



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109195525 B

(45) 授权公告日 2023. 09. 08

(21) 申请号 201780033259.8

(22) 申请日 2017.06.01

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109195525 A

(43) 申请公布日 2019.01.11

(30) 优先权数据
16172577.5 2016.06.02 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.29

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/063396 2017.06.01

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/207734 EN 2017.12.07

(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 H·施泰因豪泽 C·科克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 蔡洪贵

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

(56) 对比文件
CN 101815469 A, 2010.08.25
CN 101689464 A, 2010.03.31
WO 2010133920 A1, 2010.11.25
US 6222904 B1, 2001.04.24
US 2009022264 A1, 2009.01.22

审查员 季瑞琪

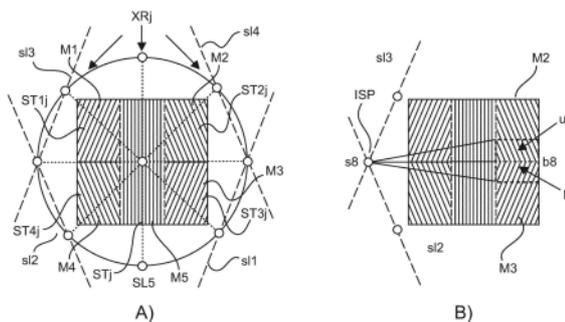
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

用于紧凑的(准)各向同性多源X射线成像的X射线成像设备

(57) 摘要

一种X射线成像设备(IA),其具有多个X射线源(s_j),该X射线成像设备包括用于X射线成像的抗散射栅格(ASG),该抗散射栅格包括至少两组(M_j)线性的不透x辐射的条带(ST_j)。该至少两组中的条带中的每一个具有相应的纵向轴线(L_i)。来自该至少两组中的不同组的至少两个条带具有非平行的纵向轴线。



1. 一种X射线成像设备,包括:

多个X射线源;和

用于X射线成像的抗散射栅格,

其特征在于,所述抗散射栅格包括彼此相邻地布置的至少两组线性的不透x辐射的条带,所述至少两组中的所述条带中的每一个具有沿着其最长边缘延伸的纵向轴线,其中来自所述至少两组中的不同组的条带具有非平行的纵向轴线。

2. 根据权利要求1所述的X射线成像设备,其中,来自所述至少两组中的一组的至少一个条带围绕其纵向轴线相对于来自所述至少两组中的所述一组的另一个条带倾斜。

3. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,所述至少两组中的至少一组中的所述条带形成平面。

4. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,所述至少两组中的至少一组中的所述条带形成弯曲表面。

5. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,所述至少两组被布置在公共平面中。

6. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,所述X射线成像设备具有至少 $n \geq 3$ 个这样的组,其中来自至少n个所述组中的不同组的n个条带的相应的纵向轴线形成具有n个顶点的多边形。

7. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,所述抗散射栅格布置在所述X射线成像设备的X射线检测器的前方。

8. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,至少三个X射线源被构造成朝向所述X射线成像设备的X射线检测器发射相应的X射线束,其中所述X射线源围绕所述X射线检测器的光轴布置。

9. 根据权利要求8所述的X射线成像设备,其中,所述至少三个X射线源能够定位在不与所述X射线检测器相交的平面上。

10. 根据权利要求8所述的X射线成像设备,其中,所述抗散射栅格被构造成关于所述X射线束中的任何一个进行定向过滤。

11. 根据权利要求10所述的X射线成像设备,其中,所述X射线束中的至少一个同时辐照来自所述至少两组中的不同组的条带。

12. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,来自所述至少两组中的一组的所述条带相对于彼此倾斜以便使所述抗散射栅格聚焦至经过所述X射线成像设备的所述X射线源中的至少一个的焦点的线。

13. 根据权利要求1或2所述的X射线成像设备,其中,来自所述至少两组中的不同组的条带被聚焦至经过所述多个X射线源中的不同X射线源的焦点的不同的线。

14. 根据权利要求12所述的X射线成像设备,其中,来自所述至少两组中的不同组的条带被聚焦至在所述焦点处相交的不同的线。

用于紧凑的(准)各向同性多源X射线成像的X射线成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及X射线成像设备。

背景技术

[0002] 非旋转式多源X射线成像器可在不具有如在其旋转式对应设备(诸如C型臂成像器或CT)中所需要的复杂机械结构的情况下用于3D成像。

[0003] 抗散射栅格(anti-scatter grid,ASG)在这些多源X射线成像器中的一些中被用来减少散射。

[0004] 德国专利DE545048描述了一种X射线抗散射栅格,其包括具有不同取向的两个堆叠在一起的栅格。

[0005] 美国专利申请US2009/147923A1描述了一种用于医疗X射线装置的抗散射栅格,该抗散射栅格包括由第一材料制成的多个第一元件以及与其集成的由第二材料制成的多个第二元件。

发明内容

[0006] 存在对改进的多源X射线成像设备的需要。

[0007] 根据本发明的第一方面,提供一种X射线成像设备(IA),其具有多个X射线源,该X射线成像设备包括用于X射线成像的抗散射栅格,该抗散射栅格包括至少两组线性的不透x辐射的条带,在该至少两组中的条带中的每一个具有相应的纵向轴线,其中来自该至少两组中的不同组的至少两个条带具有非平行的纵向轴线。

[0008] 根据一个实施例,来自该至少两组中的一组的至少一个条带围绕其纵向轴线相对于来自该至少两组中的所述一组的另一个条带倾斜或成角度。换句话说,条带被聚焦在将放置X射线源的3D空间中的线(“源线”)上,相应组的条带可针对该X射线源执行散射过滤功能。

[0009] 根据一个实施例,该至少两组中的至少一组中的条带形成平面。换句话说,该ASG的至少一部分可以是平面的或至少包括平面部分。

[0010] 根据一个实施例,该至少两组中的至少一组中的条带形成弯曲表面。换句话说,该ASG的至少一部分是弯曲的。

[0011] 根据一个实施例,该至少两组布置在公共平面中。本文同样设想到平面设置和弯曲设置的组合。

[0012] 根据一个实施例,该抗散射栅格具有至少 $n \geq 3$ 个这样的组,其中来自该至少n个组中的不同组的n个条带的相应纵向轴线形成具有n个顶点的多边形。具体而言,并且根据一个示例性实施例,该抗散射栅格具有三个这样的组,其中来自该至少三个组中的不同组的三个条带的相应纵向轴线形成三角形。替代性地,该抗散射栅格具有四个这样的组,其中来自该至少四个组中的不同组的四个条带的相应纵向轴线形成四边形。

[0013] 根据一个实施例,该抗散射栅格布置在成像设备的X射线检测器的前方。尤其是,

抗散射栅格可联接至检测器的壳体。

[0014] 在一个实施例中,全部的X射线源共享单个检测器。

[0015] 根据一个实施例,存在至少三个X射线源,该至少三个X射线源被构造成朝向检测器发射相应的X射线束,其中X射线源布置在检测器的光轴上或围绕该光轴布置。

[0016] 根据一个实施例,该至少三X射线源能够定位在不与检测器相交的平面上。

[0017] 根据一个实施例,该抗散射栅格被构造成关于X射线束中的任何一个进行定向过滤。具体而言,该ASG可被用来减少从X射线源的不同位置沿着不同方向穿过ASG传播的射束中的任一射束中的散射。

[0018] 根据一个实施例,射束中的至少一个射束同时辐照来自该至少两组中的不同组的条带。换句话说,ASG区域由同一射束共享。

[0019] 根据一个实施例,条带相对于彼此倾斜以便使抗散射栅格聚焦至经过成像设备的X射线源中的一个的焦点的线(“源线”)。

[0020] 根据一个实施例,来自该至少两组中的不同组的条带被聚焦至经过多个X射线源中的不同X射线源的焦点的不同源线。

[0021] 更具体地说,该组条带朝向平行于该组中的条带的纵向轴线的源线聚焦,并且该源线大体位于远离该组的前面一给定距离的位置处。这个距离可因不同的组而不同。

[0022] 每组对应于(复合或“超级”)ASG的不同的子栅格或模块。使来自该至少两组的条带分别沿着非平行的纵向轴线延伸,这允许在3D中限定至少两个相交的源线以建立一个或多个交会点。源线是通过该组中的条带相互成角度来限定的。如在一个实施例中实现的,将源定位在这些一个或多个交会点中的相应交会点上允许由来自所述源的射束共享ASG区域。换句话说,同一X射线源可通过不同组中的条带的若干部分进行散射过滤,这允许减小抗散射栅格的占用面积,因为不需要具有仅用于多个X射线源中的一个且唯一的一个的抗散射栅格过滤器的专用子区域。这继而导致整个成像设备的总体更紧凑的设计。

[0023] 所提出的栅格在多个源以2维构型布局(而不是源沿着直线或曲线以“1D”依序排成队)的系统中具有特定的应用,该系统通常产生显著不同的投影角度的范围。

[0024] 应注意的是,在上文中,一组条带通常对应于ASG的一个模块或子栅格,但是在所有实施例中并不必如此,其中其相应的纵向轴线处于不同取向的两组(或更多组)条带是同一/单个模块的一部分。

[0025] 本文中采用以下标记:

[0026] s_j : 第 j 个X射线源;

[0027] B_j : 从源 s_j 发射的射束;

[0028] b_j : ASG上的由射束 B_j 辐照的区域;

[0029] M_j : ASG模块或其中的一组条带;

[0030] ST_j : 模块 M_j 的条带;

[0031] s_{l_j} : 由ASG模块 M_j 生成的源线。

附图说明

[0032] 现在将参照以下附图描述本发明的示例性实施例,其中:

[0033] 图1示出多源成像设备;

[0034] 图2示出如使用在图1的X射线成像设备中的抗散射栅格的一部分的透视图;并且
[0035] 图3-8示出不同抗散射栅格的不同实施例。

具体实施方式

[0036] 参照图1,其示出多源X射线成像设备IA的一些部件的示意性侧视图。成像设备IA包括能够操作以朝着X射线检测器D发射相应的X射线束B₁、B₂和B₃的三个或更多个X射线源s_j(仅示出三个X射线源s₁、s₂和s₃,但这并非限制)。射束的形状可通过任选的预准直器(未示出)来成形。射束B_j优选是锥形束,但是也设想到扇形束。此外,在替代性实施例中,本文也可设想到平行投影射束。

[0037] 检测器D包括由检测器像素构成的辐射敏感表面。在源s_j与检测器D之间的检查区域或成像区域中,设置有支撑在支撑表面SP(诸如患者床、检查台等)上的待成像的对象OB(诸如人类或动物患者或其解剖部分)。尽管成像设备IA可用于纯2D投影射线照相,但是在本文中设想到3D成像作为优选实施例。为此,由于围绕检查区域布置的多个X射线源,从不同投影方向(对应于X射线束B₁-B₃的不同传播方向)获取多个不同投影图像 π 。然后投影图像 π 可通过可用的算法重建成对象OB的位于关注体积VOI内的那一部分的3D图像体积。VOI被定义为所有射束或至少其中的两个射束在3D空间中的交会处。在本文中,所有X射线源不必同时操作。

[0038] 成像一般如下进行:调整行进穿过对象OB中的物质的X射线束B_j。正是这个调整后的辐射撞击在检测器像素上。撞击辐射导致在单独的检测器像素处产生电信号(通过直接或间接转换)。信号可由AD电路转换成相应的投影图像 π 。然后这些投影图像可通过3D重建算法处理以产生3D图像,该3D图像然后可被呈现以用于在监视器上观察、存储以供稍后使用或可以其他方式处理。吸收成像、相衬成像和暗场成像(也被称为小散射成像)在本文中全部被在不同实施例中设想到。对于后两种成像应用,通常需要干涉仪(未示出)作为成像设备IA中的附加装备。

[0039] X射线成像设备IA可被看成是二维广角多源成像类型。也就是说,多个源并不是全部沿着线(直的或弯曲的)依序线性地布置,而是在对象周围限定成2维的布局,该布局与纯线性的源布局相比需要相对大的投影角度差异。尤其是使用静止的X射线源,因此不同的源围绕检测器布置在固定的机械结构(诸如框架等)中并且是不旋转的。尽管在一个实施例中设想到源是机动化的或可被手动地移动至X射线源周围的不同位置,但是在成像期间不存在如在旋转式系统(诸如CT或C型臂成像)中的情况下的运动。这允许减少这些旋转系统必需的机械费用。在简单的实施例中,X射线检测器不能由操作员移动并且永久地固定在待成像的对象OB周围的固定的几何结构中。

[0040] 数字式X射线检测器D一般来说是在壳体中的具有平面矩形形状(如图1中)的平板检测器,其适当地安装在待成像的对象上方。替代性地,也设想到具有弯曲的辐射敏感表面的检测器。检测器可以是安装在天花板上、安装在地板上,视情况而定。尽管在图1中仅示出具有单个辐射敏感表面的单个检测器D作为优选实施例,但是本文中不必排除具有多个检测器单元的其他实施例。

[0041] 在下文中引入坐标系以指示涉及图1中所示部件的各种位置和方向将是有益的。轴X、Y限定水平对象平面,待成像的对象OB位于该水平对象平面上。该平面延伸入图1中的

附图平面中。通常,这些轴平行于患者支撑件SP的相应边缘。

[0042] 还存在由检测器D的辐射敏感表面限定的图像平面,并且一般来说这个平面平行于X、Y平面或在弯曲检测器的情况下至少平行于切平面。

[0043] 垂直于图像平面,成像器的主光轴Z延伸穿过检测器敏感表面的中心点并且穿过对象平面。理想地,该轴Z优选居中地穿过关注体积VOI。将相对于X射线束B_j的传播方向采用如本文所使用的诸如“在...前方”或“在...后方”、“下游”、“上游”等的空间关系术语。

[0044] X射线源s_j(在本文中有时简称为“源”)跨过检查区域与检测器D相对地布置。具体而言,并且在图1中的(优选)实施例中,源s_j位于(相对于重力场)待成像的对象OB(或对象支持件SP)下方,而检测器位于上方。图1中所示的具体几何形状不是限制性的,因为也设想到与图1中所示的相反的几何形状,其中,相对于重力,检测器安装在对象或对象支持件下方,并且因此,X射线源安装在对象/支持件上方(相对于重力场)。然而,应了解,以上引入的坐标系和空间关系术语对于这种重新布置结构来说是不变的,并且可适用于这两类实施例。

[0045] 当沿着Z轴观察时,X射线源s_j大体上围绕检测器的主光轴分组成诸如圆形、椭圆形或多边形的多个不同的(几何学的)源构型(如本文中称为“源几何形状”)。几何学上的源构型可由经过一些(或所有)源位置的包络曲线来限定。在一些实施例中,源s_j中的一或多个可位于由其余源形成的包络曲线内侧。另外或代替,源可沿着单个线或多个线线性地布置。

[0046] 优选地,该几何构型是围绕穿过VOI的主光轴Z对称的,并且源中的至少一些优选地围绕VOI/光轴Z等角度地(各向同性地)分布。尽管围绕VOI的这种等角度或各向同性的布置结构是优选的空间实施例,但是本文中也设想到准各向同性的布置结构,其中源的布置结构不同于严格等角度的布置结构。源的布置结构优选是相对于对象对称的,但是这在所有实施例中并不必如此,因为也设想到非对称的布置结构。在一些实施例中(但不必在所有实施例中),如果布置结构是非对称的或仅仅是准各向同性的,则至少存在源的对称或各向同性的子组。换句话说,其他各向同性或对称的布置结构可以通过将附加的源放置在源线上来扩大,如在不同使用情形下所需要的。已发现这种(至少准)各向同性的源几何形状允许良好的3D重建或4D重建(是3D重建的时间序列)。X射线源s_j能够操作以将其相应的射束B_j沿着不同方向从下方(或上方)以一定角度投射至X辐射敏感表面。另外,可存在中心源s₅,该中心源给予对象上的AP视图。中心源位于对象OB/对象支撑件SP下方且位于中心轴Z上以沿着所述轴Z发射射束B。

[0047] 在一个实施例中,但不必在所有实施例中,所有X射线源s_j位于平面(“源平面”)中,且光轴垂直于该平面,但是本文也设想到成角度的源平面。所关注的VOI/对象不与源平面相交。此外,在本文设想到的成像器IA中,检测器平面不同于源平面,尤其是检测器不与所述源平面相交。另外,如先前提到的,源s_j通常是固定的且是不可移动的,但是设想到其中至少一个或多于一个或所有的源可线性地平移和/或重新定向以改变源的布局以及源的几何形状的实施例。源s_j的位置不必限于平面,而是可位于平行于Z的不同的z位置处。例如,具有相对于对象OB的较陡的(射束在组织内的路径长度较长)投影方向的源可能需要较强强度的源,并且这些源随后可放置成相比于较远侧的较弱源更接近(在平面外)患者。

[0048] 成像设备IA进一步包括抗散射栅格ASG(其将在本文中同样称为ASG),该抗散射栅

格位于检测器前方,具体地在对象与检测器D的X射线敏感表面之间。抗散射栅格形成通常在形状和尺寸上与检测器敏感表面共同延伸的表面(“ASG表面”)。换句话说,ASG可以是弯曲表面或平面。ASG安装在检测器自身上,但是情况并不必如此,或者ASG通过安装构件与检测器分隔开安装。

[0049] ASG的功能是用来提高图像品质。尤其是在吸收成像中,在检测器D处检测到的信号对应于在X射线束 B_j 穿过待成像的对象OB的物质时X射线束所经历的衰减(即,强度损失)。理想地,这种衰减应完全归因于吸收事件。然而,实际上这并非真实的:不是所有的衰减都可归因于吸收(其是光电吸收),因为还存在来自散射的贡献。换句话说,响应于撞击的X射线辐射记录的电信号应完全可归因于吸收。然后,抗散射栅格ASG的功能是用来移除或至少减弱所述散射贡献。ASG充当关于X射线束 B_1 - B_3 的定向过滤器。更具体而言,ASG被构造成根据光子的轨迹取向过滤给定源 s_j 的单独的光子。也就是说,优选地,从源 s_j 的焦点射出的X射线能够穿过ASG,而ASG倾向于至少部分地阻挡起源于散射事件的所有其他“异常的”X射线。从几何学上来说并且如图1中所示,辐照体积可通过画出从焦点 FS_j 朝着检测器射出的一组几何射线来限定。抗散射栅格被构造成使其仅允许沿着预先限定的几何辐照体积内的任何几何线行进的辐射经过抗散射栅格。

[0050] 一般而言,如本文提出的新颖的抗散射栅格ASG被构造成作为用于不同X射线束 B_j 中的任何一个的单个单元来执行定向过滤功能,该不同X射线束可由位于3D空间中的不同位置处的多个X射线源 s_j 发射。

[0051] 现在再次参照图1中所示的示例性几何形状,可看出不同的X射线束 B_j 辐照整个检测器表面的不同子区域 b_j 。换句话说,被辐照的子区域不相交。然而,这在所有实施例中不必如此,因为已注意到,当来自不同位置的不同X射线源共享同一子区域时或至少在被辐照的不同子区域之间存在几何交会处的情况下,可实现X射线成像器IA的更紧凑的结构。由不同源 s_j 共享这个检测器区域并非必需的,而是本文所提出的设备IA的优选实施例。新颖的抗散射栅格允许实现检测器区域共享,并且被构造成甚至在X射线源中的不同X射线源使用同一子区域时或当存在来自不同源的被辐照的检测器区域的交会处时充当联合或公用的单个ASG单元。

[0052] 为了更好地解释如何在结构上实现这种共享ASG的功能,现在参照图2。提出的抗散射栅格ASG被设想为不同(也就是2个或更多个)栅格部分或栅格模块或面板 M_j 形成的组件。图2在透视图示出一个这样的栅格模块(M_j ,作为示例, $j=1$)的一部分。每个模块包括一组或一系列平面的不透辐射的条带或“薄片”。该组离散的条带是由铅、钨或合金形成或由用以基本上挡住X射线的合适的高Z材料的其他金属或材料形成。因为每个模块 M_j 是由其条带 ST_j 唯一地限定的,所以我们将标记“ M_j ”可互换地用于该组条带。

[0053] 纵向条带 ST_j 与任何两个相邻条带之间的缓冲或填料材料SB形成的对应条带交替地布置。在图2中示出仅三个条带 ST_{11} 、 ST_{12} 、 ST_{13} 以用于例示说明,应理解的是,通常存在多于三个的条带。缓冲材料SB是由X射线辐射半透明的材料形成,诸如纤维素(例如,卡纸板/纸)或铝或其他材料。换句话说,缓冲材料用于模块的结构完整性,但是被构造成给出穿过ASG模块的基本上无干扰的通道。缓冲条带在1/10毫米厚的数量级上(例如,约0.1-0.3mm),但是这个数目仅是说明性的示例。

[0054] 每个条带具有高度H、厚度W和沿着最长边缘延伸的纵向轴线。出于说明,在一个示

例性实施中条带在数百毫米长的数量级上(例如,400mm),约在1/100毫米厚的数量级上(例如,0.03mm)和约在几毫米高的数量级上(例如,2mm)。对模块来说存在约1000-2000个条带,例如约1500或1600。所有这些数目仅是示例性的,并且将取决于当前成像设备IA的具体细节。不同条带的纵向轴线示为L1、L3(L2未示出)。用于给定模块的条带的纵向轴线彼此平行。条带中的一些但不必全部相对于彼此并且围绕其相应的纵向轴线成角度或倾斜,如由图2中的角度 α 概念性地示出的。尽管成角度,但是条带被排布成平面,即,纵向轴线全部位于一个平面中。这种布置产生平坦或平面的ASG模块/面板。替代性地,也设想到弯曲的ASG模块Mj,其中纵向轴线尽管平行但不是位于同一平面中,因此限定出非平面或弯曲的ASG栅格模块。

[0055] 这种相互成角度允许使条带聚焦至X射线源 s_j 中的具体一个的焦点 FS_i 。在这种意义上,具有其一组条带的每个模块 M_i 是可与多个X射线源 s_j 中的一个相关联的。更具体而言,并且更详细地解释聚焦几何形状,每个条带可被理解为这个条带所在的平面(焦平面) FP_{ij} 的区段。相应的纵向轴线位于相应的平面中。由于成角度,这些平面 FP_{ij} 将在经过相关联的X射线源 s_j 的焦点 FS_j 的线中相交。通过给定模块的相应条带所在的焦平面的相交形成的这条线在本文中称为“源线” s_{1j} 。经过其源线,相应的ASG模块在3D空间中可与某一X射线源 s_j 的位置相关联。更具体而言,给定模块中的多个条带的具体几何取向在3D空间中产生源线,并且所述模块可针对其焦点刚好位于这条源线上的任何X射线源,或等同地针对用于同一源 s_j 的所述源线上的不同位置执行其ASG功能。换句话说,X射线源 s_j 与ASG模块 M_j 之间的这种关联关系不是1:1而是多对1。设想到其中多于一个的源 s_j 位于同一源线 s_{1j} 上的实施例。条带成角度和条带的纵向轴线的取向唯一地确定源线 s_j 在3D中的位置。具体地,条带的纵向取向(相对于世界坐标系)唯一地确定用于给定栅格模块 M_j 的源线的取向。因此,谈到“模块 M_j 的源线取向”是恰当的和便利的。当给定平面中的两个模块 M_j 、 M_k 具有不同的源线取向时,这意味其相应的条带 ST_i 、 ST_k 的纵向轴线是不同的,即,它们是不平行的。应注意,从模块至其源线 s_{1j} 的距离可因不同模块 M_i 而不同。

[0056] 条带成角度可以是“对称的”或“非对称的”。在对称的成角度(如图2中所示)中,在中心条带处不存在成角度,并且其余条带的成角度越强,条带位于距中心条带越远的位置,并且中心条带左侧的所有条带沿顺时针方向成角度而右侧的所有条带沿逆时针方向成角度。在非对称的成角度中,不存在不成角度的中心条带,即所有条带沿逆时针方向或顺时针方向成角度。这种情况的结果在于,对于给定的对称模块 M_j ,其源线在模块的平面上的正交投影落入模块 M_j 的区域(该区域是由其条带 ST_j 覆盖的区域)的中心内。对于非对称模块,情况并非如此。这里,源线的正交投影偏离中心或者可能落在栅格模块 M_j 的区域外侧。也就是说,非对称栅格模块允许限定其源线“远离”模块 M_j 自身位于的位置或位于模块 M_j 自身位于的位置的“侧面”。

[0057] 本文提出的ASG包括图2中所示的种类的多个这样的栅格模块,该栅格模块彼此相邻地布置以将ASG形成为似乎单个的超级栅格。更具体而言,本文提出ASG包括多个条带模块 M_i 使得存在其相应的条带具有非平行的纵向轴线的至少两个栅格模块 M_i 、 M_j 。因此,ASG被构造成生成不同的源线,并且正是这个ASG能够为多个不同X射线源(其焦点分布在空间中)提供ASG功能,只要这些源的这些焦点中的任何一个位于源线中的至少一个上。换句话说,单个ASG栅格(构成为模块化栅格 M_j 的组件)可支撑分布在3D中的非常复杂的源几何形

状。此外,ASG被构造成产生相交的源线。将源放置在两个(或更多个)源线的交会点上允许共享ASG区域。换句话说,来自交会点处的源的射束由产生相交的源线的两个模块联合过滤。这允许总体上来说减小ASG以及成像器的总体占用面积。

[0058] 在下面的图3-7中示出根据在本文中所有设想到的不同实施例的各种源 s_j 的几何形状,各自具有相应的支撑ASG条带的几何形状。以下各图中关于ASG给出的视图是沿着光轴Z从上方看到的平面图,其中检测器D、对象OB和支撑表面SP被切掉以便于呈现,除非另有描述。对于呈相反几何形状(源在对象上方且检测器在对象下方)的成像器来说以下全部同样适用。

[0059] 现在更详细地参照图3,其示出根据一个实施例的根据多源成像构造成的ASG。

[0060] 平面图Z中的ASG的整体布局是矩形的,具体而言,是正方形的,但是在替代性实施例中也设想到任何其他四边形或多边形或实际上圆形或椭圆形的布局。在图3A、B中,栅格ASG是平面的。图3中所示的具体ASG包括具有不同源线取向的五组M1-5。4个模块M1-M4围绕中心模块M5分组。条带的纵向轴线的路线在该图和下面的图4-7中以不同的影线示出,其中影线的取向表示纵向轴线的取向。由这些模块 M_j ($j=1-5$)生成的对应源线被示为 s_{1j} ($j=1-5$)。

[0061] 应理解的是,具有如图3中所示的五组ASG条带仅是根据一个实施例,并且也设想到每个ASG有少于五个或多于五个的其他数目的模块。每个ASG的模块 M_j 的数目与将要使用的X射线源的数目有关。这个数目小于或等于源的数目。由于相交的源线以及事实上可将若干源放置在同一源线上,这个数目优选地更少。

[0062] 在如所示的实施例中,存在五个栅格M1-M5与八个源 s_1-s_8 。X射线源 s_j 被示为围绕栅格的轴Z布置成圆形的源几何形状的点。在图3中的具体实施例中,存在围绕轴Z布置的八个X射线源,且在患者上方或下方布置有在轴Z上的另外的中心X射线源 s_8 。这个中心源 s_8 给出在AP(前-后)或PA视图中的成像。

[0063] 模块M2、M3生成不同取向的源线 s_{12} 、 s_{13} ,并且因此使其条带在非平行的方向上延伸,并且模块M1、M4也是如此。然而,相对的成对模块M2、M4和M3、M1分别具有相同取向的源线。因此,图3是其中并不是所有模块具有不同取向的源线的实施例。也设想到其中不存在具有相同取向的源线的两个模块的其他替代性实施例。

[0064] 如果沿着虚线直到其相应的交会处,则组M1和M4以及M3和M2的相应条带的纵向轴线以及其源线一起形成四边形形状,具体而言,是菱形形状。

[0065] 首先从图3可看出,外围的、外部模块M1-M4中的条带聚焦,使得相应的源线并未直接垂直地位于相应的组MI下方,而是进一步远离光轴Z稍微向侧面偏移。这允许将源线定位成进一步远离患者台。使源线位于较接近于光轴Z的位置将允许构成具有较小占用面积的成像设备。换句话说,外围模块M1-4是非对称的,而中心栅格M5是对称的。

[0066] 每个子栅格 M_j 针对位于其对应源线上的那些X射线源进行过滤。如图3中设想的ASG包括子栅格,诸如其源线 s_{12} 、 s_{13} 相交的M2和M3。换句话说,位于交会处的X射线源 s_8 使其射束 B_8 被两个子栅格M2、M3联合过滤。换句话说,这是其中在用于同一X射线源的两个栅格间共享过滤作用的以上提到的示例。在9点钟处位于源线 s_{13} 和 s_{12} 的交会处上的X射线源 s_8 使其射束被子栅格M2和子栅格M3中的相应子组的条带过滤。关于在3点钟处位于源线 s_{14} 和 s_{11} 的交会处上的X射线源,对于栅格M1、M4来说同样是如此。

[0067] 中心子栅格M5过滤由位于患者台下方(或在相反几何形状中位于患者台上方)的AP X射线源发射的射束。

[0068] ASG优选地由具有来自不同模块的相应条带的不同子栅格M1-M5形成单一整体,该不同模块如针对M2、M3和M1、M4所示地以一定角度会合。

[0069] 如本文提出的栅格共享更详细地示于图3B中。源s8位于源线s13和s12的交会处ISP。从所述源发射的射束B8被子栅格M2和M3进行ASG过滤。射束B8辐照覆盖栅格M2和栅格M3两者的若干部分的区域b8。在M2中被辐照的条带的子组示为“UP”,而在栅格M3中由同一射束B8辐照的条带的子组示为“LW”。

[0070] 图3中的每个源的位置可沿着源线移位,并且以这种方式实现的源几何形状中的任何源几何形状就ASG功能而言将由同一个ASG栅格支持。因此,不必针对不同的源几何形状重新设计ASG栅格,只要每个源位于源线中的至少一个上。换句话说,由给定栅格ASG支持的该组所有可能的X射线源布置结构是由其源线形成的系统限定的。具有带有交会点的源线构型是优选的,并且这导致如图3B中所示的共享ASG区域。

[0071] 图3中的所有子栅格全部是四边形,具体而言,是矩形。情况可能并非总是如此,因为可使用其他几何形状,诸如三角形或其他多边形形状,并且ASG随后可由呈相同或不同形状的组合的这些子栅格构成为铺片(tiling)。具体而言,在图3中,ASG是矩形形状的子栅格M1-5形成的铺片。

[0072] 多于两个的源线(三个或更多个)可如图3A中所示地相交,例如,中心子栅格M5的源线s15和源线s12、s11。将另一源定位在这个交会点(未示出)处将使其射束被三个子栅格(即被中心栅格M5以及子栅格M1和M2)联合进行ASG过滤。

[0073] 现在参照图4,其示出用于成像器IA的呈圆形的源几何形状的与图3中的ASG类似的ASG,该成像器具有十五个X射线源s1-s15。与图3相比,已添加六个附加的源(示为光点),两个增添至中心栅格M5的源线s15并增添至中心源M5的任一侧,并且四个其他源已分别放置在四个源线s11-s14上。平面图中的源位置的包络线围绕光轴是圆形的。在每个外围的源线上现在设置3个源,并且4个源对称地设置于中心栅格的源线s15上,并且一个源在中心轴Z上且4个其他源从中心轴偏离,且在任一侧上有2个源。

[0074] 如在这个和所有其余的实施例中,中心栅格M5的源线平行于患者支撑件的纵向轴线延伸,而在其他实施例中,中心栅格的源线横跨纵向轴线延伸。该后一种布置结构通过将图3、4和5中的ASG顺时针方向或逆时针方向旋转90°获得。另外,中心栅格M5是对称的,而其余栅格是非对称的。以上不限于90°的旋转,因为本文也设想到可通过任何不同于90°的旋转而获得的ASG的实施例。

[0075] 现在参照图5,其示出另一源几何形状,但现在呈椭圆形布局,且在图5A中具有九个源s1-s9,而在图5B中使用十五个源s1-s15。该ASG类似于以上所描述的用于AP视图成像的具有4个外围栅格M1-M4和一个中心栅格M5的ASG。图5A中的ASG的形状是平面矩形的,而图5B中的ASG的形状是平面正方形的。存在由这些源s1-s5生成的5条源线s11-s15,从而限定具有4个交叉点的菱形形状。如前面所述,b_j指示由源s_j辐照的子栅格的相应区域。例如,b₅指示由位于ASG下方或上方的源s₅辐照的中心栅格的区域,而矩形b₇指示由源S₇辐照并且由S₈过滤的区域。

[0076] 在这个示例性实施例中再次存在子栅格共享,这可通过位于源线交会点中的源

(例如图5A、5B中的源s2和s8)观察到。相应的共享区域被示为b8和b2。图5B中的源几何形状是通过增添6个附加的源而从图5A中的源几何形状获得的,在中心栅格的源线上且在主光轴Z的任一侧有两个源,和放置在图5A的成对的源线之间的四个相应源线上的4个另外的源(示为较大的点)。在给定源线上增添更多源,也就是说,用更多源更密集地填充给定源线允许提取更多的层析成像信息,这在骨移除图像处理中是有帮助的。这例示于图5B)中,例如用于来自增添在源s12和s7之间的公共源线s12上的附加的源sx的主视图。作为如以上所描述的平面ASG栅格的变体,现在参照图6,其中示出一个弯曲实施例。

[0077] 这种弯曲ASG类似于之前论述的ASG,换句话说类似于包括中心栅格和四个外部栅格M1-M4的之前论述的ASG。弯曲ASG栅格被构造成用于与具有相应地弯曲的表面的检测器一起使用。

[0078] 图6A示出弯曲结构与平面结构,并且示出可实现的更紧凑的构成,如箭头L所示的。弯曲栅格在成像器IA中使用时被以平面图(顶部)且以X、Z平面中的侧视图(底部)示出。

[0079] 图6C示出根据一个实施例的如本文提出的弯曲栅格的平面图与透视图。在所示的实施例中,仅中心栅格M5是弯曲的,而外围栅格M1-M4如前面所述是平面的。外围的子栅格M1-M4在弯曲的中心栅格的成对的直边缘处沿切向延伸连接至弯曲的中心栅格(参见图6C的底部)。将具有不同源线取向的两个子栅格增添至每一侧,其中横跨中心栅格的相反的成对子栅格具有相同的源线取向,类似于图3-5的在前实施例。中心栅格M5是使用仅具有非成角度的条带的最初平面的子栅格获得的,并且该子栅格然后绕平行于其条带的轴线弯曲以在条带上实现对称的成角度。也设想到其中ASG是全部弯曲的,因此仅由弯曲的模块构成的其他“纯的”实施例,而不是具有由弯曲模块和平面模块的混合构成的复合的弯曲栅格ASG。

[0080] 图6B示出了通过具有介于平面的子栅格之间的弯曲的中心子栅格提供的制造优点。如图6B的顶部部分中所示,可减小平面的子栅格中的最大倾角,因为中心栅格的曲率增加了附加的成角度分量。如将了解的并且如图2中所示,倾斜度/成角度在每个子栅格中朝着外部部分成比例增长,且最外部的条带具有最强的倾斜度。最外部的条带的倾斜度被称为栅格的最大倾斜度。然后,具有弯曲栅格允许增加较容易生产的这一最大角度。

[0081] 虽然所有以上实施例包括(对称的)中心栅格,但是对于如图7中所示的所有实施例来说情况并不必如此。

[0082] 图7A示出如本文设想到的平面ASG,其具有围绕中心布置成4个象限的四个子栅格M1-M4。如前所述,不存在中心栅格。栅格限定四条源线,该源线相交以形成四边形,诸如矩形,或具体而言在这种情况下,是正方形。图7B-7D示出如由对应的源s_j产生的不同辐照区域b_j。源s₈和s₂以及源s₆和s₄定位在源线交会处上并且因此其相应的射束使用来自不同子栅格的不同部分进行联合过滤。例如,源s₈辐照子栅格M₂和M₃,而源s₂辐照栅格M₁、M₄等。对于源s₁、s₃、s₉和s₇来说不存在栅格共享,如图7B中所示。被辐照区域b₁、b₇、b₉和b₃与被辐照的子栅格区域共同延伸,但是这在所有实施例中不必如此,如在例如图5B中所示,其中源s₁₂的被辐照区域b₁₂小于子栅格M₂的总区域,甚至在非栅格共享的辐照中。

[0083] 图8是具有包括8个源s₁-s₈(在图8中示为s_j)的源构型的ASG上的沿着中心轴Z从顶部观察到的平面图。这些源布置成两个正方形,其中每组4个源的两组各自限定两个正方形的相应顶点。两个正方形的子构型围绕轴Z相对于彼此旋转约10°-15°以获得图8中所示的构型。也设想到以上的变体,诸如由多于两个的正方形构成的和/或其中两个或更多个正

方形相对于彼此旋转任何其他角度的构型。然而,以上没有一个受限于正方形,因为本文也设想到顶点数目 ≥ 3 (诸如三角形、五边形等)的任何其他多边形的源布置结构。优选地,但是不必,出于以上解释的原因,多边形是规则的(例如,如以上的正方形,或等腰三角形等)以实现至少准各向同性的源几何形状。

[0084] 在图3-7、8的所有以上的实施例中,如果ASG是平面的(即,所有模块位于公共平面中),则不是所有模块都是对称的。存在至少一个(诸如四个,如在以上的实施例中)非对称的栅格。然而,设想到至少部分地弯曲的其他实施例,其中所有子栅格M_j是对称的。这允许实现非常紧凑的成像器占用面积。这对于移动式(例如,轮式)X射线成像器来说是有利的。

[0085] 如本文提出的ASG的制造通常需要将使用该ASG的成像器的成像几何形状的规格。具体而言,成像器的尺寸或其占用面积必须是已知的。更具体而言,外围X射线源的总布局必须是已知的,并且是否需要AP视图也必须是已知的。另外,相对于X射线源的检测器的位置必须是已知的。给定这些几何规格,可以计算需要的源线,并且然后这些源线可用来制造子栅格。根据源线在3D中的位置,可以计算所需要的倾斜角度,尤其是条带的最大倾斜角度。

[0086] 在一个实施例中,条带被构造成整体的结构,且不同模块中的条带是一个连续的超级条带的一部分,该条带被弯曲并且成角度以布局成所需要的图案。这个形状填充有填充材料以获得完成的ASG。在半整体的方案中,将多个条带形成为逐步增大尺寸的一系列嵌套的多边形形状。

[0087] 然而,优选地,栅格是由预期数目的子栅格制成的,该子栅格各自通过一系列成角度的条带单独地生产并且根据需要通过填充材料分离。然后,如此成型的子栅格在其边缘处连接(胶合等)以形成复合的ASG。换句话说,ASG是子栅格形成的组件。优选地,子栅格被连接,使得在来自不同组的相邻条带之间不存在间隙,并且通过钎焊等将这些子栅格连接以避免未过滤的辐射穿过。

[0088] 用来生产子栅格的一种方式是在其边缘中的一个处具有抬升肩部的平面工作板。然后将不透x辐射的条带ST_j以与缓冲条带交替的方式抵靠这个肩部堆叠而因此构成子栅格。将胶插入缓冲条带/不透x辐射的条带的界面处以将这个条带系统胶合在一起。然后将条带堆叠体从工作板分离,切割(如果需要)成所需要的尺寸而因此获得ASG栅格模块M_j。在应用之前或之后,填料条带必须用切割工具以适合的角度切割以产生成角度的面,不透x辐射的条带ST_j然后施加至该成角度的面以实现条带的成角度。替代地和优选地,施加足够厚度且柔软的胶层以连接填料条带和不透x辐射条带,并且这个胶层随后适应条带相对于其直接相邻的条带的轻微成角度。

[0089] 应指出的是,本发明的实施例是参照不同主题描述的。然而,本领域技术人员将从上面和下面的描述中得出以下结论:除非另外指出,否则除了属于一种类型的主题的特征的任何组合之外,涉及不同主题的特征之间的任何组合也被认为在本申请中公开。然而,所有特征都可组合,以提供超出所述特征简单加和的协同效应。

[0090] 尽管已经在附图和前述描述中详细图示并描述了本发明,但这样的图示和描述被认为是图示性或范例性的而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和从属权利要求,本领域技术人员在实践所主张的本发明时,能够理解并实现所公开实施例的其他变型。

[0091] 在权利要求中,词语“包括”并不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“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。在互不相同的从属权利要求中记载的特定措施并不表示不能有利地使用这些措施的组合。在权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

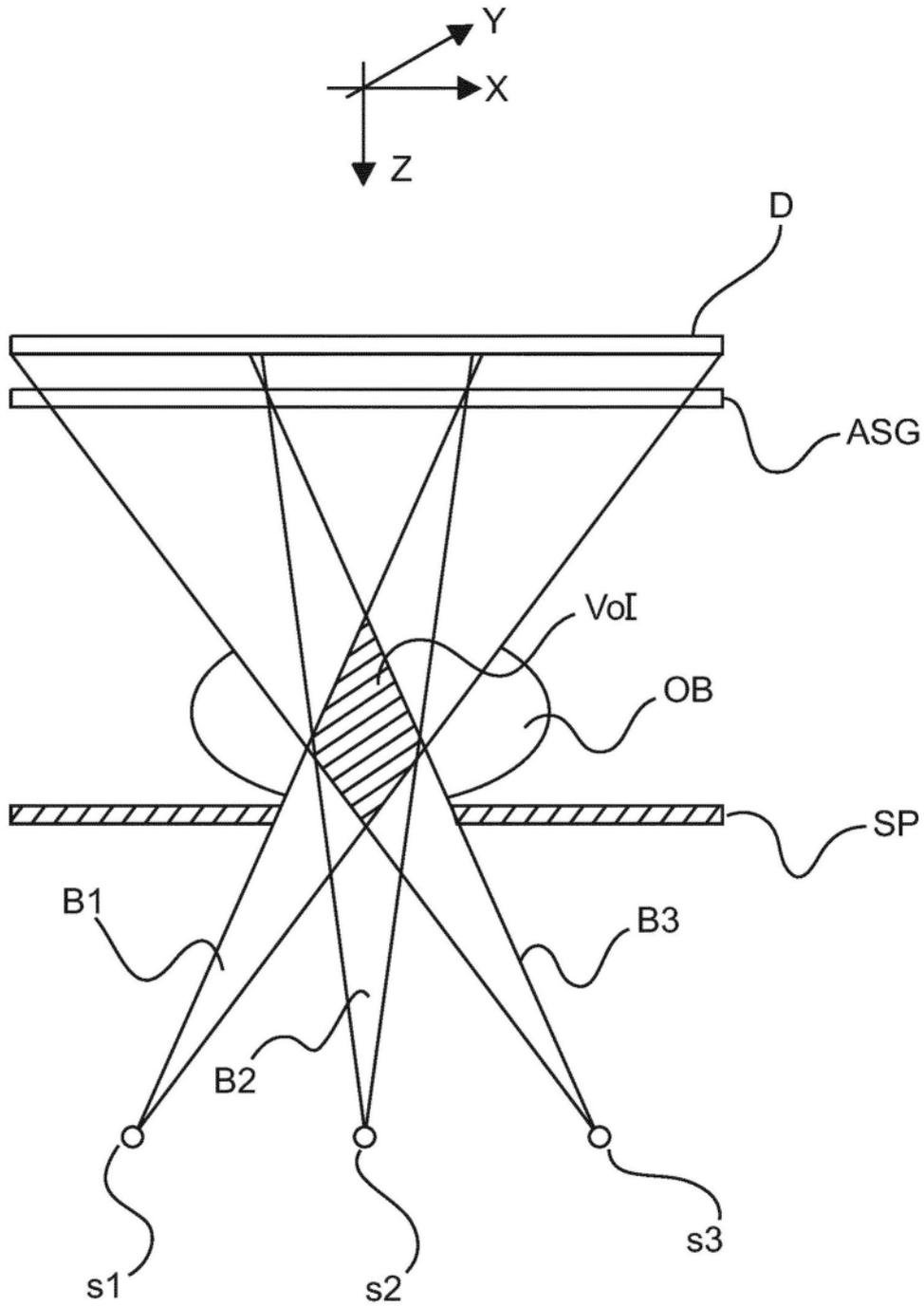


图1

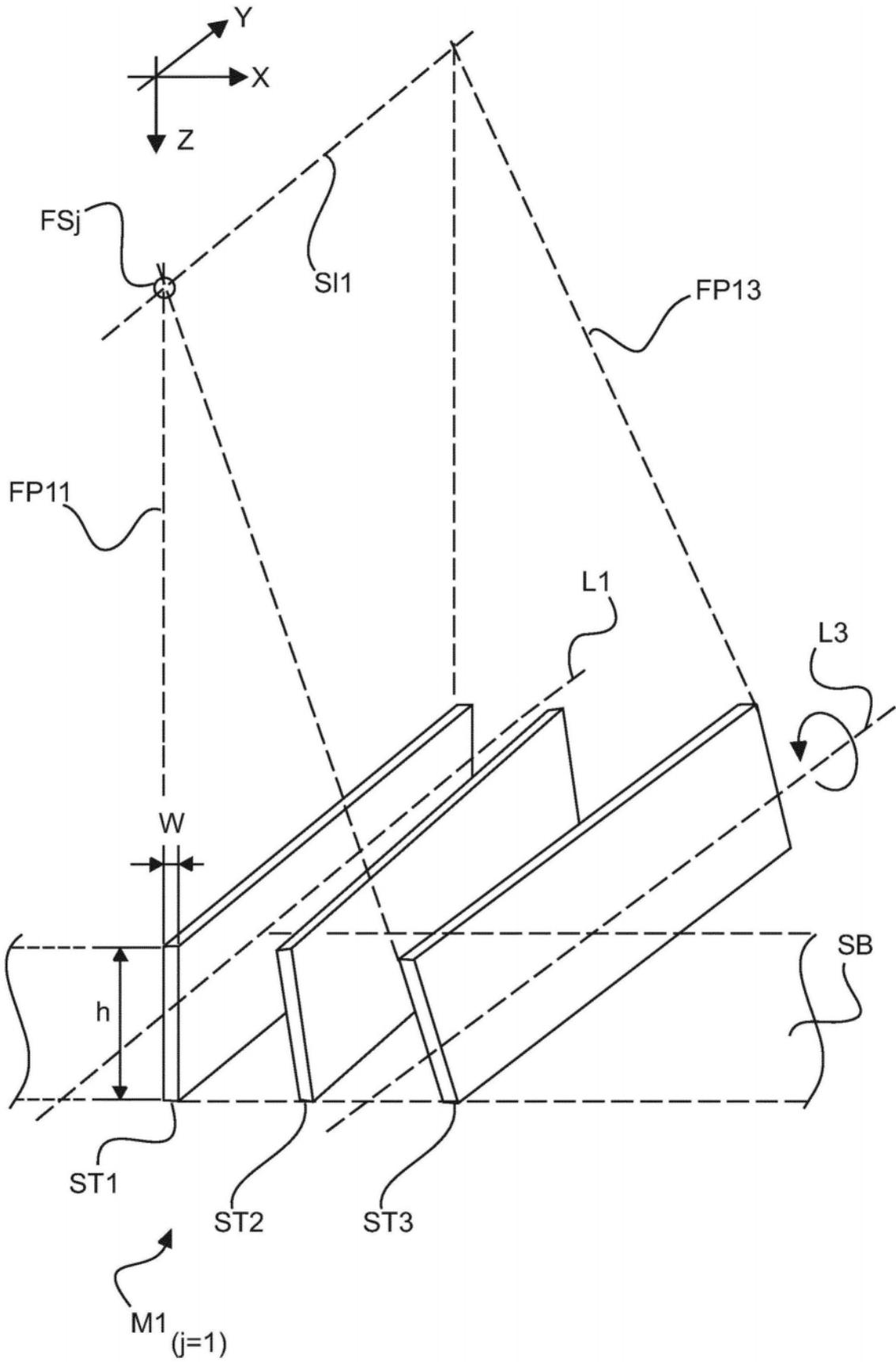


图2

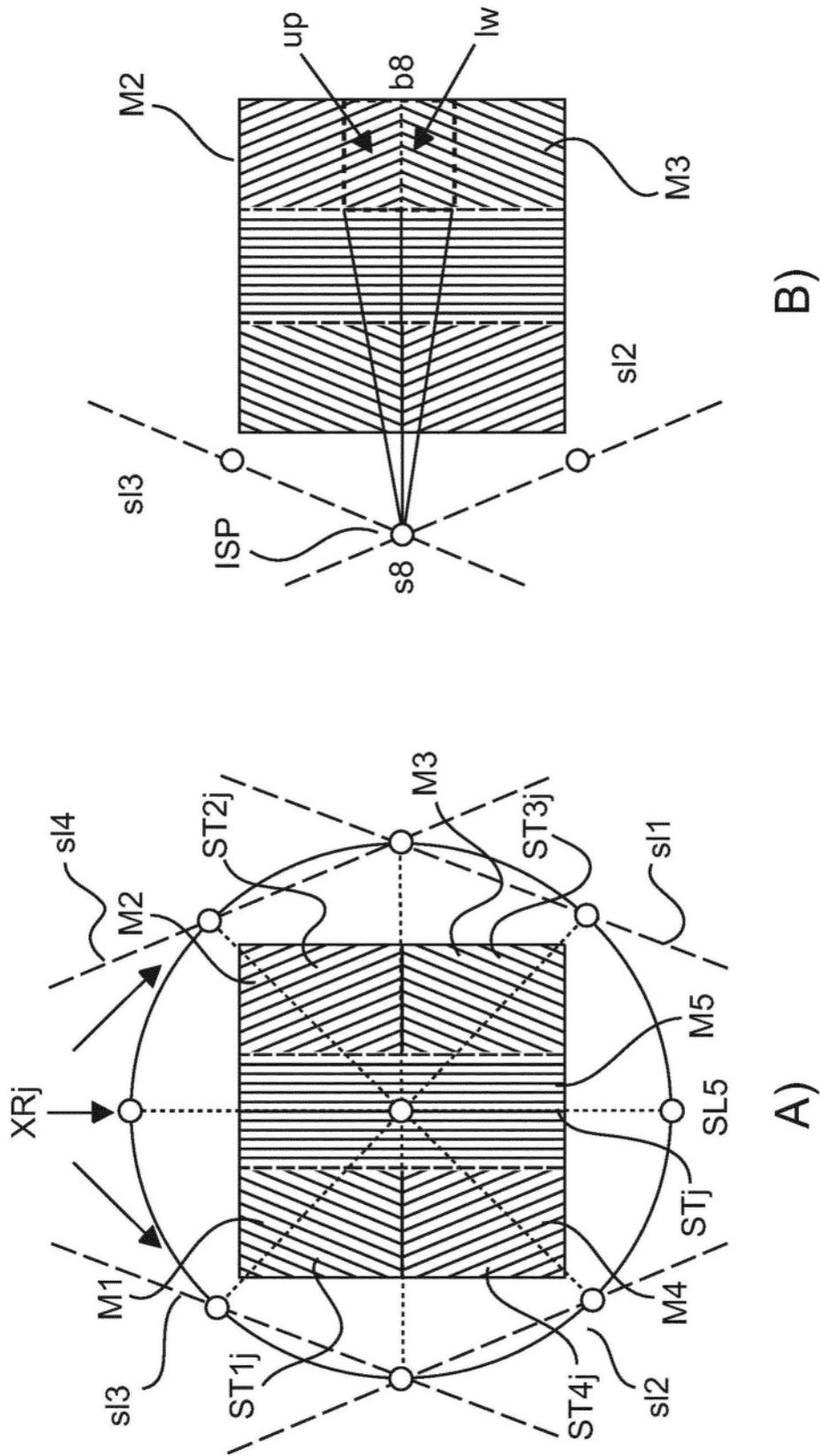


图3

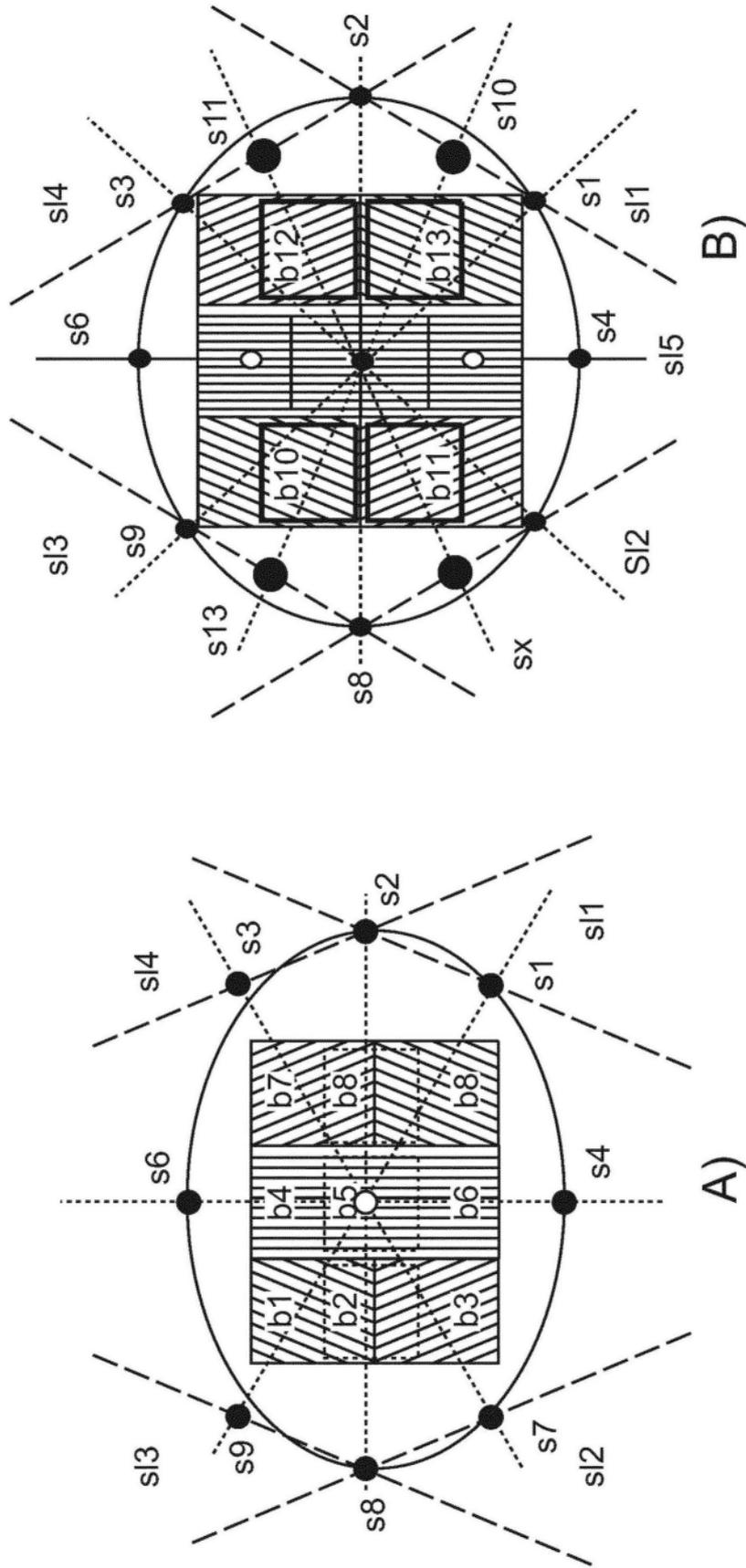


图5

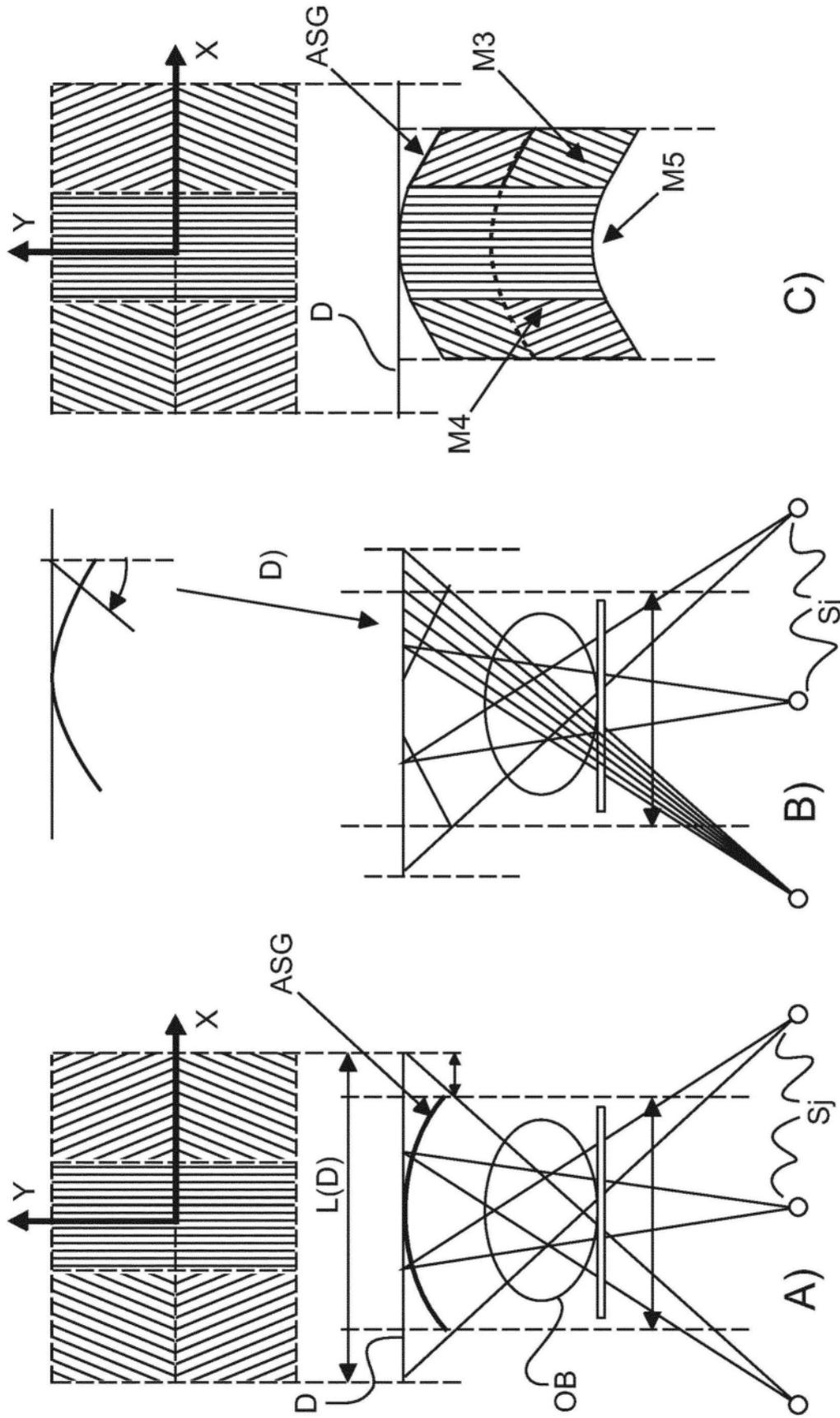


图6

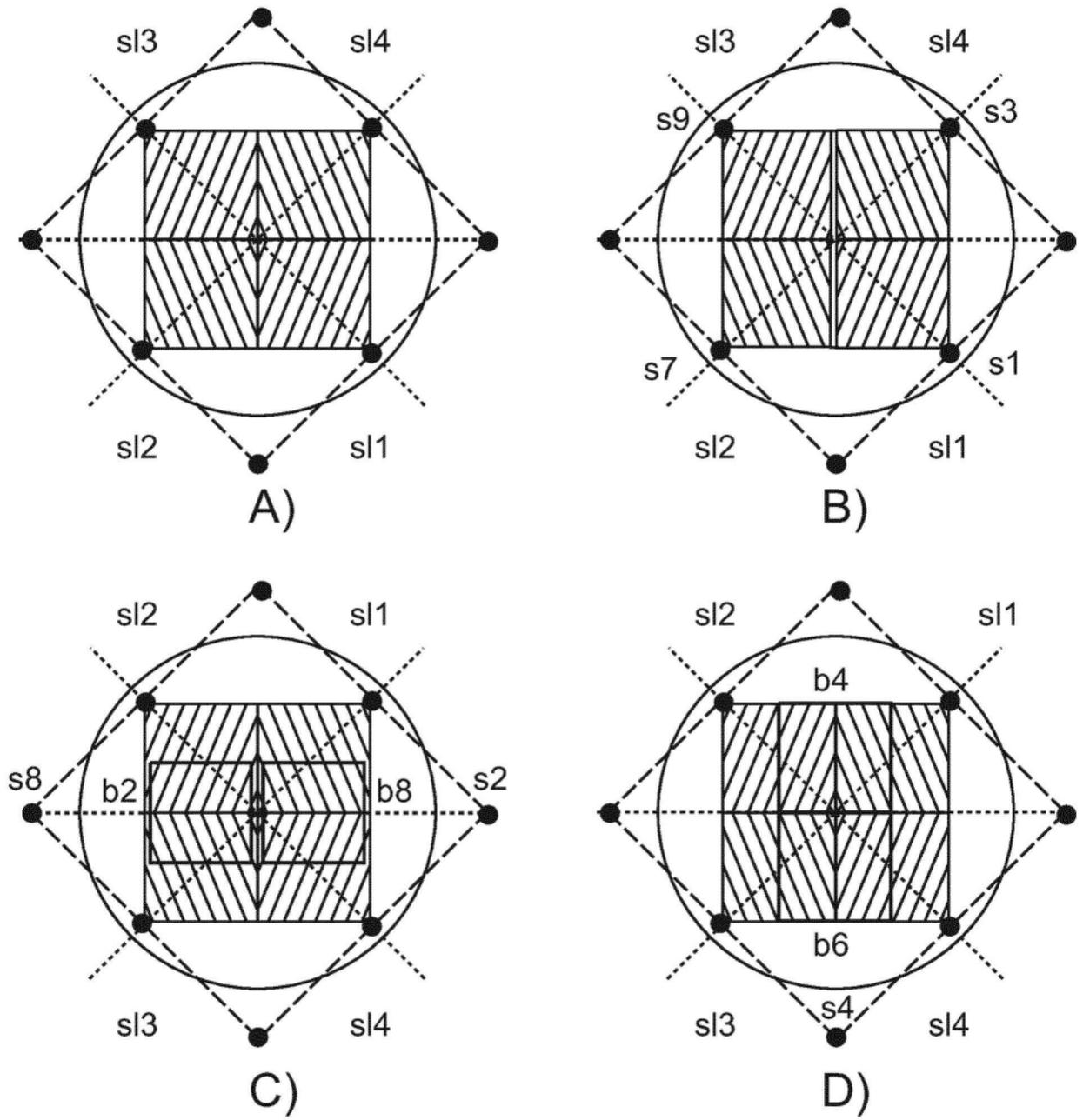


图7

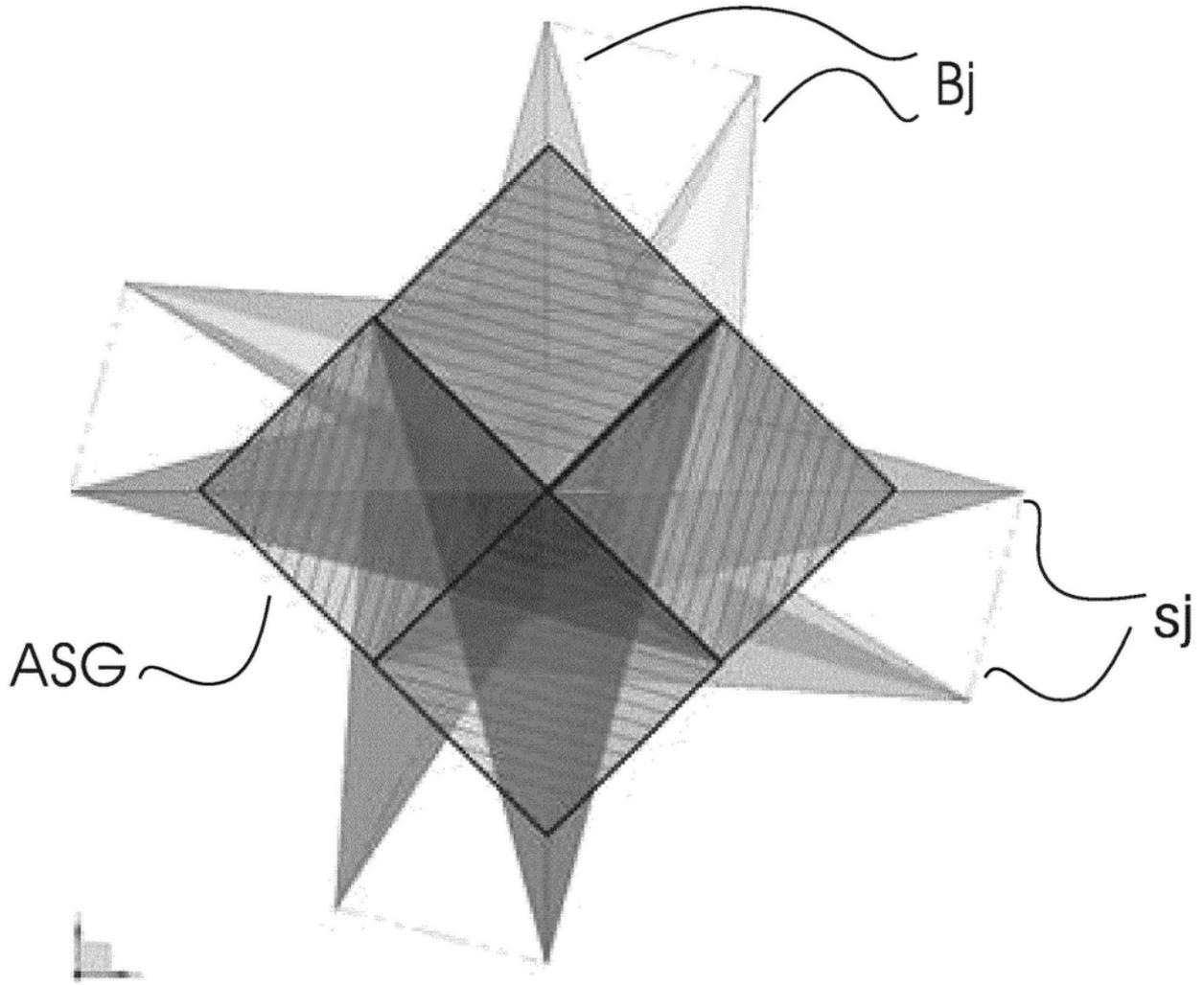


图8