



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102065771 B

(45) 授权公告日 2013. 07. 10

(21) 申请号 200980123758. 1

(22) 申请日 2009. 06. 17

(30) 优先权数据

08158745. 3 2008. 06. 23 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 12. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/052562 2009. 06. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02009/156898 EN 2009. 12. 30

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·普罗克绍

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蔡洪贵

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

A61B 6/00(2006. 01)

G21K 1/06(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6038285 A, 2000. 03. 14,

US 4736398 , 1988. 04. 05,

WO 2008/050298 A2, 2008. 05. 02,

审查员 宋光

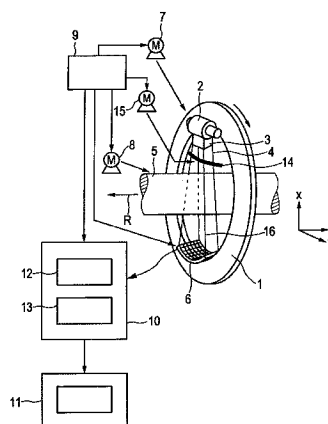
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

用于k边成像的医学X射线检查装置和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种医学X射线检查装置和方法,用于执行含有显示k边吸收的材料的所关注目标的k边成像。为了允许使用不受提供很高的k速度能力限制的常规检测器技术,提出了一种方法,包括如下步骤:发射彩色X射线辐射(4;4a, 4b),用布拉格滤光器布拉格过滤所述彩色X射线辐射,以便透过所述布拉格过滤器(14;14a, 14b)的辐射(16)经过所述目标(5),在经过所述目标(5)之后检测X射线辐射,采集所述布拉格滤光器(14;14a, 14b)在至少两个不同布拉格反射角下的投影数据,然后用采集的投影数据重构k边图像。



1. 一种医学 X 射线检查装置,用于进行所关注目标的 k 边成像,所述目标包括显示 k 边吸收的材料,所述医学 X 射线检查装置包括:

- 彩色 X 射线源(2),用于发射彩色 X 射线辐射(4);
- 布拉格滤光器(14),其设置在所述 X 射线源(2)和所述目标(5)之间的辐射路径上,以便透过所述布拉格滤光器(14)的辐射(16)经过所述目标(5);
- 滤光器控制单元(15),用于控制所述布拉格滤光器(14)的布拉格反射角;
- X 射线检测器(6),用于检测经过所述目标(5)之后的 X 射线辐射;
- 采集控制单元(9),用于控制 X 射线源(2)、X 射线检测器(6)和滤光器控制单元(15),以便在所述布拉格滤光器的至少两个不同的布拉格反射角下利用透过所述布拉格滤光器(14)的 X 射线辐射采集投影数据;和
- 图像处理单元(10),用于根据采集的投影数据重构 k 边图像。

2. 如权利要求 1 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述采集控制单元(9)适于控制 X 射线源(2)、X 射线检测器(6)和滤光器控制单元(15),以便从不同的投射角采集投影数据,其中从相同的投射角但在所述布拉格滤光器(14)的不同布拉格反射角下采集两组投影数据,并且所述图像处理单元(10)包括:

- 计算单元(12),用于根据在相同的投射角下采集的所述两组投影数据之间的差异确定在所述不同布拉格反射角下与 k 边有关的投影数据;以及
- 重构单元(13),用于根据所述与 k 边有关的投影数据重构 k 边图像。

3. 如权利要求 1 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述图像处理单元(10)包括:

- 重构单元(13),用于根据在第一布拉格反射角下采集的投影数据重构第一图像,并根据在第二布拉格反射角下采集的投影数据重构第二图像;以及
- 计算单元(12),用于根据所述第一图像和第二图像之间的差异确定 k 边图像。

4. 如权利要求 1 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述采集控制单元(9)适于控制所述滤光器控制单元(15),使得在采集两组投影数据期间使用的两个不同布拉格反射角引起反射辐射,在第一布拉格反射角下反射的辐射具有的光子能量比存在于目标中的造影剂的 k 边能量高,而在第二布拉格反射角下反射的辐射具有的光子能量比所述造影剂的 k 边能量低。

5. 如权利要求 1 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述滤光器控制单元(15)适于控制所述布拉格滤光器(14)的位置和 / 或定向,以控制所述布拉格反射角。

6. 如权利要求 5 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述滤光器控制单元(15)包括用于控制所述布拉格滤光器(14)的位置和 / 或定向的致动器。

7. 如权利要求 1 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述滤光器控制单元(15)适于控制所述布拉格滤光器(14)和从所述 X 射线源(2)发出的所述 X 射线辐射之间的角度。

8. 如权利要求 1 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述布拉格滤光器(14)是弯曲的。

9. 如权利要求 1 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述布拉格滤光器(14)是高取向热解石墨(HOPG)滤光器。

10. 一种医学 X 射线检查装置,用于进行所关注目标的 k 边成像,所述目标包括显示 k 边吸收的材料,所述医学 X 射线检查装置包括:

- 两个彩色 X 射线源(2a, 2b),用于发射彩色 X 射线辐射(4a, 4b),
- 两个布拉格滤光器(14A, 14B),它们具有不同的布拉格反射角,每个所述布拉格滤光器(14A, 14B)设置在所述 X 射线源(2a, 2b)中的一个与所述目标(5)之间的辐射路径上,以便透过所述布拉格滤光器(14A, 14B)的辐射(16a, 16b)经过所述目标(5);
- 两个 X 射线检测器(6a, 6b),用于检测经过所述目标(5)之后的 X 射线辐射;
- 采集控制单元(9),用于控制 X 射线源(2a, 2b)和 X 射线检测器(6a, 6b),以便从不同的投射角采集投影数据;和
- 图像处理单元(10),用于根据采集的投影数据重构 k 边图像。

11. 如权利要求 10 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述采集控制单元(9)适于控制 X 射线源(2a, 2b)和 X 射线检测器(6a, 6b),以便从不同的投射角采集投影数据,其中从相同的投射角通过所述两个 X 射线检测器采集两组投影数据,并且所述图像处理单元(10)包括:

- 计算单元(12),用于根据在相同的投射角下采集的所述两组投影数据之间的差异确定在所述不同布拉格反射角下与 k 边有关的投影数据;以及
- 重构单元(13),用于根据所述与 k 边有关的投影数据重构 k 边图像。

12. 如权利要求 10 所述的医学 X 射线检查装置,其特征在于,所述图像处理单元(10)包括:

- 重构单元(13),用于根据第一 X 射线检测器(6a)采集的投影数据重构第一图像,并根据第二 X 射线检测器(6b)采集的投影数据重构第二图像;以及
- 计算单元(12),用于根据所述第一和第二图像之间的差异确定 k 边图像。

13. 一种医学 X 射线检查方法,用于进行所关注目标的 k 边成像,所述目标包括显示 k 边吸收的材料,所述医学 X 射线检查方法包括如下步骤:

- 发射彩色 X 射线辐射(4; 4a, 4b);
- 用布拉格滤光器布拉格过滤所述彩色 X 射线辐射,以便透过所述布拉格滤光器(14; 14a, 14b)的辐射(16)经过所述目标(5);
- 检测经过所述目标(5)之后的 X 射线辐射;
- 在所述布拉格过滤(14; 14a, 14b)的至少两个不同的布拉格反射角下利用透过所述布拉格滤光器(14)的 X 射线辐射采集投影数据;和
- 根据采集的投影数据重构 k 边图像。

## 用于 k 边成像的医学 X 射线检查装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学 X 射线检查装置和用于执行包括显示 k 边吸收的材料的所关注目标的 k 边成像的相应的方法。

### 背景技术

[0002] 常规的 CT (计算机断层) 成像系统测量 X 射线衰减, 并为医学成像提供有限的对比。大多数临床应用使用造影剂以增加对比度。然而, 人们希望扩大 CT 成像系统的信息量。

[0003] 在 k 边成像中, 使用可调的单色光源通过测量在两个或多个能量下 (通常在 k 边前后) 的衰减来检测特殊的原子, 举例来说, 这在 H. Elleaune, A. M. Charvet, S. Corde, F. Esteve 和 J. F. LeBas 的 "Performance of computed tomography for contrast agent concentration measurements with monochromatic X-ray beams: comparison of k-edge versus temporal subtraction" (Phys. Med. Biol. 47 (2002), 3369-3385) 中描述过。然而, 单色光源一般不适用于临床应用, 要么因为它们的功率水平远离医学成像需要的功率, 要么因为它们使用高能加速器的同步辐射。

[0004] W02007/034356A2 公开了一种使用常规彩色 X 射线源和能量分解 X 射线检测器的 CT 成像系统。对采集的数据进行适当处理, 可以用某种物质组分 (例如造影剂组分)、除所述物质组分外的光效应组分和除所述物质组分外的康普顿散射组分重构至少三种图像。X 射线检测器为不同的能量库提供许多具有波谱灵敏度的能量分解检测信号, 能量库是整个能量范围的一部分, 其中所述检测信号是可利用的和所关心的。然后, 扫描的目标被建模为具有第一波谱的光电效应、具有第二波谱的康普顿效应和在感兴趣的能量范围内具有 k 边且具有第三波谱的物质的组合。每个检测信号内的每个组分的密度长度乘积被建模为离散的线性系统, 求解该系统, 以至少获得所述物质的 k 边组分。根据在不同的检测器位置获得的所述物质的 k 边组分, 可以用常规的重构方法来重构该物质的 k 边图像。

[0005] 频谱 CT 拥有革新 CT 成像的潜力。尤其是 k 边成像能有选择性地使目标造影材料定量成像。但是通向频谱 CT 的主要障碍是具有很高计算速度能力的检测器的利用。

[0006] Phys. Med. Biol., vol 42, 1997 第 1751-1762 页刊登的 Z. Zhong 等人的 "采用旋转阳极源和弯曲劳氏单色器的单色减影 X 射线技术" 公开了一种用于区域射束单色减影 X 射线技术的系统, 它采用了弯曲的劳氏晶体单色器和紧凑的旋转阳极 X 射线源。铈和钡 X 射线靶的  $K_{\alpha}$  特征线通过单色器被衍射并且分别用于具有碘造影剂的模型的上述和以下的 k 边成像。图像的数字减影产生碘图像。

[0007] AIP 会议年报, no. 417, 1997 第 95-100 页刊登的 Z. Zhong 等人的 "具有用于同步加速器辐射的固定第二晶体的可调的劳氏 / 弯曲 - 劳氏单色器" 公开了一种劳氏 / 弯曲 - 劳氏二晶体单色器, 用于产生通过调节仅仅第一平的劳氏晶体的角度而具有在宽范围上能量可调的单色 X 射线扇束。弯曲第二晶体增大了反射带宽, 使单色器可以更稳定地抵抗振动。单色器被调谐到铈的上述和以下的 k 边能量, 以便进行双减影成像。

## 发明内容

[0008] 本发明的一个目的是提供一种医学 X 射线检查装置和一种对应的方法,用于执行所关注目标的 k 边成像,所关注目标包括显示允许使用常规检测器技术的 k 边吸收的材料,这种常规检测器技术不受提供很高计算速度能力的上述限制。

[0009] 在本发明的第一方面,提供一种医学 X 射线检查装置,用于进行所关注目标的 k 边成像,所述目标包括显示 k 边吸收的材料,所述医学 X 射线检查装置包括:

[0010] - 彩色 X 射线源,用于发射彩色 X 射线辐射;

[0011] - 布拉格滤光器,其设置在所述 X 射线源和所述目标之间的辐射路径上,以便透过所述布拉格滤光器的辐射经过所述目标;

[0012] - 滤光器控制单元,用于控制所述布拉格滤光器的布拉格反射角;

[0013] - X 射线检测器,用于检测经过所述目标之后的 X 射线辐射;

[0014] - 采集控制单元,用于控制 X 射线源、X 射线检测器和滤光器控制单元,以便在所述布拉格滤光器的至少两个不同的布拉格反射角下采集投影数据;和

[0015] - 图像处理单元,用于根据采集的投影数据重构 k 边图像。

[0016] 在本发明的其他方面,提供了一种相应的 X 射线检测方法。本发明的最佳实施例在从属权利要求中限定。

[0017] 本发明基于如下思想,即使用常规的(彩色)X 射线源和常规的 X 射线检测器来采集至少两组投影数据。使用在不同布拉格反射角下透过布拉格滤光器的辐射来采集这些投影数据。举例来说,在一个最佳实施例中,在某一投射角和第一布拉格反射角下采集第一组投影数据,而(优选在相同或者基本相同的投射角下)在第二布拉格反射角下采集第二组投影数据。根据采集的投影数据,可以重构所需的 k 边图像。这种 k 边图像非常合乎需要,并且举例来说,允许直接测量注入到病人体内的诸如 Gd 的造影剂(或者也显示 k 边效应的其他造影材料)。

[0018] 根据一个最佳实施例,所述采集控制单元适于控制 X 射线源、X 射线检测器和滤光器控制单元,以便从不同的投射角采集投影数据,其中从基本相同的投射角但在所述布拉格滤光器的不同布拉格反射角下采集两组投影数据,并且所述成像单元包括:

[0019] - 计算单元,用于根据在基本相同的投射角下采集的所述两组投影数据之间的差异确定在所述不同布拉格反射角下与 k 边有关的投影数据;以及

[0020] - 重构单元,用于根据所述与 k 边有关的投影数据重构 k 边图像。

[0021] 因此,通过比较在不同布拉格反射角下获得的两组投影数据,可以区分由显示 k 边吸收的材料引起的衰减和由检查区域中的 / 位于检查区域中的目标引起的吸收。由于其他材料通常不像 k 边材料一样显示这种衰减骤增,因此可以通过比较两组投影数据进行这种区分。与 k 边材料有关的衰减可以估计或者计算,并且可以据此来重构 k 边图像。

[0022] 应该指出的是,优选应该在相同的投射角下采集在不同布拉格反射角下获得的两组投影数据。但是在实践中,CT 扫描器的台架连续旋转,因此在第一布拉格反射角下采集第一组投影数据和在第二布拉格反射角下采集第二组投影数据之间,X 射线源已经移动一定的距离和角度。因此,实际上这两组投影数据是从基本相同的投射角采集的,这将意味着在两次(优选连续)测量之间 X 射线源已经有一定(小)程度的移动。

[0023] 这可能引起微小的成像误差,该误差可以纠正。举例来说,在两次测量之间焦点可

能稍微改变,或者获得的投影数据组可以以适当的方式被插值。

[0024] 根据一个备选实施例,所述成像单元包括:

[0025] - 重构单元,用于根据在第一布拉格反射角下采集的投影数据重构第一图像,并根据在第二布拉格反射角下采集的投影数据重构第二图像;以及

[0026] - 计算单元,用于根据所述第一图像和第二图像之间的差异确定 k 边图像。

[0027] 该实施例具有下列优点:不需要在不同布拉格反射角下和在相同或者基本相同的投射角下获取两组投影数据。此外,不需要像上述实施例一样进行测量以修正成像误差。

[0028] 在该实施例的进一步改进中,所述采集控制单元适于控制所述滤光器控制单元,使得在采集两组投影数据期间使用的两个不同布拉格反射角引起反射辐射,在第一布拉格反射角下反射的辐射具有的光子能量比存在于目标中的造影剂的 k 边能量高,而在第二布拉格反射角下反射的辐射具有的光子能量比所述造影剂的 k 边能量低。因此,根据该实施例,透过布拉格滤光器的辐射的波谱中的谱坑优选位于 k 边的不同侧。优选,布拉格滤光器被控制成,波谱中的谱坑位于靠近 k 边的位置,这是由于 k 边材料在这些位置处表现出显著的吸收差异,因此采集的投影数据中的差异变得不等于零。

[0029] 为了控制布拉格反射角,滤光器控制单元优选适合于控制布拉格滤光器的位置和/或定向。但是,可以有其他方式来控制布拉格反射角。在一个备选实施例中,控制单元适于控制所述布拉格滤光器和从 X 射线源发射的所述 X 射线辐射之间的角度。该角度主要负责改变布拉格反射角。

[0030] 在一个简单的实施例中,滤光器控制单元包括用于控制布拉格滤光器的位置和/或定向的致动器。有各种布拉格滤光器可以利用,根据本发明可以使用它们。在一个最佳实施例中,布拉格滤光器是弯曲的,以确保 X 射线源发射的(扇形)射束的所有辐射束表现出相同的布拉格反射角,并显示出相同的波谱。一般来说,布拉格滤光器还可以有不同的形式,并且/或者如此定位,即对于整个 X 射线辐射束来说,反射角基本不变,低于该反射角,入射的 X 射线辐射被反射。

[0031] 在一个最佳实施例中,布拉格滤光器是高取向热解石墨(HOPG)滤光器。这种 HOPG 滤光器具有一定的谱宽,并且提高了灵敏度。

[0032] 按照本发明的另一方面,提供了一种医学 X 射线检查装置,用于进行所关注目标的 k 边成像,所述目标包括显示 k 边吸收的材料,所述医学 X 射线检查装置包括:

[0033] - 两个彩色 X 射线源,用于发射彩色 X 射线辐射;

[0034] - 两个布拉格滤光器,它们具有不同的布拉格反射角,每个所述布拉格滤光器设置在所述 X 射线源中的一个与所述目标之间的辐射路径上,以便透过所述的辐射经过所述目标;

[0035] - 两个 X 射线检测器,用于检测经过所述目标之后的 X 射线辐射;

[0036] - 采集控制单元,用于控制 X 射线源和 X 射线检测器,以便从不同的投射角采集投影数据;和

[0037] - 图像处理单元,用于根据采集的投影数据重构 k 边图像。

[0038] 根据本发明的这一方面,可以同时采集在两个不同布拉格反射角下获得的两组投影数据。因此,与根据上述第一方面的装置相比,需要较多硬件的优点在于数据采集需要的时间较少。

[0039] 如上针对第一方面的装置所述,第二方面的这一装置也可以用相同的或者相似的实施例进一步改进。

[0040] 最后,在本发明的一个方面中,提供了一种计算机程序,包括程序代码,用于控制所述医学 X 射线检查装置以执行所述医学 X 射线检查方法的步骤。

[0041] 优选地,根据本发明的 X 射线检查装置用于直接测量造影剂,例如用在医学成像中的造影剂。这为 CT 成像打开了许多新的临床特征,例如绝对血量测量或者脑灌注成像。对血管造影来说,它可以增强反差,并且可以分辨注入血管内的造影剂和血管内的钙斑。举例来说,优选的造影剂包括碘或者钆 (Gd),由于在高能量下的 k 边效应,因此 Gd 更优选。本发明可以进一步用在分子成像中以重构图像,显示注入到病人体内的特殊物质,例如特殊的造影剂,这些物质只积存在某些细胞或者其他目标处,例如肿瘤细胞或者血纤维蛋白。因此根据本发明的方法有助于或者可以用于定量测量研究区内的这些细胞。

[0042] 不难理解所要求保护的装置和所要求保护的方法具有如上所述的并且在如在从属权利要求中限定的相似的和 / 或相同的最佳实施例。

### 附图说明

[0043] 根据如下所述的各实施例,本发明的这些和其他方面会变得显而易见,并且得以阐明。在下面的附图中:

[0044] 图 1 显示了根据本发明的医学 X 射线检查装置的第一实施例;

[0045] 图 2 展示了如图 1 所示的检查装置的原理;

[0046] 图 3 显示了展示用于解释本发明的各种波谱的图表和衰减曲线;

[0047] 图 4 显示了各种波谱的示范性曲线的图表;以及

[0048] 图 5 显示了根据本发明的医学 X 射线检查装置的第二实施例。

[0049] 相似的参考数字在附图中指的是相同或者相似的部件。

### 具体实施方式

[0050] 图 1 显示了根据本发明的医学 X 射线检查装置,尤其是 CT 成像系统,的第一实施例。如图 1 所示的 CT 成像系统包括能够绕平行于 z 方向延伸的旋转轴线 R 旋转的台架 1。辐射源 2,尤其是用于发射宽能量波谱 X 射线的(常规)彩色 X 射线管,安装在台架 1 上。X 射线管 2 装有准直器装置 3,该装置用由 X 射线管 2 产生的辐射形成圆锥形辐射束 4。辐射穿过圆柱形检查区域 5 中研究区内的目标(未显示)例如病人。在穿过检查区域 5 之后,X 射线束 4 被射到安装在台架 1 上的 X 射线检测器单元 6(在该实施例中为二维检测器)上。

[0051] 台架 1 以优选恒定但可调节的角速度被马达 7 驱动。提供另一个马达 8 以沿平行于旋转轴线 R 或者 Z 轴线的方向移动目标,例如位于检查区域 5 中的病人台上的病人。这些马达 7、8 由控制单元 9 控制,例如使得辐射源 2 和检查区域 5 沿螺旋形轨迹彼此相对移动。然而,物体或者检查区域 5 也可以不移动,而仅仅是 X 射线源 2 旋转。

[0052] 检测器 6 采集的数据被提供给图像处理装置 1,该装置包括计算单元 12 和重构单元 13,重构单元用于图像处理,尤其是用于重构目标(例如病人)中物质(例如造影剂)的 k 边图像。在临床实践中需要这种 k 边图像,因为它携带了特殊的信息,并且在医学图像中显示出高对比度,从而允许某些所需的应用。最后,重构的图像可以提供给用于显示图像的

显示器 11。图像处理装置 10 优选也由控制单元 9 控制。

[0053] 根据本发明的该实施例,布拉格滤光器 14 被设置在 X 射线源 2 和目标之间的辐射路径中,因此透过所述布拉格滤光器 14 的辐射 16 穿过目标,而由所述布拉格滤光器 14 反射的辐射 17 未穿过目标。根据本发明,没有使用被反射的辐射 17(另见图 2 所示的展示该原理的放大图)。

[0054] 此外,根据本发明的该实施例,提供滤光器控制单元 15 以控制所述布拉格滤光器 14 的布拉格反射角。举例来说,该滤光器控制单元 15 可以是简单的致动器或者其他马达,借助它们可以改变所述角度,低于该角度时布拉格滤光器 14 处于辐射束 4 中。该滤光器控制单元 15 也由控制单元 9 控制,控制单元 9 优选还控制检测器 6,以控制由检测器 6 采集的数据。

[0055] 当该辐射束 4 击中布拉格滤光器(晶体)14 时,如果满足布拉格条件  $n\lambda = 2d\sin\theta$ ,  $n$  是任意整数,  $d$  是晶格参数,则它以波长  $\lambda$  和反射角  $\theta$  反射光子。虽然通常用反射光束 17 来成像,但根据本发明,使用缺乏入射光束 4 的反射部分 17 的透射光束 16。然后象在常规的 CT 成像系统中一样,使用透射光束 16。

[0056] 通过另外的致动器 15,动态控制布拉格滤光器 14 和 X 射线束 4 之间的角度。布拉格滤光器 14 优选是弯曲的,以便对整个光束 4 来说,反射角  $\theta$  保持恒定。

[0057] 常规的布拉格晶体检波器在波谱中具有尖锐的反射峰,并且仅仅反射彩色光束中的一小部分。所谓的 HOPG(高序热解石墨)可用于加宽该反射波谱。

[0058] 下面将更详细地解释根据本发明的第一实施例采用的图像处理方案。

[0059] 图 3 显示了展示各种波谱和吸收曲线的图表,其中 E 是(光子)能量, I 是信号级的强度,  $\mu$  是 X 射线衰减/吸收。图 3a 显示了 X 射线管的常规输出波谱。图 3b 显示了相关的透射光束波谱,由于没有反射的 X 射线,因此波谱中有谱坑。通过改变布拉格滤光器 14 的角度,谱坑的位置可以改变,如图 3c 所示。

[0060] 根据本发明的第一实施例,用布拉格滤光器的不同的布拉格反射角进行两次连续测量。虽然理想的情况是在相同的投射角下执行这两次测量,但实际上台架通常是连续旋转的,因此 X 射线源 2 在第一次测量(用第一布拉格反射角)和第二次测量(用第二布拉格反射角)之间旋转了某一角度。由于这一事实,因此两次连续测量实际上只是在基本上相同的投射角下进行。在实际的 CT 系统中,每旋转一圈可以进行大约 1100 次测量,因此两次连续测量之间的角度差大约为  $0.33^\circ$ 。这仅仅是一个例子,因为其他 CT 系统可以有其他数字。

[0061] 这一事实可能导致小的图像假象,但可以通过多次测量来解决。举例来说,可以在第二次测量(用第二布拉格反射角进行的)上应用插入法,以便在与进行第一次测量(用第一布拉格反射角)的投射角相等的投射角上插入这些测量。对于随后的图像处理,使用第一次测量和插入的第二次测量。交替测量是为了改变第一次和/或第二次测量的 X 射线源 2 的焦点,因此两次连续测量的辐射束尽可能多地重叠。但是也可以应用本领域公知的其他测量方法。

[0062] 波谱中的谱坑最好如此选择,即它们位于来自所用造影材料(例如 Gd)的 k 边能量的两侧。这种材料的吸收曲线如图 3e 所示。它包含 k 边处衰减的骤增。能量体系(regime)中没有 k 边的射束中的其他组分具有如图 3d 所示的平滑衰减曲线。

[0063] 图 4 展示了 X 射线源 2 的原始波谱 20 的典型曲线的图表,对于第一布拉格角显示 47keV(千电子伏)的谱坑的透射光束波谱 21,以及对于第二布拉格角显示 53keV 的谱坑的透射光束波谱 22。还展示了 Gd 的吸收曲线 23,以表明波谱 21,22 中的谱坑位于 k 边的不同侧。

[0064] 通过比较两次(连续)测量来区分由选择的 k 边材料引起的衰减,区分在计算单元 12 中进行。在适当校准之后,根据两次测量之差来估计与 k 边有关的衰减,假定该差值仅仅来自 k 边两侧相差悬殊的衰减,并且来自其他组分的衰减在两次测量中相同。如果由造影剂的 k 边引起的衰减是已知的,那么重构单元 13 可以将常规的图像重构方法应用到这些投影,以形成造影剂的选择图像。

[0065] 一个检测元件在一个积分周期中的测量结果 M 可以用下式近似表示:

$$[0066] \quad M \approx \int R(E)B(E)D(E)e^{-\int \mu(\epsilon, \bar{x}) ds} dE .$$

[0067] 该外积分对能量波谱 E 求积分。R(E) 是在一个积分周期内从 X 射线管发出的 X 射线通量的频谱密度。B(E) 是布拉格滤光器单元有效的频谱转移函数。D(E) 是检测器的频谱灵敏度。指数函数描述了扫描目标中的衰减。该自变量沿射线 ds 求与能量 (E) 和空间 (x) 有关的衰减的积分。

[0068] 乘积  $R(E)B(E)D(E) = S(E)$  被合起来,称为成像装置的有效频谱灵敏度。用不同的布拉格滤光器设定值  $B_1(E)$  和  $B_2(E)$  进行至少两次测量,并且测量结果和灵敏度相应地标记为  $M_1$ 、 $M_2$  和  $S_1(E)$ 、 $S_2(E)$ 。指数中的积分在重构中被倒过来,并且它在这里不重要。只需要导出该积分的值。积分被分成由将要被识别的 k 边材料引起的衰减和剩余衰减,并且该衰减被分成与能量有关的部分和密度部分:

$$[0069] \quad \int \mu(E, \bar{x}) ds = \int f(\bar{x})\phi(E) ds + \int k(\bar{x})\kappa(E) ds = F\phi(E) + K\kappa(E) .$$

[0070] 一起得到(方程 1):

$$[0071] \quad M_{1,2} \approx \int S_{1,2}(E) e^{-[F\phi(E) + K\kappa(E)]} dE .$$

[0072] 该公式可用于理解基本原理。如果射束中没有 k 边材料 ( $K = 0$ ),那么测量结果  $M_1$  和  $M_2$  相似,因为  $\phi(E)$  在布拉格滤光器的两中心能量 ( $E_{B1}$ ,  $E_{B2}$ ) 处相似,  $\phi(E_{B1}) \sim \phi(E_{B2})$ 。如果 k 边材料在射束中 ( $K > 0$ ),那么相似性会受到干扰,因为  $k(E_{B1})$  和  $k(E_{B2})$  因  $E_{B1}$  和  $E_{B2}$  之间的 k 边而不同。

[0073] 许多方法可用于从测量数据获得 k 边图像。一个方法是使用方程 1 中的公式,以获得系统灵敏度  $S_1$  和  $S_2$ ,并粗略估计与能量相关的衰减  $\phi(E)$ 。由于  $\kappa(E)$  是众所周知的,因此得到两个非线性方程和两个未知数 F 和 K 的系统。众所周知的数值方法可用于求解。如果 F 和 K 是已知的,那么常规的重构方法可用于计算有关图像。

[0074] 另一个方法是根据意义明确的模型进行系统校准。对于许多已知的 F 和 K 的组合 ( $F_i$ ,  $K_i$ ),可以进行测量以得到  $M_{1,2}(F_i, K_i)$ 。该系统特征矩阵可用于将测量结果转化为有关的衰减量 (F, K)。

[0075] 使用如图 1 所示基本相同的硬件的本发明的另一个实施例在图像区中进行测量比较。根据该实施例,例如在台架的第一次旋转过程中,在第一布拉格反射角下获得不同投射角的第一投影数据,以及例如在台架的第二旋转过程中,在第二布拉格反射角下获得不同投射角(与获得第一投影数据的投射角理论上相同)的第二投影数据。

[0076] 然后进行两个测量值  $M_{1,2}$  的重构,两个重建图像可以根据像素 x 像素进行分析。该成像方法要么可以如投影分析所述的那样用众所周知的模型的测量进行校准,要么可以进行简单的图像减色。简单的图像减色技术显示了很好的结果。

[0077] 图 5 显示了根据本发明的医学 X 射线检查装置的其他实施例。不同于图 1 所示的实施例,该装置现在包括两个安装在台架 1 上的彩色 X 射线源 2a、2b 和两个对应的 X 射线检测器 6a、6b。在该实施例中,X 射线源 2a、2b 安装在台架 1 上,以便发射的射线束 4a、4b 的角向移位  $90^\circ$ ,但是这不是必要特征,也可以选择其他角向移位。

[0078] 此外,在 X 射线源 2a、2b 和目标 5 之间的每个辐射束 4a、4b 中放一个布拉格滤光器 14a、14b,它具有固定(但不同)的布拉格反射角。布拉格反射角优选选择成,使得透射光束波谱显示如图 3b、3c 所示的谱坑,即其中一个透射辐射束的波谱在存在于目标中的 k 边材料的 k 边之前具有谱坑,而另一个透射辐射束的波谱在所述 k 边材料的 k 边之后具有谱坑。因此,利用该实施例,通过两个 X 射线检测器 6a、6b 同时获得在不同的布拉格反射角下的两组投影数据。因此在该实施例中,不需要用于控制布拉格滤光器 14a、14b 的布拉格反射角的装置。

[0079] 获得的投影数据的进一步处理和图像处理步骤一般与在图 1 所示的装置的实施例中描述的不同。尤其是,在进行图像处理以获得 k 边图像之前,可以比较在(基本)相同的投射角但不同的布拉格反射角下获得的投影数据。替代地,在第一步骤中重构图像,尤其是根据第一检测器 6a 获得的投影数据重构第一图像,而根据第二检测器 6b 获得的投影数据重构第二图像。然后比较重构的图像,例如相互减色,以获得所需的 k 开口图像。

[0080] 虽然已经在附图和上述的说明书中展示并详细描述了本发明,但是这样的展示和描述被认为是说明性的或者典型的,而非限制性的;本发明不局限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和所附的权利要求书,对公开的各实施例所做的其他改变是可以理解的,并且可以由实施请求保护的发明的本领域熟练技术人员实施。

[0081] 在权利要求书中,措词“包括”不排除其他元件或者步骤,不定冠词“一个”不排除多个。单个的元件或者其他单元有可能实现权利要求书中列举的几个零件的功能。在相互不同的从属权利要求中提到了某些测量,这仅仅是个事实,不表示这些测量合起来不能用于产生良好的效果。

[0082] 根据本发明,用于实现所述检查方法和/或控制所述检查装置的计算机程序可以储存/分配在合适的介质上,例如光存储介质或者与其他硬件一起或者作为其他硬件的一部分提供的固态介质,但也可以用其他形式来分配,例如通过因特网或者其他有线的或者无线的电信系统。

[0083] 权利要求书中的任何参考标记都不应被看做用于限制保护范围。

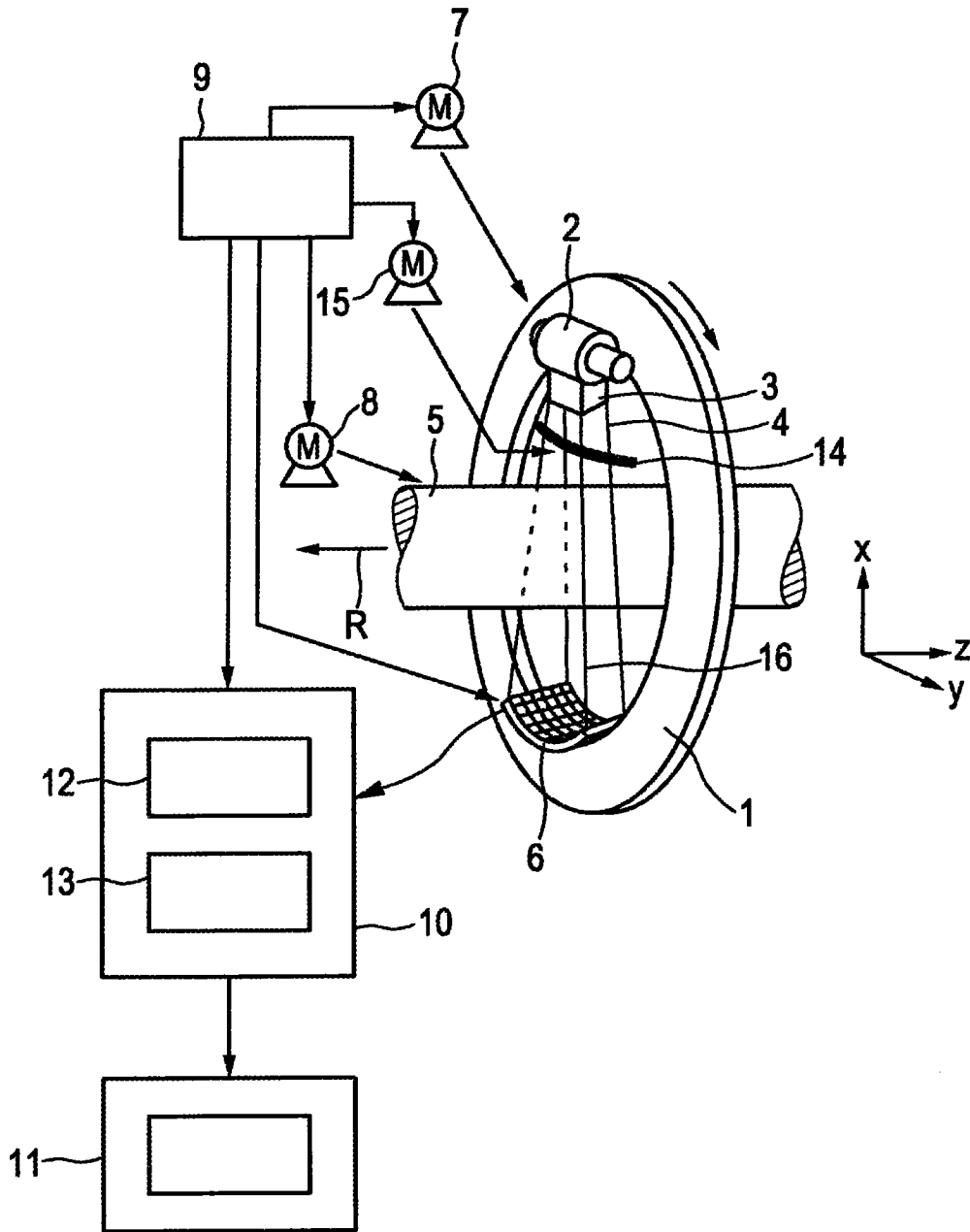


图 1

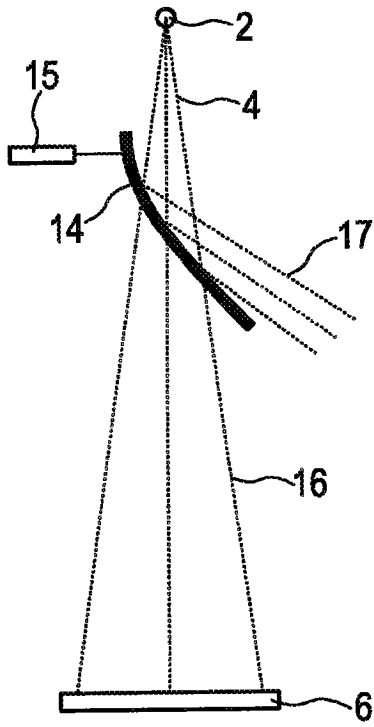


图 2



图 3a



图 3b



图 3c

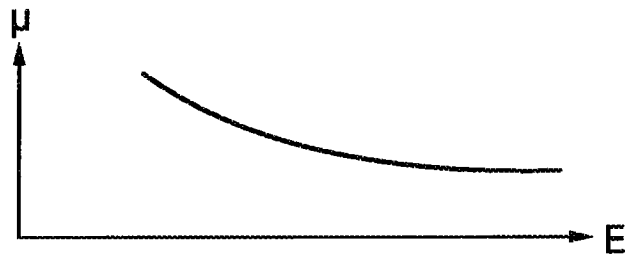


图 3d

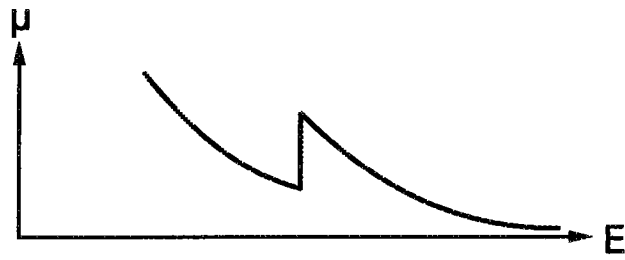


图 3e

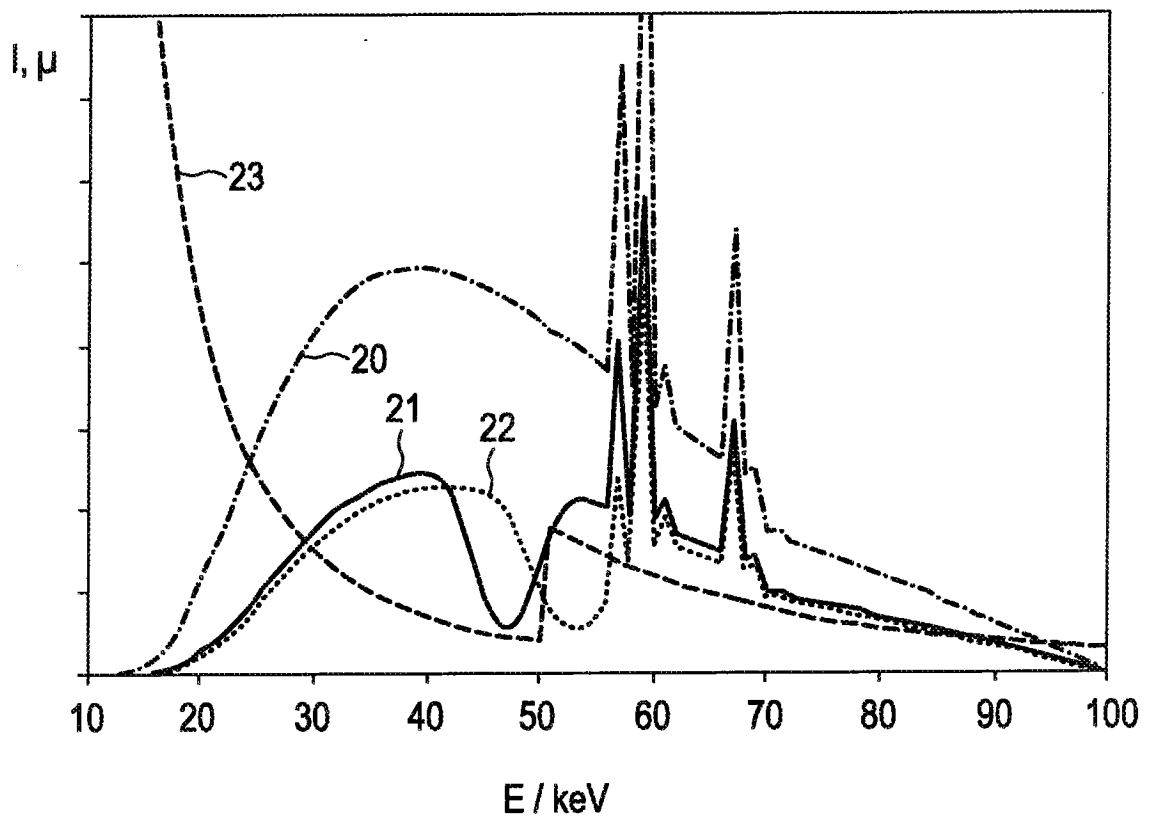


图 4

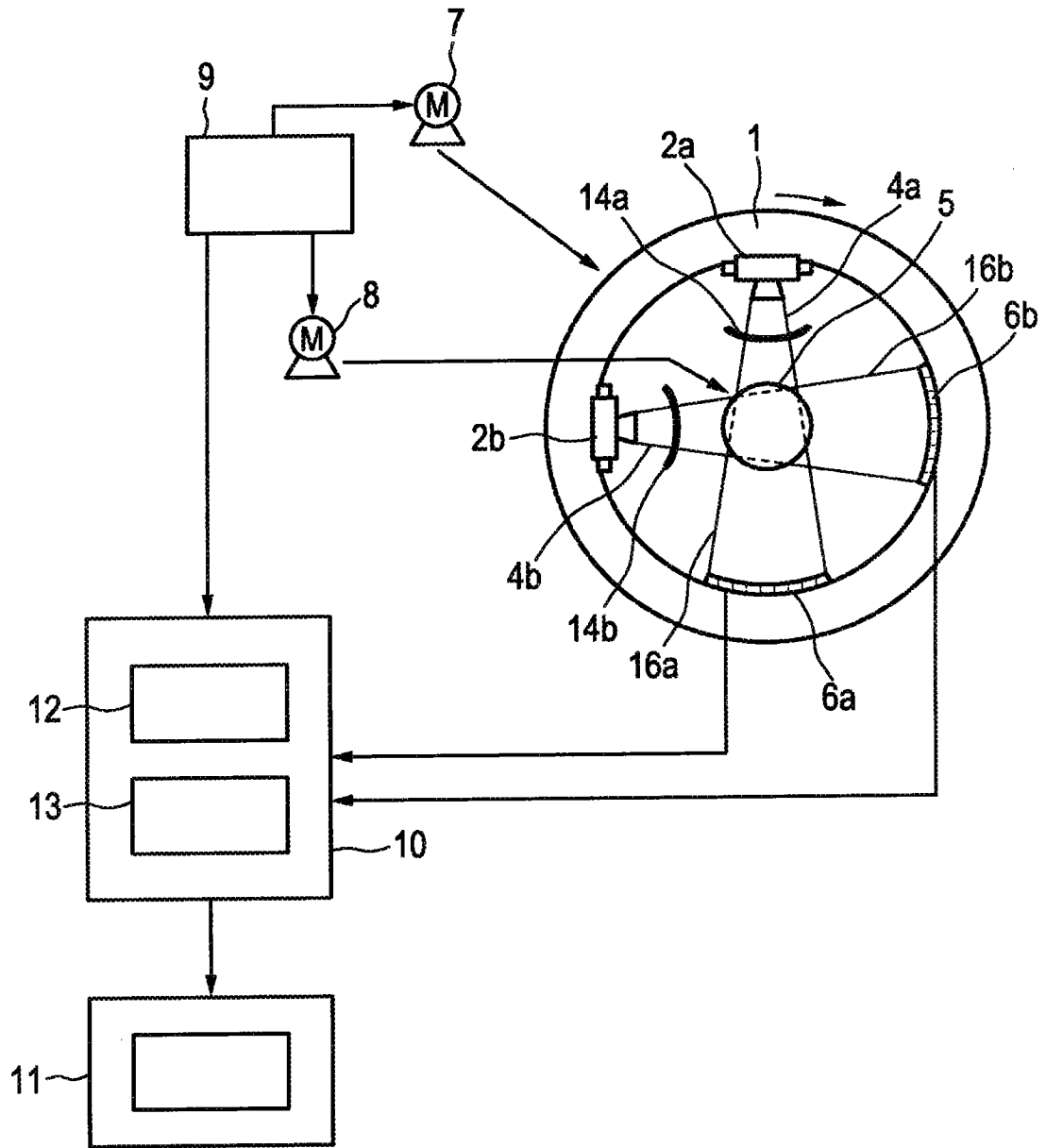


图 5