



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107004257 B

(45) 授权公告日 2021.08.03

(21) 申请号 201580063773.7

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

(22) 申请日 2015.11.19

地址 荷兰艾恩德霍芬

(65) 同一申请的已公布的文献号

(72) 发明人 M·施吕特 H-I·马克 B·伦特

申请公布号 CN 107004257 A

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(43) 申请公布日 2017.08.01

72002

(30) 优先权数据

代理人 王英 刘炳胜

14194495.9 2014.11.24 EP

(51) Int.CI.

G06T 5/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G06T 5/50 (2006.01)

2017.05.24

(56) 对比文件

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 101109718 A, 2008.01.23

PCT/EP2015/077155 2015.11.19

CN 102970933 A, 2013.03.13

(87) PCT国际申请的公布数据

审查员 邓慧丽

W02016/083248 EN 2016.06.02

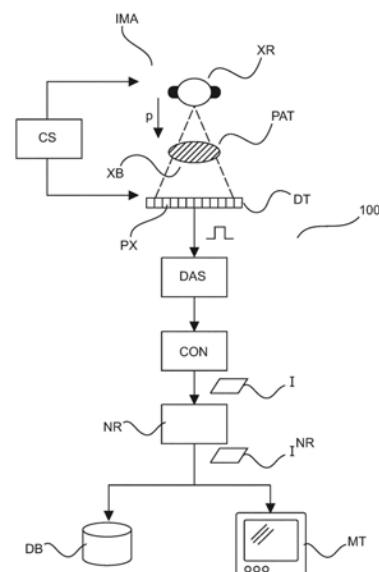
权利要求书3页 说明书15页 附图9页

(54) 发明名称

通过基于噪声模型的多尺度噪声降低来模拟剂量增加

(57) 摘要

一种图像处理方法和相关装置。图像被分解为空间频率分量图像。所述空间频率分量图像相对于特定噪声模型被归一化，由噪声降低函数重新映射，并且然后被组合以获得所述图像的噪声降低的版本。



1. 一种图像处理方法,包括以下步骤:

接收 (S505) X射线图像;

将所述图像分解 (S510) 为空间频率分量图像,所述空间频率分量图像包括至少低通分量图像和至少一个另外的空间频率分量图像,所述至少一个另外的空间频率分量图像包括高通图像或者高通图像与一个或多个带通图像;

基于噪声模型相对于期望的噪声对所述至少一个另外的空间频率分量图像进行归一化 (S520) 以获得至少一个归一化的空间频率分量图像,其中,噪声在所述噪声模型中被建模为X射线剂量的函数;

将所述低通分量图像和所述至少一个归一化的空间频率分量图像组合 (S530) 为接收到的图像的经重建的版本;

输出 (S540) 接收到的图像的所述经重建的版本,

其中,组合步骤 (S530) 包括取决于各图像像素的强度来修改或保留所述至少一个归一化的空间频率分量图像的图像像素,其中,所述修改包括阻尼或放大,其中当所述各图像像素的所述强度位于预定义区间之内时阻尼所述图像像素,并且其中当所述各图像像素的所述强度位于所述预定义区间之外时保留或放大所述图像像素,

其中,对所述图像像素的所述修改或所述保留是通过向所述图像像素应用函数 f^{NR} 来实现的,所述函数被定义于图像像素值的范围上,所述函数在图像像素值的所述范围上是单调增加的,其中,所述函数 f^{NR} 针对每个像素为:

$$f^{NR}(y) = y \left[(a_{max} - a_{min}) \frac{\tanh\left(\left(\frac{\gamma}{2(a_{max} - a_{min})}\right)\left(\frac{y^2}{y_0^2} - 1\right)\right) + t_0}{1 + t_0} + a_{min} \right]$$

其中:

y 表示图像像素值;

a_{min} 、 a_{max} 是常数,其中 $a_{max} \geq 1$, $0 < a_{min} < 1$;

γ 是常数;

$$t_0 = \tanh\left(\frac{\gamma}{2(a_{max} - a_{min})}\right), \text{ 并且};$$

y_0 表示所述函数 f^{NR} 的拐点的位置;

其中, a_{min} 表示与虚拟X射线剂量增加有关的所述函数 f^{NR} 的斜率。

2. 根据权利要求1所述的图像处理方法,所述函数是连续地可微分的。

3. 根据权利要求1或2所述的图像处理方法,其中,所述图像像素阻尼或放大的强度是可调节的。

4. 根据权利要求1或2所述的图像处理方法,其中,所述噪声模型针对所述空间频率分量图像中的不同的空间频率分量图像是不同的。

5. 一种图像处理装置 (NR),包括:

输入端口 (IN),其被配置为接收X射线图像;

分解器 (DEC),其被配置为将所述图像分解为空间频率分量图像,所述空间频率分量图

像包括至少低通分量图像和至少一个另外的空间频率分量图像,所述至少一个另外的空间频率分量图像包括高通图像或者高通图像与一个或多个带通图像;

归一化器 (NOR),其被配置为基于噪声模型相对于期望的噪声来对所述至少一个另外的空间频率分量图像进行归一化以获得至少一个归一化的空间频率分量图像,其中,噪声在所述噪声模型中被建模为X射线剂量的函数;

组合器 (RECON),其被配置为将所述低通分量图像和所述至少一个归一化的空间频率分量图像组合为接收到的图像的经重建的版本;

输出端口 (OUT),其被配置为输出接收到的图像的所述经重建的版本,

其中,所述组合器 (RECON) 包括选择性修改器 (MOD),所述选择性修改器被配置为修改或保留所述至少一个归一化的空间频率分量图像中的图像像素,所述修改或保留取决于各图像像素的强度,

其中,所述选择性修改器 (MOD) 的所述修改是阻尼或放大,其中当所述各图像像素的所述强度位于预定义区间之内时阻尼所述图像像素,并且其中当所述各图像像素的所述强度位于所述预定义区间之外时保留或放大所述图像像素,

其中,由所述选择性修改器 (MOD) 进行的对所述图像像素的所述修改或所述保留是通过所述选择性修改器 (MOD) 将函数 f^{NR} 应用到所述图像像素来实现的,所述函数被定义于图像像素值的范围上,所述函数在图像像素值的所述范围上是单调增加的,其中,所述函数 f^{NR} 针对每个像素为:

$$f^{NR}(y) = y \left[(a_{max} - a_{min}) \frac{\tanh\left(\left(\frac{\gamma}{2(a_{max} - a_{min})}\right)\left(\frac{y^2}{y_0^2} - 1\right)\right) + t_0}{1 + t_0} + a_{min} \right]$$

其中:

y表示图像像素值;

a_{min} 、 a_{max} 是常数,其中 $a_{max} \geq 1$, $0 < a_{min} < 1$;

γ 是常数;

$$t_0 = \tanh\left(\frac{\gamma}{2(a_{max} - a_{min})}\right), \text{并且};$$

y_0 表示所述函数 f^{NR} 的拐点的位置;

其中, a_{min} 表示与虚拟X射线剂量增加有关的所述函数 f^{NR} 的斜率。

6.一种图像处理装置,包括:

用于接收X射线图像的模块;

用于将所述图像分解为空间频率分量图像的模块,所述空间频率分量图像包括至少低通分量图像和至少一个另外的空间频率分量图像,所述至少一个另外的空间频率分量图像包括高通图像或者高通图像与一个或多个带通图像;

用于基于噪声模型相对于期望的噪声对所述至少一个另外的空间频率分量图像进行归一化以获得至少一个归一化的空间频率分量图像的模块,其中,噪声在所述噪声模型中被建模为X射线剂量的函数;

用于将所述低通分量图像和所述至少一个归一化的空间频率分量图像组合为接收到的图像的经重建的版本的模块；

用于输出接收到的图像的所述经重建的版本的模块，

其中，用于组合的模块包括用于取决于各图像像素的强度来修改或保留所述至少一个归一化的空间频率分量图像的图像像素的模块，其中，所述修改包括阻尼或放大，其中当所述各图像像素的所述强度位于预定义区间之内时阻尼所述图像像素，并且其中当所述各图像像素的所述强度位于所述预定义区间之外时保留或放大所述图像像素，

其中，对所述图像像素的所述修改或所述保留是通过向所述图像像素应用函数 f^{NR} 来实现的，所述函数被定义于图像像素值的范围上，所述函数在图像像素值的所述范围上是单调增加的，其中，所述函数 f^{NR} 针对每个像素为：

$$f^{NR}(y) = y \left[(a_{max} - a_{min}) \frac{\tanh\left(\left(\frac{\gamma}{2(a_{max} - a_{min})}\right)\left(\frac{y^2}{y_0^2} - 1\right)\right) + t_0}{1 + t_0} + a_{min} \right]$$

其中：

y 表示图像像素值；

a_{min} 、 a_{max} 是常数，其中 $a_{max} \geq 1$, $0 < a_{min} < 1$ ；

γ 是常数；

$$t_0 = \tanh\left(\frac{\gamma}{2(a_{max} - a_{min})}\right), \text{并且；}$$

y_0 表示所述函数 f^{NR} 的拐点的位置；

其中， a_{min} 表示与虚拟X射线剂量增加有关的所述函数 f^{NR} 的斜率。

7. 根据权利要求6所述的图像处理装置，所述函数是连续地可微分的。

8. 根据权利要求6或7所述的图像处理装置，其中，所述图像像素阻尼或放大的强度是可调节的。

9. 根据权利要求6或7所述的图像处理装置，其中，所述噪声模型针对所述空间频率分量图像中的不同的空间频率分量图像是不同的。

10. 一种其上存储有计算机程序的计算机可读介质，所述计算机程序在由处理单元运行时适于执行根据权利要求1-4中任一项所述的方法的步骤。

通过基于噪声模型的多尺度噪声降低来模拟剂量增加

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理方法、涉及图像处理装置、涉及计算机程序单元，并且涉及计算机可读介质。

背景技术

[0002] 在数字图像处理中，在过去已经研发出若干噪声降低方法以便改进特定感兴趣结构的图像中的图像质量或可检测性。由于在2维图像中噪声幅度随着空间频率而增加，噪声降低的相当简单的方式是应用造成图像的平滑的低通滤波器。然而，该方法的缺点是，精细结构被模糊。另一类型的滤波器（被称为非线性秩滤波器（nonlinear rank filter））显著地降低模糊效应，同时有效地降低椒盐噪声。然而，对于高斯分布噪声而言，该种类的滤波产生不期望的伪影，其在针对医学成像的诊断目的或取决于基于图像的信息收集的努力的其他领域中通常不可接受的。而且，对于用户而言理解给定噪声降低方案如何在图像上工作有时不是直观的。

发明内容

[0003] 因此，本领域中可能存在解决上文所指出的缺陷中的至少一些的替代噪声降低方案的需要。

[0004] 本发明的目的由独立权利要求的主题所解决，其中，在从属权利要求中并入了进一步的实施例。应当指出，本发明的下文描述的方面同样适用于图像处理装置、计算机程序单元以及计算机可读介质。

[0005] 根据本发明的第一方面，提供一种图像处理方法，包括以下步骤：

[0006] 接收X射线图像；

[0007] 将所述图像分解为空间频率分量图像，其包括至少低通分量图像和至少一个另外的空间频率分量图像，所述至少一个另外的空间频率分量图像包括高通图像或者高通图像与一个或多个带通图像；

[0008] 基于噪声模型相对于期望的噪声对所述至少一个另外的空间频率分量图像进行归一化以获得至少一个归一化的空间频率分量图像，其中，噪声在所述噪声模型中被建模为X射线剂量的函数；

[0009] 将所述低通分量图像和所述至少一个归一化的空间频率分量图像组合为接收到的图像的经重建的版本；

[0010] 输出接收到的图像的所述经重建的版本，

[0011] 其中，所述组合步骤包括取决于所述相应的图像信号的强度来修改或保留所述至少一个归一化的空间频率分量图像的图像信号。

[0012] 所述空间频率分量图像包括所述高通和所述至少一个另外的频率分量图像。所述至少一个另外的频率分量图像包括至少一个低通图像以及任选地一个或多个带通图像。根据一个实施例，所述分解通过递归滤波器方案实现，其中，获得带通图像和低通图像的层级

结构。

[0013] 如本文所提出的归一化步骤允许量化所记录的图像中的每个频率分量图像信号的结构对噪声的贡献。这继而允许针对每个频率分量图像的与噪声有关的信号的靶向的阻尼和/或保留,或者甚至与结构相关的信号的放大。更特别地,并且根据一个实施例,所述组合步骤包括:针对所述归一化的空间频率分量图像中的至少一个中的图像信号,取决于所述图像信号的强度或幅度是在图像信号的范围中的预定义区间之内还是之外,修改或保留所述信号。所述“预定义区间”可以包括退化区间(诸如由单个数字而不是一组数字定义的阈值)的情况。

[0014] 根据一个实施例,所述修改包括阻尼或放大中的一种。

[0015] 根据一个实施例,所述图像信号的所述修改或所述保留通过向所述图像信号应用函数来实现,所述函数被定义于图像信号的所述范围上。

[0016] 根据一个实施例,所述函数在图像信号的所述范围上是单调增加的。

[0017] 根据一个实施例,所述函数是连续地可微分的。换句话说,在该实施例中,所述函数从所述函数充当阻尼器的区域平滑地过渡到其充当保留器或放大器的区域。

[0018] 根据一个实施例,图像信号阻尼或放大的强度是可调节或可变的。具体而言,所述强度可以是用户可调节的。

[0019] 根据一个实施例,所述噪声模型针对所述空间频率分量图像中的不同的间频率分量图像是不同的。换句话说,所述噪声模型是带通或高通特异的。

[0020] 根据一个实施例,所述阻尼的强度涉及虚拟X射线剂量增加。这允许“模拟”假设所述图像利用较高的剂量采集的情况下可能已经实现的噪声降低。

[0021] 根据本发明的第二方面,提供了一种图像处理装置,包括:

[0022] 输入端口,其被配置为接收图像;

[0023] 分解器,其被配置为将所述图像分解为空间频率分量图像,所述空间频率分量图像包括至少低通分量图像和至少一个另外的空间频率分量图像,所述至少一个另外的空间频率分量图像包括高通图像或者高通图像与一个或多个带通图像;

[0024] 归一化器,其被配置为基于噪声模型来相对于期望的噪声对所述至少一个另外的空间频率分量图像进行归一化以获得至少一个归一化的空间频率分量图像,其中,噪声在所述噪声模型中被建模为X射线剂量的函数;

[0025] 组合器,其被配置为将所述低通分量图像和所述至少一个归一化的空间频率分量图像组合为接收到的图像的经重建的版本;

[0026] 输出端口,其被配置为输出接收到的图像的所述经重建的版本,

[0027] 其中,所述组合器包括选择性修改器,其被配置为修改或保留所述至少一个归一化的空间频率分量图像中的图像信号,所述修改或保留取决于各图像信号的强度。

[0028] 更特别地并且根据一个实施例,所述组合器包括选择性修改器,所述选择性修改器被配置为修改或保留所述归一化的空间频率分量图像中的至少一个中的图像信号,所述修改或保留取决于所述图像信号的强度是在图像信号的范围中的预定义区间之内还是之外。

[0029] 根据一个实施例,所述选择性修改器进行的所述修改是阻尼或放大中的一种。

[0030] 根据一个实施例,由所述选择性修改器进行的所述图像信号的所述修改或所述保

留通过将函数应用到所述图像信号来实现,所述函数被定义于图像信号的范围上。根据一个实施例,所述函数在图像信号的所述范围上是单调增加的。

[0031] 根据一个实施例,所述函数是连续地可微分的。

[0032] 根据一个实施例,所述图像信号阻尼或修改的强度是可调节的。

[0033] 根据一个实施例,在所述输入端口处接收到的所述图像是X射线图像,并且其中,所述阻尼的强度与虚拟X射线剂量增加有关。

[0034] 根据一个实施例,由所述归一化器使用的所述噪声模型对于所述空间频率分量图像中的不同空间频率分量图像是不同的。

[0035] 医学X射线成像中的目的是将施加到患者的剂量降低到最小值,优选地不损失诊断质量。另一方面,剂量增加已经被认为是降低噪声的同时保留对比度的一种方式。在该意义上,剂量增加可以被视为针对噪声降低算法的“黄金标准”。本方法和装置利用该观察到达噪声降低算法,其由如何以计算上高效的方式模拟剂量增加的原理引导。换句话说,如本文所提出的噪声降低算法具有,至少针对具有强对比度的所采集的解剖结构,与X射线剂量增加将具有的类似的噪声降低效果。在一个实施例中,所提出的装置拥有直观的用户交互功能,其允许所用户通过参数来控制噪声降低的量,所述参数与X射线剂量中的增加的物理建模有关。为了实现剂量增加的该模拟效应,图像信号噪声被建模为X射线剂量的函数。这种类型的模型得到这样的物理噪声模型,其特定于用于采集接收到的图像所使用的特定X射线探测器,所提出的噪声降低方法或装置将被应用到所述X射线探测器。在该意义上,当前方法和装置描述通过基于噪声降低的噪声模型来描述对剂量增加的模拟。

[0036] 总之,在一个实施例中,本文提出的是模拟剂量增加对噪声的作用的噪声降低方法和装置。在本文中,在一个实施例中,剂量增加的期望水平是所述方法和装置的可调节参数。出于该目的,所述噪声被建模为X射线剂量的函数。这样的噪声模型是探测器特异的。对将所述X射线图像分解为多个频带执行噪声降低。每个这样的频带基于频带特异的建模噪声关于噪声被归一化。作用是噪声降低,如通过剂量增加将获得的。

[0037] 应当指出,对所述空间频率图像(诸如所述高或低通图像)进行“归一化”可能不必隐含所有像素都被归一化,但是在大多数使用场景中,所述操作将是穷尽的。然而,可以存在仅归一化被记录的一些或所有图像中的图像信号的真子集是充分的特定场景。类似地,对于在对(至少部分)归一化图像进行组合/重建时的“修改”或保留操作。也在此,偶尔可能仅考虑被记录在一些或所有(至少部分)归一化图像中的图像信号的真子集是足够的。而且,可以在分解中的层级水平的不同的水平中将所述归一化/修改/保留应用到不同的程度。例如,在一个水平中针对修改或保留所有图像信号被归一化或保留,然而在其他水平中,仅针对修改或保留对图像信号的真子集进行归一化和/或考虑。

附图说明

[0038] 现在将参考以下附图,描述本发明的示范性实施例,其中:

[0039] 图1示出了成像布置;

[0040] 图2示出了各种噪声模型参数;

[0041] 图3示出了噪声降低装置的方框图;

[0042] 图4示出了图3的噪声降低装置的各种阶段的更详细的方框图;

- [0043] 图5示出了图像处理方法的流程图；
- [0044] 图6示出了噪声降低函数的理想化版本；
- [0045] 图7示出了噪声降低函数的另一版本；
- [0046] 图8示出了将图像多尺度分解为其空间频率分量图像和对所述图像的噪声归一化；并且
- [0047] 图9示出了由如本文所提出的噪声降低方法可获得的剂量增加的效果。

具体实施方式

[0048] 参考图1,示出了包括X射线成像装置IMA的成像布置100。成像装置IMA包括X射线源(X射线管)和X射线灵敏探测器DT。优选地,但是非必要地,探测器是有数字平板类型的。在机架(未示出)中支撑X射线源XR和探测器DT。X射线成像装置IMA可以是CT扫描器或平面成像器之一,诸如如在介入或诊断X射线系统中使用的C形臂或U形臂X射线成像系统。然而,在本文中还设想其他类型的X射线成像器。成像器IMA的操作经由操作控制台CS由用户或由成像协议控制。

[0049] 研究中的样本(例如,人类或动物患者PAT)被定位在X射线源XR和探测器DT之间的支撑体(未示出)上。对于探测器DT的每个像素PX而言,接收到的信号与该像素处采集的X射线剂量成比例。单独的模拟信号然后由适合的电路(更特别地由数据采集系统DAS)拾取。DAS特别地包括模拟数字(A/D)转换电路,其将模拟信号转换为数字值(即,以最低有效位(1sb)测量的数字)。这些数字值在本文中还被称为“像素值”或“图像信号”。这样获得的所有数字值的集合或阵列形成X射线图像 $I = (k, l)$,其中 (k, l) 表示相应的像素位置的阵列指数。图像I可以然后被转发给监视器MT或可以被存储在存储器(诸如数据库DB)或可以以其他方式处理。

[0050] 特别地,X射线图像的数字值被传递到图形绘制器上,其根据尺寸(诸如灰度值调色板或颜色调色板)映射数字值。映射值然后被用于经由适合的图形软件驱动监视器MT以实现屏幕MT上的绘制。

[0051] 在一些实施例中,但是不必在所有实施例中,成像布置100可以包括转换单元或映射器CON,通过所述转换单元或映射器CON,可以实现图像信号的域转换或映射。具体而言,由于X射线束的衰减指数地依赖于相互作用物质的厚度,因而通过对数值来对如在探测器处拾取的记录的数字值常常是方便的。在该对数域信号内,对比度与厚度差成比例并且独立于X射线剂量。换句话说,转换器操作以将数字值从记录或线性域转换到对数域中。线性域由如由探测器所探测的信号形成。该域中的个体图像信号的幅度或“强度”与和像素值 (k, l) 相关联的相应的像素的所探测的剂量成比例。例如,剂量域转换被完成为使得来自不同的图像的对比度信息例如根据对数尺度是可比较的。代替于该对比度稳定化转化,可以应用所谓的“变异稳定性转化”。参见例如,Y Dodge的“The Oxford Dictionary of Statistical Terms”OUP (2003)。在该转化之后,噪声的变化是不依赖于信号或剂量的。域映射或转换(和因此转换器CON)是任选的,并且如本文所提出的噪声降低装置还可以直接地对如在探测器DAS级处记录的线性域中的数字值进行操作。由于噪声归一化,因而本发明可以适用于任意剂量域。对于特定剂量域映射而言,相应地对线性剂量域(参见图2)中的噪声模型(如在等式(4)、(5)处下文将更详细解释的)进行转换。出于该原因,本发明可以与

其他多尺度图像处理步骤组合,如在图3和图4中所描述的。

[0052] 由于下面将更详细解释的许多因素,X射线图像信号将常常由噪声损坏。如果不是不可能的,则这使确定精细的结构有时候困难。如本文所提出的,并且为了与该噪声对抗,成像布置100包括噪声降低模块NR,其对所探测的图像(或如果适用的话,对所转换的图像)操作以产生图像的噪声降低版本 I^{NR} 。

[0053] 参考图3,示出了示出如本文所提出的噪声降低模块的一些基本部件的方框图。噪声降低模块NR包括一个或多个输入端口IN和一个或多个输出端口OUT。噪声降低模块包括图像分解器DEC、归一化器NOR、信号修改器MOD和重建单元RECON以重建先前分解的图像信号。任选地,还存在信令增强单元CE。

[0054] 非常广泛地,要被处理或被噪声降低的图像 I 在输入端口IN处被接收。多尺度空间频率分解模块DEC操作以将图像分解为不同的带通图像 B_i 和对应的低通图像 L_i 的层级结构(“拉普拉斯算子”金字塔)。还存在高通分量H。带通分量 B_i (和高通分量H)首先被噪声归一化并且然后由修改器MOD的操作选择性地修改或重新映射。(逐像素)修改操作是选择性的,因为取决于修改器MOD的配置和相应的归一化带通(和高通)中的图像信号的强度/幅度,图像信号被要么i)保留(因此未被修改)或阻尼,要么ii)保留或放大,或者iii)被保留或阻尼或放大。在可能的MOD配置i)-iii)中的每个中,动作(保留、阻尼、放大)的性质取决于相应的归一化带通(和高通)图像信号中的图像信号的强度/幅度。显著地,所述修改不适于每个层级结构中的低通分量 L_i ,但是低通分量 L_i 被用于计算信号相关噪声信息(例如,标准偏差)以量化各自图像信号处的局部噪声并且将该信息使用在带通和/或高通图像的归一化操作中。任选地,低通分量和MOD处理的高通分量和/或带通分量可以被传递到对比度增强阶段,如例如在DE 19 849090中所描述的。

[0055] 根据一个实施例,该任选的对比度增强阶段包括局部对比度增强部件CEL和全局增强部件CEG。局部对比度增强部件CEL在高通和/或带通分量上操作,而全局增强部件CEG在低通分量上操作。因此,在可选的对比度增强之后的噪声降低分量然后被传递到重建器,其操作以迭代地重建这样被修改的频率分量以在输出级OUT处产生接收到的图像的噪声降低版本。

[0056] 现在对图4进行参考以图示针对拉普拉斯算符分解金字塔中的给定水平i的图3的噪声降低模块的操作的更多细节。现在更详细地解释所述示范性水平中的操作,要理解以下针对拉普拉斯算符层级结构中的任何水平i是适用的。

[0057] 操作框D和U分别表示与低通滤波组合的下采样算符和上采样算符(参见以下等式(1)-(3))。操作框“ σ_i ”指示要在各水平i中使用的相应的理论噪声模型,如特别地参考图5下面将更详细地解释的。对于层级结构中的某个水平i而言,相应的高层级低通分量 L_{i+1} 向上采样以便在大小上匹配当前水平i的低通图像 L_i 。向上采样的低通图像 L_{i+1} 然后从低通分量 L_i 减去以产生针对所述水平i的带通分量 B_i 。

[0058] 当前水平 B_i (与高通分量H类似)处的带通图像中的单独的像素现在如下地被处理:对于考虑的带通分量 B_i 中的图像信号而言,低通信号相关噪声水平基于在方框图中示范性被指派为“ σ_i ”的理论噪声信号模型被计算。简要地, σ_i 框表示针对上带通中的噪声的期望的标准偏差 σ 的计算,如在图5处下面将更详细地描述的。在来自较高水平的来自向上采样低通图像 L_{i+1} 的对应的位置处计算噪声水平。这可以完成,因为由于上采样,因而两个图

像具有相同大小,因此来自带通图像 B_i 的像素位置 (k, l) 对应于上采样低通图像 L_{i+1} 中的相同像素 (k, l) 位置。考虑的像素位置 (k, l) 处的带通信号然后相对于这样计算的噪声水平归一化,其在该实施例中由针对噪声的标准偏差值测量。

[0059] 归一化可以通过形成逐像素商数(即,通过将分量 B_i 中的所述位置 (k, l) 处的相应的图像信号除以噪声的计算标准偏差 σ_i)实现以针对带通图像中的一些或每个像素位置获得相应的信噪比CNR值。对高通图像进行相同操作,其中,噪声根据低通图像 L_0 计算。这样获得的相应的局部CNR比然后通过修改器MOD被选择性地修改。修改器要么操作以保留(或甚至放大)局部信噪比 B_i/σ_i 要么通过应用(在一个实施例中根据噪声减低函数 f^{NR} 计算的)适合的权重来对该值进行阻尼。简要地,噪声降低函数 f^{NR} 操作为重新映射器以选择性地降低噪声但是保留来自如记录在图像中的真实结构的信息信号。取代仅保留表示结构的值,在一个实施例中,函数可以操作以放大那些表示结构的信号。因此经修改的值然后乘以计算噪声贡献(例如,根据针对当前水平 i 的相应的噪声模型的标准偏差 σ_i)并且因此重新加权的带通信号然后被转发给重建阶段。任选地,在重建之前,可以应用对比度增强阶段。针对每个水平中的带通图像并且针对高通分量重复先前应用的流程,并且相应的图像信号然后在重建阶段处被迭代地重建(利用低通分量)以在输出OUT处产生噪声降低的图像INR。

[0060] 在图4中,未示出全局对比度增强阶段(基于“薄膜”密度曲线)适于最后的低通图像。而且,未示出对高通H的处理,因为除了不存在下采样和上采样操作外,这类似于带通处理。水平 i 中的经重建的低通由 R_i 表示。现在对图5中的流程图进行参考,其中,更详细地解释所提出的噪声模块NR的操作。

[0061] 在步骤S505处,接收X射线图像I。

[0062] 在步骤S510处,对接收到的图像执行多尺度分解以将图像分解为多个频率分量图像。更特别地,通过将X射线图像分解为多尺度频带来执行扩展的多尺度分解,其中,他们中的每一个对应于特性结构大小。设 $D = \downarrow F_m, U = F_m \uparrow$ 是下采样算符和上采样算符,其中, F_m 表示 $m \times m$ (通常地 5×5 或 3×3 ,但是还设想任何其他大小),二项式低通滤波器和“ \downarrow ”和“ \uparrow ”分别表示基本的下采样算符和上采样算符。更加具体地, \downarrow 移除每第二像素并且 \uparrow 在任何两个相邻像素之间插入零以形成零和原始图像信号值的“棋盘”。现在,分解通过对高通H的分离来执行并且多尺度低通和带通 L_i 和 B_i 的迭代计算按照以下递归分解例程:

$$\begin{aligned} L_0 &= F_3 I \\ H &= I - L_0 \\ L_{i+1} &= D L_i \\ B_i &= L_i - U L_{i+1}, \quad i = 0, \dots, n-1 \end{aligned} \tag{1}$$

[0064] 这定义水平的层级结构或“高斯”和“拉普拉斯算符”金字塔,以及 $i=0$ 形成最高频率水平。指数 i 仅将对频带进行编号。确切的中心频率(例如,2至4线每毫米或类似,仅举一个数值示例,出于定指的原因)和带宽将取决于使用的特定低通滤波器 F_m 。

[0065] 图像I的对应的标准递归重建可以然后被如下地获得:

$$\begin{aligned} L_i &= U L_{i+1} + B_i, \quad i = n-1, \dots, 0 \\ I &= H + L_0 \end{aligned} \tag{2}$$

[0067] 现在,利用上文所定义的分解,图像I可以被表达为高通H、多尺度带通 B_i 和最后的低通 L_n 的和:

$$[0068] \quad I = H + \sum_{i=0}^{n-1} U^i B_i + U^n L_n \quad (3)$$

[0069] 正是作为频率分量 (H 、 B_i 和 L_n) 的和的图像的该表示将针对噪声降低处理被利用, 如参考图3-5将更详细地解释的。

[0070] 然而, 将理解到, 本文还设想任何其他带通分解算法, 以上分解 (3) 仅是一个实施例。要求的是, 带通是“平均自由” ((1) 中的 F_3 或 D 的操作可以被理解为平均并且然后针对 H 和每个 B_i 减去平均) 并且高斯层级结构 $0 \cdots n$ 中的最后的低通 L_n 具有与最小结构对比度相比可以忽略的最大标准偏差 (例如, 小于 11sb 的标准偏差)。

[0071] 在步骤 S520 处, 分量图像相对于特定频带噪声模型被归一化以针对频带的每个频带获得归一化的空间频率分量图像。相同流程被应用到高通图像。然而, 归一化未被设想为被应用到低通图像。而是低通造影图像被认为编码有噪声信息。噪声信息通过将噪声模型函数应用到相应的低通图像而被检索, 以提取针对带通图像或高通图像的特定像素的噪声信息。噪声模型可以直接地被应用到如在探测器处所探测的图像信号。然而, 探测器信号可以首先被转换到不同的域中 (例如, 如先前解释的对数域) 并且噪声模型可以相应地被转换。在以下中, 提供关于如本文所提出的待使用的噪声模型和特定频带噪声模型的更多细节。

[0072] 现在转到噪声模型的细节, X 射线探测器 DT 的输出信号 (如在图 1 处上文简要提到的) 与泊松分布的光子的数量成比例。对于泊松分布而言, 方差与其平均值成比例。接收到的光子的该随机变化被称为量子噪声。如果光子的数量是大的, 则泊松分布可以通过高斯分布来近似, 所述高斯分布的方差等于其平均值。因此, 对探测器信号的量子噪声贡献的方差与接收到的剂量成比例, 其再与探测器信号成比例。我们用系数 q 表示线性探测器信号与方差之间的比例常数。对探测器信号的方差的另一贡献是来自探测器的电子部件的噪声。该噪声是独立于剂量的, 并且我们通过系数 e 对其进行表示。由于探测器的内部结构和增益表中的不准确度, 因而我们具有探测器信号的方差的第三固定模式贡献, 其具有对剂量的二次 (quadratic) 依赖关系。我们通过 f 来表示对应的固定模式系数。

[0073] 因此, 对于线性探测器信号 s^{lin} 而言, 我们获得所探测的剂量上的方差的二次多项式依存性。线性信号的标准偏差可以然后被写作:

$$[0074] \quad \sigma^{\text{lin}}(s^{\text{lin}}) = \sqrt{e + qs^{\text{lin}} + fs^{\text{lin}}^2} \quad (4)$$

[0075] 在图 2 中图示了该 (一个或多个) 噪声模型 (的参数化族)。

[0076] 由于探测器的点扩散函数, 其作用于量子信号, 因而噪声模型取决于空间频率。这可以通过高通和带通特异的噪声系数来表达:

$$[0077] \quad \sigma_i^{\text{lin}}(s^{\text{lin}}) = \sqrt{e_i + q_i s^{\text{lin}} + f_i s^{\text{lin}}^2} \quad (5)$$

[0078] 其中, 指数 $i = H; 0, \dots, n-1$ 表示高通和带通。换句话说, 在本文中提出遍及层级结构 $i = H; 0 \cdots n$ 使用不同的带通/高通特异的噪声模型。

[0079] 对于剂量域 x 上的任意剂量域映射 M 而言:

[0080] $s^M = M(s^x)$ (6),

[0081] 剂量依赖的噪声针对小信号根据下式被转换:

[0082] $\sigma^M(s^M) \approx M'(s) \sigma^x(s) = M'(M^{-1}(s^M)) \sigma^x(M^{-1}(s^M))$ (7),

[0083] 其中, M' 是映射 M 的一阶导数。因此, 一旦我们已经确定线性剂量域中的噪声模型, 我们就可以预测任何其他域中的噪声。对于对数剂量域而言, 我们获得:

[0084] $s^{\log} = d \log(s^{\text{lin}})$ (8)

$$[0085] \sigma^{\log} = \left(\frac{d}{s^{\text{lin}} \ln 10} \right) \sqrt{e_i + q_i s^{\text{lin}} + f_i s^{\text{lin}}^2}, \quad (9)$$

[0086] 其中, d 表示比例常量。通过取第一公式的反函数并且将线性信号插入到第二公式中, 对数剂量噪声可以表达为对数剂量信号 s^{\log} 的函数。结果证明, 对数剂量噪声随着对数剂量信号的增加而指数地减小。

[0087] 在步骤 S530 处, 归一化的空间频率分量图像 B_i 、 H 与低通图像 L_i 组合以因此计算噪声降低的图像 I^{NR} 。基于以上根据递归 (2)、(3) 概述的递归重建算法, 可以实现组合操作。如本文所提出的, 根据一个实施例, 通过包括取决于图像信号的噪声降低函数 f^{NR} 来对重建公式 (3) 进行调整, 噪声降低函数取决于信号的强度而引起归一化图像信号的保留或修改。更特别地, 在本文中提出了被定义在原始图像 I 的分解表示上的多尺度噪声降低:

$$[0088] I^{\text{NR}} = f^{\text{NR}}(H/\sigma_H)\sigma_H + \sum_{i=0}^{n-1} U^i f^{\text{NR}}(B_i/\sigma_i)\sigma_i + U^n L_n \quad (10)$$

[0089] 其中, 噪声降低函数 f^{NR} 是某个单调递增函数。该公式独立于剂量域。针对多尺度水平 i , 通过将针对当前剂量域的噪声模型应用到相继水平的上尺度的低通来计算噪声 σ_i :

[0090] $\sigma_i = \sigma_i(\text{UL}_{i+1})$ (11)

[0091] 换句话说, 针对每个水平 i 和带通 B_i (或者针对高通图像 H), 通过从来自相应的像素位置处的不同的水平 (例如, 从较高的水平 (诸如低通 UL_{i+1})) 的上采样低通图像取回图像信号来获得针对归一化的所要求的噪声信息。此处, 我们利用以下事实: 噪声依赖于原始图像信号, 其在 UL_{i+1} 中作为平滑的版本存在。

[0092] 注意, 噪声降低函数 f^{NR} 被应用到噪声归一化高通和带通, 其可以被视为频带特异的 CNR, 如上文所提到的。对于这些频带特异的 CNR 而言, 均匀区域内的噪声的标准偏差是不依赖于剂量的并且等于一。在对象边界处, 频带特异的 CNR 随着接收到的剂量的平方根增加。通过示范性成像的方式下面在图 8 中图示了多尺度噪声降低的效果的图示。

[0093] 噪声归一化高通信号和带通信号 (相应地 H/σ_i 和 B_i/σ_i) 对称地分布在零周围并且对象具有统计地比噪声更高的信号。这隐含对噪声降低函数 f^{NR} 的以下要求:

[0094] ● 零周围的点对称性

[0095] ● 单调递增

[0096] ● 对“小信号”的阻尼 (或抑制)

[0097] ● 对大信号的保留或甚至放大

[0098] 表 1 概述了噪声降低函数的一些特性。以下函数完成这些要求并且给出针对噪声降低函数 f^{NR} 的示范性实施例:

$$[0099] \quad f^{\text{NR}}(y) = y \left[(a_{\max} - a_{\min}) \frac{\tanh\left(\left(\frac{\gamma}{2(a_{\max} - a_{\min})}\right)\left(\frac{y^2}{y_0^2} - 1\right)\right) + t_0}{1 + t_0} + a_{\min} \right] \quad (12)$$

[0100] 其中 $t_0 = \tanh\left(\frac{\gamma}{2(a_{\max} - a_{\min})}\right)$, 其中, y 是噪声归一化频带信号。

[0101] 利用按照 (12) 的该函数, 其仅是根据一个实施例, 可以对噪声降低与结构的保留/放大之间的平滑过渡进行建模。更特别地, 拐点 y_0 的位置控制过渡发生的位置 (即, 在图像信号幅度处或在该区间上) 并且 γ 控制过渡的强度 (即, 过渡有多平滑)。

[0102] 表1概述了噪声降低函数的一些特性并且图6、图7图形地图示了噪声降低函数:

	性质	描述	特征
[0103]	$f^{\text{NR}}(-y) = -f^{\text{NR}}(y)$	零周围的点对称性	针对正和负频带信号的对称噪声降低
	$f^{\text{NR}'}(y) \geq f^{\text{NR}'}(0) = a_{\min} > 0$	严格递增的噪声降低函数, 零处的最大阻尼	频带信号的级别未改变, 小信号的可调节的阻尼
	$f^{\text{NR}}(y) = ya_{\min}$, y 在 $ y \ll y_0$ ($y \leq y_0 + \varepsilon$) $[-\varepsilon, \varepsilon]$ 的区间中	对小信号的阻尼	$0 < a_{\min} < 1$
[0104]	$f^{\text{NR}}(y) = a_{\max}y$, $ y $ 在区间 $[\theta, \infty]$ 中, 其中, $ \theta \gg y_0$	对大信号的保留 ($a_{\max} = 1$) 或放大 ($a_{\max} > 1$)	$a_{\max} \geq 1$
	$a_{\min} y_0 < f^{\text{NR}}(y_0) < a_{\max} y_0$ $f^{\text{NR}'}(y_0) = (a_{\min} + a_{\max} + \gamma)/2$, 针对 $ \gamma \gg I$	利用递增的信号幅度从阻尼平滑过渡到保留	拐点的位置由 y_0 控制。其是期望的噪声幅度的某个倍数。从阻尼过渡到放大/保留由斜率 γ 控制。在 γ 到无限的限制中, f^{NR} 退化到阶跃函数, 如在图 6 中所示

[0105] 表1: 噪声函数性质的概述

[0106] 然而, 并非噪声降低函数 f^{NR} 的每个实施例完成所有这些特性, 并且其在一些实施例中对于仅完成所述特性中的一个或一些的函数可以是足够的。然而, 单调性的要求在所有实施例中是必要的。

[0107] 如从以上函数 f^{NR} 的特性可以理解, 本重建或组合步骤包括对归一化带通或高通图

像中的图像信号的要么修改(即,阻尼或放大)要么保留。是修改还是保留被应用取决于图像信号的幅度和修改器MOD的所选择的配置i) - iii) (如在图3处上文所解释的)特别是噪声降低函数的所选择的配置中。例如, $a_{\min} < 1$ 实现小信号的阻尼,并且 $a_{\max} = 1$ 或 $a_{\max} > 1$ 实现保留或放大动作。这在图6、图7下面更详细地解释。

[0108] 在相应的归一化带通或高通图像中逐像素应用/决定修改或保留操作。为了更好地理解由噪声降低函数 f^{NR} 的操作造成的归一化带通或高通图像的转换(即,修改或保留),回忆这些归一化图像 (H/σ_i 或 B_i/σ_i) 中的每个中的像素实际上编码有什么将是方便的。如被记录在探测器处的每个图像信号可以被理解为包括归因于结构特征和噪声信号分量的实际信号。归一化带通或高通信号中的像素值然后表示两个分量中的任一个主导的量。例如,归一化带通或高通图像中的零周围的像素值意味着人们可以统计上期望与结构信号相比,噪声的优势。另一方面,远离零的负或正信号表示与噪声分量相比,实际结构信号的优势的趋势。换句话说,如本文所提出的S520处的归一化步骤允许我们以合理的方式量化相应的信号位置的噪声对结构的优势并且然后选择性地要么抑制要么保留要么甚至放大相应的图像信号。在本文中提出定义零周围的某些动作区间(其可以特定于每个像素和/或每个频带/高通)。如果归一化带通或高通中的图像信号在所述区间内,那么阻尼被应用到这些值。阻尼量可以要么由用户控制要么由设计者预编程。然而,如果归一化频带/高通中的图像信号在所述区间之外,那么信号被期望表示结构而不是噪声,并且归一化频带或高通图像信号因此要么放大要么至少保留。修改操作是否为放大或保留之一,根据一个实施例用户是用户可调节的,或由设计者预编程。

[0109] 在一个实施例中,动作是否是保留或修改之一由噪声降低函数 f^{NR} 的功能特性或“形状”定义,如在表1中所给出的。在备选实施例中,可以提供查找表,其列出阻尼或修改动作对图像信号值的某些区间。噪声降低模块可以然后包括决策逻辑,其确定特定像素处的相应的图像信号值落在哪个区间中。其然后查找相关联的动作并且例如应用加权因子以要么抑制要么放大(或至少保留)相应的像素值。换句话说,噪声降低函数可以不必以封闭形式存在为在以上实施例(12)中。而且,函数 f^{NR} 可以以分段方式和某些数值技术定义,例如样条函数(splining)可以适于实现阻尼区域与保留或放大区域之间的平滑过渡区。

[0110] 为了更好地理解噪声降低参数 a_{\min} 、 a_{\max} 、 y_0 和 γ 的重要性,现在参考的图6是有教益的,其中,噪声降低函数 f^{NR} 的理想化版本被绘图。水平轴表示归一化信号 B_i 除以 σ_i ,而垂直轴表示在应用噪声降低函数 f^{NR} (B_i/σ_i) 之后的相应值。图6示出了理想化场景。换句话说,在零周围处,仅存在噪声并且没有结构信号,而在远离零处存在仅存在结构信号(高对比度)并且没有噪声。结构信号的概率密度被指示为 h_c ,而噪声的概率密度由 N 指示。在这样的理想化场景中,噪声降低函数 f^{NR} 可以看起来像在原点处具有“纽结”的恒等函数。换句话说, f^{NR} 的图形在阻尼区间中具有小于单位一的斜率并且在该区间外等于单位一(或大于单位一)。换句话说,保留高对比度信号,而阻尼或抑制区域内的信号通过应用阻尼因子 $a_{\min} \leq 1$ 而被抑制。因此,可以通过选择 a_{\min} 来调节阻尼的强度: a_{\min} 越小,阻尼动作越大。而且,作为以上的变型,不是仅保留高对比度值,可以通过应用比单位一更大的因子 a_{\max} 来对归一化值 y 进行放大。换句话说,在存在结构信号的优势(或更高的概率)之处,保留或放大总是被应用到图像信号。任何其他信号被认为包括更多噪声并且因此通过应用抑制或阻尼因子 $a_{\min} < 1$ 而被“惩罚”。然而,实际上,在噪声信号与结构信号之间存在很少这样的伪影分离,如在图

6中所示(尽管在一些现实世界场景中,图6的纽结阶跃函数可以是足够的并且在一些实施例中本文设想了其使用)。

[0111] 图7示出了如在公式12中定义的噪声降低函数 f^{NR} 的替代实施例,其可以被理解为图6的实施例的“平滑”版本以考虑在实际中图像信号通常是这两者的组合的事实。图7中的轴标记类似于图6中的。两个铃形曲线示出了结构和噪声对归一化带通信号 B_i 的相应的概率密度函数(归一化高通信号 H 类似情况可以被绘图)。然而,这次两个密度重叠,因为零周围的区域现在包括来自噪声和结构二者的贡献。实线示出了噪声降低函数 f^{NR} ,其是图6中的清晰阶跃单位函数的“模糊”版本。如可以看到,还存在零周围的阻尼区域,其中,函数 f^{NR} 具有在零周围的区域中小于一的斜率 a_{min} 。对于大信号 y 而言,函数 f^{NR} 具有斜率 $a_{max} \geq 1$,其意味着信号的保留或放大。函数 f^{NR} 具有拐点 y_0 和所述拐点处的斜率控制参数 γ 。在图7中, $y_0 = 1.5$,并且斜率 $\gamma = 0.1$,应当理解,这些数字仅出于代表性或示范性目的并且在一个实施例中是用户可调节的。拐点位置将通常是单位一的量级($y_0, +/- 2.0$)。通过使数量 y_0, γ 变化,用户可以“微调”阻尼过渡到保留/放大并且该过渡如何平滑地(γ)发生的位置(y_0)。将阻尼动作平滑过渡到放大(或至少保留)动作中是对以下事实进行建模:在现实中,在0到1周围的位置处,人们具有结构信号和噪声信号二者,并且噪声贡献的优势随着归一化带通 B_i/σ_i 或高通 H/σ_i 信号与零差别更大(特别地,大于1的归一化带通 B_i/σ_i 或高通 H/σ_i 信号)而渐缩。统计地,人们已经观察到这样的趋势,归一化图像信号随着其与零差别更大,其将更加表示结构(而不是噪声)。

[0112] 作为针对 f^{NR} 的所有以上实施例的变型,表1中的参数 a_{min} 或 a_{max} 可以不必在其相应的区间期间保持恒定,因此放大或阻尼的量可以自身在 f^{NR} 的一些配置中改变。例如,如上文结合图3针对配置iii)所提到的,在一个实施例中,保留、放大和阻尼的所有三个动作被设想用于噪声降低函数 f^{NR} 。例如,在该“混合”实施例中,函数 f^{NR} 可以如前被配置为零周围的区间内的值的阻尼器和该区间外的值的保留器。最终地,对于非常大的值而言(比如大于某个阈值 y_1),函数 f^{NR} 的斜率变得比单位一更大以便从 y_1 向上放大(并且不仅保留)这些更大的值。函数 f^{NR} 可以被配置为以阶跃方式(如在图6中)或与图7中的实施例类似平滑地从保留器过渡到放大器。例如,在图7中,不是具有针对区间 $|y| < y_0$ 外的所有值的 $a_{max} = 1$, a_{max} 可以在 y_0 处突然改变到 $a_{max} > 1$ 或可以通过 y_1 周围的区间平滑地过渡到 $a_{max} > 1$ 。

[0113] 在另一实施例中,噪声降低函数可以与零周围的点对称性不同。这允许不同地处理正和负对比度。例如,为了增强“白斑”并且保留“黑洞”。

[0114] 返回参考步骤S530,在将噪声降低函数应用到归一化带通或高通图像之后,因此(可能地修改的)值然后由考虑下的带通或高通图像的相应的噪声模型的标准偏差相乘而被重新加权。针对金字塔中的i中的每个水平完成 f^{NR} 和重新加权的应用。归一化、可能地修改并且重新加权的频率分量图像 H, L_i, B_i 然后按照递归公式(1)、(2)或(3)求和以重建噪声降低图像 I^{NR} 。

[0115] 最后地,在步骤S540处,然后输出噪声降低图像 I^{NR} 。

[0116] 现在返回参考图6、图7并且特别地参考噪声降低函数 f^{NR} 的斜率 a_{min} ,申请人已经发现所述斜率处的可以与探测器处记录的剂量增加有关。更特别地,斜率可以与虚拟剂量增加有关。换句话说,由特定斜率 a_{min} 实现的噪声降低效应类似于通过在采集图像中增加X射线剂量有效地获得的噪声降低。

[0117] 在理想情况下,如在图6中所图示的,已经发现所述虚拟剂量增加与斜率的平方的倒数成比例。更特别地,平方的斜率的倒数与方差的倒数成比例(即,相应的像素值处的噪声的标准偏差值的平方),其进而与局部信噪比的平方成比例(即,高通或带通归一化图像的值,其进而与剂量成比例)。换句话说,在改变噪声降低函数 f^{NR} 的斜率参数(以以上形式被指派为 a_{min})的斜率参数时,人们可以模拟假设利用更高的剂量采集图像可能达到的噪声降低。可以通过提供有用的用户交互功能来充分利用对噪声降低变量的物理意义的以上观察。

[0118] 例如,噪声降低参数 a_{min} 、 a_{max} 、 y_0 和 γ 中的一些或全部是用户可调节的。例如,在一个实施例中,可以定义参数nr,其控制可以借助于适合的用户接口调节的噪声降低的强度。该参数如下地被映射到噪声降低函数 f^{NR} 的原点处的斜率:

$$[0119] a_{min} = (1-nr) \quad (13)$$

[0120] 这是高度用户直观的,因为现在大的参数nr意味着更大的阻尼并且因此更强的噪声降低动作。

[0121] 备选地,噪声降低参数可以由“虚拟剂量增加”参数 $vDose_{inc}$ 替换。由于以上结合图6的考虑,该参数以以下方式被映射到噪声降低函数 f^{NR} 的斜率:

$$[0122] a_{min} = \frac{1}{\sqrt{vDose_{inc}}} \quad (14)$$

[0123] 如果例如用户希望模拟剂量($vDose_{enh}=2$)的加倍,则 a_{min} 被设置为0.71。换句话说,用户可以输入期望的虚拟剂量增加 $vDose_{enh}$ 以因此模拟将已经利用相关剂量增加实现的噪声降低。例如,在一个实施例中,设想图形用户接口,其具有用于原始图像I的噪声降低版本 I^{NR} 的显示的窗口部分。滑动条小工具或类似图形输入单元允许用户响应于哪个 a_{min} 按照(14)被重新计算而调节虚拟剂量增加参数并且基于更新的噪声降低函数 f^{NR} 也对噪声降低版本的 I^{NR} 这样调节。以这种方式,用户可以确定更高的剂量X射线图像的益处。用户可以然后决定仍然以该或其他剂量采集(额外的)X射线图像,其然后可以被配准并且被添加到先前采集的图像。这允许用户初始地向患者施加低剂量并且根据需求相继地采集额外的图像。这有效地减小施加到患者的剂量。这允许成像设备的合理分配和专利剂量节省。

[0124] 在其他实施例中,结构放大因子 a_{max} 也是用户可调节的,因此用户可以决定其希望结构信号是仅被保留还是甚至被放大。

[0125] 如上文简要提到的,拐点位置和斜率还可以被调节为定义 f^{NR} 的阻尼动作在何处并且多快地将过渡到保留或放大之一中。

[0126] 如上文关于图3、图4所提到的,所提出的噪声降低方法可以与类似于DE 19 849 090中所描述的一个的对比度增强阶段CE组合。来自上文的多尺度分解表示(1)可以被用于如本文所提出的噪声降低和DE 19 849 090的图像对比增强二者。如在DE 19 849 090中所描述的,对比度增强CE基于对比度增强曲线。这些在针对每个带通水平和高通的噪声降低函数被应用(为了简单起见,此处省略与增益曲线的乘法):

$$[0127] I^{C, NR} = f_H^C(f^{NR}(H/\sigma_H)\sigma_H) + \sum_{i=0}^{n-1} U^i f_i^C(f^{NR}(B_i/\sigma_i)\sigma_i) + U^n f^D(L_n) \quad (15)$$

[0128] 对比度增强曲线由 f_i^C ($i=H, 0, \dots, n-1$) 表示, 并且全局对比度增强曲线(“薄膜密度曲线”)由 f^D 表示。薄膜密度 f^D 曲线实施密度校正阶段, 如在DE19 849 090第5页第6行。对比度增强曲线 f_i^C 实施弱对比度曲线, 如在DE19 849 090第3页第45行(图4)。所提出的噪声降低方法与该或其他对比度增强算法的组合是任选的并且仅在一些实施例中被设想。即, 在其他替代实施例中, 不存在对比度增强阶段。

[0129] 现在对图8进行参考, 其中, 上行示出了将图像I多尺度分解为其分量, 低通图像L、高通图像H和两个频带图像 B_0 和 B_1 的范例。应当理解, 图像通常具有不同的大小但是出于说明性目的此处被示出被缩放到相等大小。下行示出了具有应用的噪声降低的相应的归一化高通和带通图像。

[0130] 现在参考图9, 这图示了由所提出的噪声降低算法模拟的剂量增加的效果。图9的左边在曲线中示出了在阶变体模(step phantom)的某个剂量处所采集的X射线图像的各种灰度值。右边示出了较高的剂量处采集的对应的图像。通过调节噪声降低参数(特别地阻尼参数 a_{min}), 用户将能够通过在虚拟剂量增加模拟期间逐渐地增加阻尼因子 a_{min} 将左边的较低剂量图像的阶梯内的噪声幅度转换为右边图像的那些噪声幅度。符号 σ 表示体模的阶梯内的噪声标准偏差并且 c 表示应被尽可能地保留的对比度元素。

[0131] 理解所提出的噪声降低方法的效果的阶变体模或阶梯体模(在有或没有高对比度对象/插入的情况下)的另一用途是利用特定剂量采集图像并且然后对得到的X射线图像执行所提出的噪声降低。然后, 体模的每个步骤与特定接收到的剂量相关联。现在, 以以下方式比较两个图像(即, 一个图像在噪声降低之前并且一个图像在噪声降低之后): 针对每个剂量步骤确定噪声降低之前和之后的噪声的标准偏差。然后, 噪声降低之前和之后的标准偏差的比率近似等于噪声降低函数($1/a_{min} > 1$)的原点中的反斜率。如果根据等式(3)的分解在噪声降低之前和之后被执行, 则这针对每个剂量阶梯以及针对每个频率带通都是适用的。而且, 每个剂量步骤内的对象对比度不应当显著地由噪声降低降低, 如在图9中所指示的。

[0132] 所提出的方法和装置NR可以被应用到医学应用, 其中, 结构或异常的可见性可以由噪声降低增强。这样的种类的结构或异常的范例是放射性胸部图像中的早期胸部肿瘤或肺结节中的微钙化。而且, 所提出的方法通常通过降低噪声同时对比度大部分被保留而改进了诊断X射线图像的图像质量。这对于荧光镜图像序列是特别期望的, 其中, 单个图像通常由于每图像所应用的低剂量而具有大量的噪声。

[0133] 噪声降低模块NR可以被布置为具有拾取探测器DT信号的适合的接口的软件模块或例程并且可以在通用计算单元或专用计算单元上运行。例如, 其可以被运行在成像器IMA的工作站或控制台CLS上。噪声降低模块NR与其部件中的一些或全部可以驻留在执行机构(诸如通用计算机、工作站或控制台)上或可以经由分布式架构中的适合的通信网络由执行机构远程/中心地访问。

[0134] 噪声降低模块NR的部件还可以被布置为专用FPGA或者被布置为硬连线独立式芯片。然而, 这仅仅是范例性实施例。部件可以在诸如 Matlab® 或者 Simulink® 的适合的科学计算平台中编程并且然后转译为C++或者C例程, 其在库中维护并且在由诸如通用计算机、工作站或控制台所调用时被链接。

[0135] 在本发明的另一示范性实施例中, 提供一种计算机程序或计算机程序单元, 其特

征在于其适于在合适的系统上执行根据前述实施例中的一个的方法的方法步骤。

[0136] 计算机程序单元可以因此被存储在计算机单元上,计算机单元可以也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执行以上描述的方法的步骤。另外,其可以适于操作以上描述的装置的部件。计算单元可以适用于自动操作和/或执行用户的命令。计算机程序可以被载入到数据处理器的工作存储器中。数据处理器因此可以被装备为实施本发明的方法。

[0137] 本发明的该示范性实施例包括从一开始就使用本发明的计算机程序和借助于升级将现有程序变为使用本发明的程序的计算机程序。

[0138] 另外,计算机程序单元可能能够提供完成如上所述的方法的示范性实施例的程序的所有必要步骤。

[0139] 根据本发明的另一示范性实施例,提出了一种计算机可读介质(诸如CD-ROM),其中,计算机可读介质具有存储在其上的计算机程序单元,其中,计算机程序单元由前面部分描述。

[0140] 计算机程序可以存储和/或分布在适合的介质上,诸如与其他硬件一起提供或者作为其一部分的光学存储介质或者固态介质,但也可以以其他形式分布,诸如经由互联网或其他有线或无线电信系统。

[0141] 然而,也可通过类似万维网的网络提供计算机程序,并且能够从这样的网络将计算机程序下载到数据处理器的工作存储器中。根据本发明的另外的示范性实施例,提供一种用于使得计算机程序单元可供下载的介质,所述计算机程序单元被布置为执行本发明的先前描述的实施例中的一个。

[0142] 必须指出,本发明的实施例参考不同主题进行描述。具体而言,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,本领域技术人员从以上和以下描述将理解到,除非另行指出,除了属于一种类型的主题的特征的任何组合之外,涉及不同主题的特征之间的任何组合也被认为由本申请公开。然而,可以组合所有特征,提供超过特征的简单叠加的协同效应。

[0143] 尽管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说明性或示范性的而非限制性的。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、公开内容以及从属权利要求,在实践要求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。

[0144] 在权利要求书中,词语“包括”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完成权利要求书中所记载的若干个项目的功能。尽管在互相不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。权利要求书中的任何附图标记均不应被解释为对范围的限制。

[0145] 定义

[0146]	B	带通
	d	针对对数剂量域的十进制因子
	剂量域	标度线性强度值通过单调函数被转换
	e, q, f	分别针对电子、量子、固定模式噪声的系数
	f^D	薄膜密度曲线

F_m	具有内核大小m的二项式滤波器
\downarrow, \uparrow	基本的下采样算符和上采样算符
D, U	下采样算符和上采样算符: $D = \downarrow F_m, U = F_m \uparrow$
f^{NR}	噪声降低函数
f_i^C	频带特异的对比度增强函数
H	高通
I	原始图像
L	低通
M	剂量域映射
s^{lin}	线性剂量域中的探测器信号
s^{log}	对数剂量域中的探测器信号
σ_i	针对噪声的频带特定标准偏差

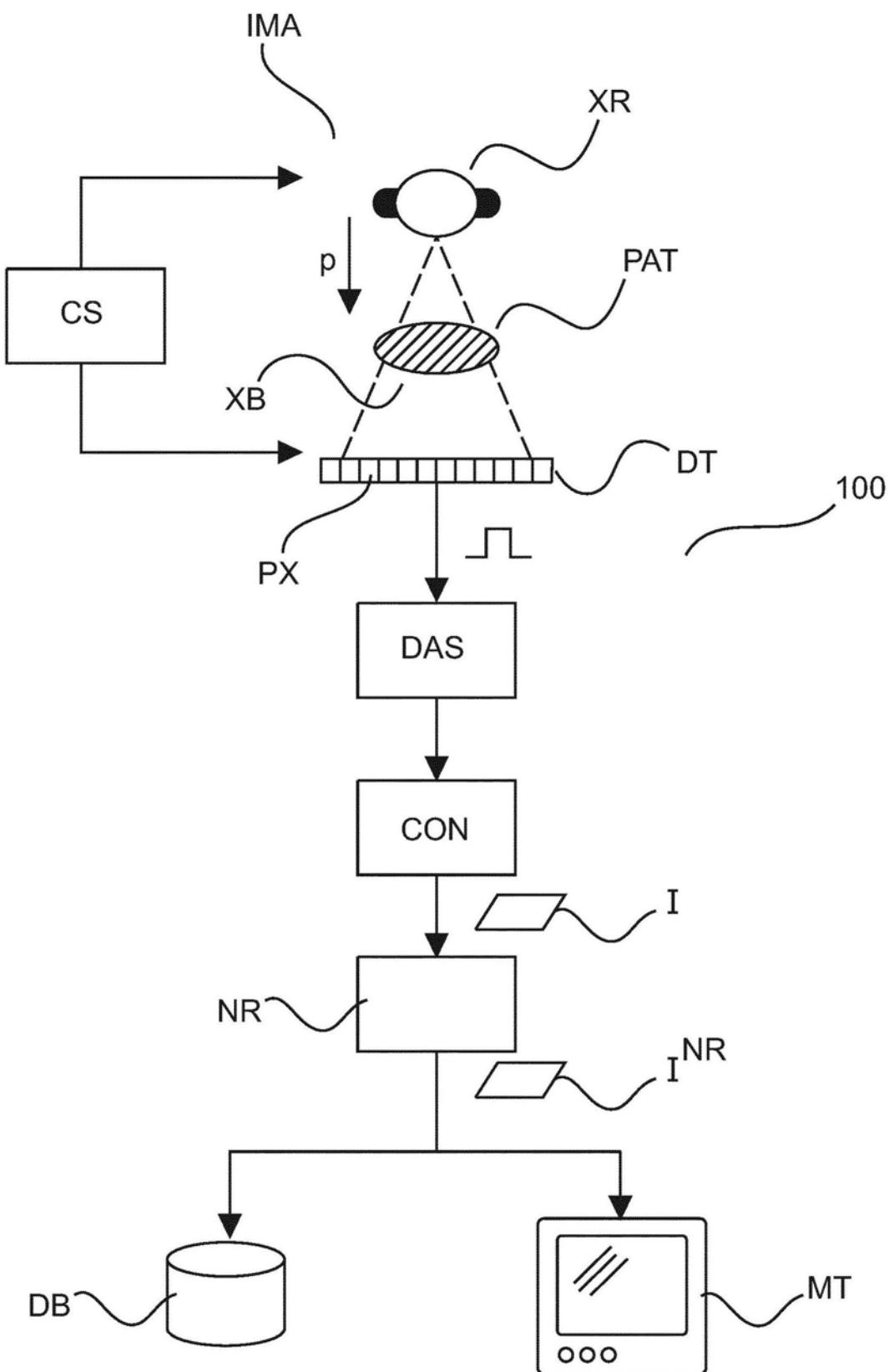


图1

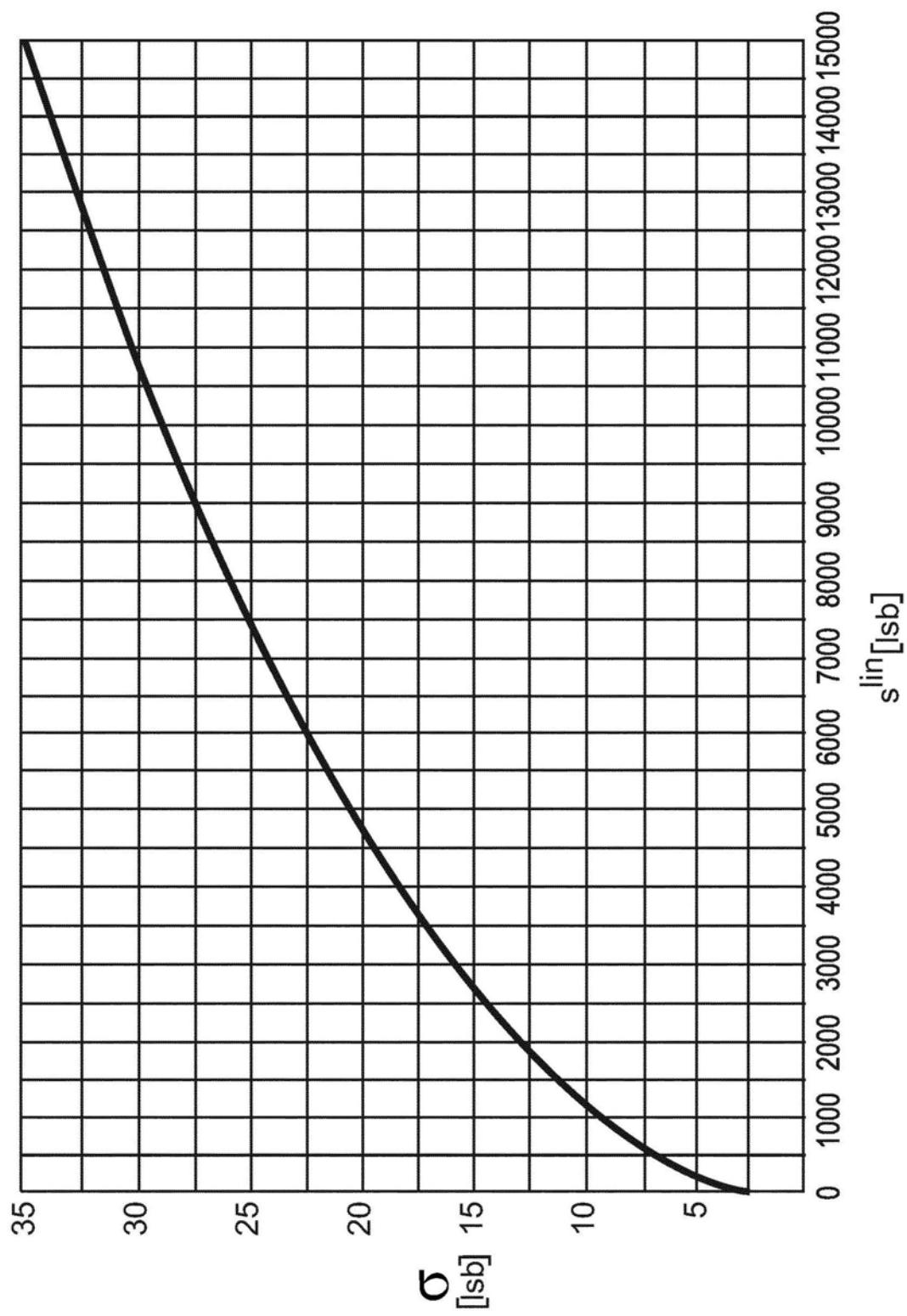


图2

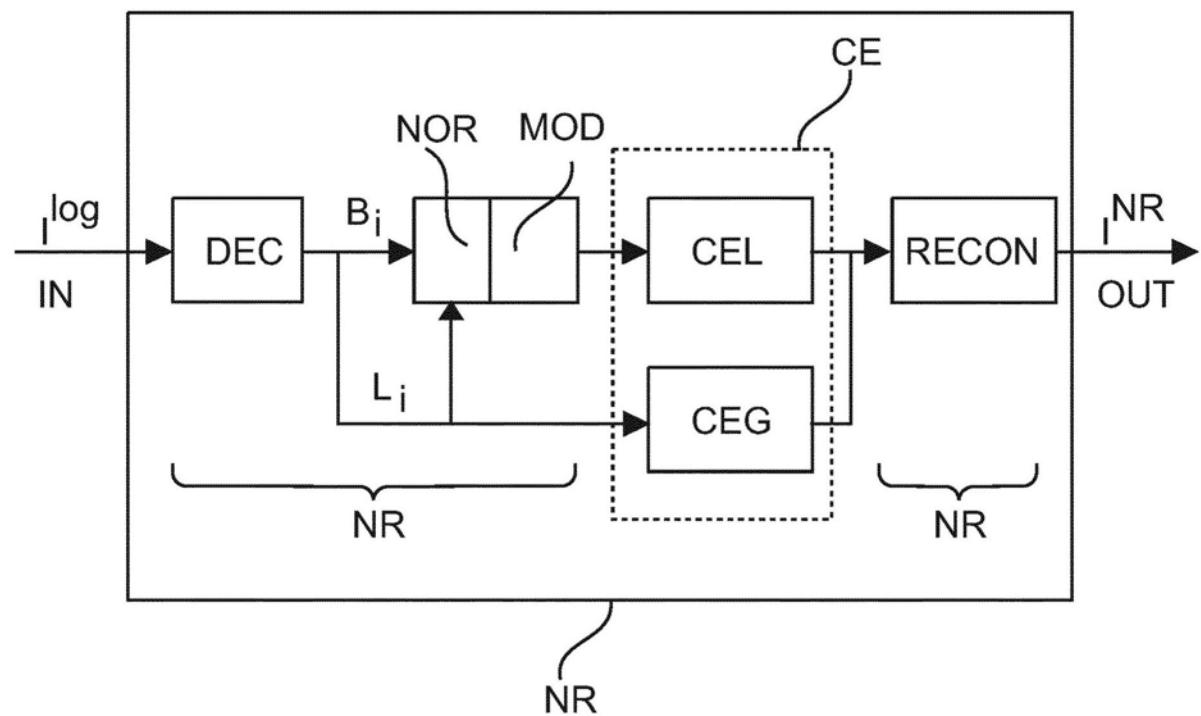


图3

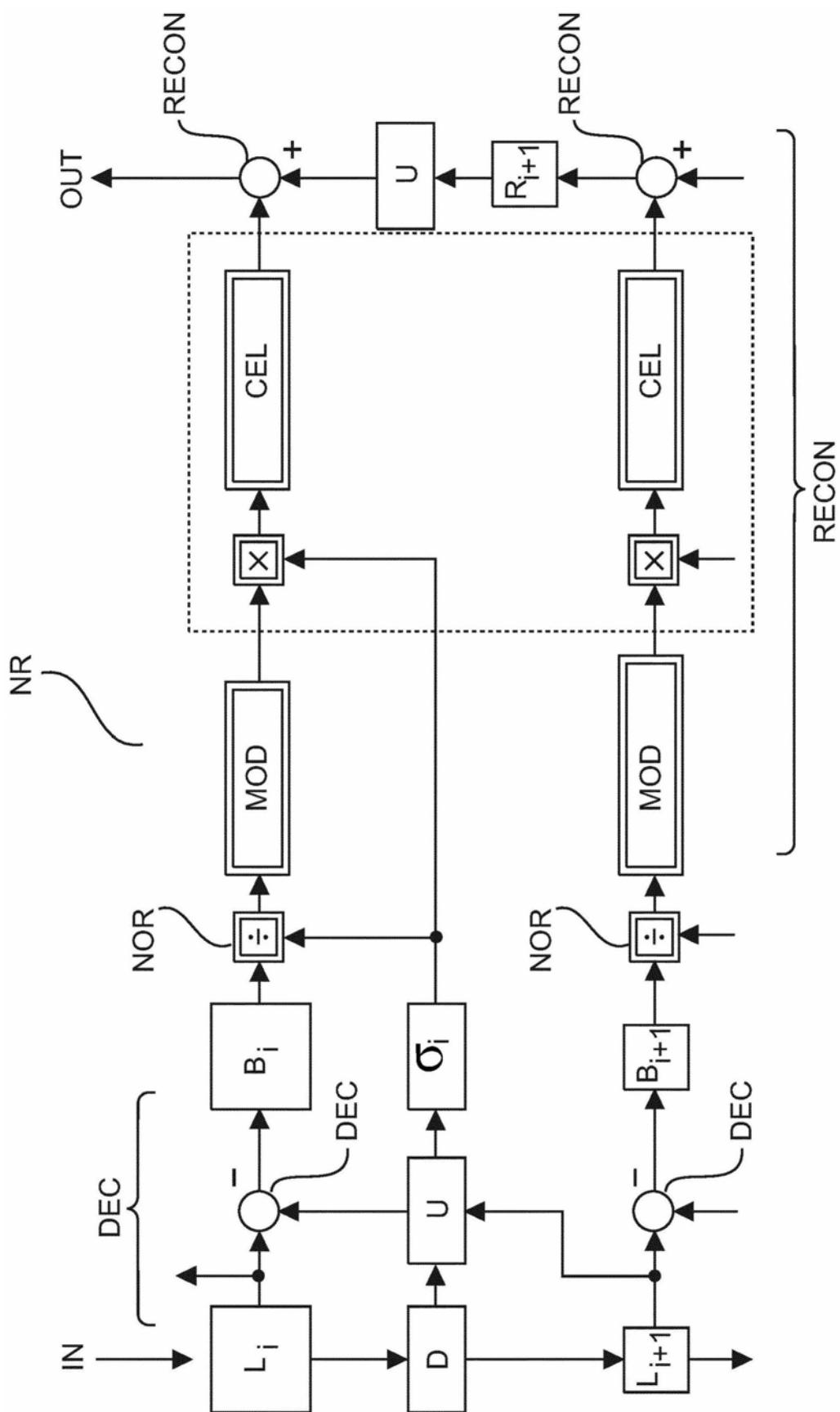


图4

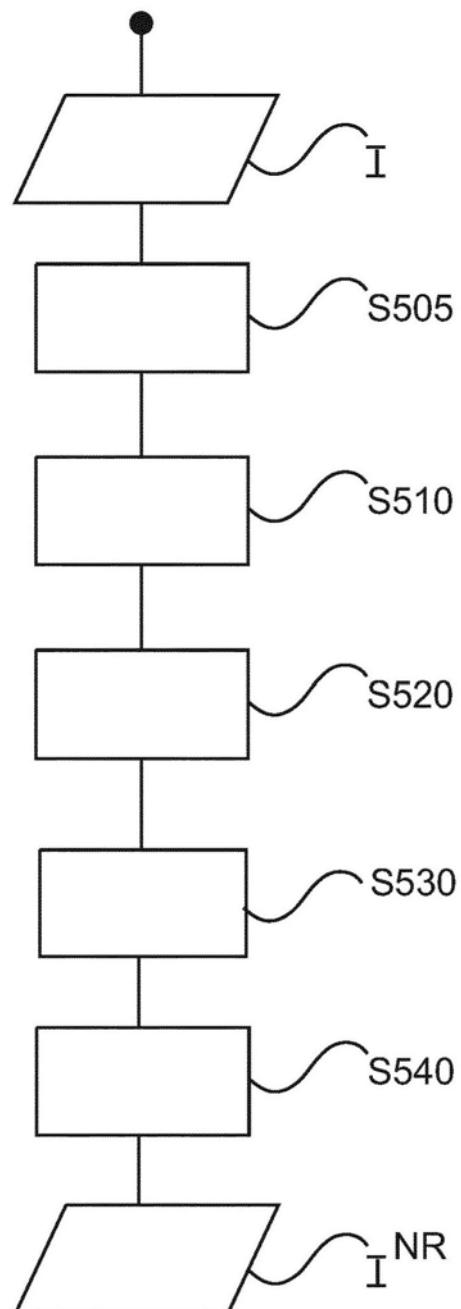


图5

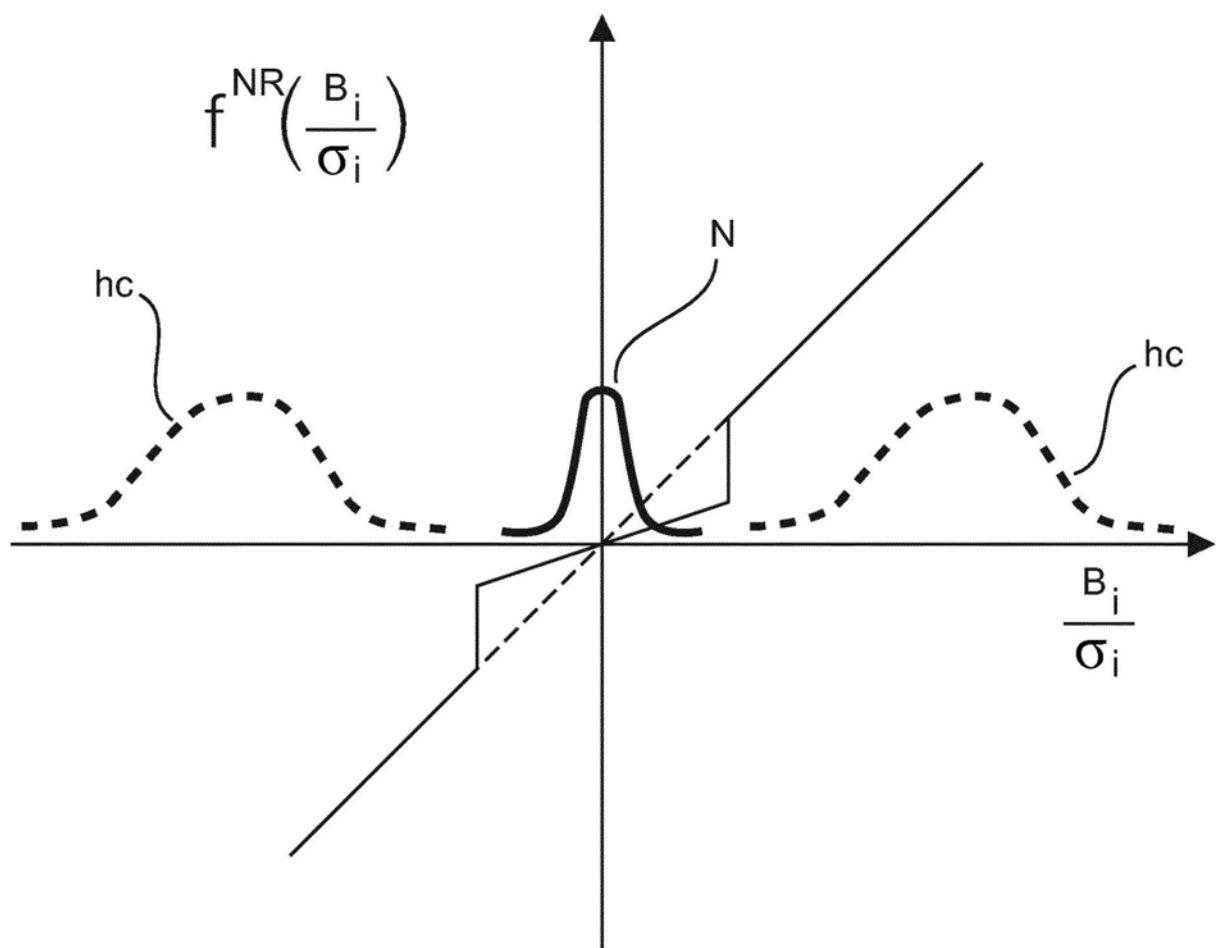


图6

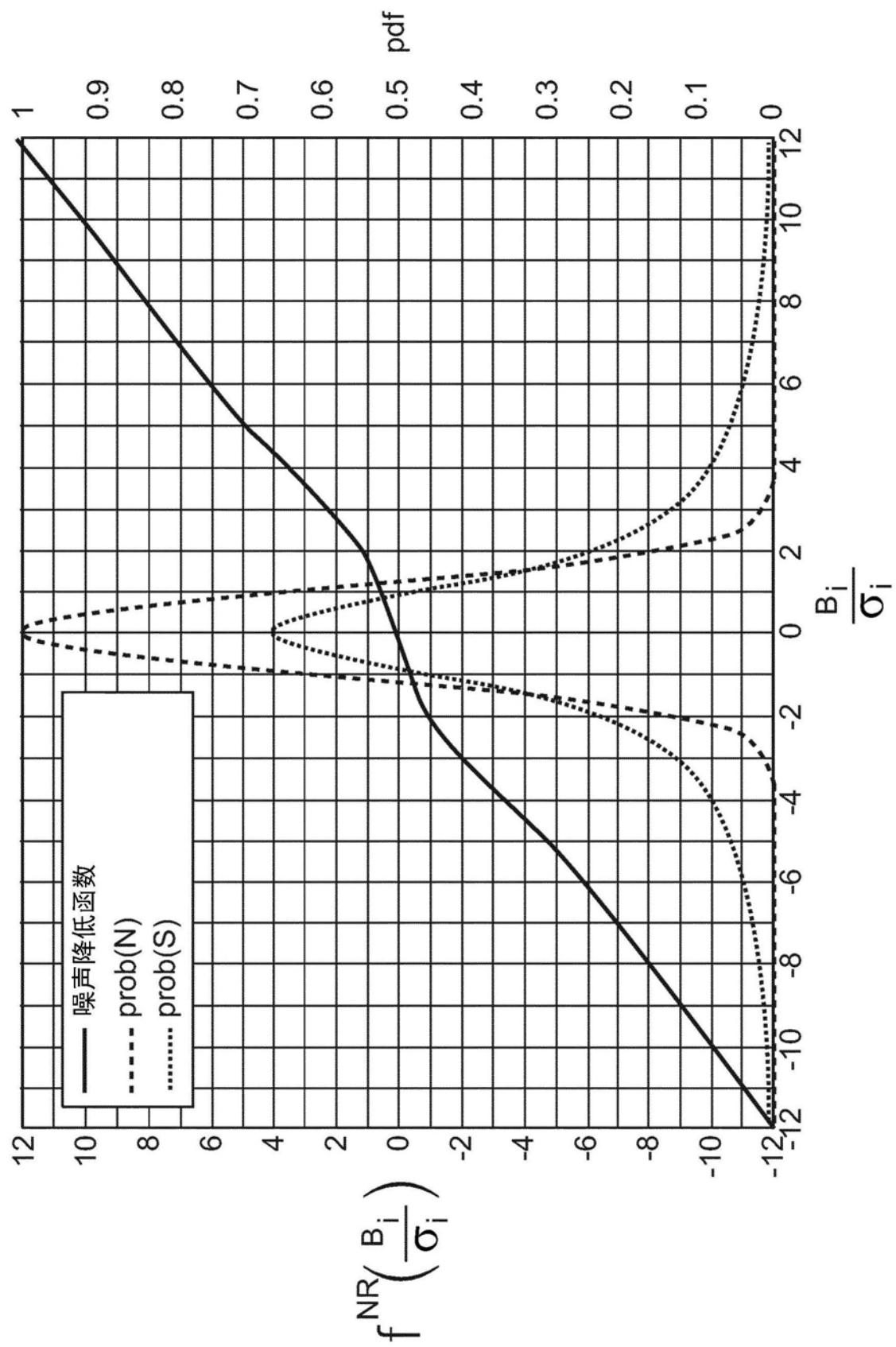


图7

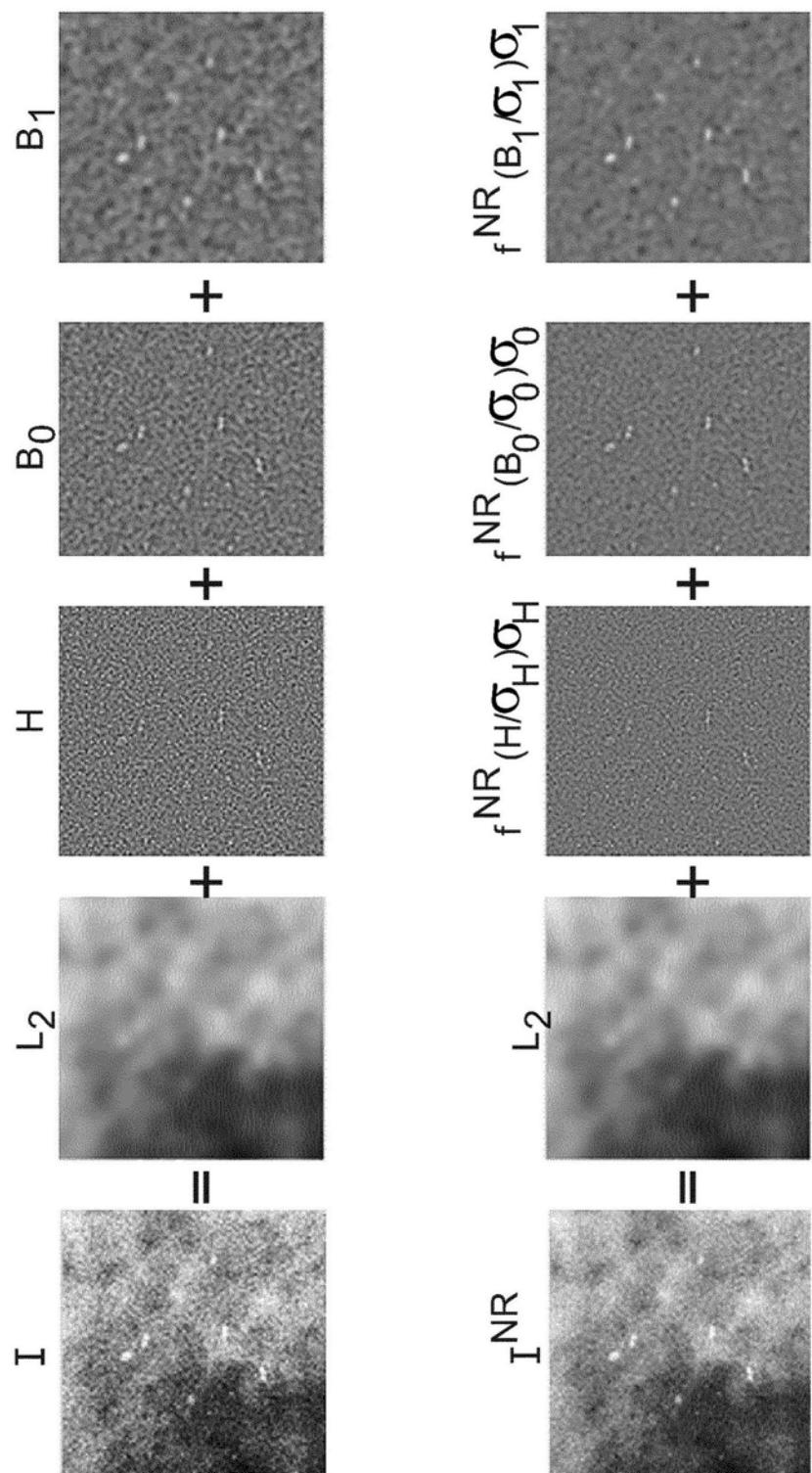


图8

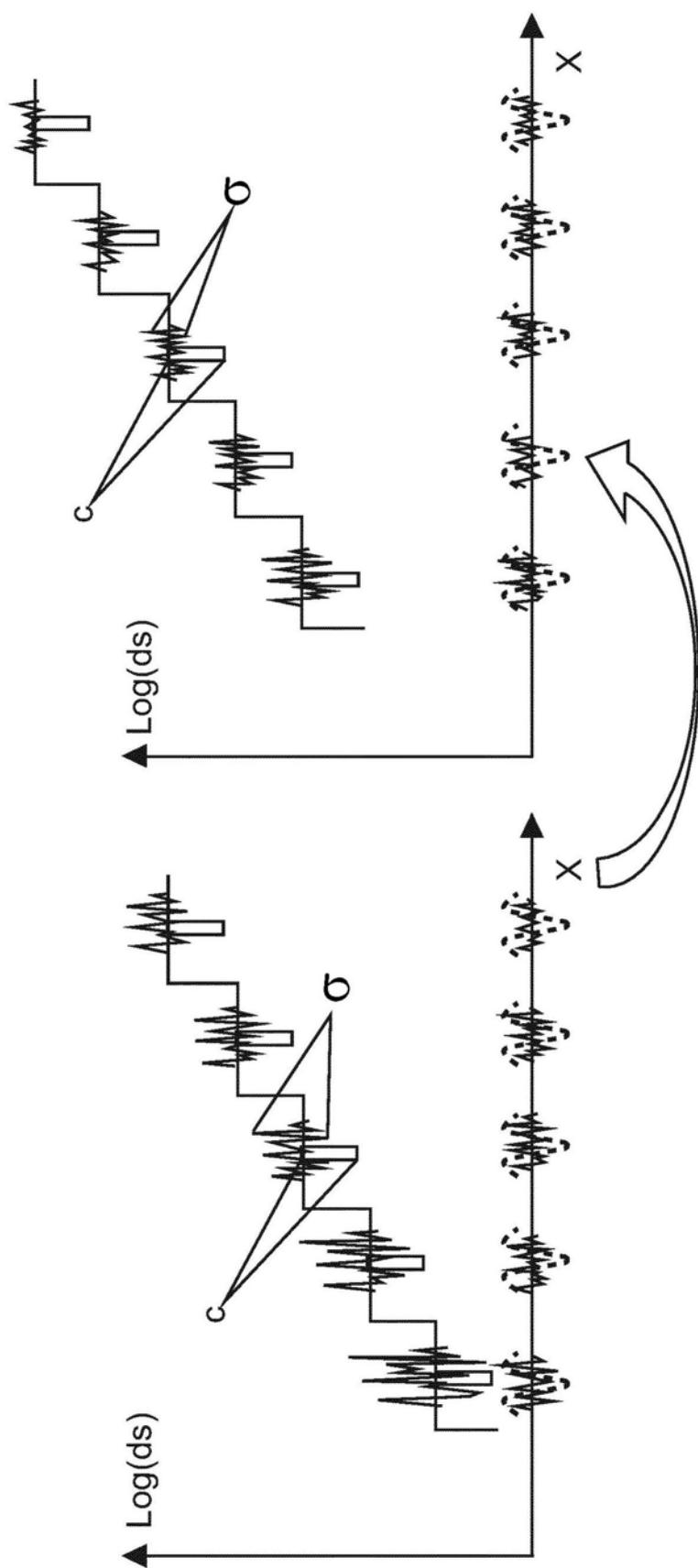


图9