



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109195526 B

(45)授权公告日 2020.08.14

(21)申请号 201780033712.5

(22)申请日 2017.05.31

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109195526 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(30)优先权数据
16173360.5 2016.06.07 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.30

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/063079 2017.05.31

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/211625 EN 2017.12.14

(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 J·E·弗雷登贝里
K·E·L·贝里格伦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

G01N 23/04(2018.01)

G01N 23/087(2006.01)

A61B 6/02(2006.01)

审查员 王京阳

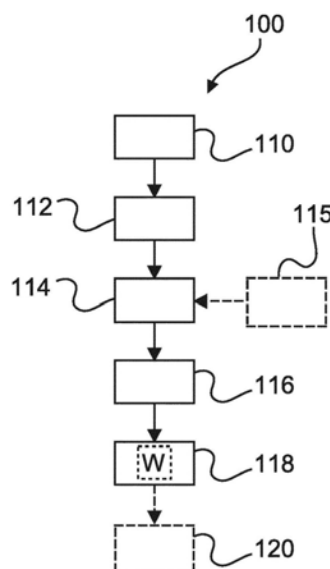
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

X射线成像系统和定量成像方法及其计算单元

(57)摘要

本发明提出了对谱图像数据与非谱图像数据进行组合以便克服不同数据获取方法的限制。来自所述方法的结果优选根据空间频率进行组合,从而谱图像数据在低频率下提供高准确性,而非谱图像数据在高频率下帮助减少噪声。本发明实现了X射线成像的不同领域中的一系列应用,诸如改善的组织对比度和组织表征。



1. 一种用于处理定量图像数据的计算单元(C),
其中,所述计算单元包括:
接收单元(31);以及
处理单元(33),
其中,所述接收单元被配置用于接收感兴趣对象的谱图像数据;
其中,所述接收单元被配置用于接收所述感兴趣对象的非谱图像数据;
其中,所述处理单元被配置用于从所述谱图像数据根据位置来计算物质性质;
其中,所述处理单元被配置用于从所述非谱图像数据根据位置来计算物质性质;
其中,所述处理单元被配置用于通过取决于所述图像中的空间频率对所述谱图像数据和所述非谱图像数据进行加权来根据所述空间频率对从所述谱图像数据和所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合。
2. 根据权利要求1所述的计算单元(C),
其中,所述处理单元(33)被配置为给予所述谱图像数据的低空间频率部分相比于所述非谱图像数据的低空间频率部分更强的权重;并且
其中,所述处理单元被配置为给予所述非谱图像数据的高空间频率部分相比于所述谱图像数据的高空间频率部分更强的权重。
3. 一种X射线成像系统(1),包括:
根据权利要求1或2所述的计算单元(C),以及
成像单元(26),
其中,所述成像单元被配置为向所述计算单元提供谱图像数据和非谱图像数据。
4. 根据权利要求3所述的X射线成像系统(1),
其中,所述谱图像数据和/或所述非谱图像数据是相位对比图像数据、差分相位对比图像数据或者暗场图像数据。
5. 一种用于定量图像数据处理的方法,所述方法包括以下步骤:
采集感兴趣对象的谱图像数据(110);
从所述谱图像数据根据位置来计算物质性质(112);
采集所述感兴趣对象的非谱图像数据(114);
从所述非谱图像数据根据位置来计算物质性质(116);并且
根据空间频率对从所述谱图像数据和所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合(118),其包括取决于所述图像的所述空间频率对所述谱图像数据和所述非谱图像数据进行加权(w)的步骤。
6. 根据权利要求5所述的方法,
其中,所述谱图像数据是谱断层合成数据,和/或所述非谱图像数据是非谱断层合成数据。
7. 根据权利要求5或6所述的方法,
其中,采集所述非谱图像数据(114)的所述步骤包括使用额外的先验假设和/或额外的数据输入(115)。
8. 根据权利要求5或6所述的方法,
其中,根据空间频率对从所述谱图像数据和所述非谱图像数据计算的所述物质性质进

行组合的所述步骤至少部分地在空间频率域中被执行。

9. 根据权利要求5或6所述的方法，

其中，根据空间频率对从所述谱图像数据和所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合的所述步骤至少部分地在空间域中被执行，并且包括低通滤波、带通滤波和高通滤波中的一种和/或与滤波器核的卷积。

10. 根据权利要求5所述的方法，

其中，根据空间频率进行加权(w)的所述步骤给予所述谱图像数据的低空间频率部分相比于所述非谱图像数据的低空间频率部分更强的权重，并且

其中，根据空间频率进行加权的所述步骤给予所述非谱图像数据的高空间频率部分相比于所述谱图像数据的高空间频率部分更强的权重。

11. 根据权利要求5或6所述的方法，

其中，从所述谱图像数据和所述非谱图像数据根据位置来计算物质性质的所述步骤包括识别或表征以下中的至少一项的步骤：

识别病灶的性质；

识别乳房组织或皮肤的性质，其中，所述乳房组织包括腺体乳房组织和脂肪乳房组织；所述感兴趣对象内部的对比剂的浓度。

12. 根据权利要求11所述的方法，其中，所述病灶包括囊肿或肿瘤或微钙化。

13. 一种计算机可读介质，包括计算机程序，所述计算机程序当被处理器运行时适于执行根据权利要求5至12中的任一项所述的方法的步骤。

X射线成像系统和定量成像方法及其计算单元

技术领域

[0001] 本发明涉及用于处理定量图像数据的计算单元、X射线成像系统、用于定量图像数据处理的方法、以及计算机程序单元和计算机可读介质。

背景技术

[0002] 在临床X射线成像中,例如在乳房摄影中,定量成像被用于测量诸如组织的不同类型的物质的量,其可以被用于改善的风险评估、探测、诊断和处置的输入。例如,使用定量成像的体积乳房密度的测量允许评估罹患乳腺癌的风险、评估乳房摄影的效果、导出改善的辐射剂量估计以及随着时间监测药物处置的效果以便调整药物剂量。定量成像在乳房摄影中的另一种应用是在不同病灶类型、例如在囊性病灶与实质性病灶之间进行区别,以便提供更好的诊断。

[0003] 用于定量成像的若干种方法是可用的,包括谱成像方法和非谱成像方法。谱成像指代在多个光子能量谱(例如,至少两个不同的能量谱)下对对象进行成像。在W0 2013/076662中描述了一种用于X射线成像中的谱图像处理的方法。在给定的剂量下,谱成像一般与相比于非谱成像更高的噪声相关联,因为:1) 可用的剂量在若干谱内被分离,并且2) 谱处理常常涉及不同谱之间的差异,这是增加噪声的操作。增加的噪声一般导致能够被探测和被量化的关于结构尺寸的下限。相比于谱成像,非谱定量成像方法常常依赖于先验信息和额外假设、或者诸如通过计算机断层摄影而采集的完全非谱3D图像数据。

[0004] 定量成像常常在全局水平上被应用,报告例如针对图像或整个乳房的单个值。然而,局部定量信息,例如乳房内的物质性质的地图,能够对于例如找到风险增加的区域(为了在处置监测中的更好区别)、对局部物质性质的分类或量化(诸如特定物质的普遍性,包括肿瘤组织、囊液和对比剂)是有价值的。然而,利用谱成像获得的局部定量信息可能太多噪声而不能在合理剂量水平下是有用的。尽管利用非谱成像获得的定量信息在给定的剂量下是更少噪声的,但是对于假设和/或先验信息的固有需要常常导致相比于谱成像更低的总体测量精确度。

[0005] US 2007/147574 A1描述了一种用于采集包括能量积分(EI)和能量甄别(ED)数据测量的图像数据集的方法。所述方法包括在采集周期期间获得EI测量数据和ED测量数据。所述方法然后包括在重建之前、在重建期间或者在重建之后对EI测量数据和ED测量数据进行组合。最后,所述方法包括对原始的或组合的数据集执行重建来获得EI图像和一幅或多幅ED分量图像中的一个或多个。

[0006] W0 2015/011587 A1描述了一种包括探测器阵列的成像系统,所述探测器阵列探测穿过检查区域的辐射。所述探测器阵列包括探测穿过检查区域的辐射的第一子部分并且生成指示其的第一信号的至少一组非谱探测器。所述探测器阵列还包括探测穿过检查区域的辐射的第二子部分并且生成指示其的第二信号的至少一组谱探测器。所述成像系统还包括处理所述第一信号和所述第二信号从而生成体积图像数据的重建器。

[0007] US 2015/348258 A1描述了一种被提供为使用组合的第三代能量积分计算机断层

摄影投影数据和第四代谱分辨计算机断层摄影投影数据来重建图像的装置。所述装置包括处理电路,所述处理电路被配置为:从能量积分探测器获得表示投影数据的第一投影数据;从光子计数谱甄别探测器获得表示投影数据的第二投影数据;并且通过使用所述第一投影数据和所述第二投影数据求解组合系统的矩阵公式来重建第一组合系统基础图像和第二组合系统基础图像。

发明内容

[0008] 因此,可能存在对于提供在局部水平上的增强的定量图像数据、即图像中的分辨位置的定量信息的需要。

[0009] 本发明的目的是由独立权利要求的主题来解决的,其中,另外的实施例被并入在从属权利要求和以下描述中。

[0010] 应当注意,本发明的以下描述的各方面适用于计算单元、X射线成像系统、方法、以及计算机程序单元和计算机可读介质。

[0011] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于处理定量图像数据的计算单元。所述计算单元包括接收单元和处理单元。所述接收单元被配置用于接收感兴趣对象的谱图像数据。所述接收单元还被配置用于接收所述感兴趣对象的非谱图像数据。所述处理单元被配置用于从所述谱图像数据根据位置来计算物质性质。类似地,所述处理单元被配置为从所述非谱图像数据根据位置来计算物质性质。此外,所述处理单元被配置用于对从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合。

[0012] 根据本发明的第一方面,根据位置的物质性质的组合是由所述处理单元通过依据所述图像中的空间频率对所述谱图像数据和所述非谱图像数据进行加权而根据空间频率组合所述物质性质来执行的。

[0013] 根据一个实施例,通过对从谱图像数据和从非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合,所述处理单元被配置为给予所述谱图像数据的低空间频率部分相比于所述非谱图像数据的低空间频率部分更强的权重。相应地,所述处理单元还可以被配置为给予所述非谱图像数据的高空间频率部分相比于所述谱图像数据的高空间频率部分更强的权重。

[0014] 本发明的构思是对来自不同定量成像方法(具体地,来自谱成像和非谱成像)的信息进行组合,以便克服不同方法的限制,由此获得增强的分辨率和精确度以及最终改善的信息。具体地,从例如断层合成和/或非谱二维(2D)方法获得的高空间频率信息能够与从谱成像获得的低空间频率信息进行组合,以便创建能够被用于局部定量成像的高精确度并且低噪声的数据,例如以创建物质性质的地图(map)。以这种方式,能够在局部水平上提供增强的定量图像数据,亦即,图像中的分辨位置的定量信息。

[0015] 谱图像数据是通过至少在两种不同的X射线能量谱下对感兴趣对象进行成像并且利用不同物质的衰减由具有对应不同能量依赖性的相互作用机制的组合构成的事实来采集的。作为范例,诸如乳房组织的软组织的衰减主要由光电吸收和康普顿散射构成,其继而依赖于组织的原子数和电子密度。通过使用其相应的能量依赖性从这两个分量提取对总衰减的相应贡献,被成像的组织能够被分解成两种成分,诸如脂肪组织和纤维腺体乳房组织。例如,谱图像数据能够从通过将对象暴露于至少两个不同的X射线谱而采集的感兴趣对象的至少两幅X射线图像获得,由此获得例如高能量谱图像和低能量谱图像。

[0016] 根据本发明的第二方面,提供了一种用于提供增强的定量图像信息的X射线成像系统。所述系统包括根据上文所描述的方面和上文所描述的实施例的用于处理定量图像数据的计算单元。此外,所述系统包括成像单元,所述成像单元被配置用于向所述计算单元提供谱图像数据和非谱图像数据。所述X射线成像装置还可以包括X射线源、包括前文所提到的成像单元的X射线探测器布置。所述X射线源被配置为朝向所述X射线探测器布置提供X辐射。所述X射线探测器布置被配置为探测具有至少两个不同X射线能量谱的辐射以便提供谱图像数据。例如,所述X射线源能够被配置为提供具有第一固定能量谱的辐射,并且所述X射线探测器布置能够被配置为在辐射已经穿过感兴趣对象之后探测所述辐射。所述X射线源然后能够被配置为随后提供具有与第一固定能量谱不同的第二固定能量谱的辐射,并且所述X射线探测器布置能够被配置为在辐射已经穿过感兴趣对象之后探测与第二固定能量谱相对应的信号。非谱图像数据随后能够例如根据与由所述X射线源提供的至少两个不同X射线能量谱有关的谱图像数据的总和或积分从所述谱图像数据导出。非谱图像数据也可以被单独地提供。例如,为了提供非谱图像数据,所述X射线源能够被配置为提供额外的谱的X射线,并且所述X射线探测器布置能够被配置为在辐射已经穿过感兴趣对象之后探测所述辐射。

[0017] 根据实施例,所述X射线成像系统被配置为采集相位对比图像、差分相位对比图像或暗场图像。在这种情况下,谱图像数据和/或非谱图像数据是相位对比数据、差分相位对比数据或暗场数据。

[0018] 根据一个实施例,替代地或者除了关于对X射线的吸收的信息,谱图像数据和/或非谱图像数据包含关于已经穿过感兴趣对象的X射线的相位的信息。这样的信息被称为相位对比,并且能够在一些配置中被采集为关于图像中的位置的相位的差分,在此情况下其被称为差分相位对比。

[0019] 根据一个实施例,替代地或者除了关于对X射线的吸收的信息,谱图像数据和/或非谱图像数据包含关于对象的小角度X射线散射性质的信息。这样的信息能够被用于形成所谓的暗场图像。

[0020] 对谱图像数据和非谱图像数据的采集例如可以利用分辨能量的光子计数探测器来同时完成。在后一种情况下,谱图像数据可以指代以特定能量间隔的光子的计数,而所述非谱图像数据可以指代积分的、因此求和的/总体的光子计数数据。然而,对谱数据和非谱数据的采集也能够例如通过两种不同的X射线成像系统或者两种不同的X射线成像方法来单独地完成。

[0021] 应当注意,本发明具体涉及被采集为二维(2D)数据和/或断层合成数据的图像数据的改善。然而,具有完全三维(3D)信息的计算机断层摄影(CT)成像不是本发明的范围。

[0022] 根据本发明的第三方面,提供了一种用于定量图像数据处理的方法。所述方法包括以下步骤:采集感兴趣对象的谱图像数据,并且随后从所述谱图像数据根据位置来计算物质性质。此外,采集所述感兴趣对象的非谱图像数据,并且从所述非谱图像数据根据位置来计算物质性质。最后,根据空间频率对从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合。

[0023] 应当理解,所述方法的步骤也能够以不同的顺序来执行。所述非谱图像数据能够在所述谱图像数据之前被采集,或者所述谱图像数据和所述非谱图像数据能够被同时地采

集。此外,对所述谱图像数据和所述非谱图像数据的根据位置的物质性质的处理、即计算能够以不同的顺序来完成。例如,所述非谱图像数据能够在对所述谱图像数据的处理之前被处理,或者对所述谱图像数据和所述非谱图像数据的处理能够并行地/同时地完成。

[0024] 根据实施例,从所述谱图像数据和所述非谱图像数据计算的所述物质性质被提供为视觉表示。视觉表示例如能够通过感兴趣对象的地图来给出,该地图示出了所述感兴趣对象的总体结构并且根据不同的颜色来描绘不同的(子)结构和/或物质。

[0025] 根据实施例,所述谱图像数据和/或所述非谱图像数据是断层合成数据。断层合成是通过从相比于CT有限的角度范围对对象进行成像来提供3D信息的技术,而CT是通过从至少180度的角度范围对所述对象进行成像来提供完全3D信息。断层合成采集常常被可视化为能够被滚动通过的一堆切片。断层合成中的有限角度范围的结果是深度分辨率相比于切片的平面中分辨率变得相对差。

[0026] 根据实施例,所述非谱图像数据作为对所述谱图像数据的采集的部分进行采集。换言之,所述非谱图像数据是在所述谱图像数据的采集期间被采集的。亦即,所述非谱图像数据可以被采集为从所述谱图像数据导出的数据。这能够使用光子计数探测器来完成,其中,所述非谱图像数据指代光子的总计数。然而,图像数据采集并不限于对光子计数探测器的使用。能够使用其他类型的探测器,以便也作为谱数据的部分来采集非谱数据。针对其他探测器的范例是夹置探测器,并且针对其他成像配置的范例是在切换kVp(峰值千伏电压,指代X射线管的加速电压)时的多次暴露和/或与光子计数或积分探测器组合的X射线滤波。

[0027] 根据实施例,对所述非谱图像数据的采集的步骤包括对额外的先验假设和/或额外的数据输入的使用。例如,在此背景下能够使用针对感兴趣对象的形状模型、图像的某些位置中的厚度测量结果或已知物质性质。例如,在乳房密度测量的情况下,其中,乳房体积指代乳房中的纤维腺体组织的分数量,可能与乳房形状模型组合的挤压浆的高度能够被用于对非谱图像进行归一化,由此对其进行定量。用于为非谱图像数据提供先验信息的另一选项是搜索图像中的仅包含一种类型的物质(例如,脂肪乳房组织)的区域,并且使用该区域中的像素值来对图像进行归一化。也能够使用图像中的直方图信息来将像素值关联到正在被成像的对象的特定物理方面。

[0028] 根据实施例,根据空间频率对从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合的步骤至少部分地在例如由对图像的傅里叶变换定义的空间-频域中被执行。

[0029] 根据另一实施例,根据空间频率对从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合的步骤至少部分地在空间域中被执行。这可以包括与滤波器核的卷积和/或借助于低通滤波、带通滤波或高通滤波的步骤。

[0030] 根据本发明的第三方面,对从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算的所述物质性质进行组合的步骤包括依据所述图像的空间频率对相应的数据进行加权的步骤。在该步骤中,能够使用加权函数,所述加权函数给予所述谱图像数据的低空间频率部分相比于所述非谱图像数据的低空间频率部分更强的权重。另外,所述加权函数能够给予所述非谱图像数据的高空间频率部分相比于所述谱图像数据的高空间频率部分更强的权重。

[0031] 所述加权函数可以是线性加权函数。

[0032] 在从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算所述物质性质的步骤中,识别或

表征诸如囊肿、肿瘤或微钙化的病灶的性质能够被识别和/或量化。替代地或另外地，识别腺体和脂肪乳房组织或皮肤的性质可以被识别和/或量化，或者当图像数据被采集时在感兴趣对象中所使用的对比剂的总体积或浓度可以被识别和/或量化。

[0033] 根据本发明的第四方面，公开了一种计算机程序单元，其适于执行上文和在下文所描述的方法步骤。

[0034] 根据本发明的第五方面，公开了一种计算机可读介质，其包括根据前文所提到的本发明的方面的程序元件。

[0035] 可以认为本发明的主旨是组合来自谱图像数据和来自非谱图像数据的信息，因此具体地在诸如乳房摄影的临床应用中提供局部成像中的增强的精确度和分辨率。

[0036] 参考下文所描述的实施例，本发明的这些方面和其他方面将是显而易见的并得以阐明。

附图说明

[0037] 本发明的示范性实施例将在下文中参考以下附图来进行描述。

[0038] 图1示出了根据本发明的实施例的具有计算单元的X射线成像系统；

[0039] 图2示出了根据本发明的示范性实施例的计算单元；

[0040] 图3示出了根据本发明的实施例的用于增强的定量图像数据处理的示范性方法的基本步骤；

[0041] 图4示出了根据本发明的实施例的方法的另外的范例；

[0042] 图5A和图5B示出了在没有利用和利用根据本发明的实施例的方法的情况下获得的体积乳房密度地图的比较。

具体实施方式

[0043] 图1示出了由使用例如光子计数器的乳房摄影系统给出的X射线成像系统1。X射线成像系统1包括被安装在垂直支撑结构12上的X射线源10。此外，X射线探测器布置20被安装在包括第一支撑表面22的垂直支撑结构12上，患者能够例如将乳房布置到第一支撑表面22上。可调节挤压板或挤压架24被布置在第一支撑表面22上方，允许乳房被布置在挤压板24与第一支撑表面22之间。所述挤压板在高度上是可调节的，如由双箭头14所指示的，以便调整所述第一支撑表面与挤压板的乳房接触表面之间的距离。所述X射线探测器布置可以包括成像单元，所述成像单元被配置为向在下文中所描述的X射线成像系统的计算单元提供谱图像数据以及非谱图像数据。此外，所述X射线探测器布置在高度上是可调节的，如由双箭头16所指示的，以便合适地调节到患者的高度。

[0044] X射线成像系统1还包括数据和供应连接30。借助这些连接，利用所述X射线探测器布置、具体地利用成像单元采集的原始图像数据能够被提供给被示范性地包括在图1中的外壳结构32中的计算单元C。应当注意，所述数据和供应连接能够是有线连接和/或无线连接，如例如WLAN连接或蓝牙连接。此外，图像数据能够被存储在计算机可读介质（诸如CD、DVD、便携式闪烁驱动器或便携式硬盘驱动器）上，并且能够借助于合适的数据提供单元（诸如，例如被连接到计算单元C的CD或DVD驱动器或USB端口）被提供给计算单元C。

[0045] 所述计算单元C能够被连接到被包括在显示器外壳结构34中的显示器单元D，所述

显示器单元D针对已经由计算单元C处理的定量图像数据的数据表示进行调节。例如,由所述显示器单元D可视化的定量图像数据能够是体积乳房密度的地图(也被称为腺体化地图)、或者从已经由所述X射线探测器布置采集并且已经由所述计算单元C处理的谱图像数据和非谱图像数据计算的物质的任何其他组合的地图。

[0046] 应当注意,本发明也涉及其他类型的乳房摄影X射线成像系统,例如患者在面部向下看的情况下正躺在支撑结构上的系统,诸如活检系统。此外,所述X射线成像系统也可以还包括所述X射线源和所述X射线探测器布置能够被安装到的可移动结构,例如,所述图像可以通过使窄探测器跨图像场进行扫描来采集,和/或所述X射线管可以沿着弧形被移动以获得来自多个角度的图像数据。

[0047] 还应当注意,本发明并不限于乳房摄影系统。所述X射线系统能够是提供谱图像数据和非谱图像数据的任何类型的2D或断层合成X射线成像系统。

[0048] 在图1中所示的布置是示意性和示范性的。根据本发明的X射线成像系统例如也可以具有针对包括成像单元、计算单元和显示器单元的X射线探测器布置的共同外壳。

[0049] 图2示意性示出了根据本发明的示范性实施例的计算单元C。所述计算单元包括接收单元31和处理单元33。形成器接收单元能够被配置为从成像单元26接收谱图像数据和非谱图像数据。由此,成像单元26能够被包括在如在图1中示范性示出的X射线探测器布置中。在图2中由接收单元31接收所述谱图像数据和所述非谱图像数据的顺序是任意的。接收可以是相继的或同时的。接收单元31然后能够向处理单元33供应所述谱图像数据和所述非谱图像数据。应当注意,接收单元31也能够接收先前已经被采集并且被存储在存储介质上的谱图像数据和/或非谱图像数据,所述存储介质可以被连接到计算单元以便向接收单元31提供相应的图像数据。处理单元33从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据根据位置来计算物质性质。这能够被同时地或顺序地完成。计算被所述处理单元执行的顺序是任意的。处理单元33还被配置用于根据空间频率对从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算的物质性质进行组合。组合的结果然后能够被提供给显示器单元34。任选地,后者显示器单元34能够被配置用于根据空间频率显示关于所述物质性质的组合的结果。

[0050] 在下文中,参考图3描述了用于处理定量图像数据的示范性方法的基本步骤。应当注意,在图1中所示的X射线探测器布置以及所述计算单元C能够被布置用于执行在下文中所描述的方法步骤。所述方法包括以下基本步骤。在第一步骤110中,采集感兴趣对象的谱图像数据。由此,所述感兴趣对象能够是患者的乳房或乳房的部分。所述谱图像数据能够由包括例如光子计数探测器的X射线探测器布置来采集。所述谱图像数据能够通过感兴趣对象在例如通过使用X射线管中的多个加速电压和/或多个滤波的不同X射线能量谱下的多次暴露来采集。备选地,所述谱图像数据能够通过使用一个X射线谱和能量敏感探测器的单次暴露来采集,所述能量敏感探测器根据其相应的能量将探测到的光子分成多个分组。还能设想到组合这两种方法。即,使用两种不同的谱和能量敏感探测器以进一步增强谱信息。在随后的方法步骤112中,根据位置的物质性质是根据谱图像数据来计算的。所述位置能够指代物理空间中(例如,在2D或3D坐标中)的位置。时间维度可以被任选地添加。此外,在方法步骤114中,采集所述感兴趣对象的非谱图像数据。根据这些非谱图像数据,在步骤116中计算根据位置的物质性质。

[0051] 应当注意,替代地或者除了关于对X射线的吸收的信息,所述谱图像数据和/或所

述非谱图像数据可以包含关于已经穿过所述感兴趣对象的X射线的相位的信息。这样的相位对比信息可以被采集为关于在图像中的位置的相位的差分。在后一种情况下,其被称为差分相位对比。还应当注意,替代地或者除了关于对X射线的吸收的信息,所述谱图像数据和/或所述非谱图像数据可以包含关于所述对象的小角度X射线散射性质的信息。这样的信息能够被用于形成暗场图像。

[0052] 对所述谱数据和所述非谱数据的采集可以是以相反的顺序,或者被组合成从所述谱数据导出所述非谱数据的单个步骤。在方法步骤118中,从所述谱图像数据和从所述非谱图像数据计算的所述物质性质根据空间频率被组合,其中,所述空间频率在这种意义上表示图像中的结构尺寸;图像的正弦分量在每单位距离重复多少次的测量是必要的。

[0053] 在任选的方法步骤120中,提供了从谱图像数据和非谱图像数据计算的物质性质的视觉表示。

[0054] 在步骤110中所采集的所述谱数据能够利用谱光子计数探测器来采集。在这种情况下,所述谱探测器生成例如低能量(例如,谱的下半部分)和高能量(例如,谱的上半部分)计数,由此在每次图像采集中生成两个图像数据集。完全谱总(非谱)计数简单地为低能量计数和高能量计数的总和。低能量数据集和高能量数据集均具有每个像素的更低数量的计数,并且因此具有相比于总计数数据的更高的量子噪声。所述总计数数据然后能够生成具有最大信噪比的图像,而低能量数据和高能量数据均生成具有不同平均能量和比总计数图像更低的信噪比的图像。所述低能量计数图像和所述高能量计数图像随后能够被组合以生成谱图像。通过该程序获得的所述谱图像将具有相比于总计数图像增加的噪声,因为:1) 低能量计数图像和高能量计数图像中的每个中的信噪比是更低的,并且2) 谱处理常常相当于获取两幅图像之间的差异,其是在图像信号减少时实质上添加两幅图像的噪声的操作。

[0055] 根据示范性实施例,方法步骤110中的所述谱数据被采集为谱断层合成数据。谱断层合成数据能够使用光子计数探测器、或者例如夹置探测器、kVp切换、滤波器切换或多次暴露来采集。

[0056] 在方法步骤114中所采集的所述非谱数据能够是与单独采集的非谱图像有关的数据,或者所述非谱图像能够是作为谱图像采集的部分而采集的总计数数据。

[0057] 根据图3的示范性方法可以包括,作为另外的任选方法步骤,在对所述非谱图像数据的采集中使用额外的先验假设和/或额外的数据输入的子步骤115。例如,所述非谱图像数据可以使用或者可以不使用来自外部传感器的输入来归一化,所述输入例如是乳房的独立厚度测量(诸如与挤压浆的位置相关联的挤压高度)、或者通过光学或其他传感器确定的乳房的厚度或形状。可以为归一化所述非谱图像数据提供额外信息的其他外部传感器包括与挤压力有关的传感器、挤压浆或乳房支撑物上的压力传感器、或者任何非X射线辐射传感器(诸如超声传感器、光学传感器、无线电波传感器或雷达传感器)。此外,所述非谱图像数据可以经受或不经受图像处理操作,包括对同质区域的探测、乳房高度模型、直方图分析、分割或聚类操作、或者具有将像素值转换为被成像对象的物理性质的目的的任何其他操作。

[0058] 根据一个实施例,在步骤114中的所述非谱数据能够是断层合成数据。在断层合成中,不同组织类型之间的差异能够通过逐切片的基础上对图像像素值的分割在三维(3D)中来实现。逐像素二维(2D)组织地图能够通过沿着深度方向求平均来计算。然而,断层合成

仅提供有限的3D信息,因为所述采集的角度方位是有限的,并且平面中的分辨率一般比深度分辨率好得多。此外,所述深度分辨率对于具有小的平面中范围的结构是更好的,并且对于大结构是更坏的。因此,由于点扩散函数的不对称形状,3D分割的精确度将取决于所述结构的平面中(2D)延伸范围。所述分割仅针对与高空间频率相对应的小结构将是良好的。与低空间频率相对应的大结构在沿着深度方向时将是模糊的,并且来自这些结构的贡献将被过度估计,因为其将沿着高度方向占据比对应于其实际范围更大数量的切片。限制的情况是占据完全平面中视场的结构,对于该结构而言,将不存在高度信息并且该结构不能够在所述切片的任意切片中进行分割。

[0059] 在步骤114中所采集的所述非谱图像数据能够通过利用C型臂CBCT(锥形束计算机断层摄影)系统的局部旋转来采集的断层合成数据。在这种情况下,在步骤110中所采集的谱图像数据能够例如通过利用交替的滤波器和/或kVp的多次扫描来采集。

[0060] 从所述谱图像数据计算的物质性质以及从所述非谱图像数据计算的物质性质可以包括正常乳房组织,诸如腺体和脂肪乳房组织和皮肤。此外,物质性质可以包括对比剂,诸如碘。在对比增强的成像中,本发明可以例如通过减少噪声来改善对碘浓度的测量。本发明也可以改善乳房中的碘的可见性,增强血管和更小结构中的碘的普遍性。另外地,或者替代前文所提到的物质性质,物质性质能够包括乳房病灶,诸如囊肿、肿瘤或微钙化。

[0061] 在图4中示出了根据本发明的方法的另外的示范性实施例。图4涉及所述非谱图像数据作为在方法步骤111中的谱图像数据的采集的部分被采集的情况。如在图3中示出的方法步骤的背景下所讨论的,同样地,在图4中所示的示范性实施例的情况下,对所述非谱数据的采集能够包括使用额外的先验信息和/或额外的数据输入,如通过方法步骤115所指示的。在图3的讨论的背景下提供了范例。从在方法步骤111中所采集的所述谱图像数据,在方法步骤112中计算根据位置的物质性质。因为所述非谱图像数据与所述谱图像数据一起在步骤111中被采集,所以在方法步骤116中,所述非谱数据能够被处理,并且所述物质性质能够根据这些数据来计算。该方法步骤116能够与方法步骤112并行地、在方法步骤112之前或者在方法步骤112之后被执行。最后,在步骤112中根据所述谱图像数据而计算以及在步骤116中根据所述非谱图像数据而计算的所述物质性质在方法步骤118中被组合。如已经在图3的背景下所讨论的,任选方法步骤120可以遵循在图4中的方法步骤118。任选的方法步骤120由此涉及对来自谱图像数据和非谱图像数据的组合的物质性质的视觉表示的调节。

[0062] 参考图3和图4,方法步骤118还能够分别包括以下子步骤。组合从所述谱图像数据和所述非谱图像数据计算的所述物质性质的方法步骤118可以包括取决于空间频率对所述谱图像数据和所述非谱图像数据进行加权的子步骤w。所述加权能够被完成,使得所述谱图像数据的低空间频率部分得到比所述非谱图像数据的低空间频率部分更强的权重。此外,所述加权能够给予所述非谱图像数据的高空间频率部分相比于所述谱图像数据的高空间频率更强的权重。例如,在本发明的实施例中,所述加权能够利用线性加权函数来执行,对于低空间频率而言,其考虑前文所提到的对谱图像数据的更强的加权,而对于高空间频率而言,其考虑对非谱图像数据的更强的加权。

[0063] 进一步参考图3和图4中的方法步骤118,根据空间频率从所述谱图像数据和所述非谱图像数据计算的所述物质性质的组合能够在空间频率域中被执行。在这种情况下,可以使用以下关系,以便从所述谱图像数据和所述非谱图像数据获得组合的定量图像数据:

$$[0064] \quad I_{\text{增强的}} = \mathcal{F}^{-1} \left(w_{\text{谱}}(f) \mathcal{F}(I_{\text{谱}}(x)) + w_{\text{非谱}}(f) \mathcal{F}(I_{\text{非谱}}(x)) \right)$$

[0065] $I_{\text{增强的}}$ 表示根据组合所述谱图像数据和所述非谱图像数据而获得的增强的定量图像数据。此外, $I_{\text{谱}}$ 表示所述谱图像数据, 并且 $I_{\text{非谱}}$ 表示所述非谱图像。函数 $w_{\text{谱}}$ 和 $w_{\text{非谱}}$ 表示取决于空间频率的加权函数, 并且 \mathcal{F} 和 \mathcal{F}^{-1} 分别是傅里叶和逆傅里叶变换。根据上文的公式的加权在数学上相当于空间域中的以下计算:

$$[0066] \quad I_{\text{增强的}} = v_{\text{谱}}(x) * I_{\text{谱}}(x) + v_{\text{非谱}}(x) * I_{\text{非谱}}(x)$$

[0067] 在后一种情况下, $v_{\text{谱}}(x) = \mathcal{F}^{-1}(w_{\text{谱}}(f))$ 和 $v_{\text{非谱}}(x) = \mathcal{F}^{-1}(w_{\text{非谱}}(f))$ 是滤波器核, 并且 $*$ 表示卷积运算符。应当注意, 两种前文提到的计算在数学上是相当的。最终结果上的差异能够归因于软件实施方式的数值精确度和质量, 并且对方法的选择可能取决于诸如运行软件的速度实用性。还应当注意, 存在用于根据空间频率和结构尺寸来处理图像的其他方法, 例如小波方法和高斯/拉普拉斯金字塔方法。本发明并不限于任何具体的处理方法。

[0068] 图5A和图5B图示了上文所描述的实施例中的一些实施例的实施方式的优点。图5A和图5B两者示出了体积乳房密度或腺体的地图, 即, 在逐像素基础上腺体组织厚度相对于总厚度的分数。在图5A的情况下, 示出了已经通过将图像分解成腺体和脂肪厚度从谱断层合成数据计算的腺体的地图。即使所述地图很好地示出了总体结构, 但是细节量是有限的。在导致图5B中的地图的计算的情况下, 谱图像数据和非谱图像数据两者已经根据如上面描述的本发明的实施例来使用和组合。具体地, 所述非谱数据是通过在逐切片基础上以3D方式分割断层合成体积来获得的, 以便找到腺体结构并且将这些腺体结构与脂肪背景分开。分割对于小结构是工作良好的, 但是由于有限的深度分辨率, 对于更大结构是不可靠的。所述谱图像数据和所述非谱图像数据随后通过以如下方式利用空间频率进行加权来组合: 谱数据的低空间频率部分和非谱图像数据的高空间频率部分根据上文所描述的加权步骤 w 接收更强的权重。相比于从谱图像数据导出的图5A中的图像, 从谱图像数据和非谱图像数据的组合获得的图5B中的图像示出了更高水平的细节而无增加的噪声。后一种改善的或增强的图像质量是本发明的一个特定目标。应当注意, 为了完整性, 图5A和图5B中的图像以大像素尺寸 ($0.4 \times 0.4 \text{mm}$) 进行处理的。

[0069] 尽管已经在附图和上述描述中详细图示并描述了本发明, 但是这些图示和描述应当被视为是说明或示范性的, 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、公开内容和从属权利要求, 在实践所请求保护的本发明时, 能够理解并实现所公开的实施例的其他变型。

[0070] 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履行在权利要求中记载的若干项的功能。权利要求书中的任何附图标记都不应当被解释为对范围的限制。

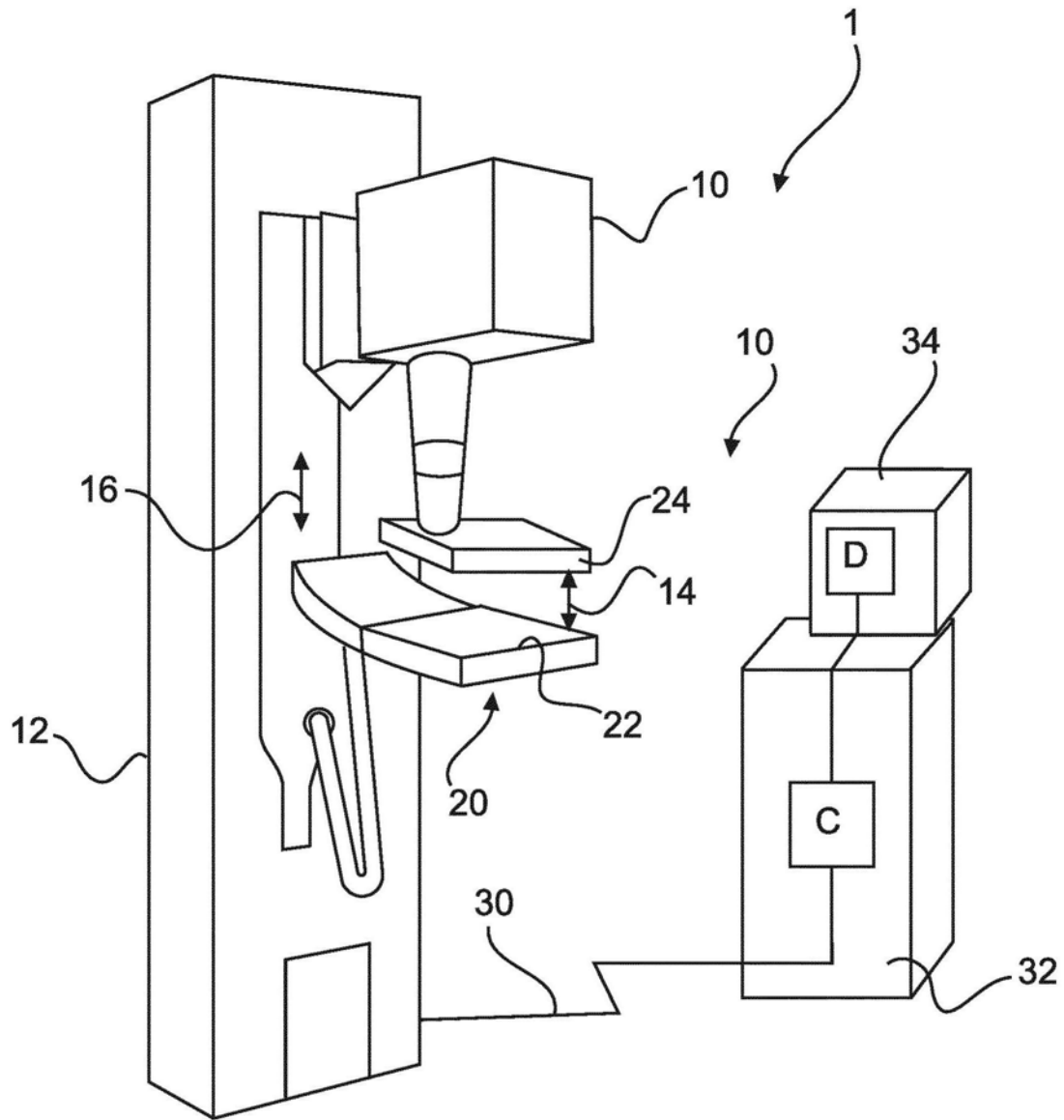


图1

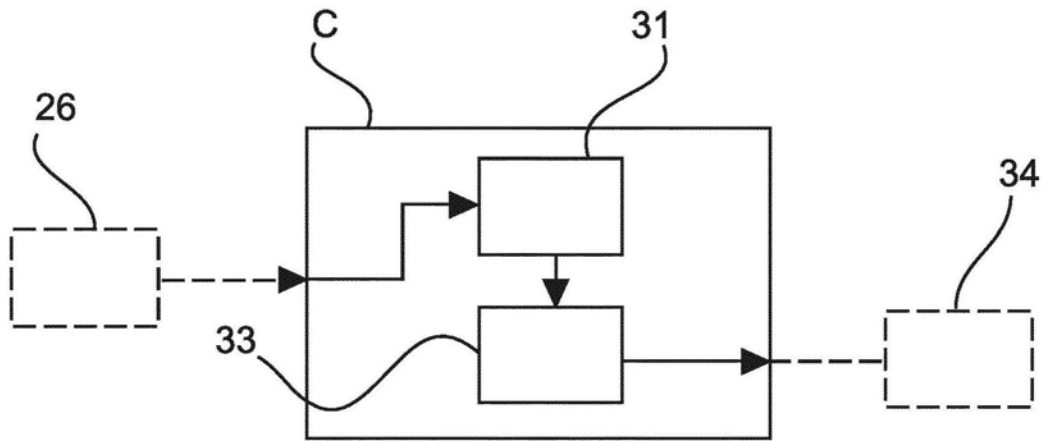


图2

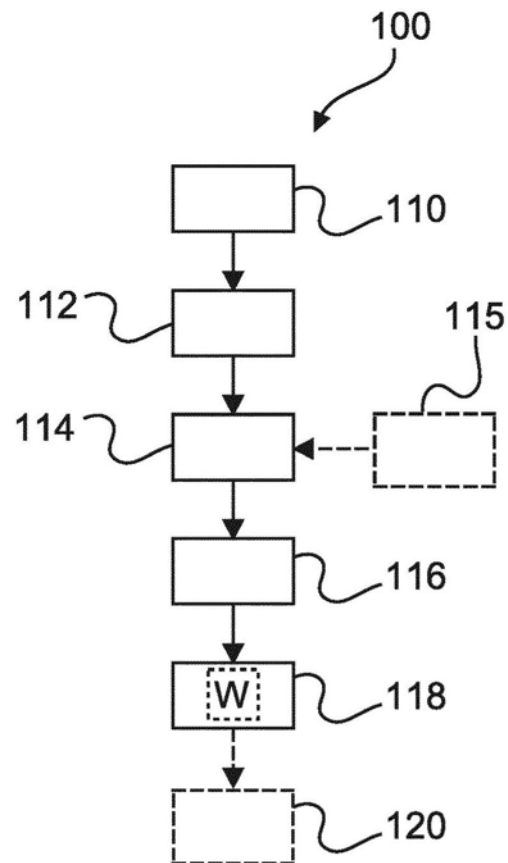


图3

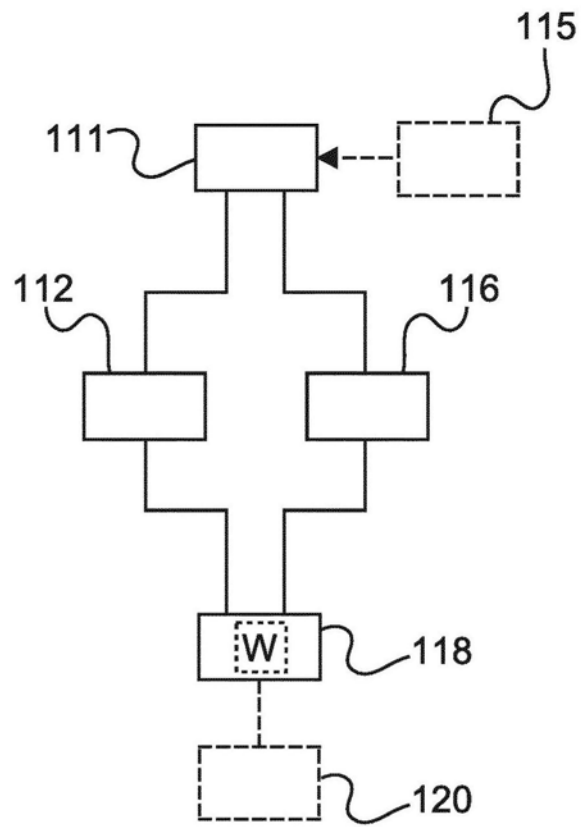


图4



图5A



图5B