



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 204351851 U

(45) 授权公告日 2015. 05. 27

(21) 申请号 201420259652. 2

(22) 申请日 2014. 05. 21

(30) 优先权数据

102013209408. 6 2013. 05. 22 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 T. 阿尔曼丁格 T. 比伯勒

T. 弗洛尔 B. 施米特

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 熊雪梅

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

A61B 6/00(2006. 01)

G21K 3/00(2006. 01)

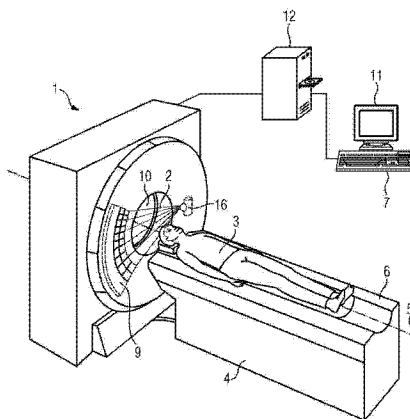
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 实用新型名称

X 射线滤波器和 X 射线设备

(57) 摘要

本实用新型涉及一种用于成像的 X 射线设备 (1) 的 X 射线滤波器 (13), 其具有至少一个第一滤波器区域 (13. 1) 以及至少一个第二滤波器区域 (13. 2), 其中, 所述第一滤波器区域和所述第二滤波器区域具有不同的 X 射线吸收特性, 其中, 所述 X 射线滤波器 (13) 设计为通过对多色的 X 射线辐射进行滤波来同时产生具有不同能量的、空间上分离的 X 射线。本实用新型还涉及一种用于成像的 X 射线设备 (1)。



1. 一种用于成像的 X 射线设备 (1) 的 X 射线滤波器 (13), 其具有至少一个第一滤波器区域 (13.1) 以及至少一个第二滤波器区域 (13.2), 其特征在于, 所述第一滤波器区域和所述第二滤波器区域具有不同的 X 射线吸收特性, 其中, 所述 X 射线滤波器 (13) 设计为通过对多色的 X 射线辐射进行滤波来同时产生具有不同能量的、空间上分离的 X 射线。

2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线滤波器 (13), 其特征在于, 具有不连贯的多个第一滤波器区域 (13.1) 和 / 或不连贯的多个第二滤波器区域 (13.2)。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的 X 射线滤波器 (13), 其特征在于, 所述第一滤波器区域 (13.1) 设计用于硬化 X 射线辐射, 并且其中, 所述第二滤波器区域 (13.2) 设计用于没有硬化地衰减 X 射线辐射和 / 或用于软化 X 射线辐射。

4. 一种用于成像的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 包括:

- 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的 X 射线滤波器 (13),
- X 射线源 (8), 设计为发射多色的 X 射线辐射,
- 平面的 X 射线探测器 (9), 设计为探测由所述 X 射线源 (8) 发射的 X 射线辐射, 其中, 所述 X 射线滤波器 (13) 能够在 X 射线源 (8) 与 X 射线探测器 (9) 之间定位为使得所述 X 射线设备 (1) 构建用于拍摄多能图像。

5. 根据权利要求 4 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 通过所述第一滤波器区域 (13.1) 滤波的 X 射线辐射的强度与通过所述第二滤波器区域 (13.2) 滤波的 X 射线辐射的强度的比例是能够预先给定的。

6. 根据权利要求 4 或 5 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 所述 X 射线滤波器 (13) 的第一和第二滤波器区域 (13.1, 13.2) 分别仅沿着所述 X 射线滤波器 (13) 在纵轴线 (5) 的方向上的整个尺寸的一部分伸展。

7. 根据权利要求 4 或 5 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 所述 X 射线滤波器 (13) 的第一和第二滤波器区域 (13.1, 13.2) 分别仅沿着所述 X 射线滤波器 (13) 的横向于纵轴线 (5) 的整个尺寸的一部分来伸展。

8. 根据权利要求 4 或 5 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 至少一个滤波器区域能够与至少一个其它滤波器区域独立地移动。

9. 根据权利要求 8 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 至少一个滤波器区域具有多个叶片状的滤波器元件, 其分别能够相对于彼此移动为使得相应的滤波器区域的、沿着 X 射线辐射的传播方向的尺寸是能够调整的。

10. 根据权利要求 4 或 5 所述的 X 射线设备, 其特征在于, 还包括:

- 重建单元, 设计为用于重建空间上高分辨率的多能图像。

11. 根据权利要求 4 或 5 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 设计为用于同时拍摄两个定位片, 其中, 第一定位片仅基于通过所述第一滤波器区域 (13.1) 滤波的 X 射线辐射, 并且其中, 第二定位片仅基于通过所述第二滤波器区域 (13.2) 滤波的 X 射线辐射。

12. 根据权利要求 4 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 所述 X 射线设备 (1) 是计算机断层成像设备, 其还设计为用于拍摄至少两个分别为断层成像的图像, 其中, 第一图像仅基于通过所述第一滤波器区域 (13.1) 滤波的 X 射线辐射, 并且其中, 第二图像仅基于通过所述第二滤波器区域 (13.2) 滤波的 X 射线辐射, 其中, 所述第一图像和第二图像分别基于对相同的拍摄区域 (15) 的完整扫描。

13. 根据权利要求 4 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 所述 X 射线设备 (1) 是计算机断层成像设备, 该计算机断层成像设备还设计为用于拍摄运动的拍摄区域的至少两个分别为断层成像的图像, 其中, 第一图像仅基于通过所述第一滤波器区域 (13.1) 滤波的 X 射线辐射, 并且其中, 第二图像仅基于通过所述第二滤波器区域 (13.2) 滤波的 X 射线辐射, 其中, 所述第一图像和第二图像分别基于对相同的拍摄区域 (15) 的完整扫描。

14. 根据权利要求 4 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 该计算机断层成像设备还设计为用于将所述第一图像和所述第二图像配准 (R_REG) 为使得所述第一图像和所述第二图像分别代表所述拍摄区域 (15) 的相同的运动状态。

15. 根据权利要求 12 或 13 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 其设计为用于在 EKG 触发的顺序模式中拍摄断层成像的图像。

16. 根据权利要求 15 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 其设计为用于在 EKG 触发的顺序模式中拍摄断层成像的图像, 该顺序模式具有在两个相继的心脏周期中这样匹配于所述 X 射线滤波器 (13) 的几何结构的螺距, 使得所述拍摄区域 (15) 在沿着所述纵轴线 (5) 的任意位置上不仅通过借助所述第一滤波器区域 (13.1) 而且通过借助所述第二滤波器区域 (13.2) 滤波的 X 射线辐射来完整扫描。

17. 根据权利要求 4 或 5 所述的 X 射线设备 (1), 其特征在于, 其设计为用于拍摄造影剂支持的多能图像。

X 射线滤波器和 X 射线设备

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种 X 射线滤波器以及一种 X 射线设备。

背景技术

[0002] X 射线拍摄的特性决定性地通过用以照射拍摄区域的 X 射线辐射的光谱或能量来确定。因为不同材料散射和吸收 X 射线辐射的能力根据 X 射线辐射的光谱或能量而不同。因此,可以通过以 X 射线辐射的不同光谱或能量照射拍摄区域来推断出拍摄区域的材料组成。以 X 射线辐射的不同光谱或能量照射拍摄区域尤其在医学成像中使用,并且还称作“双能”、下面称作“两能”或更普适地“多能”方法。例如,可以通过这种方法识别人体中的骨骼或其它组织并且扩展评估造影剂支持的图像的可能性。现代的医学设备、例如计算机断层成像设备以多种方法实现了两能方法,例如以两个在不同管电压条件下运行的 X 射线管作为 X 射线源同时照射,或者仅以一个 X 射线管作为 X 射线源进行照射。

[0003] 在使用仅一个 X 射线管的情况下,产生不同光谱或能量的可能性基于所谓的“kV 转换”。在此,将 X 射线管的电压在两个值之间直至每秒数百次地转换,其中,电压值分别决定 X 射线辐射的确定的光谱或确定的能量。在断层成像中,“kV 转换”这样实现,即,电压在两次投影的拍摄之间变化。在“kV 转换”中,在 X 射线管旋转期间拍摄在第一电压情况下的多个投影和在第二电压情况下的多个投影。因为所施用的剂量也随着 X 射线管的电压变化,所以必须附加地调整 X 射线管的电流和 / 或每次 X 射线投影的曝光时间。因此,“kV 转换”是一种产生不同光谱或能量的、技术上高开销并且昂贵的方法。

[0004] 技术上更简单的是使用滤波器,其弱化所入射的 X 射线辐射的强度。从文献 DE 10 2008 056 891 B4 中例如已知一种用于执行螺旋扫描的计算机断层成像设备。断层成像设备包括用于产生辐射扇区的可旋转的 X 射线辐射器和径向地对置定位的、带有所属的评估单元的 X 射线探测器,其中,在 X 射线辐射器下游设有 X 射线滤波器。X 射线滤波器的位置与 X 射线探测器的位置相关并且 X 射线滤波器为了产生辐射扇区的未滤波的和同时产生滤波的辐射分量而在运行中仅部分驶入辐射扇区。在此,辐射分量具有不同的 X 射线光谱。

实用新型内容

[0005] 本实用新型要解决的技术问题是在技术上简单并且成本低廉地构建借助 X 射线设备进行的多能图像的拍摄。此外,多能图像的拍摄的时间分辨率应该尽可能高。

[0006] 本实用新型基于如下思想:将用于成像的 X 射线设备的 X 射线滤波器构建为使得 X 射线滤波器具有至少一个第一滤波区域以及至少一个第二滤波区域,其中,第一滤波区域和第二滤波区域具有不同的 X 射线吸收特性,从而将 X 射线滤波器设计为通过多色 X 射线辐射的滤波而同时产生空间上分离的、具有不同能量的 X 射线。通过同时产生空间上分离的、具有不同能量的 X 射线,对于 X 射线设备还能够实现同时地、空间上分离地探测具有不同能量的 X 射线和由此拍摄多能图像。一方面,本实用新型提供如下有优点,即,多能图像的拍摄可以技术上简单并且成本低廉地执行。因为多亏了根据本实用新型的 X 射线滤波

器, X 射线设备既不需要第二 X 射线源,也不需要用于快速控制 X 射线源的、耗费的调整电子系统。此外,根据本实用新型的 X 射线滤波器廉价地被制造并且可以在已经存在的 X 射线滤波器中被改装。本实用新型的另一优点在于高的时间分辨率,因为根据本实用新型的 X 射线滤波器在扫描方法中仅引起在以不同能量、确定的拍摄区域的拍摄之间非常小的时间偏移。

[0007] 根据本实用新型的另一方面, X 射线滤波器具有不连贯的多个第一滤波器区域和 / 或不连贯的多个第二滤波器区域。通过将 X 射线滤波器精细地划分为具有不同的 X 射线吸收特性的多个小的滤波器区域,能够实现多个不同的拍摄和重建方案。尤其,通过进一步减小在以不同能量的、确定的拍摄区域的拍摄之间的时间偏移来提高时间分辨率。

[0008] 根据本实用新型的另一方面,第一滤波器区域设计为用于硬化 X 射线辐射,并且第二滤波器区域设计为用于没有硬化地衰减 X 射线辐射和 / 或用于软化 X 射线辐射。由此,在由不同的滤波器区域滤波过的 X 射线之间的光谱分离特别大。由此可以特别良好地应用于重建多能图像或者用于材料分解的通常方法。

[0009] 本实用新型还可以以 X 射线设备的形式实现,包括根据本实用新型的 X 射线滤波器、用于发射多色的 X 射线辐射的 X 射线源,以及包括平面的 X 射线探测器,其设计为用于探测由 X 射线源发射的 X 射线辐射。本实用新型的想法在本实用新型的该变型方案中体现为, X 射线滤波器可以在 X 射线源与 X 射线探测器之间定位为使得 X 射线设备构建为用于拍摄多能图像。在借助根据本实用新型的 X 射线设备拍摄多能图像情况下的优点如已经阐述那样基于根据本实用新型的 X 射线滤波器。总结而言,本实用新型将简单地实现并且成本低廉。本实用新型的另一优点在于在拍摄多能图像时的高时间分辨率。

[0010] 根据本实用新型的另一方面,通过第一滤波器区域滤波的 X 射线辐射的强度与通过第二滤波器区域滤波的 X 射线辐射的强度的比例是可以预先给定的。由此可以将两个强度的比例尤其均衡,从而在相同曝光时间条件下对于两个在不同能量下拍摄的图像实现相似的图像质量。

[0011] 根据本实用新型的另一方面, X 射线滤波器的第一和第二滤波器区域分别仅沿着 X 射线滤波器的整个尺寸的一部分在纵轴线的方向上或者横向于纵轴线来伸展。由此,在计算机断层成像的范围中能够在以不同能量的、确定的拍摄区域的拍摄之间特别小的时间偏移。

[0012] 根据另一方面,根据本实用新型的 X 射线滤波器构建为使得至少一个滤波器区域能够与至少一个其它滤波器区域独立地移动。由此,提高在使用本实用新型时,尤其关于不同的拍摄和重建方案使用本实用新型时的灵活性。

[0013] 根据本实用新型的另一方面,至少一个滤波器区域具有多个叶片状的滤波器元件,其分别可以相对于彼此移动为使得可以调整各个滤波器区域沿着 X 射线辐射的传播方向的尺寸。由此,可以以技术上可以简单实现且灵活的方式和方法来调整滤波器的强度。因为,物理滤波器的尺寸和厚度调整滤波器的强度。

[0014] 根据另一方面,根据本实用新型的 X 射线设备包括重建单元,其设计为用于重建空间上高分辨率的多能图像。

[0015] 根据另一方面,根据本实用新型的 X 射线设备构建为用于同时拍摄两个定位片 (Topogramm),其中,第一定位片仅基于通过第一滤波器区域滤波的 X 射线辐射,并且其中,

第二定位片仅基于通过第二滤波器区域滤波的 X 射线辐射。由此,可以以单个的定位片拍摄来获得与两个不同的 X 射线能量有关的、用于纵览拍摄区域和尤其用于进一步规划高分辨率的断层成像检查的信息。

[0016] 根据本实用新型的另一方面, X 射线设备是计算机断层成像设备,还设计为用于拍摄至少两个分别为断层成像的图像,其中,第一图像仅基于通过第一滤波器区域滤波的 X 射线辐射,并且其中,第二图像仅基于通过第二滤波器区域滤波的 X 射线辐射,其中,第一和第二图像分别基于对相同的拍摄区域的完整扫描。由此,本实用新型可以有利地在能够实现高的空间的、三维的分辨率的断层成像方法中应用。

[0017] 根据另一方面,根据本实用新型的计算机断层成像设备设计为用于拍摄运动的拍摄区域的至少两个分别为断层成像的图像,以及设计用于将第一图像和第二图像配准为使得第一图像和第二图像分别代表拍摄区域的相同的运动状态。

[0018] 根据本实用新型的另一方面,拍摄区域包括患者的心脏的至少一部分,其中,还拍摄患者的 EKG(心电图)。由此,根据本实用新型的 X 射线滤波器还可以在 EKG 触发或者回顾性 EKG 门控中使用。与此相应地,根据本实用新型的 X 射线设备可以设计用于在 EKG 触发的顺序模式中拍摄断层成像的图像。

[0019] 根据本实用新型的另一方面, X 射线设备是计算机断层成像设备,其中,拍摄在 EKG 触发的顺序模式中进行,其中,在两个相继的心脏周期中的螺距与 X 射线滤波器的几何结构匹配为使得拍摄区域在沿着纵轴线的任意位置上通过借助第一滤波器区域和借助第二滤波器区域滤波的 X 射线辐射来完整扫描。

[0020] 根据本实用新型的另一方面, X 射线设备是计算机断层成像设备,其中,拍摄在螺旋模式中进行,其中,螺距与 X 射线滤波器的几何尺寸匹配为使得拍摄区域在沿着纵轴线的任意位置上通过借助第一滤波器区域和借助第二滤波器区域滤波的 X 射线辐射来完整扫描。

[0021] 根据另一方面,根据本实用新型的 X 射线设备设计用于拍摄造影剂支持的多能图像。由此,本实用新型的已经提及的优点可以转用于造影剂支持的拍摄。因为造影剂支持的拍摄通常用于分析血流,所以尤其在拍摄多能图像中的高时间分辨率是本实用新型的一个主要优点。

[0022] X 射线设备是设计用于拍摄 X 射线图像,尤其为了医学目的而拍摄 X 射线图像的设备。X 射线设备例如可以是设计用于拍摄断层成像的 X 射线图像的设备,即例如是 C 型臂 X 射线设备或者是计算机断层成像设备。

[0023] 设计用于发射多色 X 射线辐射的 X 射线源例如是 X 射线管。X 射线源在扇形或锥形区域内发射 X 射线辐射。扇形或锥形例如可以通过准直仪光阑来控制。

[0024] X 射线探测器例如是具有多行的行式探测器。X 射线探测器也可以构建为平面探测器。X 射线探测器通常构建为闪烁计数器,其中高能 X 射线光子借助闪烁器转换为光谱中的低能光子,并且接下来借助光电二极管来探测。替选地, X 射线探测器还可以构建为直接转换的探测器,其将高能 X 射线光子借助半导体材料在利用光伏原理条件下直接通过内部光激励转换为信号电流。此外, X 射线探测器设计为探测和计数各个光子。

[0025] X 射线滤波器理解为物理滤波器,其通过其材料特性将 X 射线辐射吸收为使得 X 射线辐射的滤波过的光谱朝着高能量或者低能量偏移。光谱朝着高(或低)能量偏移意味着,

滤波的 X 射线辐射的光子以比未滤波的光子更高的概率具有较高（或较低）的能量。根据本实用新型的 X 射线滤波器具有带有不同 X 射线吸收特性的滤波器区域。例如，滤波器区域可以具有用于硬化 X 射线辐射的锡或者用于软化 X 射线辐射的泰夫龙 (Teflon)。不同的滤波器区域可以固定地彼此连接并且形成平面构件，其此外可以隆起或弯曲。此外，整个滤波器可以构造为可移动的，或者各个滤波器区域可以以可移动的叶片形式构建。此外，X 射线滤波器可以构建为辐射器光阑的部分、尤其是可更换的部分。

[0026] 以确定的能量进行拍摄在本申请的意义中意味着，X 射线辐射的光谱朝着相应的能量偏移了。在“低能量”下进行拍摄于是意味着，为了拍摄而发射的 X 射线辐射的光子与在“高能量”情况下相比以较高的概率具有较低能量。于是，例如 X 射线管的较高电压引起 X 射线辐射的较高能量。

[0027] 在本申请的意义中，拍摄可以意味着单个 X 射线投影（在此同义于“投影”）的拍摄也可以意味着由多个 X 射线投影重建的 X 射线图像的拍摄。图像在下面意味着以从至少一个 X 射线投影中重建的 X 射线图像形式的 X 射线图像。尤其，图像可以是空间上三维的图像，也可以是剖视图。图像的拍摄于是包括拍摄至少一个 X 射线投影。

[0028] 多能图像理解为在 X 射线辐射的不同光谱或能量情况下产生的 X 射线图像。通过基于低能图像和高能图像的加权相减，例如可能的是计算这样的图像，在这些图像中基本上还可见带有确定的吸收特性的材料。这些状况尤其在诊断医学中用于将骨骼组织从软组织分离地可视化并用于将软组织从骨骼组织分离地可视化。

[0029] 重建单元不仅可以以硬件形式构建，而且可以以软件形式构建。例如，重建单元构建为所谓的 FPGA（是英语的“Field Programmable Gate Array”的缩写），或者包括算术逻辑单元。此外，在其上可运行地存储有计算机程序产品或者在其上运行有计算机程序产品的计算机本身也可以是重建单元的部分。

[0030] 造影剂支持的图像理解为其对比度至少部分地基于造影剂的图像。通常将这样的试剂限定为造影剂，其改进在成像方法中对于身体的组织和功能的示出。在在此呈现的申请的范围内，造影剂不仅可以理解为例如碘的常规造影剂，而且可以理解为例如 ^{18}F 、 ^{11}C 或 ^{13}N 的示踪剂。

附图说明

[0031] 其中：

[0032] 图 1 示出了根据本实用新型的 X 射线设备，

[0033] 图 2 示出了在以根据本实用新型的 X 射线滤波器滤波之后的两个 X 射线光谱，

[0034] 图 3 示出了具有根据本实用新型的 X 射线滤波器的拍摄单元的布置，

[0035] 图 4 示出了带有辐射器光阑和根据本实用新型的 X 射线滤波器的拍摄单元的布置，

[0036] 图 5 示出了带有根据本实用新型的 X 射线滤波器的辐射器光阑，

[0037] 图 6 示出了根据本实用新型的 X 射线滤波器的俯视图，

[0038] 图 7 示出了根据本实用新型的 X 射线滤波器的俯视图，

[0039] 图 8 示出了根据本实用新型的 X 射线滤波器的横截面，以及

[0040] 图 9 示出了与可以以根据本实用新型的 X 射线设备来执行的方法的流程图。

具体实施方式

[0041] 图 1 示出了计算机断层成像设备的根据本实用新型的 X 射线设备。在此示出的计算机断层成像设备具有照射单元 16 和 X 射线探测器 9, 该照射单元包括带有根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 的 X 射线源 8。X 射线源 8 在在此示出的示例中是设计为发射多色 X 射线辐射的 X 射线管。X 射线探测器 9 在在此示出的示例中是带有多行的行探测器。照射单元 16 与 X 射线探测器 9 一起形成拍摄单元。照射单元 16 还可以包括辐射器光阑 14。

[0042] 在拍摄图像时, 具有诸如胸部、腹部、头部、心脏等的拍摄区域 15 的患者 13 躺在患者卧榻 6 上。患者卧榻 6 与卧榻基座 4 连接为使得该卧榻基座支承带有患者 3 的患者卧榻 6。患者卧榻 6 设计为将患者 3 和由此将拍摄区域 15 沿着拍摄方向移动通过拍摄单元的开口 10。拍摄方向通常通过纵轴线 5 给出, 拍摄单元在断层成像的拍摄情况下围绕该纵轴线旋转。然而, 纵轴线 5 也可以相对于患者 3 在拍摄期间沿着其运动的拍摄方向倾斜, 例如方法是将拍摄单元构建为可倾斜的扫描架的部分。

[0043] X 射线源 8 在拍摄期间发射 X 射线扇面 2 形式的多色 X 射线辐射。X 射线滤波器 13 设计为将多色的 X 射线辐射滤波为使得同时在 X 射线扇面 2 内产生具有不同能量的空间上分离的 X 射线。滤波器 13 出于该目的而具有 X 射线吸收特性分别不同的第一滤波器区域 13.1 和第二滤波器区域 13.2。X 射线设备 1 于是设计用于拍摄多能图像, 因为具有不同能量的空间上分离的 X 射线在穿过拍摄区域 15 后被 X 射线探测器 9 探测到。通过拍摄单元的旋转和 / 或通过拍摄区域 15 沿着纵轴线 5 的运动, 同一拍摄区域 15 在拍摄期间被具有不同能量的 X 射线穿过。在图 2 中示出了一个在以根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 滤波后的示例性 X 射线光谱, 而在图 6 至图 8 中示出了该滤波器本身的不同实施形式。

[0044] X 射线探测器 9 沿着纵轴线 5 的尺寸在行探测器情况下与行的数目有关, 并且与待拍摄的拍摄区域 15 的大小一起决定性地确定患者卧榻 6 在拍摄图像期间的推进有多大。在拍摄单元旋转以及同时拍摄区域 15 沿着拍摄方向运动的条件下的断层成像拍摄也已知为螺旋拍摄。为了在在此示出的计算机断层成像设备中能够实现尽可能快速的螺旋拍摄, 应该使用尽可能高的螺距。螺距 $P = V/B$ 通过在患者卧榻 6 在拍摄单元的每 360° 旋转中的推进 V 与 X 射线扇面 2 沿着纵轴线 5 的准直过的宽度 B 之间的比例给出。

[0045] X 射线扇面 2 的 X 射线在拍摄时通过拍摄区域 15 衰减并且被 X 射线探测器 9 探测, 从而形成分别被拍摄的拍摄区域 15 的 X 射线投影。在此, 拍摄区域 15 的不同部分在拍摄 X 射线投影时以不同的能量来照射, 并且是同时照射, 从而借助根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 和根据本实用新型的 X 射线设备 1 拍摄 X 射线投影包括对拍摄区域 15 的至少两个子投影进行拍摄。在此, 第一子投影对应于以通过 X 射线滤波器 13 的第一滤波器区域 13.1 滤波过的 X 射线所进行的拍摄, 并且第二子投影对应于以通过 X 射线滤波器 13 的第二滤波器区域 13.2 滤波过的 X 射线所进行的拍摄。该情况在图 5 中示出。

[0046] 两个子投影于是在两个方面相区别: 一方面, 第一和第二子投影的拍摄分别以 X 射线辐射的不同能量来进行, 即以第一和第二能量来进行。第二方面, 子投影对拍摄区域 15 的不同部分进行成像。在断层成像的拍摄中, 通过拍摄单元的旋转而从不同的方向或角度拍摄 X 射线投影, 其可以重建为高分辨率的、空间上三维的图像。根据所选的拍摄参数, 以分别第一或分别第二子投影扫描整个拍摄区域 15, 从而可以重建与第一和第二能量相对应

的两个高分辨率的、空间上三维的图像；或者完整的扫描仅在考虑第一和第二子投影的条件下进行，从而仅对应于第一和第二能量的图像的重建具有与 X 射线设备 1 在技术上能够实现的相比更小的空间分辨率。

[0047] 在在此示出的示例中，重建单元以计算机程序的形式来构建，其可运行地存储在计算机 12 上。计算机 12 与输出单元 11 以及输入单元 7 连接。输出单元 11 例如是一个（或多个）LCD、等离子或 OLED 屏幕。在输出单元 11 上的输出例如包括图形用户界面，用于手动地输入患者数据以及用于控制 X 射线设备 1 的各个单元以及用于输入和选择拍摄参数。输入单元 7 例如是键盘、鼠标、所谓的触屏或者是用于语音输入的麦克风。

[0048] 图 2 示出了两个在以根据本实用新型的 X 射线滤波器滤波后的 X 射线光谱。在此示出的光谱是在滤波前由可以用作根据本实用新型的 X 射线设备 1 中的 X 射线源 8 的 X 射线管以 120kV 的 X 射线管电压发射的。在图 2 中，绘出了相对的概率 p （在纵轴线上）与以“keV”为单位的 X 射线辐射的能量（在横轴线上）的关系。实线的、朝着高能量偏移的光谱曲线基于通过根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 的第一滤波器区域 13.1 的滤波。该第一滤波器区域在在此示出的示例中由 0.6mm 厚的锡构成。虚线的、朝着低能量偏移的光谱曲线基于通过根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 的第二滤波器区域 13.2 的滤波。该第二滤波器区域 13.2 在在此示出的示例中由 10mm 厚的泰夫龙构成。

[0049] 图 3 示出了带有根据本实用新型的 X 射线滤波器的拍摄单元的布置。X 射线源 8 以 X 射线扇面的形式发射多色 X 射线辐射，该 X 射线扇面沿着横向于纵轴线 5 的第一角度范围 Φ 并且沿着顺着纵轴线 5 的第二角度范围 δ 伸展。在发射之后，X 射线扇面 2 的 X 射线辐射被根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 滤波，其中，X 射线滤波器 13 具有分别带有不同的 X 射线吸收特性的第一滤波器区域 13.1 和至少一个第二滤波器区域 13.2。第一滤波器区域 13.1 设计用于硬化 X 射线辐射，而第二滤波器区域设计用于软化 X 射线辐射。相应地，第一滤波器区域 13.1 以及第二滤波器区域 13.2 分别产生第一子扇面 2.1 和第二子扇面 2.2，其分别用于对拍摄区域 15 的第一子投影和拍摄区域 15 的第二子投影进行拍摄。子投影通过如下方式被拍摄，即，滤波的 X 射线辐射的穿过了拍摄区域 15 的一部分的部分被 X 射线探测器 9 探测。在此示出的 X 射线探测器 9 具有沿着第一角度范围 Φ 的列和沿着第二角度范围 δ 的行。

[0050] 在具有常见的、基本上对称构造的探测器面和带有第一角度范围 Φ 的基本上对称的 X 射线扇面 2 的计算机断层成像设备中，当用以拍摄（子）投影来空间上三维地重建图像的角度范围为至少 $180^\circ + \varphi$ 时，给出完整的扫描。为了对于每个所重建的图像点（体素）都有足够数目的（子）投影提供份额，不能将螺旋拍摄中的螺距选择得过高。此外，从中得出的是，螺旋模式中沿着纵轴线 5 的连续完整的扫描也是无缝的。

[0051] 在在此示出的实施形式中，第一滤波器区域 13.1 以及第二滤波器区域 13.2 沿着第二角度范围 δ 的尺寸分别是相同的。因此，第一以及第二子投影分别延伸经过 X 射线探测器 9 的等大区域，然而其延伸经过 X 射线探测器 9 的不同区域。在该实施形式中，X 射线滤波器 13 和 X 射线设备 1 以计算机断层成像设备的形式构建为使得在螺旋拍摄中尤其通过选择螺距而不仅借助第一能量而且借助第二能量来进行拍摄区域 15 的完整扫描。换言之，在该实施形式中，第一图像仅基于通过第一滤波器区域 13.1 滤波的 X 射线辐射，并且第

二图像仅基于通过第二滤波器区域 13.2 滤波的 X 射线辐射,其中,第一和第二图像分别基于对相同的拍摄区域 15 的完整扫描。

[0052] 如果 X 射线探测器例如具有 128 行,则在在此示出的实施形式中第一子投影伸展到行 1-64 上,并且第二子投影沿着行 65-128 伸展。在借助计算机断层成像设备形式的根据本实用新型的 X 射线设备 1 进行螺旋拍摄中,在拍摄区域 15 的确定部分的第一子投影与拍摄区域 15 的相同部分的第二子投影之间形成(尽管小的)时间错移。为了不仅以第一能量而且以第二能量实现拍摄区域 15 的完整扫描,必须选择相应较低的螺距,例如与 X 射线探测器 9 的 128 行有关的、 $P = 0.6$ 的螺距。该时间错移在典型的断层成像 X 射线设备中于是仅为 0.25 至 0.5 秒。该小的时间错移尤其在拍摄造影剂支持的图像时并不是主要的限制。

[0053] 尤其,在此示出的 X 射线滤波器 13 可以用于借助心电图(简称 EKG)门控的螺旋拍摄。在此,与实际上对患者 3 的心脏进行拍摄的同时拍摄患者 3 的 EKG。回顾性地、即在拍摄之后,使用 EKG,以便总是在相同的、相关的心脏阶段中计算在相继的心脏周期中重建的图像。患者卧榻 6 的最大推进通过患者 3 的心率来确定。推进借助该技术精确地对应于带有 2 片段重建可能性的、常规的 EKG 门控的螺旋拍摄(没有根据本实用新型的 X 射线滤波器 13)的推进。

[0054] 根据本实用新型在图 3 中示出的 X 射线滤波器 13 可以替选地用于螺旋拍摄和用于在 EKG 触发的顺序模式中拍摄患者 3 的心脏。在此,具有根据本实用新型的、在图 3 中示出的 X 射线滤波器 13 的计算机断层成像设备以通过患者的 EKG 来控制的方式在总是相同的相对心脏阶段中顺序地拍摄心脏的分别被完整扫描的数据集合。在这种数据集合的拍摄期间,与在螺旋拍摄中不同,患者卧榻 6 并不运动。然而,患者卧榻 6 在心脏周期 k 和 $k+n$ 的两个相继的顺序拍摄之间沿着纵轴线 5 的推进并不如否则常见那样对应于探测器沿着纵轴线 5 的整个尺寸(即在在此示出的示例中为 128 行),而是仅该整个尺寸的一半(即在在此示出的示例中为 64 行)。在此, k 和 n 是自然数,尤其可以有 $n = 1$,其中, k 是用于心脏周期的索引。以该方式在沿着纵轴线 5 的相同位置上总是首先仅基于通过第一滤波器区域 13.1 滤波的 X 射线辐射在心脏周期 k 中获得第一数据集合,并且仅基于通过第二滤波器区域 13.2 滤波的 X 射线辐射在随后的心脏周期 $k+n$ 中获得第二数据集合。

[0055] 为了矫正心脏在心脏周期 k 与心脏周期 $k+1$ 或 $k+1$ 之间可能的运动,将两个在相继的心脏周期中在沿着纵轴线 5 的相同位置上对于相同的相对心脏阶段以不同的能量拍摄的图像配准,例如弹性或非弹性地配准。这不仅在螺旋模式中的拍摄中而且在顺序模式中的拍摄中是有意义的。

[0056] 在心脏的造影剂支持的拍摄中,可以如下检测造影剂浓度从心脏周期 k 到心脏周期 $k+n$ 的变化,其会干扰对拍摄的评估。示例性地,将该情况对于顺序模式详细阐述:首先,在每次在沿着纵轴线 5 的一个位置处拍摄数据集合时,分别对于 X 射线探测器 9 的、仅探测被确定的滤波器区域滤波过的辐射的部分,评估在患者 3 的用作参考的血管、例如大动脉中的例如 Hounsfield 单位的 X 射线吸收值。从该值的变化中可以导出用于从心脏周期到心脏周期的造影剂密度的校正系数。此外,可以将相继的心脏周期中在沿着纵轴线 5 的相同位置处以不同能量拍摄的数据集合用于借助已知的 2 片段心脏重建方法来计算具有优化过的时间分辨率的混合图像。在螺旋模式中类似地进行拍摄。

[0057] 图 4 示出了具有辐射器光阑和根据本实用新型的 X 射线滤波器的拍摄单元的布置。X 射线辐射的传播在 X 射线锥内或在围绕标为“z”的轴线的 X 射线扇面 2 内进行。X 射线锥或 X 射线扇面 2 在此通常但不一定至少部分关于 z 轴线对称地对齐。z 轴线因此也可以视作 X 射线辐射的传播方向。

[0058] 在在此示出的实施例中,根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 构建为辐射器光阑 14 的部分。辐射器光阑 14 直接布置在 X 射线源 8 的用于多色的 X 射线辐射的出射开口前面。辐射器光阑 14 示出了框架结构 (Rahmenkonstruktion), 可以将光阑、例如准直仪 17 或者 X 射线滤波器 13 插入到该框架结构中。由此,根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 可以紧凑地集成到具有辐射器光阑 14 的 X 射线设备 1 中。

[0059] 此外,辐射器光阑 14 在在此示出的实施形式中构建为使得可以使用不同的 X 射线滤波器 13。换言之,可以更换 X 射线滤波器 13, 从而其滤波器特性满足特定的 X 射线拍摄的需要。

[0060] 此外,辐射器光阑 14 可以具有机械致动器、例如电机,从而将根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 构建为可移动的。由此可以将 X 射线滤波器 13 例如移入 X 射线扇面 2 的光路中和从该光路中移除。此外,X 射线滤波器 13 可以与辐射器光阑 14 一起构建为使得 X 射线滤波器 13 的部分,例如第一滤波器区域 13.1 和 / 或第二滤波器区域 13.2, 可以单个地移动。尤其,第一滤波器区域 13.1 或第二滤波器区域 13.2 可以与分别另一滤波器区域无关地移动。这尤其在如下情况下是有利的,即,当 X 射线滤波器 13 如在图 3 至图 6 中所示那样仅具有小数目滤波器区域时。于是可以将各个滤波器区域简单地移向辐射器光阑 14 的边缘(例如到中间)和由此从由 X 射线源 8 发射的多色 X 射线辐射的光路中移除(或移入其)。

[0061] 在在此示出的示例中,X 射线滤波器 2 通过在第一滤波器区域 13.1 与第二滤波器区域 13.2 之间的不同 X 射线吸收特性而产生第一子扇面 2.1 和第二子扇面 2.2。两个子扇面是在空间上分离的并且被同时产生。其穿过拍摄区域 15 的不同部分。第一子扇面 2.1 投影第一子区域 15.1 并且由此产生第一子投影,而第二子扇面 2.2 投影第二子区域 15.2 并且由此产生第二子投影。

[0062] 在此,在各个滤波器区域与相关的 X 射线探测器区域之间的精确关系是已知的,从而可以将与第一和第二子投影对应的数据分离地从 X 射线探测器 9 中读取、重建和进一步处理。在各个滤波器区域与相关的 X 射线探测器区域之间的关系可以通过常见的校准方法来确定。

[0063] 图 5 示出了带有根据本实用新型的 X 射线滤波器的辐射器光阑。这种辐射器光阑 14 典型地构建为根据本实用新型的 X 射线设备 1 的部分。在在此示出的实施形式中,辐射器光阑 14 包括两个可移动的准直仪光阑 17, 其具有强烈吸收 X 射线辐射的材料, 诸如钨、钼或铁。辐射器光阑 14 还可以具有其它准直仪光阑, 其尤其可以叶片状地构建为使得可以沿着 z 轴线调整准直仪的有效尺寸和由此调整准直仪的 X 射线吸收强度。

[0064] 除了准直仪光阑 17, 辐射器光阑 14 具有带有各两个叶片状的第一滤波器区域 13.1 和各两个叶片状的第二滤波器区域 13.2 的根据本实用新型的 X 射线滤波器 13, 其中, 滤波器区域分别构建为可以单个地沿着第一角度范围 Φ 或者沿着 x 轴线移动。x 轴线垂直于 z 轴线并且与 y 轴线一起形成迪卡尔坐标系。然而与在此示出的不同, 不同的滤波器区

域也可以构建为沿着其它方向、尤其沿着 y 轴线可移动的。

[0065] 通过 X 射线滤波器 13 分别具有两个第一及第二可移动的滤波器区域,可以调整 X 射线滤波器 13 的强度。如果第一滤波器区域 13.1 用于硬化 X 射线辐射,则硬化的强度可以通过如下方式上升,即,将两个第一滤波器区域 13.1 都驶入光路中。相似情况适用于借助两个第二滤波器区域 13.2 软化 X 射线辐射。

[0066] 在另一实施形式中,辐射器光阑 14 还具有其它叶片状的第一或第二滤波器区域,由此可以以更小的步骤调整滤波器的强度,和由此调整滤波的 X 射线辐射的强度。

[0067] 在图 5 中示出的实施形式尤其适于将通过第一滤波器区域 13.1 滤波的 X 射线辐射的强度与通过第二滤波器区域 13.2 滤波过的 X 射线辐射的强度的比例调节到预先给定的值上。由此可以将两个强度的比例尤其平衡,从而在相同的曝光时间情况下对于两个根据本实用新型在不同的能量下拍摄的图像实现相似的图像质量。替选地,强度的比例可以通过更换单个滤波器区域或者整个 X 射线滤波器 13 而被调节到预先给定的值上。

[0068] 图 6 示出了根据本实用新型的 X 射线滤波器的俯视图。在此示出的 X 射线滤波器 13 对应于在图 3 中示出的 X 射线滤波器 13。其提供如下优点,即,其可以相对简单地来制造,并且还可以以非常简单的方式和方法进行在 X 射线设备 1 中的校准。

[0069] 图 7 示出了根据本实用新型的 X 射线滤波器的俯视图。在此示出的 X 射线滤波器 13 具有多个不连贯的第一滤波器区域 13.1 和多个不连贯的第二滤波器区域 13.2。第一滤波器区域 13.1 和第二滤波器区域 13.2 沿着第一角度范围 Φ 的尺寸在在此示出的实施形式中选择为使得其对应于探测器沿着第一角度范围 Φ 的、为 4 列的尺寸。在此示出的 X 射线滤波器提供了在断层成像拍摄中特别高的时间分辨率的优点。与在在此示出的实施形式中不同,第一滤波器区域 13.1 或第二滤波器区域 13.2 还可以具有沿着第一角度范围 Φ 的不同尺寸。

[0070] 图 8 示出了根据本实用新型的 X 射线滤波器的横截面。在此示出的 X 射线滤波器 13 在其特性方面对应于在图 7 中示出的 X 射线滤波器 13。第一滤波器区域 13.1 或第二滤波器区域 13.2 的不同的结构高度是基于对于各个滤波器区域所使用的材料的不同强度的 X 射线吸收率而得出的。除了锡之外尤其铝、铜、钛或钨适于硬化 X 射线辐射。为了弱化和/或软化 X 射线辐射而不硬化其,尤其泰夫龙或碳是合适的。

[0071] 在另一实施形式中,根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 具有第三滤波器区域,其 X 射线吸收特性与第一滤波器区域 13.1 以及与第二滤波器区域 13.2 不同。尤其,第三滤波器区域引起原来由 X 射线源 8 发射的多色 X 射线辐射的光谱推移,该光谱推移与基于第一滤波器区域 13.1 或基于第二滤波器区域 13.2 的光谱推移不同。带有这种 X 射线滤波器 13 的 X 射线设备 1 设计为以更高的能量分辨率拍摄多能图像。

[0072] 此外,可以将根据本实用新型的 X 射线设备 1 的能量分辨率提高,方式是将一个甚至两个根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 使用在具有两个 X 射线源和两个 X 射线探测器的 X 射线设备 1 中。如果将 X 射线源运行行为使得其发射具有不同光谱的 X 射线辐射,则根据本实用新型的 X 射线滤波器 13 可以负责进一步划分光谱,从而可以以至少三种能量进行多能拍摄。

[0073] 图 9 示出了与可以以根据本实用新型的 X 射线设备执行的方法对应的流程图。这

种用于借助包括 X 射线源 8 和平面的 X 射线探测器 9 的 X 射线设备对拍摄区域 15 的多能图像进行拍摄的方法包括：借助包括至少一个第一滤波器区域 13.1 以及至少一个第二滤波器区域 13.2 的 X 射线滤波器 13 对由 X 射线源 8 发射的多色 X 射线辐射进行滤波 F。在此，第一滤波器区域 13.1 和第二滤波器区域 13.2 具有不同的 X 射线吸收特性，其中，X 射线滤波器 13 在 X 射线源 8 和 X 射线探测器 9 之间定位为使得其与 X 射线源 8 一起用于同时产生具有不同能量的、在空间上分离的 X 射线。此外，该方法包括借助 X 射线探测器 9 探测 D 滤波的 X 射线辐射并且由此探测各个投影，以及重建 R 拍摄区域 15 的在空间上高分辨率的多能图像。在执行重建 R 之前，步骤滤波 F 和探测 D 当然可以相继地执行多次。

[0074] 拍摄还可以以同时拍摄两个定位片的形式进行，其中，第一定位片仅基于通过第一滤波器区域 13.1 滤波的 X 射线辐射，并且其中，第二定位片仅基于通过第二滤波器区域 13.2 滤波的 X 射线辐射。定位片是纵览图，其基于从投影方向（例如关于角度范围 Φ 和 δ 在空间中的位置）的投影。在此，例如患者卧榻 6 沿着纵轴线 5 运动，其中，X 射线源 8 和 X 射线探测器 9 不动。由此，可以以单个的定位片拍摄获得与两个不同的 X 射线能量有关的、用于拍摄区域 15 的纵览和尤其用于对高分辨率的断层造影图像的进一步规划的信息。

[0075] 这种定位片的拍摄尤其在图 3 和图 6 中示出的滤波器情况下是有利的。此外，在拍摄这种定位片中可以使用少于 X 射线探测器 9 的所有可用的行，以便将由于投影尺寸引起的失真保持为尽可能小。这也意味着，并不照亮所有可用的行，以便避免不需要的剂量。此外，用于拍摄定位片的行可以并不居中地布置在探测器区内。此外，其也不必关于探测器区的中心对称地、尤其横向于纵轴线 5 地关于探测器区的中心对称地布置。

[0076] 重建 R 还可以包括重建至少两个图像，其中，第一图像仅基于通过第一滤波器区域 13.1 滤波的 X 射线辐射，并且其中，第二图像仅基于通过第二滤波器区域 13.2 滤波的 X 射线辐射。这意味着，第一图像对应于第一能量，并且第二图像对应于第二能量。如果两个图像具有与用以拍摄这两个图像的 X 射线设备 1 所允许的相比更低的空间分辨率，则两个图像的高频分量可以用于重建具有高的空间分辨率的混合图像。借助另一图像处理可以将分辨率不那么高的图像以及混合图像计算为高分辨率的多能图像，例如通过迭代的重建方法，如双模式的重建。

[0077] 这种类型的重建尤其在图 7 或图 8 中示出的 X 射线滤波器 13 的情况下是有意义的。因为分别基于通过这种 X 射线滤波器 13 的第一和第二滤波器区域滤波的 X 射线辐射的两个图像分别具有与 X 射线设备 1 所允许的相比更低的空间分辨率。此外在这种 X 射线滤波器 13 情况下的子投影的拍摄可以。此外，在这种滤波器 13 情况下对子投影的拍摄可以看做以降低的空间分辨率对完整投影的拍摄。

[0078] 此外，根据本实用新型的 X 射线设备也可以设计用于对第一图像以及第二图像进行配准 R_REG，从而第一图像和第二图像分别代表拍摄区域 15 的相同运动状态。尤其，步骤配准 R_REG 可以被步骤重建 R 包括。步骤配准 R_REG 尤其在拍摄区域包括患者 3 的心脏的至少一部分时是有利的。在该情况下，该方法还包括拍摄患者 3 的 EKG A_EKG 的步骤。拍摄 EKG 的步骤和由此步骤 A_EKG 通常与滤波 F 和探测 D 同时进行。从 EKG 导出的数据尤其可以在配准 R_REG 中使用，例如在回顾性 EKG 门控的范围中使用。从 EKG 导出的数据也可以在 EKG 触发情况下拍摄期间使用，例如以便调整患者卧榻 6 的推进速度。

[0079] 虽然通过优选实施例详细示出和描述了本实用新型，但是本实用新型并不通过所

公开的示例受限并且本领域技术人员可以从中导出其它变型方案,而不偏离本实用新型的保护范围。

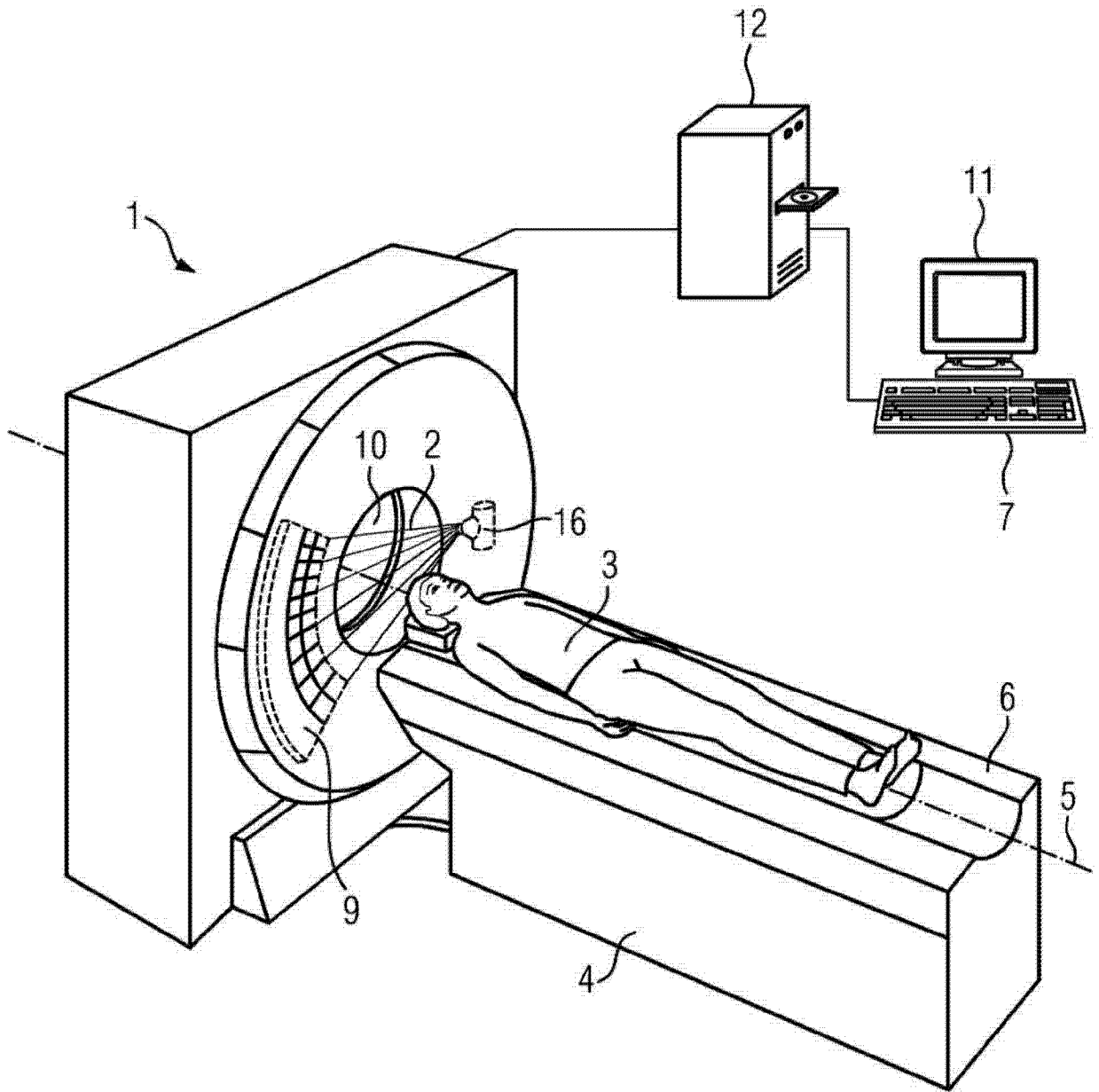


图 1

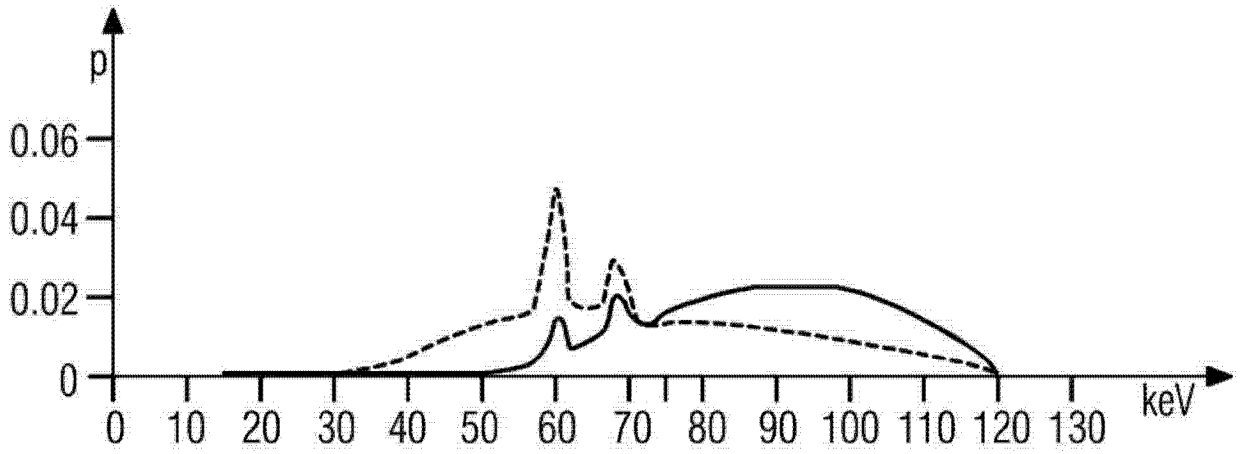


图 2

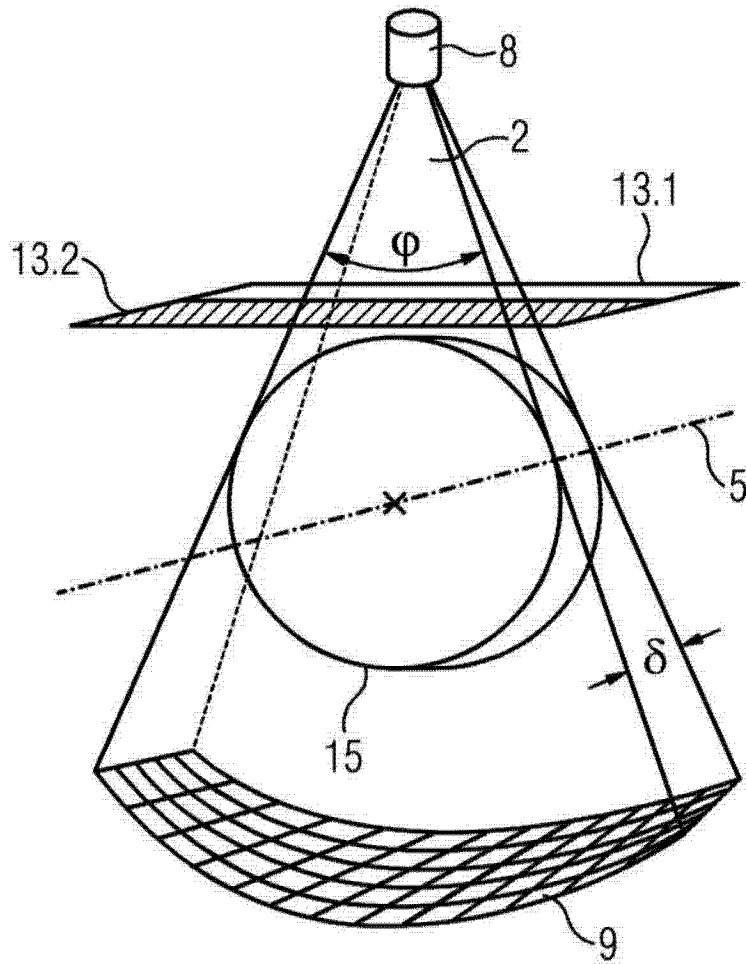


图 3

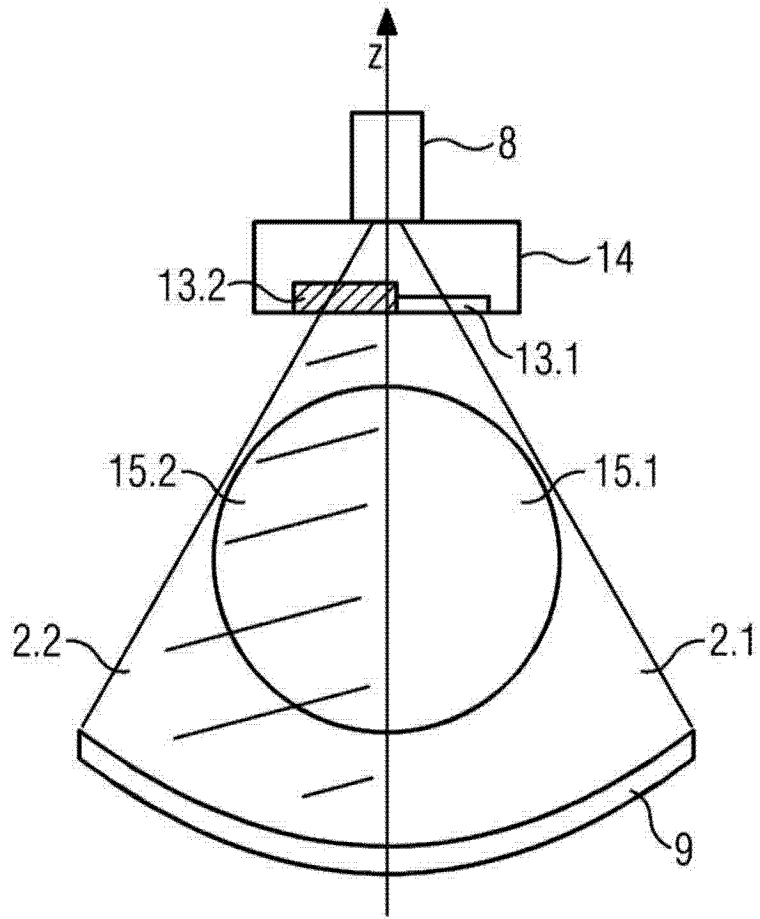


图 4

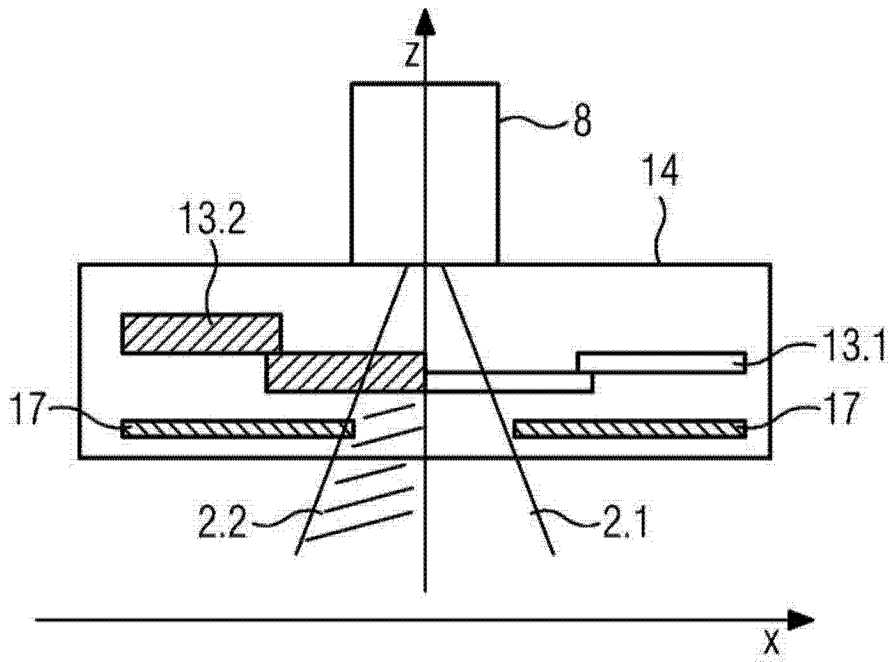


图 5

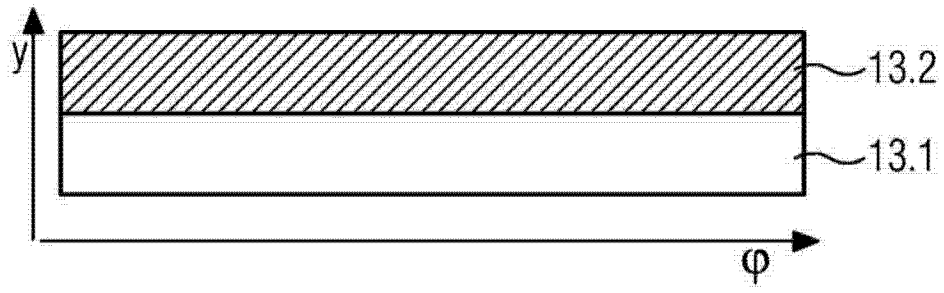


图 6

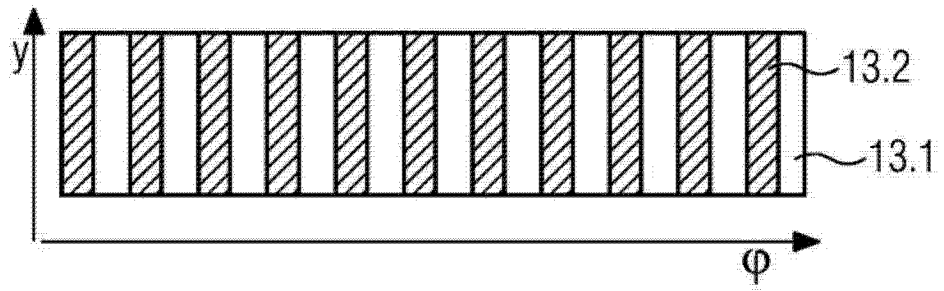


图 7

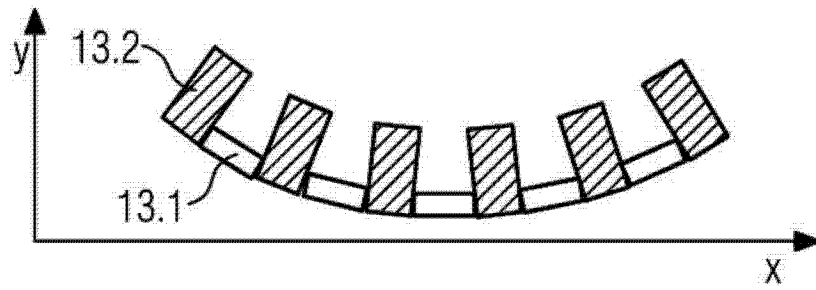


图 8

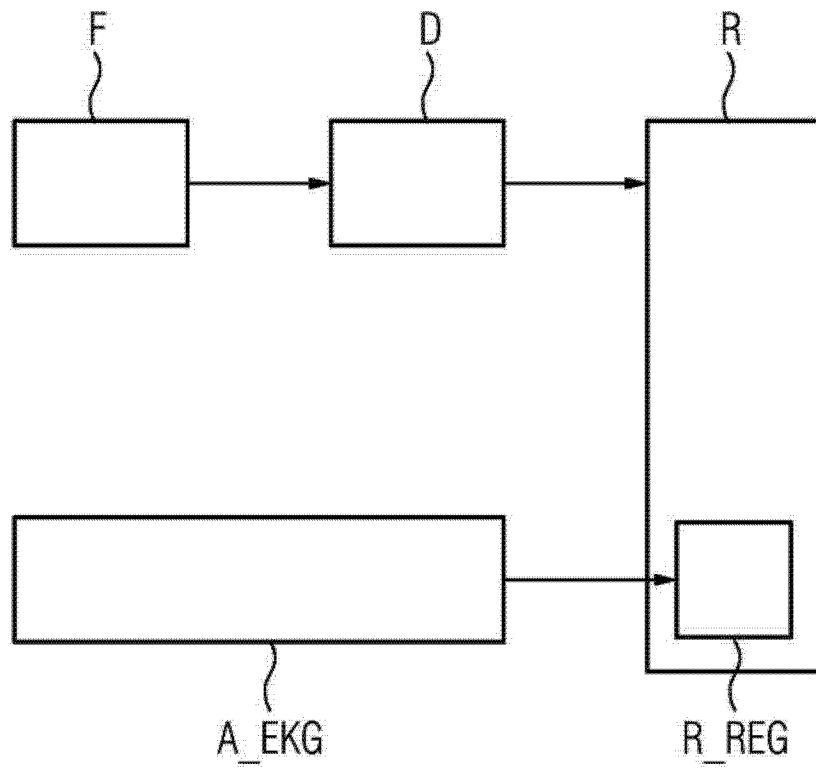


图 9