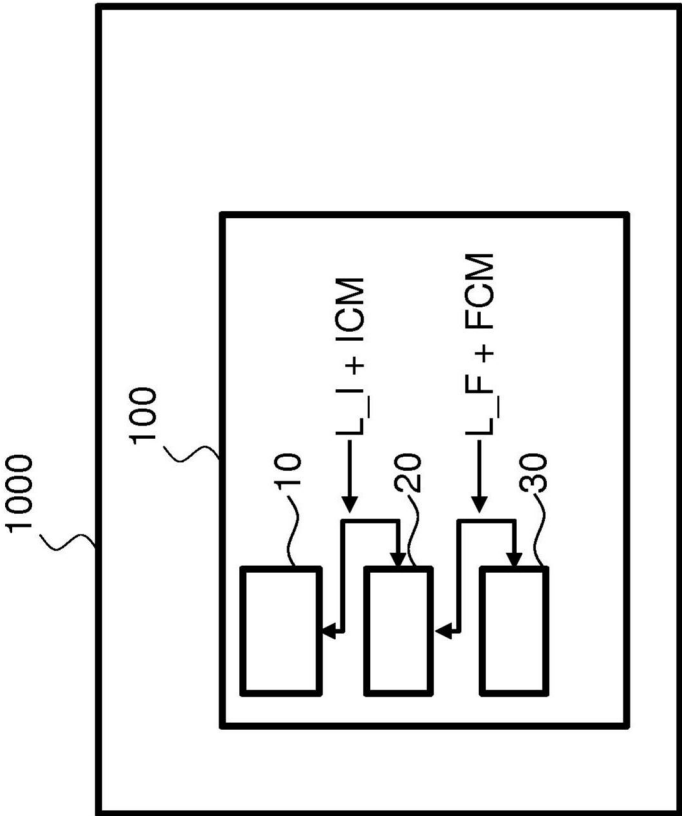


图4

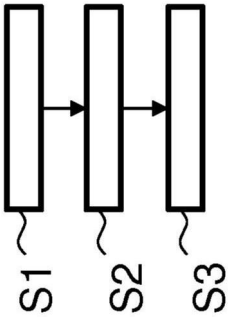


图5