



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107847199 B

(45) 授权公告日 2021.08.17

(21) 申请号 201680038573.0

(22) 申请日 2016.06.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107847199 A

(43) 申请公布日 2018.03.27

(30) 优先权数据
15174413.3 2015.06.30 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.12.29

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/064649 2016.06.24

(87) PCT国际申请的公布数据
WO2017/001294 EN 2017.01.05

(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 T·克勒 G·马滕斯
R·普罗克绍 H-I·马克

U·范斯特文达勒 F·普法伊费尔
P·诺埃尔 M·冯托伊芬巴赫

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.
A61B 6/00 (2006.01)

(56) 对比文件
JP 2006255281 A, 2006.09.28
EP 2168488 B1, 2013.02.13
WO 2012026223 A1, 2012.03.01
WO 2012057047 A1, 2012.05.03
CN 104428659 A, 2015.03.18
CN 104582573 A, 2015.04.29
JP 2007330530 A, 2007.12.27
JP 2004325183 A, 2004.11.18
US 2012188556 A1, 2012.07.26

审查员 戚永娟

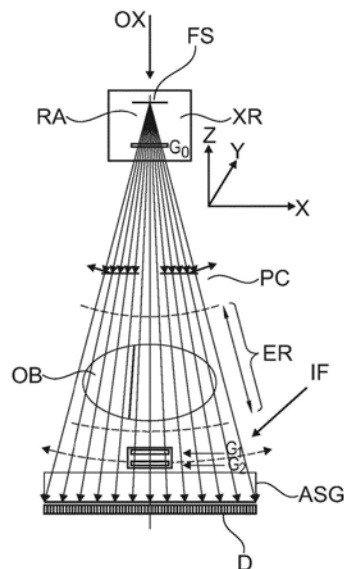
权利要求书2页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

具有全视场探测器的扫描X射线装置

(57) 摘要

一种具有干涉仪 (IF) 和X射线探测器 (D) 的X射线成像装置。所述X射线探测器 (D) 的覆盖范围大于所述干涉仪 (IF) 的覆盖范围。所述干涉仪在扫描运动中跨所述探测器 (D) 移动, 同时所述探测器 (D) 保持静止。优选地, 所述探测器是2D全视场探测器。



1. 一种X射线成像装置,包括:

-X射线源 (XR),其用于发射X射线辐射的射束;

-X射线探测器 (D),其被布置为跨用于容纳要被成像的目标的检查区域与所述X射线源相对;以及

-干涉仪 (IF),其被布置在所述X射线源 (XR) 与所述X射线探测器之间,所述干涉仪在用于执行差分相衬成像和/或暗场成像的操作期间至少部分被布置在X射线辐射的所述射束中,所述干涉仪 (IF) 包括至少一个光栅 (G1) 以将所述X射线辐射调制为能由所述X射线探测器探测的干涉图案;

其中,所述至少一个光栅的覆盖范围小于所述X射线探测器的辐射敏感区的覆盖范围;并且

其中,所述装置被配置为在成像操作期间实现所述至少一个光栅在出于扫描目的的跨视场的扫描运动中相对于所述X射线探测器移动,同时所述X射线探测器相对于所述检查区域保持静止。

2. 根据权利要求1所述的成像装置,其中,所述至少一个光栅 (G1) 的所述覆盖范围的一个维度实质上与所述X射线探测器 (D) 的所述覆盖范围的对应维度扩及同空间。

3. 根据权利要求1所述的成像装置,其中,所述X射线探测器D是全视场X射线探测器。

4. 根据权利要求1所述的成像装置,其中,所述装置被配置为实现所述至少一个光栅 (G1) 的不同于所述扫描运动的另一运动。

5. 根据权利要求1所述的成像装置,被配置为在所述成像操作期间实现所述目标相对于所述至少一个光栅 (G1) 或所述X射线探测器 (D) 的运动。

6. 根据权利要求1所述的成像装置,其中,所述干涉仪 (IF) 包括另外的第二光栅 (G2),所述第二光栅同样能在所述扫描运动中移动,其中,至少两个光栅 (G1、G2) 在所述扫描运动期间相对于彼此保持固定空间关系。

7. 根据权利要求6所述的成像装置,其中,所述两个光栅 (G1、G2) 被布置在所述检查区域的彼此相对侧上。

8. 根据权利要求6所述的成像装置,其中,所述两个光栅 (G1、G2) 被布置在所述检查区域的彼此相同侧上。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的成像装置,被配置用于沿着直线路径执行所述扫描运动。

10. 根据权利要求1-8中的任一项所述的成像装置,被配置用于沿着弯曲路径执行所述扫描运动。

11. 根据权利要求1-8中的任一项所述的成像装置,其中,所述X射线探测器具有单片结构。

12. 根据权利要求1-8中的任一项所述的成像装置,被配置为在所述成像操作期间实现所述X射线源沿着基本上平行于所述扫描运动的路径移动。

13. 根据权利要求12所述的成像装置,还包括多个源光栅,所述多个源光栅基本上平行于所述X射线源能沿着其移动的所述路径被串行布置。

14. 根据权利要求1-8中的任一项所述的成像装置,其中,所述扫描运动是垂直的或水平的。

15. 根据权利要求1-8中的任一项所述的成像装置,其中,所述至少一个光栅 (G1) 的栅栏在基本上平行于所述扫描运动或者基本上垂直于所述运动的方向上延伸。

具有全视场探测器的扫描X射线装置

技术领域

[0001] 本发明涉及X射线成像装置。

背景技术

[0002] 基于光栅的差分相衬成像和暗场成像是具有前途的技术,尤其是在胸部成像领域中其能够增加诊断价值,这是因为暗场信号通道对肺组织的微结构的变化高度敏感。

[0003] 过去已经提出了不同的系统。然而,由于所需的部件性能,这些系统中的一些仍然相对较大。例如,全视场系统(例如参见Ewald Roessl的“Clinical boundary conditions for grating-based differential phase-contrast mammography”(Philosophical Transactions A,2014年3月6日,第372卷、第2010期))具有好的通量性质并且提供相对快速的数据采集,但是需要大的光栅结构,这意味着高成本和困难的对准流程。

发明内容

[0004] 因此,可能需要替代的X射线成像装置。

[0005] 根据本发明的第一方面,提供了一种X射线成像装置,包括:

[0006] X射线源(XR),其用于发射X射线辐射的射束;

[0007] X射线探测器(D),其被布置为跨用于容纳要被成像的目标的检查区域与所述X射线源相对;以及

[0008] 干涉仪(IF),其被布置在所述X射线源(XR)与所述X射线探测器之间,所述干涉仪在用于执行差分相衬成像和/或暗场成像的操作期间至少部分被布置在X射线辐射的所述射束中,所述干涉仪(IF)包括至少一个光栅(G1)以将能由所述X射线探测器探测的干涉图案调制到所述X射线辐射上;

[0009] 其中,所述至少一个光栅的覆盖范围小于所述X射线探测器的辐射敏感区的覆盖范围;并且

[0010] 其中,所述装置被配置为在成像操作期间实现所述至少一个光栅在相对于所述X射线探测器的扫描运动中移动,同时所述X射线探测器相对于所述检查区域保持静止。

[0011] 换言之,本文提出使用与相对较小的(亦即,与所述X射线探测器的视场相比较)干涉仪结合的相对较大的X射线探测器(可能为全视场X射线探测器),所述干涉仪在成像操作期间由所述装置出于扫描的目的而跨所述视场移动。由于探测器像素在所述成像操作期间不移动,因此所述X射线成像装置有利地完全防止运动模糊。相应地,根据本发明的X射线成像装置有效地避免了用于抑制运动模糊的现有技术的扫描系统通常所需的提供高探测器读出结果的昂贵X射线探测器被。因此,与其中扫描时间与探测器读出结果成反比的现有技术的扫描系统相反,在根据本发明的X射线成像装置中,扫描时间与在其处由干涉仪在操作期间生成的条纹跨X射线探测器移动的速度有关。这实现了较短的扫描时间,其对于乳房摄影尤其有益,在所述乳房摄影期间,保持疼痛地按压乳房,因此鉴于此扫描时间应当被保持在最小值处。例如,给定了大约40mm的干涉仪的合理维度(在扫描方向上),然后,跨该40mm

生成两个条纹周期对于扫描系统而言是合理的。利用每个条纹周期8次的读出结果的量级的适度的读出结果,能够实现每2.5mm的扫描运动一个读出结果,这多于比现有技术的扫描系统中的要求更少的数量级。这是因为在现有技术的扫描系统中,探测器也移动并且在X射线探测器在等于像素尺寸的距离上移动的速率处需要读出结果,所述像素尺寸通常为50 μm (在乳房摄影的情况下)至200 μm (在放射治疗的情况下)的量级。

[0012] 另外,与现有技术的扫描系统相比,用于X射线成像的装置有效地进行布置,在整个成像操作期间,X射线辐射的射束的每条和每一条射线仅影响X射线探测器的相应的单个检测器像素。换言之,一方面射线之间有刚性耦合,另一方面探测器像素之间有刚性耦合。明显地,一个探测器像素将受到多条射线的影响。

[0013] X射线成像装置的另一影响是有效地避免了光栅拼贴,通常需要所述光栅拼贴以构成具有等于X射线探测器的覆盖范围的覆盖范围的复合光栅。亦即,X射线成像装置采用其覆盖范围可以仅为X射线探测器的覆盖范围的片段的光栅模块。

[0014] 在本文中,“光轴”是定义这样的路径的虚构线:沿着所述路径,中心X射线束在操作期间从X射线源朝向X射线探测器传播,并且沿着所述路径X射线辐射的射束呈现某种形式的对称性。

[0015] 本文设想到,目标(例如,患者)在数据采集期间(至少相对于X射线探测器)保持静止,亦即,在装置使得干涉光栅执行扫描运动的同时并且在从X射线源发射辐射的同时。当然这并不排除其中X射线成像装置被布置用于在任何数据采集之间相对于X射线探测器移动目标(例如,患者)的一些实施例。

[0016] 根据X射线成像装置的一个实施例,所述至少一个光栅的所述覆盖范围的一个维度实质上与所述X射线探测器的所述覆盖范围的对应维度扩及同空间。在本文中,“对应维度”意指在基本上平行的方向上的维度。

[0017] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述X射线探测器是全视场X射线探测器。X射线探测器优选是平面布置,但是在本文中并不排除弯曲布置。具体地,在该范例中,X射线探测器的探测器像素被布置在二维布局中。

[0018] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述X射线成像装置被配置为实现所述至少一个光栅的不同于所述扫描运动的另一运动。额外地或替代地,所述装置被配置为实现所述目标相对于所述至少一个光栅的运动。两个范例都允许对具有大于X射线探测器的视场或者大于干涉仪覆盖范围的尺寸的目标进行成像。

[0019] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述干涉仪包括另外的第二光栅,所述第二光栅同样能在所述扫描运动中移动,其中,所述至少两个光栅在所述扫描运动期间相对于彼此保持固定空间关系。在本文中,所述第二光栅可以是分析器光栅,即,吸收光栅,其使得能够缓解出于足够分辨在操作期间在与X射线辐射的射束相互作用时由至少一个光栅生成的干涉图案的目的而对X射线探测器的空间分辨率的要求。

[0020] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述光栅被布置在所述检查区域的彼此相对侧上。该范例提供了所谓的“反转的几何结构”以用于差分相衬成像和/或暗场成像。这样的反转的几何结构是有利的,这是因为其缓解出于足够分辨在操作期间在与X射线辐射的射束相互作用时由至少一个光栅生成的干涉图案的目的而对X射线探测器的空间分辨率的要求。

[0021] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述光栅被布置在所述成像区域的彼此相同侧上。该范例实现了所谓的“常规几何结构”以用于差分相衬成像和/或暗场成像。

[0022] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述扫描运动沿着直线路径。

[0023] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述扫描运动沿着弯曲路径或弧形路径。

[0024] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述X射线探测器模块具有单片结构。

[0025] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述X射线源被布置为相对于所述目标沿着基本上平行于所述扫描运动的路径移动。该范例提供目标在X射线探测器处的倾斜的投影,并且相应地提供断层合成成像能力。在本文中,“基本上平行”被理解为意指包括其最高达到 ± 5 度的最小偏离的平行,这可以归因于由例如装置的制造和安装所引起的容限。同样,在本文中,“基本上垂直”被理解为意指包括其最高达到 ± 5 度的最小偏离的垂直,这可以归因于由例如装置的制造安装所引起的容限。根据X射线成像装置的另一实施例,所述装置还包括多个源光栅,所述多个源光栅基本上平行于所述X射线源能沿着其移动的所述路径被串行布置。该范例使得能够出于断层合成成像的目的而仅移动X射线源,即,在执行断层合成成像时将多个源光栅维持在静止位置中。因此,该范例是有利的,这是因为与X射线源和源光栅沿着路径的同时移动相比,该范例显著降低了对X射线源沿着所述路径的移动的准确度要求。

[0026] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述扫描运动是垂直的或水平的。在本文中,“水平”意指基本上垂直于重力的方向。同样,在本文中,“垂直”意指基本上平行于重力的方向。该范例实现了使得目标(例如,患者)能够分别处于站位或卧位中。

[0027] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述至少一个光栅的刻度在基本上平行于所述扫描运动或基本上垂直于所述运动的方向上延伸。

[0028] 根据X射线成像装置的另一实施例,所述X射线成像装置还被配置为在成像操作期间使得所述至少一个光栅相对于所述X射线探测器在所述扫描运动中移动到这样的程度:所述至少一个光栅在操作期间不受X射线辐射的射束的影响。该范例实现了使得能够从差分相衬成像和/或暗场成像切换到常规放射(即,投影)成像,并且反之亦然。

[0029] 根据本发明的X射线成像装置允许在临床环境(例如,医院)中的有用应用。更具体地,本发明非常适合用于在成像模态(例如,乳房摄影、诊断放射学和用于患者的医学检查的介入放射学)中的应用。另外,本发明允许在工业环境中的有用应用。更具体地,本发明非常适合用于应用在不损检测(例如,关于生物和/或非生物样本的成分、结构和/或质量的分析)以及安全扫描(例如,机场对行李的扫描)中。

附图说明

[0030] 现在将参考以下附图描述本发明的示范性实施例,其中:

[0031] 图1-6示出了具有固定X射线探测器和弯曲光栅扫描路径的X射线成像装置的实施例;

[0032] 图7-10示出了具有固定X射线探测器并且具有线性(即,非弯曲)光栅扫描路径的X射线成像装置的不同的另外的实施例;

[0033] 图11示出了在线性扫描移动的背景下的干涉光栅的几何结构。

具体实施方式

[0034] 参考以下附图,我们提出了一种新的类型的X射线成像装置。该X射线成像装置能够进行多通道成像,亦即,其不仅能够对目标OB的或目标OB中的吸收的空间分布进行成像,而且能够对折射的空间分布进行成像(相衬成像)和/或对小角度散射的空间分布进行成像(暗场成像)。这种类型的成像能力有时被称为DPCI(差分相衬成像),但是,再次地,当然,其不仅能够进行相衬成像,而且还能够根据其他两个通道进行成像。非常简明地,新提出的X射线成像装置具有基于光栅的干涉仪,所述基于光栅的干涉仪是能跨固定X射线探测器扫描的。

[0035] 现在参考图1,图1示意性示出了新提出的成像装置的实施例。我们还将使用图1来引入某些基本成像部件,其中的一些将跨剩余的实施例进行表征,其中,相似的附图标记指示相似的部件。

[0036] 继续参考图1,但是更详细地,多通道成像能力是通过构建到X射线成像装置中的干涉仪IF来提供的。

[0037] 在一个实施例中,干涉仪IF包括两个光栅结构G1和G2,但是,如下面将提及的,本文不排除单光栅干涉仪(具有仅单个光栅G1),并且稍后将在下文中对其进行描述。在单光栅干涉仪IF的特定情况下,X射线探测器D优选具有足够小的间距,因此空间分辨率足够大,以用于出于差分相衬成像和/或暗场成像的目的而探测(即,足够地分辨)由光栅G1生成的干涉图案。出于该目的,X射线探测器可以是本身已知的高分辨率X射线探测器,其具有50微米或更高的空间分辨率。

[0038] 光栅G1是吸收光栅或相移光栅,而G2是吸收光栅。光栅是通过以光刻的方式处理合适的基板(例如,硅晶片(矩形或者甚至正方形的,但是在其他背景中也可以需要其他形状))来制造的。周期性刻度的图案被形成在以不同纵横比的沟槽形成的这些硅“卡”中。这些沟槽可以填充有适当的填充材料,例如,金等。刻度图案优选是一维的,但是也可以是二维的,以便授予检查器板图案。在1D范例中,刻度仅跨硅卡的表面在一个方向上延伸。此处包括模块:

[0039] X射线成像装置还包括X射线源XR和X射线探测器D。优选地,X射线探测器D是平面的或弯曲的2D全视场X射线探测器。替代地,X射线探测器也可以被布置为探测器元件的多条谨慎间隔的个体线。这样的探测器被称为“线探测器”。然而,优选地,X射线探测器是“真正的”2D结构,其中,多个探测器像素被布置在行和列中作为阵列,以形成能够记录由X射线源发射的X射线辐射的2D X射线辐射敏感表面。

[0040] X射线探测器D和X射线源被间隔开以形成检查区域ER。检查区域被适当地间隔以接收要被成像的目标OB。目标可以是无生命的或有生命的。例如,目标可以是一件行李或要被成像的其他样本,例如在非破坏性材料测试中等。然而,优选地,设想到医学背景,其中,(有生命的)“目标”是人或动物患者或者至少是其解剖部分,这是因为不总是整个目标要被成像的情况,而是仅某个解剖感兴趣区域要被成像。为了简洁起见,我们在下文将目标OB称为“患者OB”,应当理解,本文不排除所提出的成像器的非医学应用。

[0041] 干涉光栅结构G1和G2被布置在X射线源XR与X射线探测器之间的检查区域ER中。更具体地,X射线源XR具有焦斑FS,X射线辐射射束从所述焦斑FS出现。两个或三个光栅结构被布置在焦斑FS与X射线探测器的辐射敏感表面之间的空间中。在下文中将光栅G1称为相位

光栅并且将光栅G2称为分析器光栅将是方便的。在一些实施例中,除了干涉仪IF的干涉光栅G1、G2之外,还存在另外的光栅G0,我们将所述另外的光栅G0称为源光栅。

[0042] 源光栅G0被布置为接近X射线源,例如,被布置在实际X射线管的壳体的出口窗口处。源光栅G0的功能是使得所发射的辐射至少部分相干。换言之,如果使用能够产生天然相干辐射的X射线源,则能够免除源光栅G0。

[0043] 现在通过干涉仪IF来授予多通道成像能力,其简明地如下:至少部分相干辐射穿过检查区域ER并且与其中的目标OB相互作用。目标然后将衰减、折射和小角度散射信息调制到辐射上,然后能够通过光栅串联G1和G2的操作提取所述辐射。更具体地,光栅G1、G2引起能够在X射线探测器处被探测为波纹(Moiré)图案的条纹的干涉图案。更具体地,如果在检查区域中没有目标,则仍然存在能在X射线探测器D处观察到的干涉图案,其被称为参考图案,所述参考图案通常在校准流程期间被捕获。这通过引起轻微的弯曲(例如使得两个光栅不完全平行)特别调节或“解调”两个光栅G1与G2之间的相互空间关系来产生。现在,如果目标驻留在检查区域中并且与所提及的辐射相互作用,则现在更适合被称为目标图案的波纹图案能够被理解为参考图案的干扰版本。来自参考图案的这种差异然后能够用于计算三幅图像(衰减、相衬、暗场)中的一幅或全部。更具体地,为了能够采集能够根据其计算出图像的适合的信号,通过光栅串联G1-G2来执行扫描运动。作为该运动的结果,在X射线探测器的每个像素处,探测到一系列强度值。为了更好的结果,光栅G1、G2的解调使得波纹图案的周期应当在扫描运动的方向上针对几个(两个或三个)它的循环延伸。针对每个X射线探测器像素,这一系列强度值然后能够被拟合到(正弦)信号前向模型,以例如如此导出折射、吸收和小角度散射的各自的贡献。这种类型的信号处理在图1中未示出的单个信号处理单元中完成,并且已经在别处对其进行了描述。与先前的相衬和/或暗场信号成像方法的根本背离,在本文提出的本实施例中,X射线探测器D在整个检查期间保持静止。更具体地,针对在图1中被示为沿着Z轴延伸的光轴OX的给定取向,X射线探测器D保持静止。又换言之,在本文中提出关于检查区域中的任意参考点将X射线探测器D保持静止(至少在成像采集操作期间)。如上所述的干涉设置是通常被称为Talbot-Lau干涉仪的物品。G0与G1之间的距离以及G1与G2之间的距离必须被精细地调谐以满足Talbot距离的要求,所述Talbot距离继而是相应光栅的“间距”(即,光栅刻度的空间周期)的函数。相对于X射线探测器D移动干涉仪IF会引起由于条纹漂移的条纹分布的细微变化。然而,在特定实施例中,条纹漂移通过将这样的漂移与如利用参考扫描获得的条纹漂移相关来补偿。这样的参考扫描可以是在对X射线成像装置的安装时执行的空白扫描。

[0044] 如所提及的,用于当对干涉图案进行采样时对必要测量结果的收集的运动是通过光栅G1和G2的扫描操作来实现的。在一个实施例中,干涉仪IF实质上是“光栅包”,其中,两个光栅G1和G2相对于彼此被固定安装在适当的框架或笼中,并且该框架被固定布置在扫描臂GT或其他可移动机架结构(图1中未示出)中。臂以及干涉仪IF一起执行跨X射线探测器表面的钟摆状运动。针对扫描臂运动的枢轴点延伸通过X射线源的焦斑FS,但是可能并非在所有实施例中都是如此。干涉仪IF的光栅G1和G2在扫描运动期间相对于彼此一直保持固定空间关系,并且保持实质上平行于G0或者至少与G0保持固定空间关系。适当的跟踪电路(未示出)将干涉仪位置与探测器像素位置相关,以及时地触发读出结果爆发的序列,从而确保每个像素被供应有上述系列的测量结果,从而正确地干涉图案进行采样。

[0045] 为了保持较低的生产成本,将意识到,干涉仪的覆盖范围,更具体地,由光栅G1和/或G2占据的区小于X射线探测器D的辐射敏感表面区。例如,在图1中,当沿着光轴查看时,两个光栅的覆盖范围仅为X射线探测器宽度的部分,例如仅为宽度的一半、四分之一、1/8等。在图1中,X-Y平面是具有指定X射线探测器D中的像素化的方向的X、Y的X射线探测器平面。在图1的实施例中(但是不必在所有实施例中),X射线源还围绕穿过焦斑FS的焦点旋转。针对扫描臂的旋转轴RA,X射线源(沿着Y方向)延伸到图1的纸平面中。使得X射线源与光栅串联G1、G2的钟摆运动一致地旋转允许增加的通量。

[0046] 根据一个实施例,还存在预准直器,所述预准直器被布置在X射线源与患者OB之间,以便使辐射射束与光栅G1和/或G2的维度或覆盖范围相符。准直器PC在成像采集期间与干涉仪IF的钟摆运动一致地移动。实现此的一种方式是以适当的距离接近源光栅G0将准直器安装到扫描臂GT。

[0047] 在图1的实施例中,源光栅G0与光栅包G1、G2的摆动扫描运动一致地移动,以便在旋转扫描运动期间一直保持平行。这样做的一种方式是将光栅安装在扫描臂中。

[0048] 如图1所示,防散射栅格ASG可以被布置在干涉仪与X射线探测器表面之间。

[0049] 在图1的实施例中,设想在图像采集期间患者OB躺在检查台或卧榻C(未在图1中示出,但是参见图2)上。换言之,患者的纵轴延伸到依据图1的绘制平面中,而光栅G1、G2(以及G0)的钟摆运动在与延伸到图1的纸平面中的纵轴(在图1中,延伸到Y方向上)的垂直平面中摆动。

[0050] 如果期望全视场图像(即,在扫描方向上与X射线探测器本身一样宽的图像),则相互刚性地安装的光栅G1、G2从一个X射线探测器边缘到相对的X射线探测器边缘移动全长度。然而,如果用户请求较小的FOV(视场),则减小的扫描范围能够用于将采集时间最小化。在图1的图中,两个相对边缘延伸到Y方向中,其中,扫描扫掠动作在垂直于其的X方向上前进。

[0051] 更具体地,并且如将在图1中清楚地,为了确保在X射线探测器D的边缘部分处的像素接收到足够量的系列的强度测量结果,干涉仪IF将在其扫描运动中甚至稍微摆动到X射线探测器表面区的外部,亦即,超过X射线探测的两个相对边缘。尽管不必在所有实施例中都是如此,但是(参见图3)光栅G1和G2的两个维度(亦即,长度和宽度)小于X射线探测器平面的相应长度和宽度。

[0052] 更具体地,两个光栅G1和G2中的每个可以由单个光栅模块形成。亦即,在一个实施例中,光栅G1、G2中的至少一个或者优选两者均由单片的矩形或方形晶片形成。再次地,这允许节约成本,这是因为昂贵的拼贴解决方案(其中,多个这样的模块被接合在一起)不是必要的,尽管不排除这样的拼贴并且具体地在实施例中的一些中也设想到这样的拼贴。在依据图2的(a)的(沿着Z方向上的光轴OX查看的)平面视图中描绘了这种解决方案。在一个实施例中,为了能够对较大的感兴趣区域进行成像,在其上具有患者OB的患者卧榻C由合适的制动器在Y方向或X方向上(亦即,沿着X射线探测器D的边缘中的一个)推进。在卧榻C的该运动期间,干涉仪G1、G2(在(a)中被示为阴影矩形)在扫描运动中被如上所述地移动,以从X射线探测器边缘到X射线探测器边缘扫描X射线探测器敏感表面,以便有效地以蜿蜒的方式扫描期望的感兴趣区域。换言之,在多条“轨迹”中执行扫描操作,每条轨迹被示为图2中的水平条。在一个实施例中,能够在卧榻被推进越过X射线探测器的同时执行在扫描操作中X

射线探测器边缘之间的干涉仪IF的干涉仪光栅包G1、G2的往复运动。优选地并且替代地,为了降低运动模糊,在另一实施例中,两个运动(亦即,干涉仪扫描运动G1、G2和卧榻运动)是交错的。亦即,存在一个方向上的跨X射线探测器平面的第一扫描运动,以收集第一轨迹中的测量结果。干涉仪然后放置在那里。卧榻然后被推进并且然后干涉仪IF在相反方向上返回到另一边以扫描第二轨迹等。作为图2的变型,也能够通过以下来实现干涉仪IF与患者之间的相对运动:使扫描臂被布置为在垂直于依据扫描方向的运动的第二运动方向上移动。因此,不是使卧榻前进越过X射线探测器,而是扫描臂能够不仅跨X射线探测器的宽度移动和摆动,而且能够在垂直于其的方向上移动。换言之,扫描臂GT的摆动平面能够沿着患者的轴移位。然后能够如依据(b)示意性示出地将根据在不同轨迹中收集的数据重建的“条形”图像组合成超级图像以覆盖期望的感兴趣区域。

[0053] 现在参考图3,示出了被配置为允许患者在X射线成像采集期间站立(直立)的不同实施例。该构造对于胸部成像而言可以是有益的。视图A、视图B表示布置的侧视图,而视图C是通过X射线探测器D朝向X射线源XR的(亦即,沿着光轴OX的)前视图。相比于图1,图3的实施中的光轴有效地旋转90°,换言之,干涉仪IF现在从顶部到底部或者从底部到顶部在(相对于检查室的地面的)垂直方向上执行弯曲扫描运动。这在前视图C中由箭头指示,所述箭头示出在操作期间干涉仪IF的(向下)移动。尽管不必在所有实施例中都是如此,但是在图3中,干涉仪IF的光栅G1、G2现在实质上被布置为条形光栅,所述条形光栅与垂直于扫描运动的X射线探测器的宽度扩及同空间。再次地,光栅G1、G2可以由单个长晶片或基板以单片形式形成。然而,在其他实施例中,条形布置能够通过以下来实现:将多个较小的个体单片光栅模块拼贴(即,接合)在一起。X射线探测器可以从检查室的天花板在固定件中悬垂,或者可以被安装在地板安装台上。光栅G1和G2被刚性地安装到扫描臂GT。同样地,扫描臂GT可以是安装在地板或天花板上。图A和图B的侧视图示出了当扫描器GT沿着圆形的垂直扫描路径移动或至少弧形运动时扫描臂GT的扫描运动期间的不同实例。再次地,尽管不必在所有实施中都是如此,但是源光栅G1被布置为关于焦斑FS一致地旋转。这样做的一种方式使所有三个光栅被布置在扫描臂中,以在垂直向上或向下的运动期间维持固定和平行的关系。在图3并且在以下附图中,在表示扫描臂GT的虚线框中示出了同时或一致移动的部分。

[0054] 现在参考图4,其类似于图3,除了其包括成像装置的俯视图B。如能够在该视图B中看到的,在一个实施例中,扫描臂GT实质上是C形的,以便部分包围检查区域并且因此包围患者OB。扫描臂具有悬臂结构并且被布置为围绕焦斑FS在垂直平面中枢轴运动,以从顶部到底部完全地扫描X射线探测器。在该垂直扫描方向的实施例中,必须确保扫描臂GT由具有足够刚度的材料制造,以便在不能排除的情况下,但是至少确保任何机械给予(例如,屈曲或弯曲)被保持为可接受最小值以避免或减少伪影。再次地,在依据图3和图4的实施例中,X射线管XR本身可以围绕通过其焦点的旋转轴旋转,尽管这是任选的并且可能并不是在所有实施例中都是如此。换言之,在一个实施例中,在扫描臂执行其扫描操作的同时X射线源保持静止。同样在依据图3和图4的实施例中,作为从X射线探测器边缘到X射线探测器边缘延伸的条的干涉仪IF的布置仅是一个实施例。正如在图1或图2的实施例中那样,干涉仪IF可以在两个维度X和Y上都比X射线探测器平面更小。更具体地,还在图3和图4的实施例中设想到分别针对G1和G2的由单个单片模块形成的光栅包。然而,在这种情况下,适当地较链连接的并非不像机器人臂的更复杂的扫描臂GT可以被用于跟踪出X方向和Y方向上的蜿蜒的扫

描路径。

[0055] 现在参考图5的实施例,其中,视图A、视图B、视图C分别对应于平面视图、侧视图和前视图布置。这种布置类似于图3和图4中的布置,但是现在弯曲或弧形扫描路径沿着水平方向。换言之,在扫描期间,光栅包G1、G2从左侧到右侧或者从右侧到左侧扫掠越过X射线探测器平面。在该实施例中,机架优选被安装在天花板上,能在扫描期间围绕平行于患者OB的纵轴的旋转轴旋转。也设想到安装在地板上的解决方案。X射线源能与机架臂一致地旋转,但是也可以保持静止,如此处利用焦斑与源光栅之间布置的预准直器所示的。如在先前描述的实施例中,可以存在预准直器,其与光栅一致地旋转,以便确保射束符合光栅包G1、G2的覆盖范围。如之前所述的,准直器可以被设置为垂直于X射线探测器D的边缘中的一个(例如,在X方向或Y方向上)延伸的一个或多个狭缝。能水平旋转的扫描臂GT被连接到跨旋转轴的另一侧的平衡体CW,以确保光滑和稳定的操作。在一个实施例中设想天花板悬垂的机架GT为能调节高度的,以便能够将X射线探测器定位在期望的感兴趣区域处。

[0056] 现在参考图6,该实施例类似于依据图3和图4的实施例,但是现在使用了机架的反转的几何结构。换言之,相位光栅G1现在不再被刚性地安装到分析器光栅G2,而是代替地被刚性地安装到源光栅G0或至少相对于源光栅G0进行安装。换言之,检查区域ER现在被“夹”在两个光栅G1与G2之间,并且如之前所述的,不在干涉仪的光栅包G1、G2的外部。依据图6的反转的几何结构选项允许获得多个优点,例如其提供调节暗场敏感度的灵活性。敏感度的降低通过减小患者OB与G2之间的距离来实现;在依据图3和图4的实施例中,降低将通过增加患者OB与光栅G1之间的距离来实现,然而这增大了放大倍数并且因此减小了视场的尺寸。另外,反转的几何结构允许使用与较早的非反转的光栅布置相比相当的低质量的光栅G2。再次地,这允许削减生产开销。而且,针对光栅包G1、G2的安装不再在患者前面而是被定位在他或她后面作为包G0和G1。反转的布置允许改进的人体工学,因为这将帮助尤其是幽闭恐怖症倾向的患者在扫描操作期间更舒适。在图6的实施例中,光栅G0和G1现在被刚性地安装到一起并且在采集期间一直保持与G2光栅平行。换言之,包G1、G2与臂的另一端处的光栅G2一致地旋转。如之前所述的,X射线源XR可以是或可以不是可旋转的。尽管未示出,但是可旋转的预准直器CP能够以与上面描述的类似的方式进行使用。

[0057] 尽管在依据图1-6的实施例中,描述了弯曲扫描路径,但是这并非对于所有实施例都是如此。

[0058] 例如,参考图7的实施例,其类似于图1中的实施例,其中,预期患者在图像采集期间躺着,光栅包G1、G2现在被布置为扫掠平行于X射线探测器D和在适当的距离处的源光栅G0的线性扫描路径。X射线源和源光栅两者相对于光轴的给定取向保持静止。具体地,在具有线性扫描运动的实施例中,如果源光栅足够大以照射整个X射线探测器,则不需要X射线源和/或源光栅的运动。为了确保X射线被限制到线性移动的光栅包G1、G2的覆盖范围,在目标与光栅G0之间存在预准直器PC,所述预准直器PC的膛平行于X射线探测器移动,并且采取这样的方式:狭缝保持一直与X射线探测器包相对。

[0059] 现在参考图8,示出了依据图3、图4的实施例的变型,但是这次具有线性扫描路径。为了实现此,沿着扫描方向(在这种情况下为垂直扫描方向)对准光栅G1和G2的刻度与G0的刻度。换言之,刻度延伸到图8的绘图平面中。由于光栅的刻度平行于扫描方向延伸,因此能够将源光栅G0保持固定并且仅沿着线性轨道移动光栅包G1、G2包。为了实现好的图像质量,

在一个实施例中设想到使光栅G1、G2和G0中的至少一个(优选为全部)以聚焦的方式进行布置以将光栅的沟槽方向朝向焦斑FS对准。换言之,沟槽不被形成为如前述实施例中的材料中的平行“低谷”,而是相对于彼此稍微倾斜,以便从不同方向一起指向焦斑。在依据图8的实施例(其中,沿着沟槽查看)中,能够看到它们一起跟随由虚线指示的弯曲射出。替代地,能够通过使用允许更容易进行弯曲的基板(可能由除了硅的材料制成)(例如,聚酰亚胺)来实现这种聚焦布置。然后,沟槽可以平行地形成,并且然后,基板稍微弯曲以实现与焦斑的对准。

[0060] 图9中的实施例是具有类似于之前已经在图6处解释的光栅布置的反转的光栅布置的图8的变型。换言之,现在仅光栅G2沿着线性轨道执行扫描操作,同时G1和G0两者都相对于彼此保持静止。而且,患者现在被布置在G1与G2之间,而不是患者在G1与G2之间的空间的外部,如先前在图6中所示的。再次地,为了确保好的图像质量,刻度沿着扫描方向延伸,在这种情况下为水平地延伸,同时G0和G1刚性地保持静止。G2中的刻度再次优选以聚焦的方式形成,如之前在图8处所解释的。

[0061] 参考图10,示出了图7的实施例的变型。依据图10的实施例示出了能够执行断层合成成像的X射线装置,尽管也能够将相似的断层合成能力给予依据图8、图9的实施例。X射线断层合成成像是X射线投影技术,其提供来自样本的z依赖信息。以经过目标OB的X射线束的不同角度拍摄相继的投影图像。能通过合适的断层合成重建技术将从不同角度位置收集的投影数据重建成目标OB的材料分布的三种对比(相位、衰减或暗场)的3维表示。在图6中,概述了光栅扫描X射线装置的断层合成能力。实质上,X射线管或至少其焦斑FS单元被移动到不同的X位置或Y位置。

[0062] 更具体地,并且除了之前已经在图7处描述的事物之外,在图10的实施例中,至少焦斑(不必是整个X射线源XR)被布置为在分立的步骤中沿着平行于光栅包G1、G2的扫描运动的X射线扫描路径移动。然而,光栅包G1、G2和焦斑并不一起移动,而是所述运动是交替进行的。亦即,X射线源沿着X射线路径移动到特定斑点,停在那里并且然后在如图7-9中的其他实施例中描述的那样在X射线探测器上扫描光栅包G1、G2,以仅采集针对该斑点或“透视图”的图像数据。在完成光栅包G1、G2扫描时,焦斑然后移动到下一斑点上并且重复光栅扫描,这次针对该第二斑点等。对于断层合成,两个,优选三个或甚至更多合适间隔的斑点是足够的。合适的致动器被用于实现焦斑或整个XR射线管组件的运动。

[0063] 在一个实施例中,存在随着线性平移X射线源或焦斑FS而移动的单个光栅G0。然而,在如图10所示的优选实施例中,源光栅本身并不移动。相反,多个源光栅 $G0_i$ (例如但必要地 $i=3$,如图10所示)以线性方式布局。X射线源然后从光栅 $G0_i$ 移动到 $G0_{i+1}$ 以获得相对于目标OB和X射线探测D的不同的(在这种情况下为三个不同的)角度位置,从而收集用于断层合成的投影图像信号。多个源光栅 $G0_i$ (两个或更多个)能够被布置在框架结构中,所述框架结构与管XR相对,在距管壳体的出口窗口的适当调节的距离处的瞄准线中延伸。管能够在壳体内移动,或者具有管的壳体以其整体运动经过一系列源光栅。在之前的实施例中,出口窗口被布置地足够长以延伸光栅系列 $G0_i$ 的整个长度。应当指出,上面解释的反转的光栅结构也能够被用作对依据图1、图7和图10的实施例的替代方案。

[0064] 图11是使得其能够使用线性扫描路径的几何基础的图示。实际上,读者可能惊讶于当对目标执行(在x方向上)倾斜的照明时干涉设置仍然工作。但是发明人已经发现,关于

光栅G0、G1、G2所涉及的纵横比,当光栅沟槽在x上被对准时,存在x方向(X射线探测器边缘中的一个的方向)上的平移不变性。当在经过固定的X射线探测器和固定的X射线管XR的X方向或Y方向上扫描G1/G2干涉仪单元IF时,也在上述实施例利用了干涉仪G1、G2系统的这种不变性的性质。如能够在图11中看到的,通过干涉仪的光栅内路径在线性平移期间不相同。然而Talbot设置要求维持某些固定距离以实现Talbot模式复制。然而,发明人发现能够被利用到我们在使用线性扫描路径时具有优点的几何关系,这是因为在线性扫描期间的各自路径的改变回精确抵消掉彼此。更具体地并且继续参考图11,当对目标从垂直照明变到倾斜照明时,通过干涉仪的路径长度将改变。此处涉及的路径长度是针对垂直照明的情况的路径 l_0 (G₀光栅到G₁) 和路径 d_0 (G₁到G₂)。对于倾斜照明,这些路劲长度分别被写为 l 和 d 。当照明改变到倾斜状态($\theta > 0$)时,长度 l 和 d 增加 $1/\cos\theta$; $d = d_0/\cos\theta$; $l = l_0/\cos\theta$ 。但是此处我们手上发挥作用的是关于干涉设置的主要设计规则承担相似的 d/l 关系,例如:

[0065] $d_0/l_0 = p_2/p_0$

[0066] 其中, p_0 和 p_2 分别指代G0光栅和G2光栅的光栅间距。光栅设计规则经由路径长度和间距关系指定针对辐射的特定能量带宽或“设计能量”,其中,干涉图案的“可见性”在其最大值处。 p_1 (光栅G1的间距) 与 p_2 的设计关系由以下项给出:

[0067] $p_2 = p_1/2$ (对于平面波关系), 以及

[0068] $p_2 = p_1/2 * 1/d / (1/d - 1)$ (对于球形波关系)。

[0069] 此处,也仅示出比率 d/l 或 $1/d$,并且角度 θ 的影响被抵消。

[0070] 第三关系使设计光子能量 E 或设计波长 λ ($E \sim 1/\lambda$) 与光栅G₁的间距 p_1 相关:-

[0071] $d \sim p_1^2 / \lambda \sim p_1^2 * E$

[0072] 此处仅示出 d 。但是,根据有效路径长度 d 的 $\cos\theta$ 依赖性,导致的设计能量移位很小。例如,对于 $\theta = 20^\circ$ 的断层角,这在设计能量中仅增加大约6%的量,其或者对于本目的来说是可忽略的,或者如果必要,该小的能量移位可以在重建阶段处的信号处理中被适当地考虑。

[0073] 为了完整起见,此处应当指出,波纹条纹的数量和取向并不取决于光栅结构G1和G2 (平行于X或Y或X与Y之间) 的取向。亦即,条纹的数量和取向仅仅由干涉仪设置和G₀光栅的相互解调来确定。在本文中也利用了该事实并且这使得所提出的对固定全视场X射线探测器的使用成为可能。

[0074] 应当理解,如上面在前面的附图中解释的干涉设置能够被内置为普通的现有X射线成像装置 (例如,乳房摄影系统或平面2D放射摄影系统) 的附加装置。由于尤其是暗场通道,能够研究人类乳房的微钙化异常。同样在胸部X射线中,也能够检查与肺的慢性阻塞性肺病 (COPD) 有关的细胞结构异常,这再次是由于所供应的暗场影像。

[0075] 同样,也在本文中针对断层摄影 (CT) 扫描装置设想到与 (具有大于 (一个或多个) 干涉光栅的区的辐射敏感区的) 静止全视场X射线探测器结合使用扫描干涉光栅的以上描述的思想。以上描述的设置和以上关系对在CT背景下围绕检查区域 (目标OB) 旋转的光轴的任何给定的角位置都适用。

[0076] 具有扫描干涉仪的静止全视场X射线探测器的思想还在根据收集的测量结果计算图像时简化信号处理。相比于利用执行扫描的可移动X射线探测器的解决方案,存在引入的不同的简化的数据冗余。例如参见针对这样的解决方案的T Koehler等人的“Slit-

scanning differential X-ray phase-contrast mammography:Proof-of-concept experimental studies”(Medical Physics 42,1959,2015年)。在这样的或类似的扫描X射线探测器中,每个图像像素位置或“几何射线”由多个X射线探测器像素看到并且因此干涉测量结果跨来自不同X射线探测器像素的不同读数分布开,因此引入这样的冗余。考虑该数据冗余能够是高计算代价的。相对而言,在所提出的系统中,存在由于X射线探测器像素与图像像素之间的固定的一对一关系的简化冗余,这是因为在数据采集期间X射线探测器是静止的。换言之,利用所提出的系统仍然存在冗余,这是因为仍然在多个时间处测量每条几何射线,但是测量现在由于干涉仪IF移动而记录不同的波纹图案。

[0077] 尽管在以上实施例中,专用第二光栅(G2)被用作分析器光栅以形成干涉仪,但是可能并非在所有实施例中都是如此。例如,分析器光栅G2的功能能够被集成到X射线探测器D本身中。此外,能够由X射线探测器本身通过像素几何结构的判定的布置(尤其是像素之间相应的间距)来整体地接管光栅功能。具有单个光栅G1的这种“混合”或“无G2光栅”干涉仪(其中,X射线探测器结构的部分被用于扮演其他光栅的角色)能够被用在依据图3-6的实施例中的任一个。具体地,然后,在该实施例中,其不是移动整个干涉仪而是移动部分G1,而其他部分(现在为X射线探测器的固有部分)保持固定。

[0078] 为了增强灵活性,应当指出,如布置在扫描臂中的干涉装备能够围绕焦斑完全摇摆出检查区域外部,以便将X射线图像装置转换回到仅X射线设置的传统的吸收图像。当然,多通道成像总是提供吸收图像,这是因为当拟合到前向模型是会考虑该影响。然而,完全摇摆出干涉装备具有降低计算成本以仍然达到吸收图像的益处。

[0079] 本文设想的一个示范性维度(其纯粹是示范性的)是具有大约43cm的宽度和大约43cm的高度的全视场荧光透视X射线探测器D。由发明人使用的干涉光栅G1、G2大约为5cm×43cm,例如,4.8cm×43cm或5cm×50cm。针对任何给定光轴取向一直保持X射线探测器静止的益处允许减少图像模糊。这继而允许使用低于移动X射线探测器架构通常所需的X射线探测器电子读出速率。例如,26fps(帧每秒)是足够的,其对应于扫描每厘米大约10个读数,因此沿着大约50cm长度的X射线探测器长度,能够在大约五秒内被扫描。当然,较高的帧是受欢迎的,这是因为这允许例如将由患者移动引起的运动模糊最小化。

[0080] 尽管已经描述了安装在天花板或地板上的上述实施例(其是住宅的解决方案),但是本文不排除移动系统,在移动系统中,所描述的部件被安装在轮式“台车”承载结构中。

[0081] 必须指出,本发明的实施例是参考不同主题来描述的。尤其地,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,除非另有说明,本领域技术人员将从以上和以下的描述中推断出,除属于一种类型的主题的特征的任意组合之外,涉及不同主题的特征之间的任意组合也被认为在本申请中被公开。然而,所有的特征都能够被组合来提供多于特征的简单加合的协同效应。

[0082] 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图示性或示范性的,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、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0083] 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实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措

施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

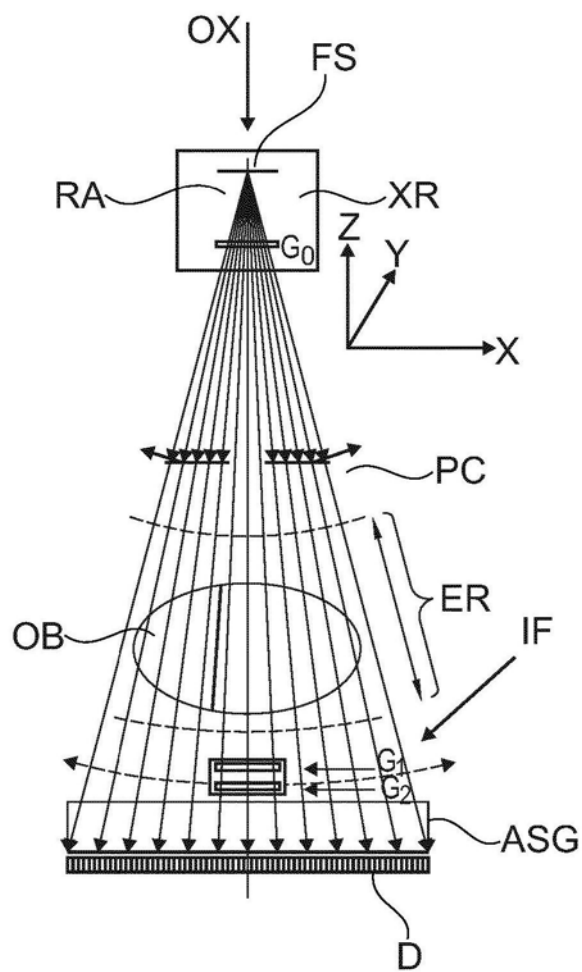


图1

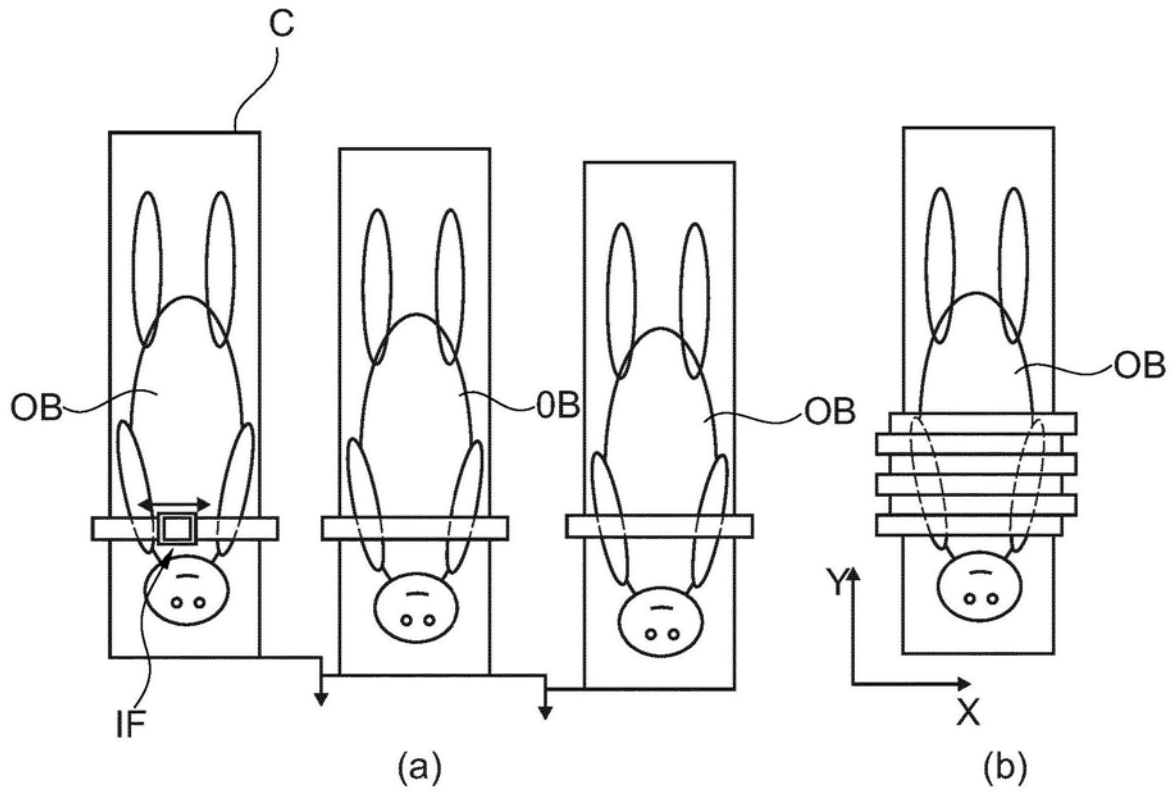


图2

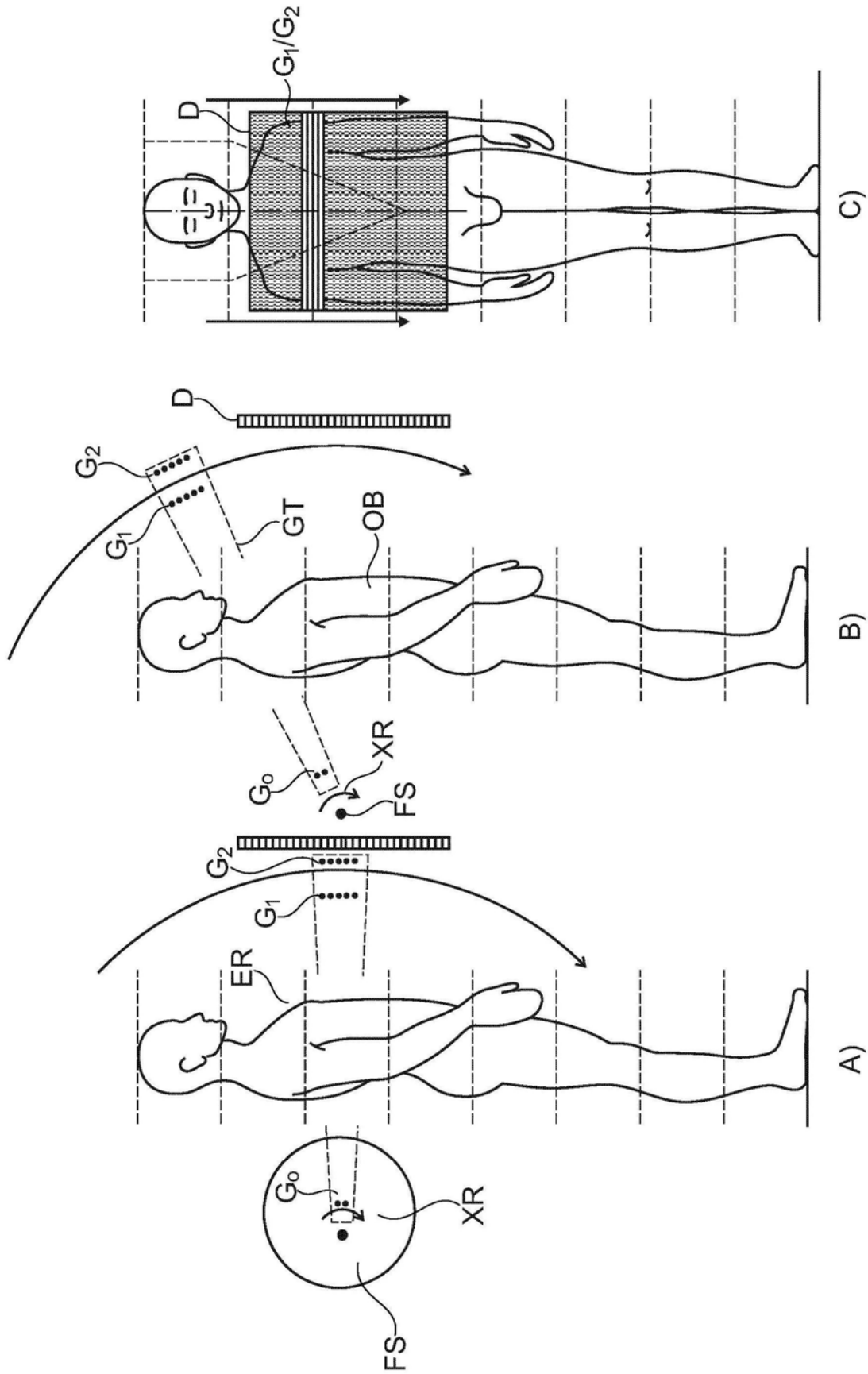


图3

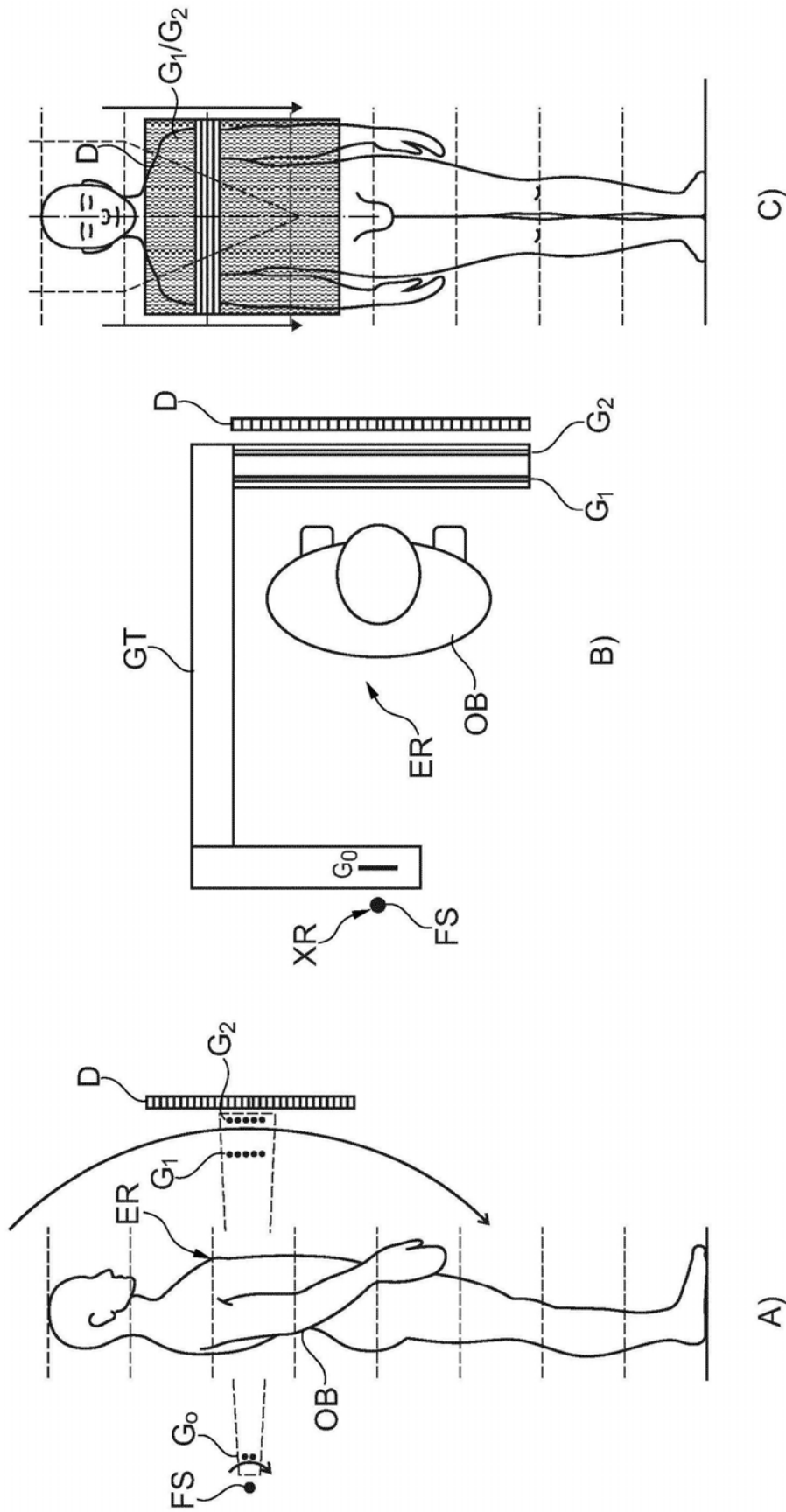


图4

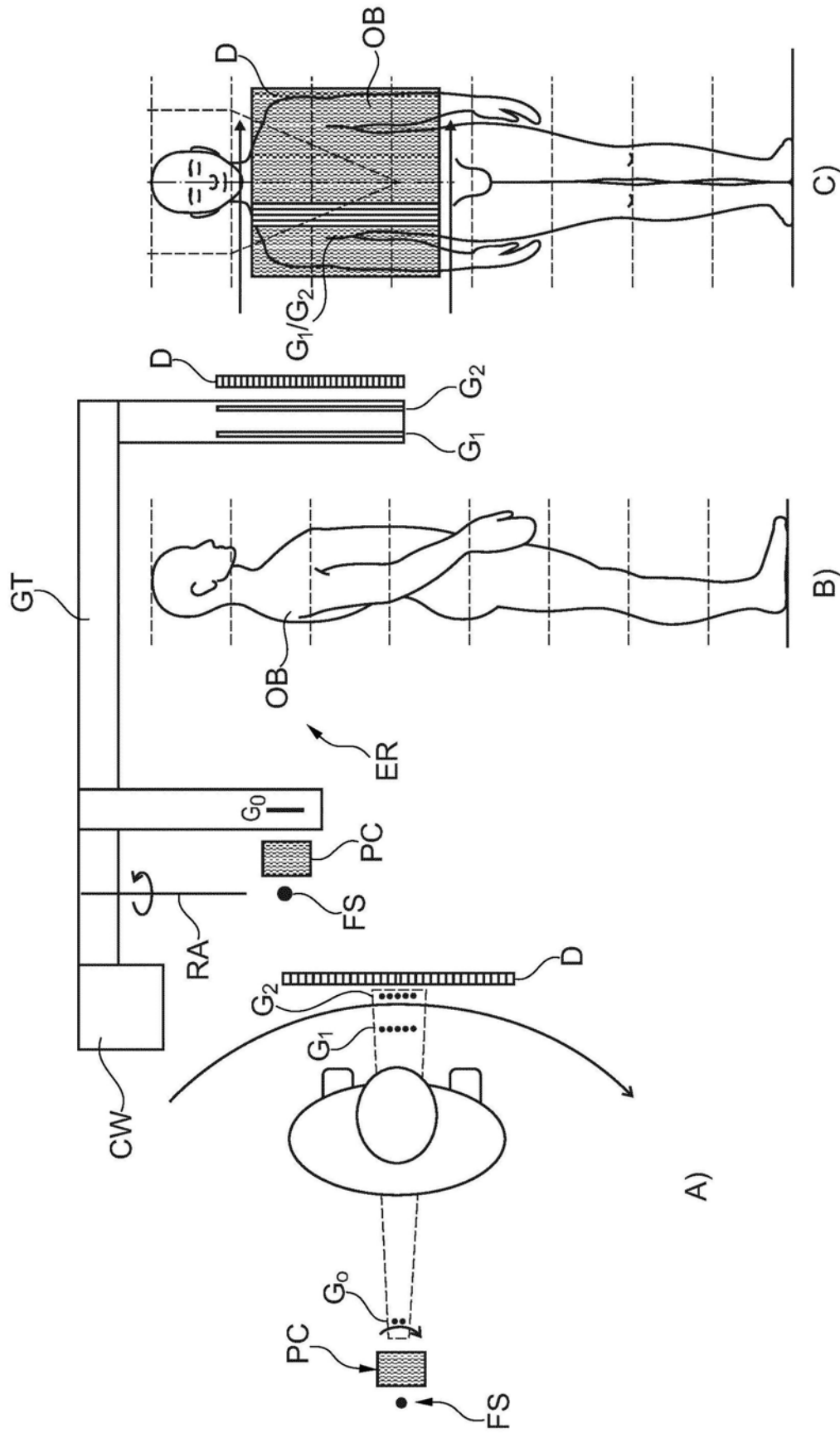


图5

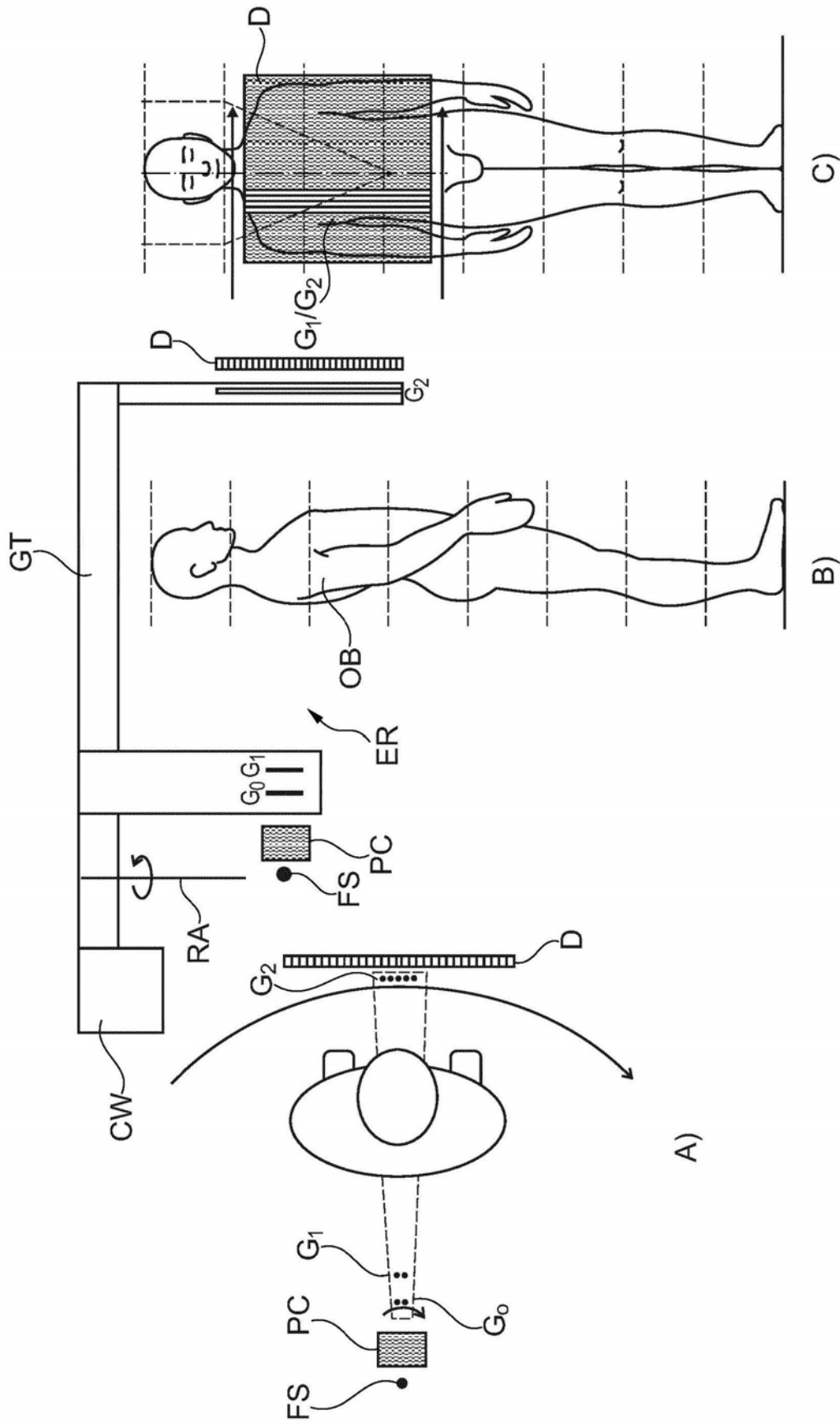


图6

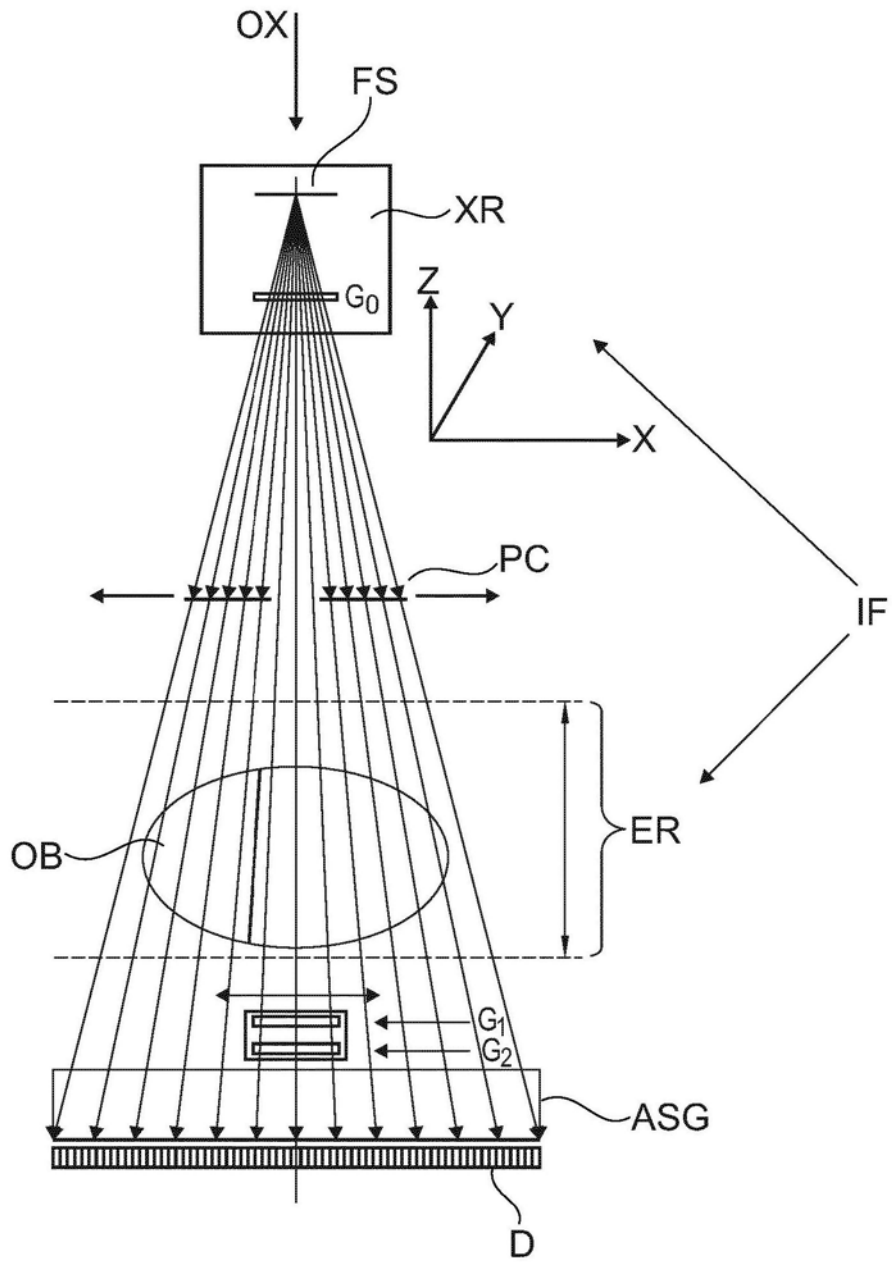


图7

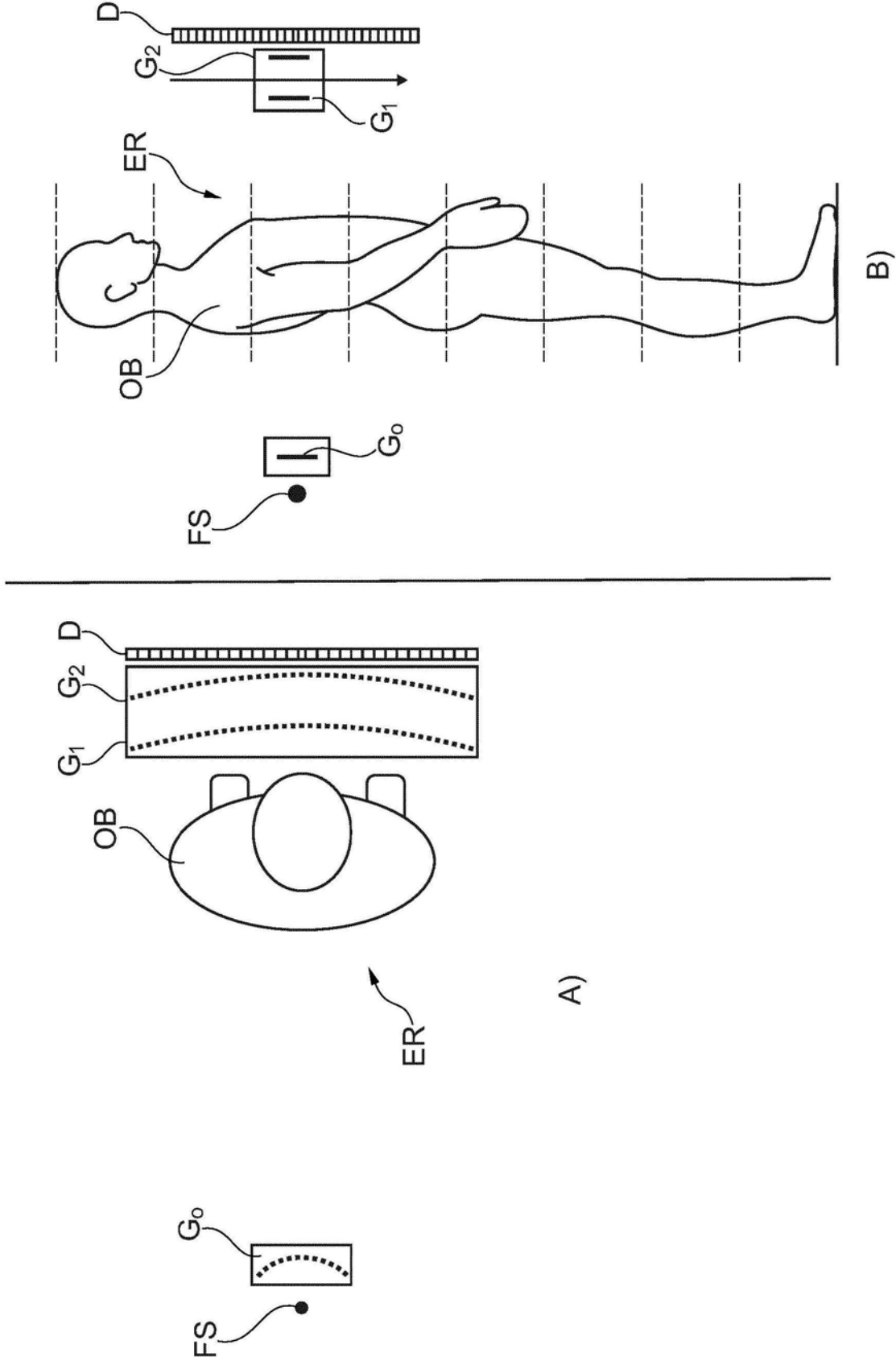


图8

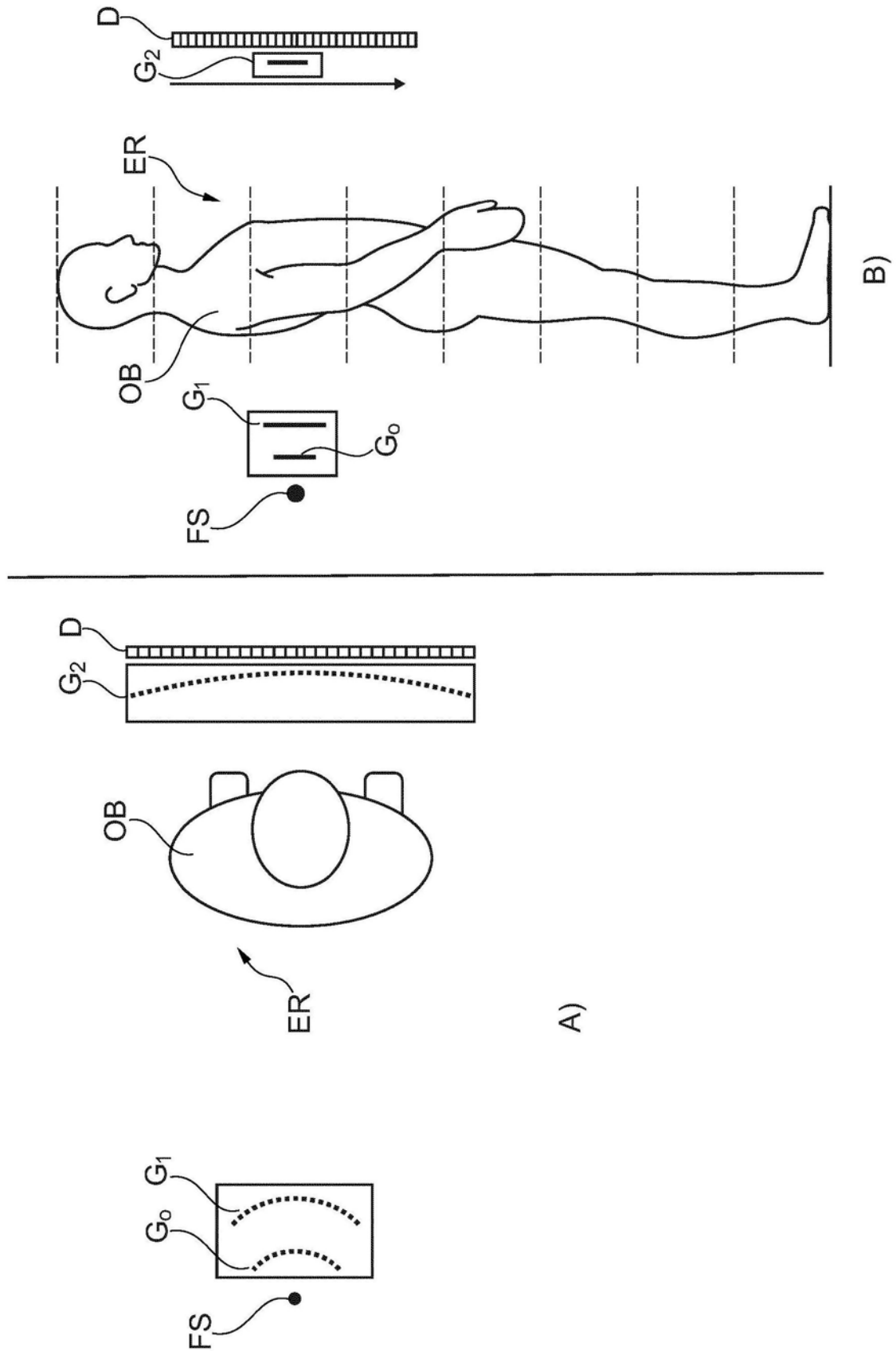


图9

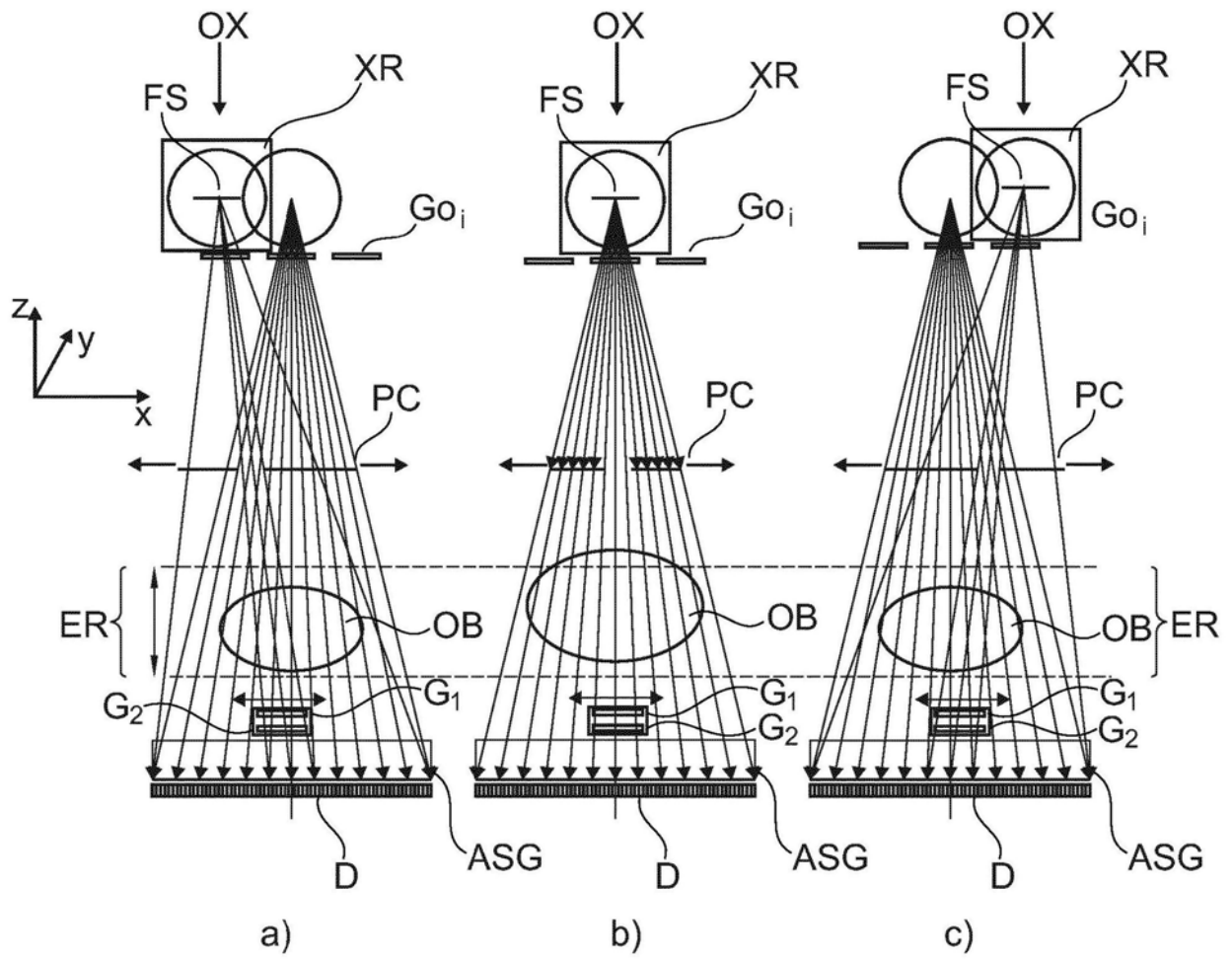


图10

