(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 102762257 A
(43)申请公布日 2012.10.31

(21)申请号 201180011201.6
(22)申请日 2011.02.02
(30)优先权数据
102010009018.2 2010.02.24 DE
(85)PCT申请进入国家阶段日
2012.08.24
(86)PCT申请的申请数据
PCT/EP2011/051460 2011.02.02
(87)PCT申请的公布数据
WO2011/104076 DE 2011.09.01
(71)申请人 西门子公司
地址 德国慕尼黑
(72)发明人 O. 海德
(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 杜荔南 卢江
(51)Int.Cl.
A61N 5/10(2006.01)

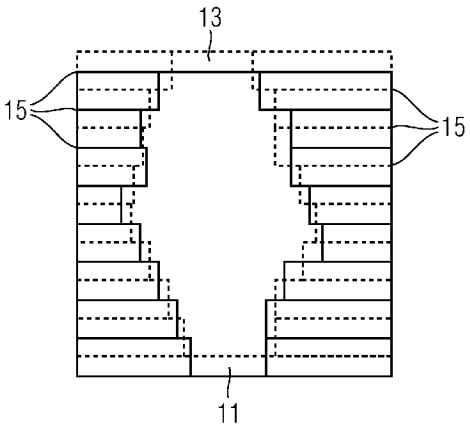
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 4 页

(54)发明名称

射线治疗设备以及用于在入射的辐射场中产生分辨率提高的方法

(57)摘要

本发明涉及一种射线治疗设备，具有：- 射线源，从该射线源出发用于辐射的射线能从至少两个彼此相反的方向定向到目标体积上，- 准直器，具有多个用于限制产生辐射场的治疗射线的准直器元件，其中通过这些准直器元件的扩展预先给定辐射场的分辨率，以及 - 偏移设备，其引起相反的辐射场的入射在偏移下这样进行，即两个相反地入射的辐射场相互之间偏移分辨率的一部分。此外本发明涉及一种在射线治疗设备中用于在入射的辐射场中产生分辨率提高的方法，- 借助准直器产生第一辐射场，该准直器限制从第一空间方向发射的射线并且包括多个预先给定该辐射场的分辨率的准直器元件，- 借助准直器产生第二辐射场，该准直器限制从第二空间方向发射的其它射线，其中第二辐射场与第一辐射场彼此偏移分辨率的一部分。



CN 102762257 A

1. 射线治疗设备(21),具有 :

- 射线源(23),从该射线源出发用于辐射的射线能从至少两个彼此相反的方向定向到目标体积上,

- 准直器(25),具有多个用于限制产生辐射场(11,13)的治疗射线的准直器元件,其中通过这些准直器元件的扩展预先给定辐射场(11,13)的分辨率,以及

- 偏移设备,其引起相反的辐射场(11,13)的入射在偏移下这样进行,即两个相反地入射的辐射场(11,13)相互之间偏移分辨率的一部分。

2. 根据权利要求 1 所述的射线治疗设备(21),

其中偏移设备被构造为,引起为通过准直器元件预先给定的分辨率的四分之一或一半的偏移。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的射线治疗设备(21),

其中射线源(23)和准直器(25)能围绕旋转轴(27)旋转地放置,其中通过准直器元件的扩展预先给定辐射场(11,13)在旋转轴(27)的方向上的分辨率,以及其中所述偏移设备被构造为引起沿着旋转轴(27)的偏移。

4. 根据权利要求 3 所述的射线治疗设备(21),

其中射线源(23)和准直器(25)的旋转螺旋形地进行。

5. 根据上述权利要求之一所述的射线治疗设备(21),

其中射线源(23)和准直器(25)能围绕旋转轴(27)旋转地放置,其中通过准直器元件的扩展预先给定辐射场(11,13)在垂直于旋转轴(27)的方向上的分辨率,以及其中偏移设备被构造为引起垂直于旋转轴(27)的偏移。

6. 根据权利要求 5 所述的射线治疗设备(21),

其中偏移设备引起通过准直器施加的辐射场(11,13)相对于同心对准的半径(31)被设置为,使得该辐射场(11,13)相对于该半径(31)偏移辐射场(11,13)的分辨率的四分之一。

7. 在射线治疗设备(21)中用于在入射的辐射场(11,13)中产生分辨率提高的方法,

- 借助射线源(23)和准直器(25)产生第一辐射场(11),该准直器限制射线源(23)的从第一空间方向发射的待施加的射线并且包括多个预先给定该辐射场(11)的分辨率的准直器元件,

- 借助准直器(25)产生第二辐射场(13),该准直器限制从第二空间方向发射的其它射线,其中第二辐射场(13)相对于第一辐射场(11)彼此偏移分辨率的一部分。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,

其中第二辐射场相对于第一辐射场偏移分辨率的四分之一或一半。

9. 根据权利要求 7 或 8 所述的方法,其中射线源(23)和准直器(25)能围绕旋转轴(27)旋转地放置,其中通过准直器元件的扩展预先给定辐射场(11,13)在旋转轴(27)的方向上的分辨率,以及其中辐射场(11,13)相互之间沿着旋转轴(27)偏移,其中射线源(23)和准直器(25)的旋转尤其是围绕旋转轴(27)螺旋形地进行。

10. 根据权利要求 7 至 9 之一所述的方法,其中射线源(23)和准直器(25)能围绕旋转轴(27)旋转地放置,其中通过准直器元件的扩展预先给定辐射场(11,13)在垂直于旋转轴(27)的方向上的分辨率,以及所述偏移垂直于旋转轴(27)地进行。

11. 根据权利要求 7 至 10 之一所述的方法，

其中通过准直器（25）施加的辐射场（11,13）相对于同心对准的半径（31）被设置为，使得该辐射场（11,13）相对于该半径（31）偏移辐射场（11,13）的分辨率的四分之一。

射线治疗设备以及用于在入射的辐射场中产生分辨率提高的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种射线治疗设备以及一种用于在入射的辐射场中和在与此关联的入射的剂量分布下产生提高的分辨率的方法。

背景技术

[0002] 射线治疗设备以公知的方式用于治疗诸如肿瘤的疾病。在此通常将高能量的 X 射线入射到诸如人体或用于研究或维护目的的模型的待辐射目标体积上。剂量分布与待辐射的目标体积相匹配。

[0003] 这通常通过高分辨率的准直器来实现，所述准直器在侧面限制射线。准直器的分辨率越高，也就是通过准直器所产生的辐射场被分级得越精细，就可以越精确地施加期望的剂量分布。

[0004] 但是，高分辨率的准直器需要费事的构造，并且比较昂贵。

发明内容

[0005] 本发明的任务是说明一种射线治疗设备，其允许在准直器具有更简单的构造时也实现入射的剂量分布的高分辨率。此外本发明的任务还有提供一种用于在入射的辐射场中产生分辨率提高的相应方法。

[0006] 本发明的任务通过独立权利要求的特征解决。本发明的有利扩展在从属权利要求的特征中。

[0007] 本发明的射线治疗设备具有：

- 射线源，例如 X 射线源，从该射线源出发用于辐射的设想能从至少两个彼此相反的方向定向到目标体积上，
- 准直器，具有多个用于限制产生辐射场的治疗射线的准直器元件，其中通过这些准直器元件的扩展预先给定辐射场的分辨率，以及
- 偏移设备，其引起相反的辐射场的入射在偏移下进行，使得两个相反的辐射场相互之间偏移分辨率的一部分。

[0008] 根据本发明，在辐射体积中的剂量分布通过顺序地应用来自相反的空间方向的两个射线束组成，其中这些射线束的轴偏移准直器的分辨率的一部分，例如偏移一半或四分之一。由此有效地使在辐射体积中可达到的剂量分布的分辨率加倍。本发明因此允许在诸如 X 射线治疗设备的射线治疗设备中达到经改善的局部剂量分布。

[0009] 在这种射线治疗设备中的优点是使得达到剂量分布的特定分辨率所需要的准直器元件被减半或减为四分之一，根据准直器的结构所述准直器元件例如是薄板或针。由此可以达到显著的简化并且降低射线成型机构的复杂度。

[0010] 来自相反方向的入射可以顺序进行。

[0011] 在准直器中，例如可以通过准直器元件的扩展—例如薄板的宽度—预先给定在二

维辐射场的一个方向上的最小分辨率，或者根据准直器的结构还可以预先给定在该二维辐射场的两个方向上的最小分辨率。该分辨率可以在以下情况下提高，即在从相反方向上入射的第二辐射场中射线束恰好在该方向上以准直器的分辨率的一部分进行偏移。

[0012] 射线治疗设备可以具有圆柱体几何形状，也就是说，射线源和准直器围绕旋转轴可绕同心旋转地放置。准直器可以按照以下方式设置，即准直器元件的扩展预先给定辐射场在旋转轴方向上的最小分辨率。然后偏移设备可以被构造为引起沿着旋转轴的偏移。在此，该轴向偏移(Desachsierung)通过在旋转方向上偏移例如分辨率的四分之一或分辨率的一半来进行。

[0013] 这例如可以通过以下方式来完成，即射线源和准直器的旋转围绕旋转轴螺旋形地进行。在旋转一半的情况下，辐射场的偏移例如可以是辐射场的分辨率的一半或四分之一。这例如可以通过以下方式达到，即准直器和射线源在旋转时同时执行沿着旋转轴的线性移动。该移动由此是螺旋形的。

[0014] 但是，射线源和准直器也可以围绕旋转轴绕同心旋转地放置，并且准直器可以在此被设置为，使得准直器元件的扩展预先给定辐射场在垂直于旋转轴的方向上的最小分辨率。然后偏移设备被构造为引起垂直于旋转轴的偏移。

[0015] 这例如可以通过以下方式来完成，即偏移设备引起通过准直器施加的场相对于同心对准的半径设置为，使得该场相对于该半径偏移辐射场的分辨率的四分之一。通过场偏移四分之一，在从相反方向入射的情况下得到总共为辐射场的分辨率的一半的偏移。该实施所具有的优点是，单纯通过准直器的几何布置就已经引起在相反入射的场中的偏移。

[0016] 在射线治疗设备中用于在入射的辐射场中产生分辨率提高的本发明方法具有以下步骤：

- 借助准直器产生第一辐射场，该准直器限制从第一空间方向发射的待施加的射线并且包括多个预先给定辐射场的分辨率的准直器元件，

- 借助准直器产生第二辐射场，该准直器限制从第二空间方向发射的其它射线，

其中第二辐射场相对于第一辐射场偏移分辨率的一部分。

[0017] 第二辐射场可以与第一辐射场顺序地入射并且与第一辐射场偏移分辨率的四分之一或一半。射线源和准直器可以围绕旋转轴可绕同心旋转地放置，并且这些辐射场可以彼此沿着旋转轴偏移。射线源和准直器的旋转可以围绕旋转轴螺旋形地进行。

[0018] 射线源和准直器可以围绕旋转轴可旋转地放置，其中通过准直器元件的扩展预先给定辐射场在垂直于旋转轴的方向上的分辨率，并且进行垂直于旋转轴的偏移。例如可以将通过准直器施加的场相对于同心对准的半径设置为，使得该场相对于该半径偏移辐射场的分辨率的四分之一。

[0019] 上面以及下面对各个特征的描述、这些特征的优点及其作用既涉及设备类型也涉及方法类型，但是这不必在任何情况下清楚地详细提到；在此公开的单个特征也可以在与所示组合不同的组合中是对本发明来说明显的。

附图说明

[0020] 借助附图详细阐述本发明的实施方式，但是并不限于这些实施方式。

[0021] 图 1 示出用于阐述如何可以达到分辨率提高的原理的图示。

[0022] 图 2 示出如何可以在射线治疗设备中达到分辨率提高的图示。

[0023] 图 3 示出如何可以在根据其它实施方式的射线治疗设备中达到分辨率提高的图示。

[0024] 图 4 示出在图 3 所示的涉及中心的、同心半径的实施方式中辐射场的偏移。

具体实施方式

[0025] 图 1 示出第一辐射场 11 和叠加的第二辐射场 13。第一辐射场 11 通过实线示出，第二辐射场 13 通过虚线示出。

[0026] 同样还绘出分别产生所述辐射场的准直器元件 15 的投影。

[0027] 第一辐射场 11 被通过以下方式施加在辐射体积中，即射线从第一方向施加并且通过准直器加以限制。通过准直器元件—例如薄板—的宽度，限制第一辐射场 11 在一个方向上的分辨率。

[0028] 第二辐射场 13 的入射从相反的空间方向上进行，而且是以如下方式，即第二辐射场 13 在其中通过准直器结构预先给定分辨率限制的方向上发生偏移。在此示出为分辨率的一半的偏移，其它部分作为偏移也是可能的。

[0029] 由此，由两个辐射场 11, 13 组成的剂量分布具有为通过准直器预先给定的分辨率的两倍那样大的分辨率。

[0030] 图 2 示出射线治疗设备 21，其中射线源 23 和准直器 25 可以围绕旋转轴 27 旋转。为了清楚起见，射线治疗设备 21 的其它部件未示出。

[0031] 射线源 23 和准直器 25 围绕待辐射的目标体积（未示出）的旋转沿着螺旋形轨道 29 进行。该轨道 29 被选择为，使得在辐射场 11, 13 从不同的方向入射时，辐射场 11, 13 的偏移恰好以通过准直器 25 预先给定的分辨率的一半来进行。在这种情况下，负责辐射场的偏移的偏移设备与使得射线源 23 和准直器 25 进行螺旋形轨道移动的机构相应。

[0032] 图 3 示出射线治疗设备 21，其中射线源 23 和准直器 25 可以围绕旋转轴 27 旋转。为获清楚起见，射线治疗设备 21 的其它部件未示出。

[0033] 射线源 23 和准直器 25 围绕待辐射的目标体积（未示出）的旋转沿着圆形轨道 29’进行。辐射场 11, 13 的入射被选择为，使得在辐射场 11, 13 从不同的方向入射时，辐射场 11, 13 的偏移恰好以通过准直器 25 预先给定的分辨率的一半来进行。该偏移沿着与旋转轴 27 垂直的方向进行。

[0034] 在这种情况下，负责辐射场的偏移的偏移设备与使得场的入射与同心的、假想的半径 31 有分辨率的四分之一的偏移的机构相应。

[0035] 这借助图 4 再次阐述。通过使辐射场与同心半径有四分之一偏移地入射，在相反地入射的情况下达到总共为辐射场的分辨率的一半的偏移。

[0036] 根据图 3 和图 4 的实施方式可以相互组合，例如在被提供为使得在其辐射场的两个方向上都预先给定分辨率限制的准直器中。

[0037] 附图标记列表

11 第一辐射场

13 第二辐射场

15 准直器元件的投影

21 射线治疗设备

23 射线源

25 准直器

27 旋转轴

29 螺旋形轨道

29’ 圆形轨道

31 同心半径

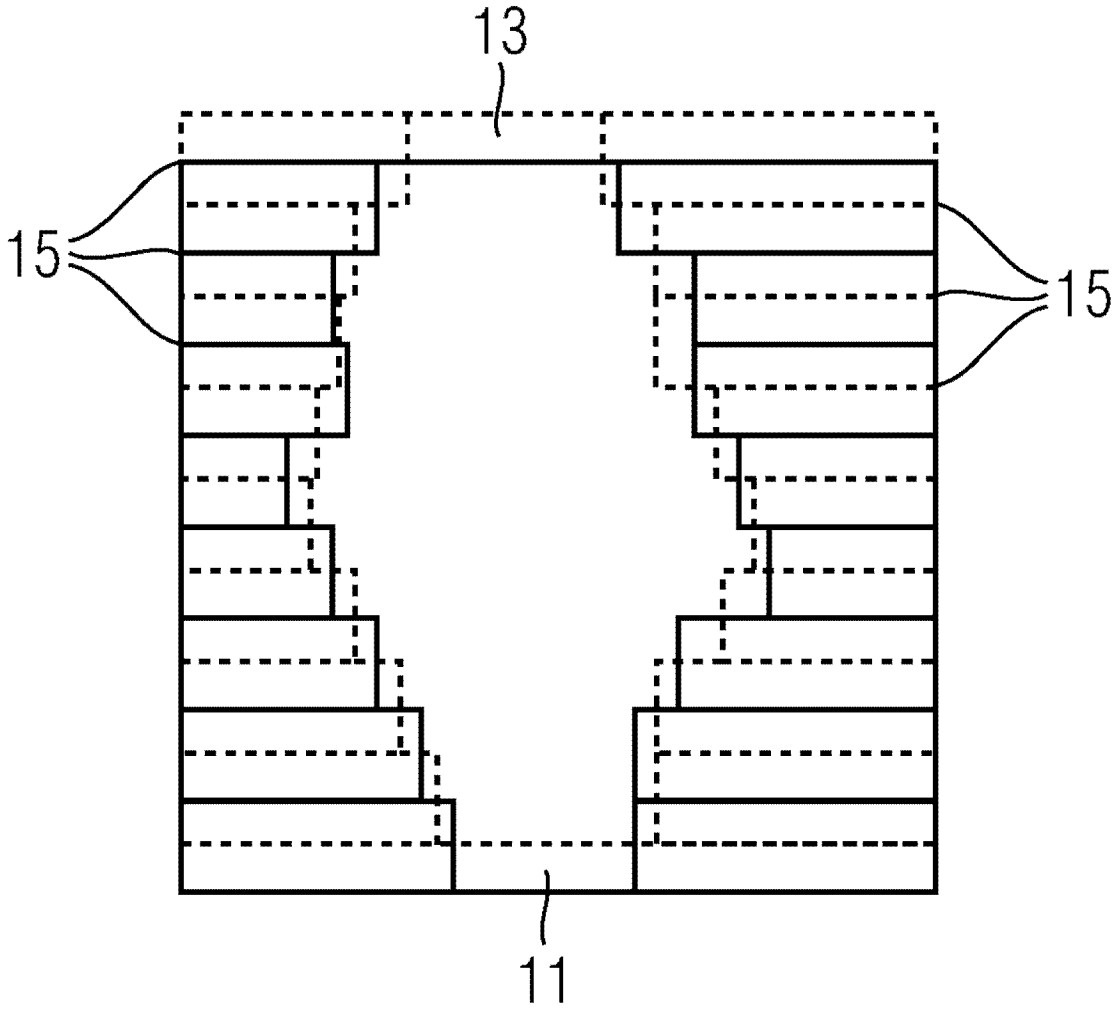


图 1

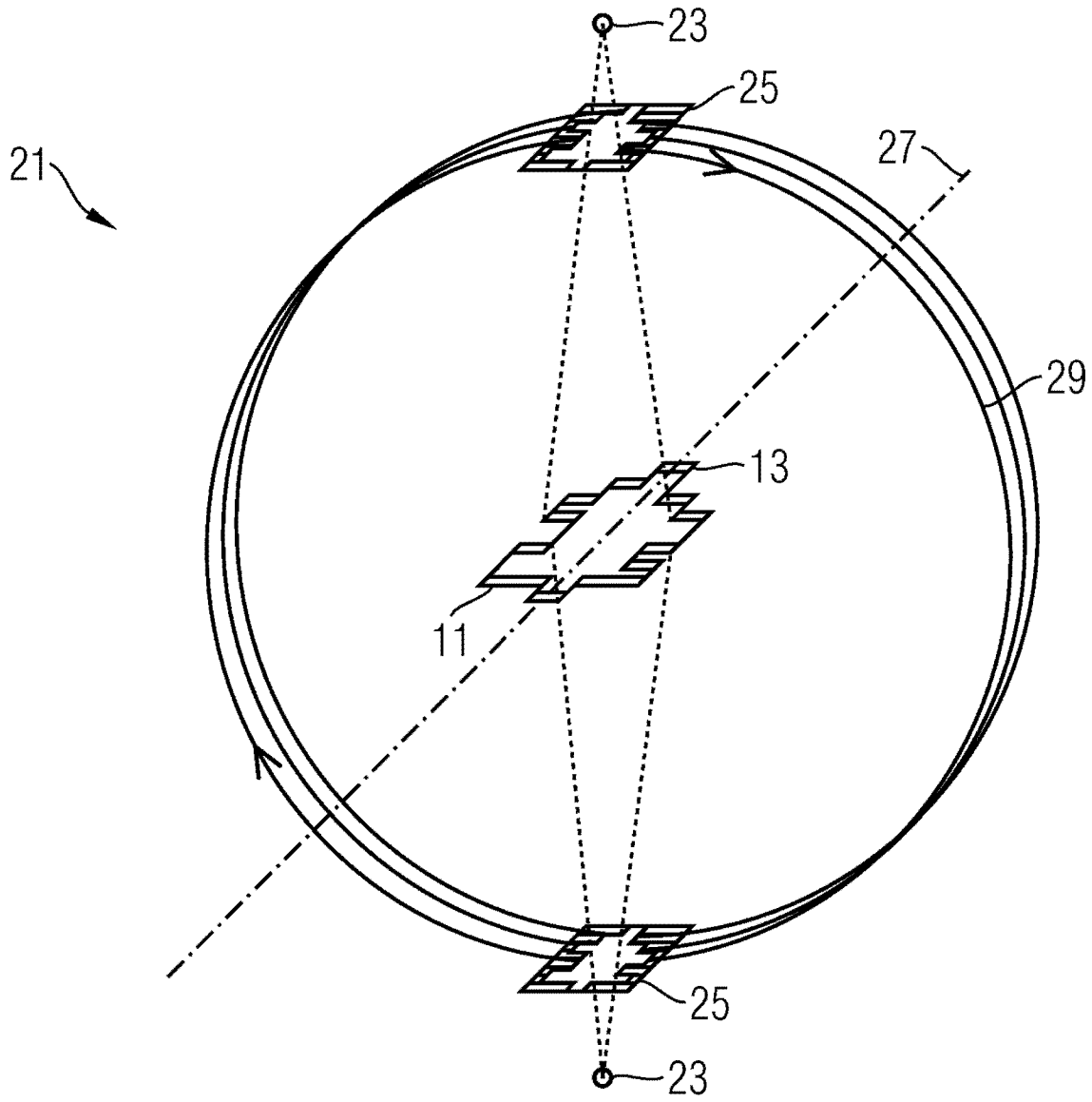


图 2

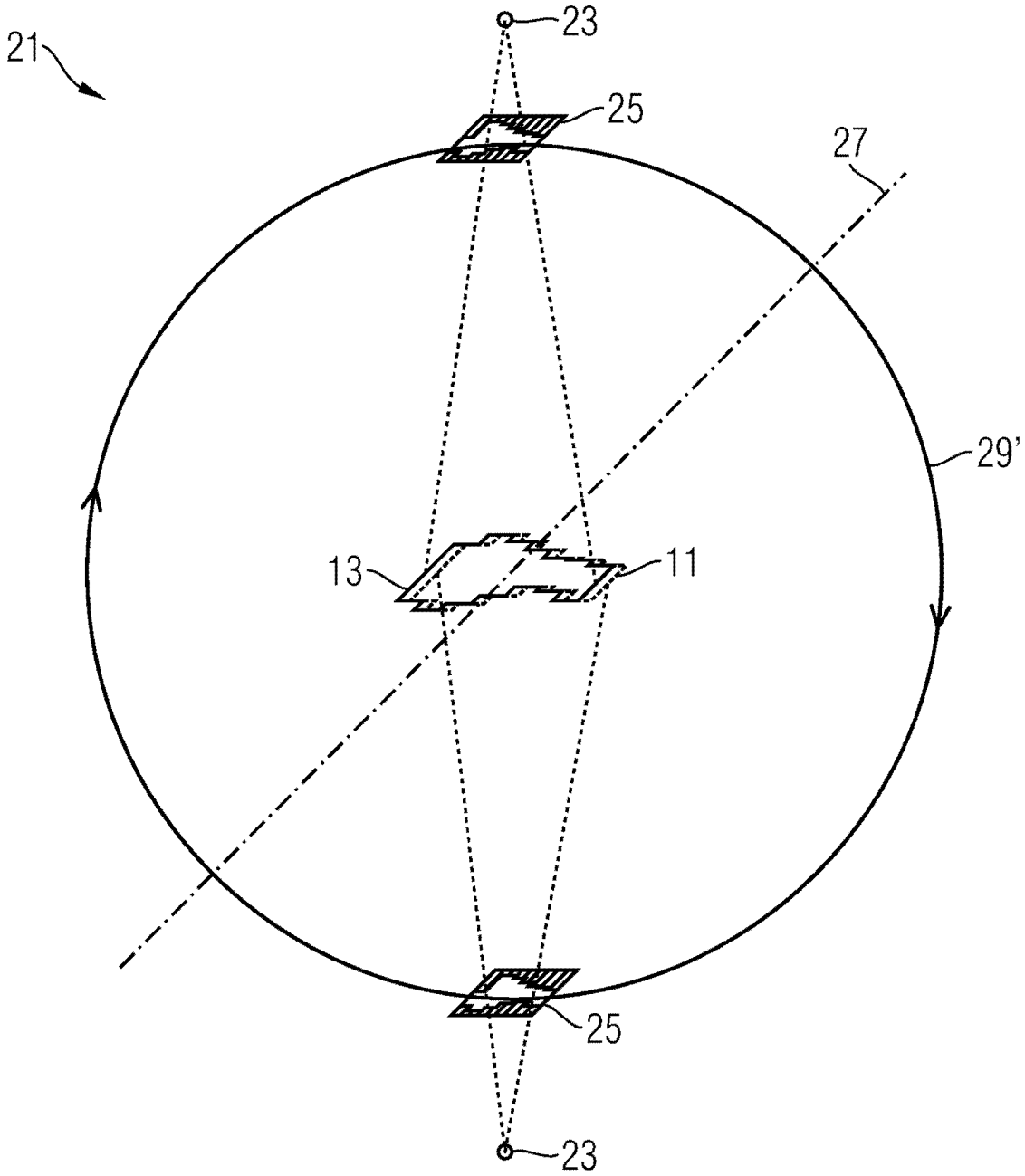


图 3

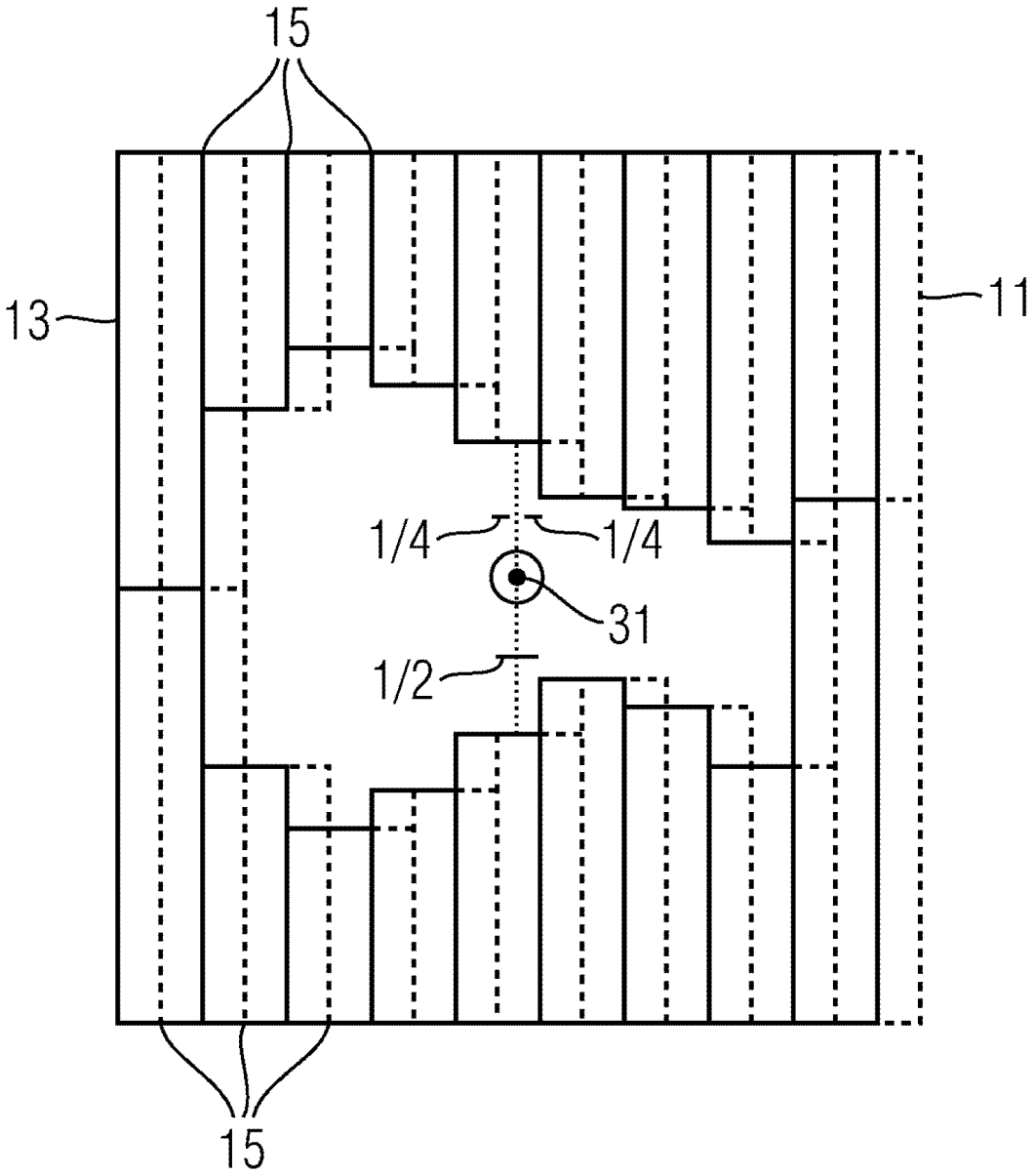


图 4