



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105745686 B

(45)授权公告日 2019.04.12

(21)申请号 201480063769.6

(51)Int.CI.

(22)申请日 2014.11.12

G06T 5/50(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 6/00(2006.01)

申请公布号 CN 105745686 A

(56)对比文件

(43)申请公布日 2016.07.06

WO 2013076662 A1, 2013.05.30,

(30)优先权数据

US 2010166277 A1, 2010.07.01,

13193661.9 2013.11.20 EP

US 6016356 A, 2000.01.18,

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

US 6016356 A, 2000.01.18,

2016.05.20

US 6683934 B1, 2004.01.27,

(86)PCT国际申请的申请数据

CN 101129266 A, 2008.02.27,

PCT/EP2014/074298 2014.11.12

WO 2008084880 A1, 2008.07.17,

(87)PCT国际申请的公布数据

HYUN—HWA OH 等.High contrast soft

W02015/074916 EN 2015.05.28

tissue imaging based on multi-energy x-

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

ray.《PROCEEDINGS OF SPIE》.2011,

地址 荷兰艾恩德霍芬

DAHLMAN NILS等.Evaluation of photon—

(72)发明人 H—I·马克

counting spectral breast tomosynthesis.

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

《PHYSICS OF MEDICA》.2011,

72002

审查员 刘海艳

代理人 李光颖 王英

权利要求书3页 说明书6页 附图6页

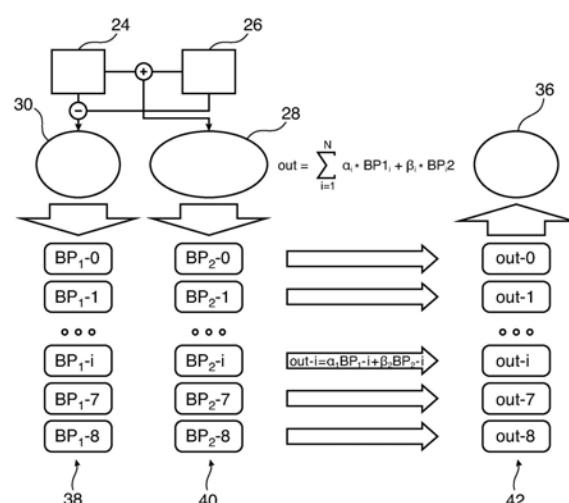
(54)发明名称

处理双能量谱乳房摄影图像

(57)摘要

一种用于处理X射线图像数据的方法包括：接收和图像数据(28)和差图像数据(30)，其中，所述和图像数据(28)和所述差图像数据(30)包括穿过对象(20)的两种不同能量的X射线(18)的强度信息，所述和图像数据(28)基于所述两种不同能量的和强度并且所述差图像数据(30)基于所述两种不同能量的差强度；将所述差图像数据(30)划分到低频率范围(32)和高频率范围(34)中；并且通过利用基于所述和图像数据(28)的高频率范围替代所述差图像(30)的高频率范围(32)来生成低噪声图像(36)。

CN 105745686 B



CN

1. 一种用于处理X射线图像数据的方法,所述方法包括:

接收和图像数据(28)和差图像数据(30),其中,所述和图像数据(28)和所述差图像数据(30)包括穿过对象(20)的两种不同能量的X射线(18)的强度信息,所述和图像数据(28)基于所述两种不同能量的和强度并且所述差图像数据(30)基于所述两种不同能量的差强度;

将所述差图像数据(30)划分到低频率范围(32)和高频率范围(34)中;并且

将所述和图像数据(28)划分到低频率范围(32)和高频率范围(34)中;并且

通过利用所述和图像数据(28)的高频率范围替代所述差图像数据(30)的高频率范围(34)来生成低噪声图像数据(36);并且

其中,由缩放因子对所述差图像数据(30)的低频率范围(32)进行加权。

2. 如权利要求1所述的方法,还包括:

接收第一图像数据(24)和/或第二图像数据(26),其中,所述第一图像数据和所述第二图像数据包括穿过对象(20)的X射线(18)的强度信息,并且所述第一图像数据和与所述第二图像数据不同的X射线能量相关;

通过计算所述第一图像数据与所述第二图像数据的和来生成和图像数据,并且/或者通过计算所述第一图像数据与所述第二图像数据的差来生成差图像数据。

3. 如前述权利要求中的任一项所述的方法,

其中,所述差图像数据(30)和所述和图像数据(28)通过傅立叶变换而被划分到频率范围(32、34)中。

4. 如权利要求1-2中的任一项所述的方法,

其中,所述差图像数据(30)和所述和图像数据(28)通过确定所述差图像数据和所述和图像数据中的每个的拉普拉斯金字塔而被划分到频率带中;

其中,所述高频率范围(34)包括至少两个最高频率带。

5. 如权利要求2所述的方法,

其中,所述和图像数据(28)是基于逐像素地将所述第一图像数据(24)和所述第二图像数据(26)的对应像素的强度值相加的,并且/或者所述差图像数据(30)是基于逐像素地将所述对应像素的强度值相减的。

6. 如权利要求1-2中的任一项所述的方法,

其中,所述和图像数据(28)是基于强度值的和的对数的;并且/或者

其中,所述差图像数据(30)是基于强度值的对数的差的。

7. 如权利要求2所述的方法,

其中,所述第一图像数据(24)包括低于阈值的X射线的强度信息,并且所述第二图像数据(26)包括高于所述阈值的X射线的强度信息。

8. 如权利要求2所述的方法,

其中,所述第一图像数据(24)、所述第二图像数据(26)、所述和图像数据(28)、所述差图像数据(30)和/或所述低噪声图像数据(36)包括二维像素数据。

9. 如权利要求2所述的方法,其中,所述第一图像数据(24)和所述第二图像数据(26)是利用适于区分不同能量的X射线的探测器(14)来采集的。

10. 一种用于处理X射线图像数据的装置,包括:

用于接收和图像数据(28)和差图像数据(30)的单元,其中,所述和图像数据(28)和所述差图像数据(30)包括穿过对象(20)的两种不同能量的X射线(18)的强度信息,所述和图像数据(28)基于所述两种不同能量的和强度并且所述差图像数据(30)基于所述两种不同能量的差强度;

用于将所述差图像数据(30)划分到低频率范围(32)和高频率范围(34)中的单元;并且

用于将所述和图像数据(28)划分到低频率范围(32)和高频率范围(34)中的单元;并且

用于通过利用所述和图像数据(28)的高频率范围替代所述差图像数据(30)的高频率范围(34)来生成低噪声图像数据(36)的单元;并且

其中,由缩放因子对所述差图像数据(30)的低频率范围(32)进行加权。

11. 如权利要求10所述的装置,还包括:

用于接收第一图像数据(24)和/或第二图像数据(26)的单元,其中,所述第一图像数据和所述第二图像数据包括穿过对象(20)的X射线(18)的强度信息,并且所述第一图像数据和与所述第二图像数据不同的X射线能量相关;

用于通过计算所述第一图像数据与所述第二图像数据的和来生成和图像数据,并且/或者通过计算所述第一图像数据与所述第二图像数据的差来生成差图像数据的单元。

12. 如权利要求10-11中的任一项所述的装置,

其中,所述差图像数据(30)和所述和图像数据(28)通过傅立叶变换而被划分到频率范围(32、34)中。

13. 如权利要求10-11中的任一项所述的装置,

其中,所述差图像数据(30)和所述和图像数据(28)通过确定所述差图像数据和所述和图像数据中的每个的拉普拉斯金字塔而被划分到频率带中;

其中,所述高频率范围(34)包括至少两个最高频率带。

14. 如权利要求11所述的装置,

其中,所述和图像数据(28)是基于逐像素地将所述第一图像数据(24)和所述第二图像数据(26)的对应像素的强度值相加的,并且/或者所述差图像数据(30)是基于逐像素地将所述对应像素的强度值相减的。

15. 如权利要求10-11中的任一项所述的装置,

其中,所述和图像数据(28)是基于强度值的和的对数的;并且/或者

其中,所述差图像数据(30)是基于强度值的对数的差的。

16. 如权利要求11所述的装置,

其中,所述第一图像数据(24)包括低于阈值的X射线的强度信息,并且所述第二图像数据(26)包括高于所述阈值的X射线的强度信息。

17. 如权利要求11所述的装置,

其中,所述第一图像数据(24)、所述第二图像数据(26)、所述和图像数据(28)、所述差图像数据(30)和/或所述低噪声图像数据(36)包括二维像素数据。

18. 如权利要求11所述的装置,其中,所述第一图像数据(24)和所述第二图像数据(26)是利用适于区分不同能量的X射线的探测器(14)来采集的。

19. 一种计算机可读介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序当由处理器运行时,适于执行如权利要求1至9中的任一项所述的方法的步骤。

20. 一种X射线成像设备(10),包括:

探测器布置(14),其用于采集与不同X射线能量相关的第一图像数据(24)和第二图像数据(26);

控制器(16),其用于执行根据权利要求1至9中的任一项所述的方法;显示器(22),其用于显示低噪声差图像数据(36)。

21. 如权利要求20所述的设备(10),

其中,所述X射线成像设备是乳房摄影设备。

处理双能量谱乳房摄影图像

技术领域

[0001] 本发明涉及用于处理X射线图像数据的方法、计算机程序和计算机可读介质。此外，本发明涉及X射线成像设备。

背景技术

[0002] 在X射线双能量技术中，已知根据初始能量图像来计算特定图像。一般而言，以不同X射线能量采集的两幅X射线图像被融合为一幅图像。例如，胸部的肺和骨头可以利用胸部双能量成像来与彼此区分。

[0003] 对于双能量软组织图像，以不同能量采集的两幅图像使用针对低能量图像的缩放因子来相减。该软组织图像中可见的是空气背景前的肺脉管的结构，因为这里通过组织的路径穿透较少的组织。在该图像中肋骨是不可见的，因此为如癌性小结的软组织结构的该图像的增加的值将不被叠加的肋骨模糊，从而允许更好的检测。

[0004] 对于双能量骨图像，两幅图像与彼此相减。应用到低图像的加权因子不同于针对软组织图像使用的加权因子。当仔细选择针对相减的加权系数时，几乎只有骨是可见的并且所有软组织可以利用与接近患者的直接辐射相同的暗灰色来描绘。

[0005] 在谱乳房摄影中，采用包括适于区分不同能量的X射线探测器的乳房摄影。例如，WO 2013/076662 A1公开了一种类型的谱图像处理。

[0006] WO 2008/084880 A1公开了一种多能量X射线图像处理和噪声降低方法，其包括执行高能量图像和低能量图像的加权相减。

发明内容

[0007] 胸部双能量成像的图像类型也可以在谱乳房摄影中被使用。在乳房摄影，“脂肪组织”可以被视为等价于胸部成像中的软组织。嵌入在乳房的脂肪组织中的腺体组织可以被视为等价于胸部成像中的骨头。由于致密组织比脂肪组织对X射线是较不透明的，其经常也被称为“致密组织”。

[0008] 针对谱乳房摄影腺体图像（或者一般地差图像），使用针对低能量图像的缩放因子，不同能量的两幅图像在对数域中与彼此相减。该图像可以被视为类似于双能量骨图像。具有主要脂肪组织的位置被示为与直接辐射一样暗。不同于脂肪组织的所有组织都被示为亮的。

[0009] 由于腺体图像通常是具有很多噪声的，可能存在降低这种类型的图像中的噪声的需要。

[0010] 这样的需要可以通过独立权利要求的主题来满足。根据从属权利要求和下面的描述，本发明的其他实施例是显而易见的。

[0011] 本发明的方面涉及一种用于处理X射线图像数据的方法，其可以被视为一种用于提供可以在谱乳房摄影期间被显示为另外的可能的图像的低噪声图像数据或谱组织图像数据的方法。

[0012] 根据本发明的实施例,所述方法包括以下步骤:接收和图像数据和差图像数据,其中,所述和图像数据和所述差图像数据包括穿过对象的两种不同能量的X射线的强度信息,所述和图像数据基于所述两种不同能量的和强度,并且所述差图像数据基于所述两种不同能量的(例如对数的)差强度;将所述差图像数据划分到低频率范围和高频率范围中;将所述和图像数据划分到低频率范围和高频率范围中;并且通过利用基于所述和图像数据的高频率范围替代所述差图像的高频率范围来生成低噪声图像数据,其中,所述差图像数据的低频率范围由缩放因子进行加权。

[0013] 所述和图像数据和/或所述差图像数据可以由适于在不同能量的X射线之间进行区分的X射线乳房摄影设备的探测器来采集。还可能的是,X射线乳房摄影设备可以采集(第一)低能量图像数据和(第二)高能量图像数据,并且这两组数据的强度可以(逐像素地)相减和相加(可能利用合适的权重)以形成和图像数据和差(腺体)图像数据。备选地或额外地,X射线乳房摄影设备可以采集和图像数据和差图像数据,并且其他类型的图像数据可以根据其来计算。

[0014] 最后,可以通过利用来自非谱和图像数据的经正确缩放的原始信息替代腺体图像数据的高空间频率来生成不示出增强的噪声或者至少更少噪声的经修改的腺体图像。

[0015] 具体地,所述和图像数据可以在线性空间中来定义(即可以包含低能量X射线和高能量X射线的强度的和的信息),并且所述和图像可以由第一图像与第二图像的值的强度的对数的和来定义。另一方面,差图像可以基于低能量X射线与高能量X射线的强度的对数的差来定义。

[0016] 根据本发明,所述和图像数据被划分到低频率范围和高频率范围中,并且差图像的高频率范围利用差图像数据与和图像数据的高频率范围的加权和替代,其中,和图像数据的高频率范围由缩放因子进行加权。例如,差图像数据和/或和图像数据的高频率分量可以通过傅立叶变换或者利用拉普拉斯金字来提取并且在差图像中被替代。

[0017] 所生成的低噪声图像可以包括两种图像类型的益处。小的结构和噪声可以与和图像中一样好。也可能与和图像中一样没有朝向皮肤线(对象/乳房的边界)的梯度。低噪声图像的局部亮度可以是与差图像中一样的针对腺体组织的量的度量。一般而言,当被显示时,低噪声图像数据可以仅仅示出乳房中的致密组织的相关结构,其中,不相关脂肪组织是相当透明的。

[0018] 本发明的另外的方面涉及一种计算机程序,所述计算机程序当由处理器运行时适于执行如以上和以下所描述的方法以及一种存储有这样的计算机程序的计算机可读介质。计算机可读介质可以是软盘、硬盘、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(可擦除可编程只读存储器)或闪存存储器。计算机可读介质还可以是允许下载程序代码的数据通信网络,例如,互联网。

[0019] 本发明的另一方面涉及一种X射线成像设备,例如(谱)乳房摄影设备,其包括:探测器布置,其用于采集与不同X射线能量相关的第一图像数据和第二图像数据;控制器,其用于执行如以上和以下所描述的方法;以及显示器,其用于显示低噪声差图像。

[0020] 必须理解,如以上和以下描述的X射线成像设备可以具有与如以上和以下描述的方法、计算机程序和计算机可读介质一样的特征,并且反之亦然。

[0021] 本发明的这些和其他方面将从下文描述的实施例变得显而易见,并且将参考下文

描述的实施例得到阐述。

附图说明

- [0022] 下面参考附图更详细地描述本发明的实施例。
- [0023] 图1示意性地示出了根据本发明的实施例的X射线成像设备。
- [0024] 图2示出了根据本发明的实施例的用于处理图像数据的方法的流程图。
- [0025] 图3示出了图示根据本发明的实施例的用于处理图像数据的方法的框图。
- [0026] 图4示出了图示用于针对图3的方法的确定加权因子的特定点的图像。
- [0027] 图5A、6A和7A示出了和图像。
- [0028] 图5B、6B和7B示出了利用根据本发明的实施例的用于处理图像数据的方法来确定的低噪声图像。
- [0029] 附图中使用的附图标记以及它们的含义在附图标记列表中以总结的形式列出。原则上，在附图中，相同的部分被提供有相同的附图标记。
- [0030] 附图标记列表
- [0031] 10 X射线成像设备
- [0032] 12 X射线源
- [0033] 14 X射线探测器
- [0034] 16 控制器
- [0035] 18 X射线束
- [0036] 20 对象(乳房)
- [0037] 22 显示器
- [0038] 24 低能量图像数据
- [0039] 26 高能量图像数据
- [0040] 28 和图像数据
- [0041] 30 差图像数据
- [0042] 32 低频率范围
- [0043] 34 高频率范围
- [0044] 36 低噪声图像数据
- [0045] 38、40、42 拉普拉斯金字塔

具体实施方式

[0046] 图1示意性地示出了X射线成像设备10，具体是(谱)乳房摄影设备10，其包括：X射线源12、探测器14以及控制器16。当由控制器16启动后，X射线源12生成包括不同能量的量子的X射线束18(对于X射线管通常是这种情况)。X射线管穿过对象20(例如乳房)并且被衰减。具体地，不同能量的X射线以不同方式被衰减。

[0047] 探测器14适于在不同能量的X射线之间进行区分。例如，探测器14可以相互独立地对高于阈值能量的量子和低于阈值能量的量子进行计数。穿过对象20的X射线束的投影是二维的并且相应的二维图像数据可以根据在控制器16中计数的量子来生成。在单独的通道中计数的检测到的量子可以被识别为具有低能量或高能量并且高能量图像数据和低能量

图像数据可以被生成。

[0048] 必须理解,图像数据可以是可以在显示器22(例如,设备10的显示器22)上被显示为图像的数据。图像数据可以包括多个像素,其中,每个像素可以具有强度和位置。

[0049] 图2示出了可以由控制器16执行的方法的流程图,所述控制器可以包括用于执行对应的计算机程序的处理器。

[0050] 在步骤S10中,利用探测器14来采集图像数据24、26。利用相应地适配的探测器14,可以(例如,同时地)采集第一(低能量)图像数据24和第二(高能量)图像数据26。必须理解,一般而言,低能量图像数据24可以与以相对于高能量图像数据较低的X射线能量采集的图像数据相关。

[0051] 例如,低能量图像数据24可以包括低于阈值的X射线的强度信息并且第二图像数据26可以包括高于阈值的X射线的强度信息。这些类型的图像数据可以利用具有收集低于阈值和高于阈值的量子的两种类型的分箱(bin)(例如,谱乳房摄影设备的低通道和高通道)的探测器来采集。

[0052] 然而,两组图像数据也可以一个接着另一个地来采集,其中,X射线源12被调节到不同的能量。

[0053] 最后,控制器16接收第一图像数据24和第二图像数据26,其中,第一图像数据和第二图像数据包括穿过对象20的X射线18的强度信息并且第一图像数据和与所述第二图像数据不同的X射线能量相关。

[0054] 在步骤S12中,控制器16进一步处理图像数据24、26以生成和图像数据28和差图像数据30。

[0055] 和图像数据28通过例如利用逐像素计算计算第一图像数据与第二图像数据的和来生成:

$$\text{LOG[Sum]} = \text{LOG[High+we*Low]}$$

[0057] 其中,High是高能量图像数据的像素的强度,Low是低能量图像数据26中的在相同位置处的像素的强度,we是能量权重(其可以是1并且是任选的)并且Sum是在相同像素处的和图像数据28的强度,而没有利用对数的缩放。针对下面的进一步的步骤,对数函数被应用到Sum值,其将强度值(利用能量缩放)变换为对应组织的高度值(利用衰减缩放)。总之,和图像数据28是基于强度值High和Low的(加权)和的对数。

[0058] 此外在步骤12中,差图像数据30通过例如利用逐像素公式计算第一图像数据24与第二图像数据26的差来生成:

$$\text{Glandular} = \log(\text{High}) - \text{wg} * \log(\text{Low})$$

[0060] 其中,wg是另外的加权并且Glandular是差图像数据在对应像素处的值。差图像数据30是基于强度值的对数的(加权)差的。

[0061] 在乳房摄影的情况下,得到的差图像数据30也可以被视为腺体图像数据,并且可以得到抵消图像,其中,背景信号是脂肪图像。

[0062] 然而,腺体图像数据30通常是具有很多噪声的并且以下步骤提供修改。一般而言,在以下步骤中,执行腺体图像数据30的低频率分量与对数和图像数据28的高频率分量的组合。

[0063] 在步骤S14中,将和图像数据28和差图像数据30两者均划分到低频率范围32和高

频率范围34中。例如,通过对图像数据28、30进行傅立叶变换并且选择在低于一频率值和高于一频率值的各自的范围来将差图像数据30和和图像数据28划分到频率范围32、34中,该频率值被选择以从差图像数据30中去除噪声。

[0064] 然而,也可能的是,通过确定差图像数据以及和图像数据中的每个的拉普拉斯金字塔并选择高频率范围34作为至少两个或更多个最高频率带来将差图像数据30以及和图像数据28划分到频率带中。这将在下文中参考图3进行描述。

[0065] 在步骤S16中,低噪声图像数据通过基于和图像数据28以及任选地差图像数据30利用经修改的高频率范围替代差图像30的高频率范围32来生成。该计算可以通过以下(简化的)公式来表示:

[0066] 低噪声图像=

[0067] $cqf * \text{低_频率}[\text{差图像}] + \text{高_频率}[\text{LOG}[\text{和图像}]]$

[0068] 其中,cqf是加权因子(其可以是1)。

[0069] 例如,在傅立叶变换之后,差图像数据28的低于阈值的分量可以与和图像数据的高于阈值的分量组合并且结果可以利用反傅立叶变换来变换以形成低噪声图像36。

[0070] 将参考图3描述关于拉普拉斯金字塔的对应计算。

[0071] 总之,生成了差图像或腺体图像(“谱组织图像”)的经修改的版本,其中,高空间频率从取对数的和图像中来获取并且仅有低空间频率从腺体图像中被获取。新的图像可以通过合适地缩放的来自非谱和图像的原始信息替代腺体类型图像的高空间频率来做出。

[0072] 最后,低噪声图像数据可以被显示在显示器22上,例如,显示给放射科医师,其然后具有对包含在低能量图像数据24和高能量图像数据26中的谱信息的直接视觉访问。

[0073] 图3示出了图示在利用拉普拉斯金字塔来分解图像数据28、30的频率分量的情况下图2中的方法的流程图。

[0074] 针对和图像数据28,例如根据 $\log(\text{Sum})$ 值来建立和拉普拉斯金字塔38。针对差图像数据30,例如根据Glandular值来建立差拉普拉斯金字塔。这得到针对差图像数据30的一定数目的频率带BP₁₋₀到BP_{1-n}以及针对和图像数据30的相同数目的频率带BP₂₋₀到BP_{2-n}。数目n可以是8。

[0075] 一般而言,低噪声图像数据36的频率带out-0到out-8是根据差图像数据30的频率带(利用 α_i 进行加权)与和图像数据28的频率(利用 β_i 进行加权)的加权和来计算的。低噪声图像36是通过将拉普拉斯金字塔42变换回图像来形成的。

[0076] 加权参数的一个简单的可能的组合是:

[0077] $\alpha_0 = \alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3 = 0$;所有其他 $\alpha = cqf$ (忽略30中的噪声并且对来自30的精细结构进行缩放)

[0078] $\beta_0 = \beta_1 = \beta_2 = \beta_3 = 1$;所有其他 $\beta = 0$ (复制最高频率带)

[0079] 换言之,将差图像数据30的(四个)最高有噪声频带由和图像数据29的对应频带替代。此外,对差图像30的其他频带进行缩放,其被编码在因子cqf中(见下)。在此之后,

[0080] 低噪声图像= $(\text{BP}_2-0 + \dots + \text{BP}_2-3) + cqf (\text{BP}_1-4 + \dots + \text{BP}_1-n)$

[0081] 参考图4,给出了可以如何确定加权因子wg和cqf的范例。图4表示高能量图像数据24和低能量图像数据26两者。

[0082] 如图4中所指示的,F是指图像数据24、26的脂肪(暗)部分的局部平均值,D是指图

像数据24、26的致密(亮)部分的局部平均值,并且X是指直接辐射(黑)的局部平均值。

[0083] 令FL为低能量图像数据24中的脂肪信号,FH为高能量图像数据26中的脂肪信号,XL为低能量图像数据24中的直接辐射并且XH为高能量图像数据26中的直接辐射。和值如下来计算:

	和	高能量	低能量
信号 x0	XS	XH	XL
信号脂肪	FS	FH	FL
信号致密	DS	DH	DS

[0085] 并且因子wg根据这些值根据以下等式来计算:

$$wg = [\log(XH) - \log(FH)] / [\log(XL) - \log(FL)]$$

[0087] 根据该方法,无需谱系统校准。

[0088] 因子wg也可以根据来自两个能量通道的不同材料的吸收参数μ来导出:

$$wg = \mu_{\text{脂肪_高}} / \mu_{\text{脂肪_低}}$$

[0090] 根据以上确定的值,也可以确定和图像和腺体图像的对比商数因子cqd:

$$cqd = [\log(FS) - \log(DS)] / [\log(FH) - \log(DH) - wg * \{\log(FL) + \log(DL)\}]$$

[0092] 对于示出的图像,cqd=-5.5。

[0093] 这些值可以在使用体模的合适的系统校准中测量。

[0094] 参考图5A到7B,提供了和图像28和低噪声图像36的比较。(具体地,示出的和图像是log(sum)图像。无论如何,低噪声图像是对数域中的。)图5B中示出的(基于低噪声图像数据的)低噪声图像36示出了比图5A的普通和图像28更好的细节。其可以是谱图像。

[0095] 图6A和6B示出了来自图5A和5B的在皮肤线处的剪切图。在图像的该部分中,看到和图像28在皮肤线处具有强梯度并且难以充分地显示此。低噪声图像30在这里是非常平的。

[0096] 图7A和7B示出了来自图5A和5B的从在乳房的远离皮肤线的内部部分的剪切图。图像的该部分利用针对两幅图像的可比较窗口设置来显示。因此,图像26、28看起来彼此非常相似,从而证明图像信息是可比的。

[0097] 尽管在附图和上述描述中已经详细说明并描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的并非限制性的;本发明不限于公开的实施例。通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域技术人员在实践所主张的本发明的过程中,能够理解和实现所公开的实施例的变型。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。单个处理器或控制器或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载特定措施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得被解释为对其范围的限制。

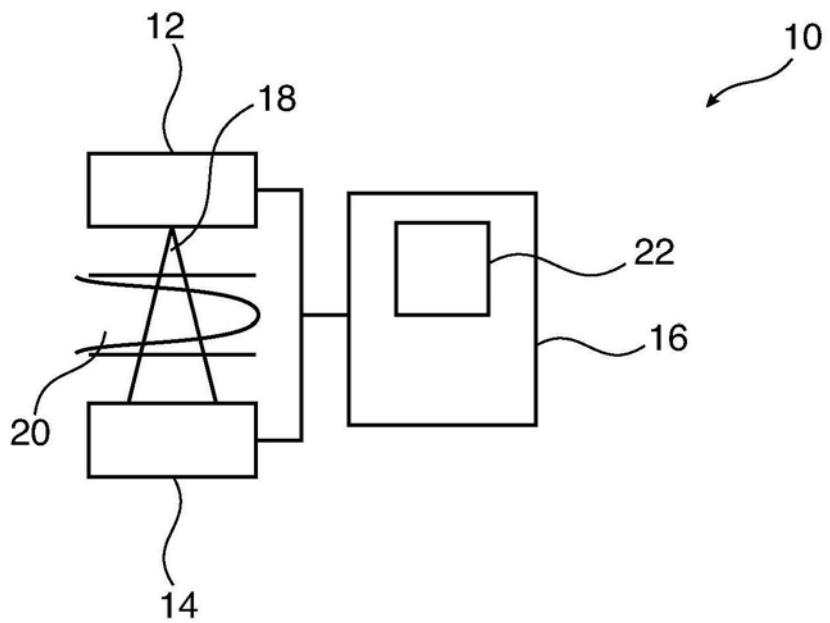


图1

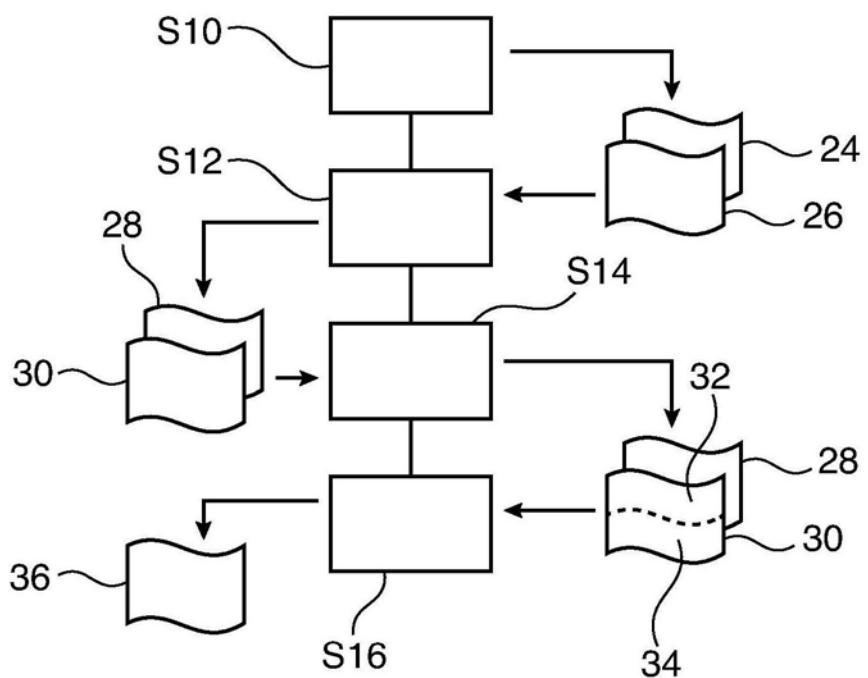


图2

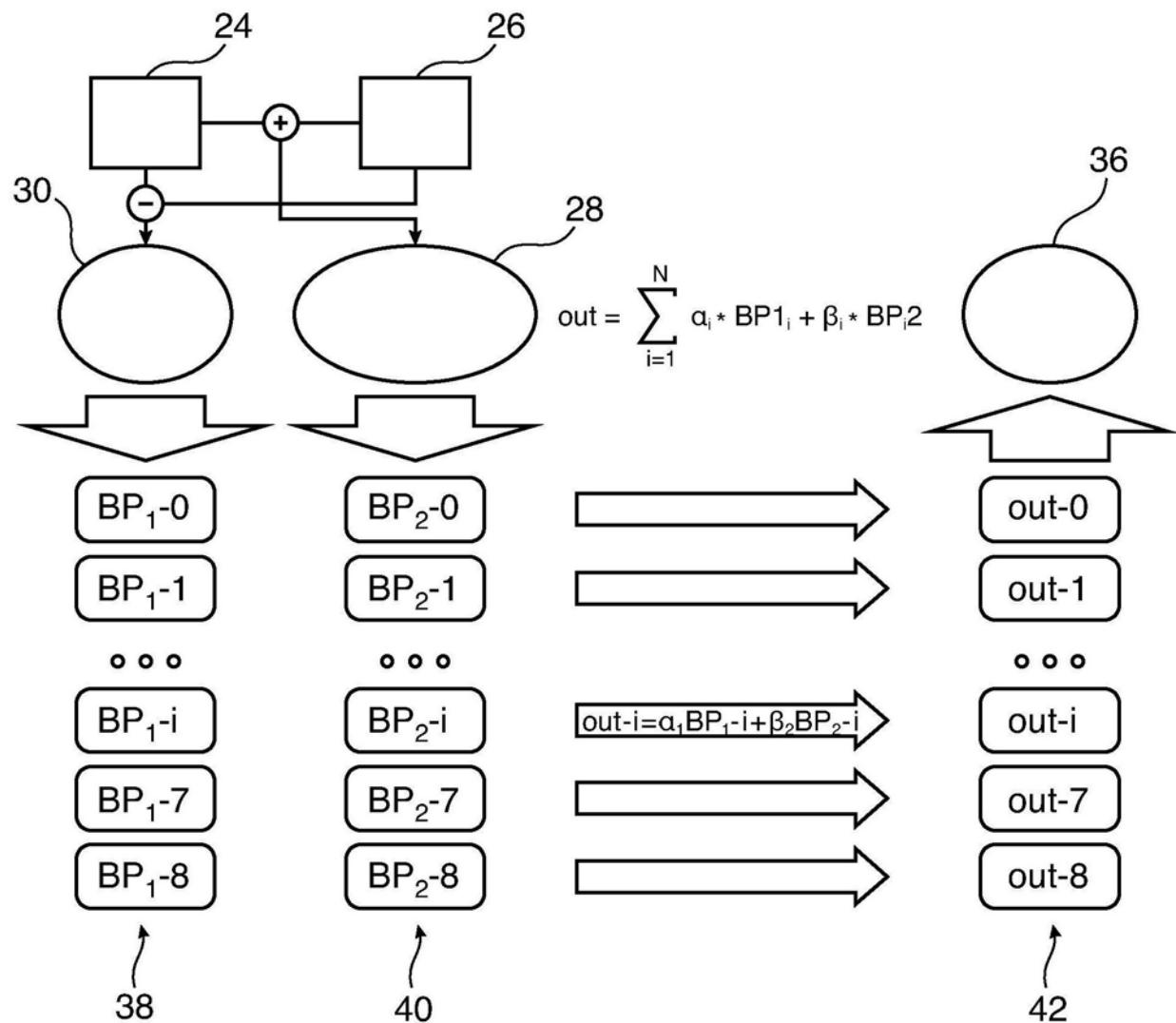


图3

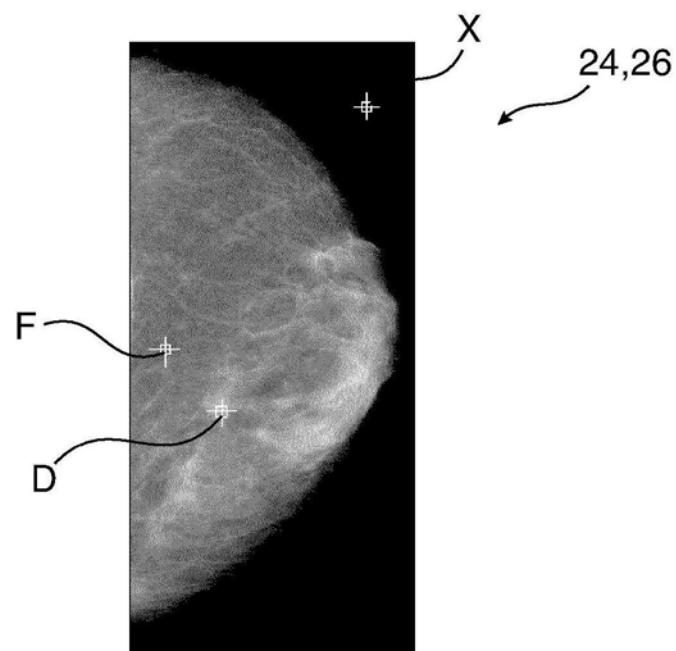


图4

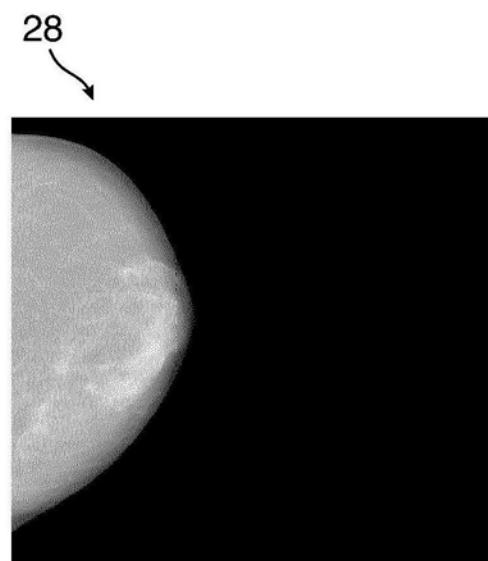


图5A

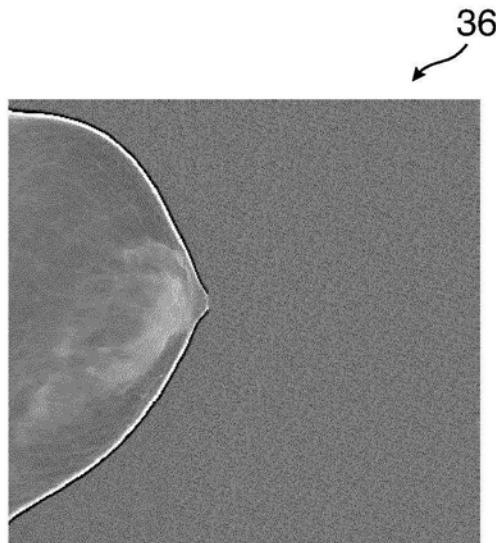


图5B

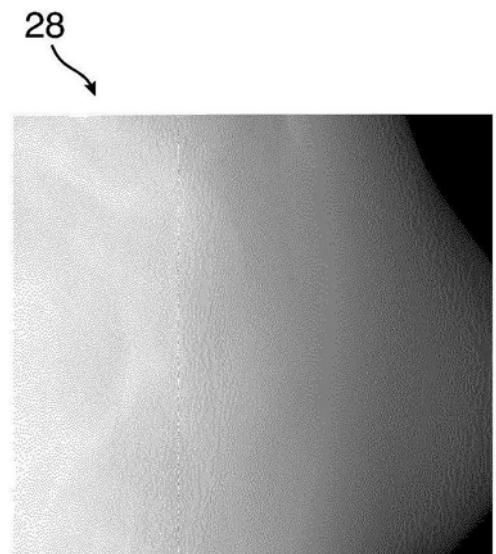


图6A

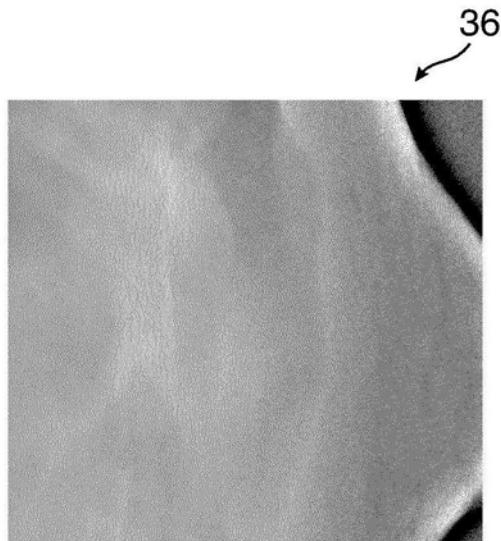


图6B

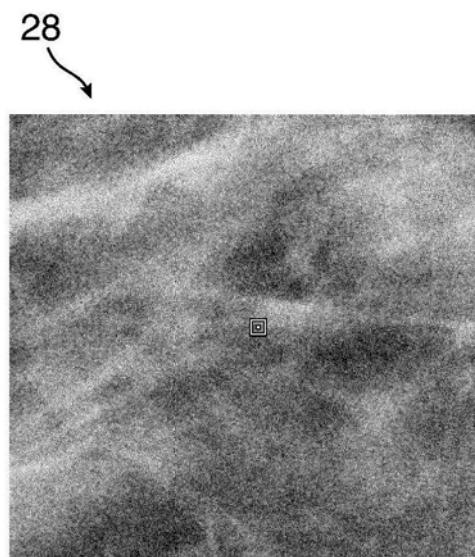


图7A

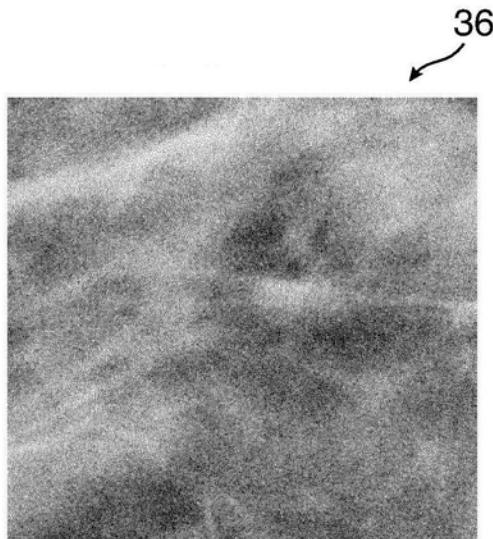


图7B