



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106621075 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201611197083.3

(22)申请日 2016.12.22

(71)申请人 上海联影医疗科技有限公司

地址 201807 上海市嘉定区嘉定工业区城  
北路2258号

(72)发明人 王理

(51)Int.Cl.

A61N 5/10(2006.01)

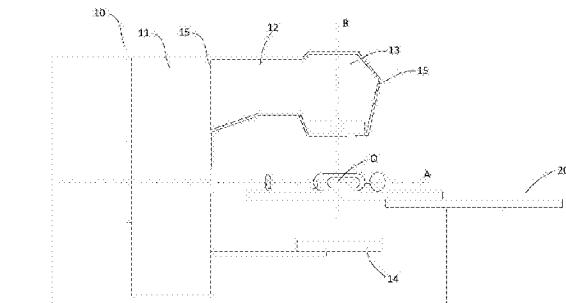
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

放射治疗装置

(57)摘要

本发明涉及放射治疗领域，提出一种放射治疗装置，包括主体支架；治疗臂和治疗头，所述治疗臂的一端固定于所述主体支架的一侧，另一端向外延伸，所述治疗头固定于所述治疗臂的另一端，所述治疗头用于输出射束；电磁屏蔽单元，至少部分位于所述射束的路径上，所述电磁屏蔽单元包括导体，用于对电磁波进行屏蔽。本发明提供的放射治疗装置在对电磁干扰进行屏蔽的同时对射野和光野的影响可以忽略。



1. 一种放射治疗装置，包括主体支架；治疗臂和治疗头，所述治疗臂的一端固定于所述主体支架的一侧，另一端向外延伸，所述治疗头固定于所述治疗臂的另一端，所述治疗头用于输出射束；电磁屏蔽单元，至少部分位于所述射束的路径上。
2. 如权利要求1所述的放射治疗装置，其特征在于，所述电磁屏蔽单元包括第一区域和第二区域，所述第一区域位于所述射束的路径上，所述第二区域位于所述射束的路径之外。
3. 如权利要求2所述的放射治疗装置，其特征在于，所述第一区域的尺寸对应放射治疗装置的最大射野。
4. 如权利要求2所述的放射治疗装置，其特征在于，所述电磁屏蔽单元包括导体，用于对电磁波进行屏蔽。
5. 如权利要求4所述的放射治疗装置，其特征在于，所述第一区域内，导体之间具有间隔。
6. 如权利要求4所述的放射治疗装置，其特征在于，所述第一区域内，导体成网格分布。
7. 如权利要求4所述的放射治疗装置，其特征在于，所述第一区域内导体结构与所述第二区域内导体结构不同。
8. 如权利要求4所述的放射治疗装置，其特征在于，还包括叉丝，所述导体和所述叉丝错开设置。
9. 如权利要求8所述的放射治疗装置，其特征在于，所述叉丝和所述导体集成在透明基底上。
10. 如权利要求1所述的放射治疗装置，其特征在于，所述电磁屏蔽单元包括多层不同材料的导体。

## 放射治疗装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及放射治疗领域,尤其涉及一种可以对电磁辐射进行屏蔽的放射治疗装置。

### 背景技术

[0002] 随着直线加速器的发展,治疗精度的增加,电子直线加速器在治疗癌症领域起着越来越重要的作用,其通过产生X射线和电子线,对患者体内的肿瘤进行直接照射,从而达到消除或减小肿瘤的目的。尤其是磁共振图像引导的电子直线加速器的出现,使得肺部、胸部等随呼吸运动的器官的精确治疗成为可能。

[0003] 但是不管是电子直线加速器还是磁共振设备都存在电磁场,会导致互相干扰,例如磁共振设备的强磁场可能会影响电子直线加速器内的电子元件的正常工作,电子直线加速器内的电磁场可能会影响磁共振设备内场强分布的均匀性和稳定性。因此,需要寻求一种解决方案可以有效减少电子直线加速器与其它设备之间的电磁干扰。

### 发明内容

[0004] 为克服现有技术的不足,本发明提供了一种放射治疗装置,包括:主体支架;治疗臂和治疗头,所述治疗臂的一端固定于所述主体支架的一侧,另一端向外延伸,所述治疗头固定于所述治疗臂的另一端,所述治疗头用于输出射束;电磁屏蔽单元,至少部分位于所述射束的路径上。

[0005] 可选的,所述电磁屏蔽单元包括第一区域和第二区域,所述第一区域位于所述射束的路径上,所述第二区域位于所述射束的路径之外。

[0006] 可选的,所述第一区域的尺寸对应放射治疗装置的最大射野。

[0007] 可选的,所述电磁屏蔽单元包括导体,用于对电磁波进行屏蔽。

[0008] 可选的,所述第一区域内,导体之间具有间隔。

[0009] 可选的,所述第一区域内,导体成网格分布。

[0010] 可选的,所述第一区域内导体结构与所述第二区域内导体结构不同。

[0011] 可选的,所述放射治疗装置还包括叉丝,所述导体和所述叉丝错开设置。

[0012] 可选的,所述叉丝和所述导体集成在透明基底上。

[0013] 可选的,所述电磁屏蔽单元包括多层不同材料的导体。

[0014] 相对于现有技术,本发明提供的放射治疗装置在治疗头的出束窗口也进行电磁屏蔽,不仅可以减少外界环境或其它装置通过该窗口对放射治疗装置的电磁干扰,还可以减少放射治疗装置通过该窗口对外界环境或其它装置的电磁干扰;

[0015] 进一步地,本发明提供的放射治疗装置在对电磁干扰进行屏蔽的同时对射野和光野的影响可以忽略;

[0016] 进一步地,本发明提供的放射治疗装置不仅可以在几乎不影响射野和光野的前提下对电磁干扰进行屏蔽,而且不会影响利用十字叉丝对成像接收系统的几何中心进行校

正。

## 附图说明

[0017] 为了更清楚地说明本发明的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其它附图。

[0018] 图1是本发明实施例提供的放射治疗装置的结构示意图;

[0019] 图2(a)-(b)是本发明实施例提供的电磁屏蔽单元的结构示意图;

[0020] 图3是本发明实施例提供的电磁屏蔽单元的底面示意图;

[0021] 图4是本发明另一实施例提供的电磁屏蔽单元的底面示意图;

[0022] 图5是本发明实施例中电磁屏蔽单元的底面和叉丝集成的示意图。

## 具体实施方式

[0023] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0024] 本发明提供的放射治疗装置在几乎不影响射野和光野的情况下,对电磁干扰进行有效屏蔽,尤其适用于磁共振图像引导的放射治疗装置。为了更好地对技术方案进行说明,在此以直线加速器为例对本发明的技术方案进行清楚、完整的描述,但并不以此限定本发明的保护范围。

[0025] 图1是本发明实施例提供的放射治疗装置的结构示意图。参考图1所示,放射治疗装置包括直线加速器10、病床20。所述直线加速器10用于产生高能级(例如兆伏级)的射束(电子束或X射线)从而对靶区(包含肿瘤)进行治疗,其包括主体机架11、治疗臂12及治疗头13,所述主体机架11能够绕旋转轴A(如图1所示)旋转,从而实现不同角度的治疗,所述治疗臂12的一端固定于主体机架的一侧,另一端向外延伸,内部具有用于将电子加速到高能的加速管,所述治疗头13固定于治疗臂12的另一端,用于对射束进行能量分布调节、适形调节、剂量监测等。所述直线加速器10还可以包括电子射野影像装置14(Electronic Portal Imaging Device,简称EPID),用于接收射束进行成像,例如在放射治疗过程中,利用EPID实时接收射束进行成像,从而可以实时验证摆位。所述直线加速器10不受本实施例公开的限制,其还可以产生千伏级的射束用于对靶区进行成像。

[0026] 所述病床20用于承载患者,并将靶区移动至直线加速器10的等中心点O(如图1所示),所述治疗头13向患者发出射束(例如锥形束,射束中心轴B如图1所示),从而对患者进行治疗。

[0027] 加速管用于将从电子枪注入的电子在微波电场作用下加速到高能,治疗头13内包含多个精密部件,例如初级准直器、均整器、电离室、钨门、多叶光栅等,用于对射束进行能量分布调节、适形调节、剂量监测等。治疗头13的内部功能实现依赖于电机、电子元件等部件,而电机、电子元件等部件容易受到电磁波的干扰,同时本身也产生电磁干扰,因此为了

减少这些电子元件对外界环境的干扰或者其它装置的电磁波对这些电子元件的干扰,本发明提出的放射治疗装置还包括电磁屏蔽单元15,用于对外界环境或其它装置的电磁波进行屏蔽;并且还可以减弱或避免放射治疗装置对其它电磁敏感装置的电磁干扰。

[0028] 治疗头13包括用于出束的窗口,在现有技术中未考虑对该出束的窗口进行电磁屏蔽,导致电磁波可以通过该窗口给治疗头13内电子元件或外界环境造成电磁干扰。发明人经研究发现,对治疗头13用于出束的窗口也进行电磁屏蔽可以有效改善电磁屏蔽的效果。

[0029] 在本实施例中,所述电磁屏蔽单元15将加速管和治疗头13包围,此处包围是指在治疗头13用于出束的窗口处也设置电磁屏蔽单元。通常情况下,放射治疗装置包括壳体,电磁屏蔽单元15可以设置于所述壳体内部,并将加速管和治疗头13包围。优选地,将电磁屏蔽单元15固定于所述壳体内部,从而在放射治疗过程中,即使主体支架11绕旋转轴A旋转,电磁屏蔽单元15也不会发生相对移动,避免与加速管和/或治疗头13内的部件发生碰撞,避免产生不必要的损失。电磁屏蔽单元15可以通过常规技术手段固定于所述壳体内部,其固定方式在本发明中不受限制。在其它实施方式中,如果治疗头13的内部元件不需要进行电磁屏蔽,则电磁屏蔽单元15只需包围需要屏蔽的部件即可。

[0030] 电磁屏蔽单元15包括导体,用于进行电磁屏蔽。图2是本发明实施例提供的电磁屏蔽单元的结构示意图。参考图2所示,电磁屏蔽单元15为一层导体,如图2(a)所示,例如电磁屏蔽单元15为金属屏蔽层或屏蔽导电漆,所述屏蔽导电漆是能用于喷涂的一种油漆,干燥形成漆膜后能起到导电的作用,从而具有屏蔽电磁干扰的功能,所述屏蔽导电漆可以喷涂于壳体内表面,可以解决电磁干扰的问题,并且操作简单、占用空间小;电磁屏蔽单元15也可以包括多层不同材料的导体,可以增强屏蔽效果,图2(b)仅示出了电磁屏蔽单元15包括两层导体151和152,但本发明中导体的层数不受本实施例公开内容的限制。

[0031] 为了增加电磁屏蔽单元15的稳定性,在其它实施例中,电磁屏蔽单元15还可以包括基底,所述导体固定于所述基底。导体可以设置在基底一侧,也可以设置在基底的两侧,或设置在两层基底之间,只要基底可以对导体起到支撑固定的作用,本发明不对导体与基底的相对位置及结合工艺进行限定。

[0032] 在本实施例中,电磁屏蔽装置15可以作为一个整体,也可以为多个独立部分。为了安装方便,电磁屏蔽装置15优选为多个独立部分。在电磁屏蔽装置15安装之后,可以对接缝处进行处理,防止电磁波的泄露。

[0033] 由此可见,本实施例提供的放射治疗装置不仅可以减少外界环境或其它装置对放射治疗装置的电磁干扰,还可以减少放射治疗装置对外界环境或其它装置的电磁干扰。

[0034] 由于治疗头13用于输出射束对患者进行治疗,因此要求电磁屏蔽单元15对电磁波进行屏蔽的同时,不影响射束的传输。

[0035] 从图1可以看出,用于治疗的射束经过部分电磁屏蔽单元15,在此将该部分称为电磁屏蔽单元15的底面。图3是本发明一实施例提供的电磁屏蔽单元的底面示意图。参考图3所示,将电磁屏蔽单元15中位于射束路径上的区域称为第一区域15a,将电磁屏蔽单元15的其它区域称为第二区域15b(包括非底面区域)。由于用于治疗的射束经过第一区域15a,为了使得第一区域15a在对电磁干扰进行有效屏蔽的同时不影响射野内射束强度的分布,设置第一区域15a的厚度足够薄使得其对射束强度的衰减基本可忽略。不同应用条件下,第一区域15a对射束强度的衰减率的要求可能不同,第一区域15a可以根据具体的要求设置合适

的厚度。

[0036] 第一区域15a的尺寸优选为对应射束的尺寸,由于在放射治疗过程中,射束的形状和尺寸可能均不断变化,因此可以设置第一区域15a的尺寸对应射束的最大尺寸,在本实施例中,第一区域15a的尺寸对应放射治疗装置的最大射野,也就是说,第一区域15a在等中心平面上的投影尺寸与等中心平面上的最大射野一致。在其它实施例中,第一区域15a在等中心平面上的投影尺寸不小于等中心平面上的最大射野即可,如此设置,在放射治疗过程中,不管射束的形状和尺寸如何变化,射束都在第一区域15a的范围内,不会照射到第二区域15b,因此,第二区域15b的厚度无需考虑对射束的影响,只要能够将电磁干扰减弱至预期的程度即可。

[0037] 第一区域15a内导体材料与第二区域15b内的导体材料可以相同,也可以不相同,优选的,第一区域15a的材料可以为对射束衰减小或者不遮挡射束的导体材料,第二区域15b的材料无需考虑对射束的影响。

[0038] 由此可见,本实施例中的放射治疗装置在对电磁干扰进行屏蔽的同时对射束的影响可以忽略,从而对患者体内的剂量分布的影响可以忽略。

[0039] 由于射野无法直接通过目视来断定,因此一般都采用与射野一致的光野来表征射野,方便物理师检查和判断射野的准确性。因此,在本实施例中,第一区域15a不影响光野。继续参考图3所示,第一区域15a内,导体之间具有间隔16,用于让可见光透过。在所述间隔16可以让可见光透过的同时需要满足对电磁干扰进行屏蔽的要求,间隔16的尺寸与电磁干扰的频率有关,根据待屏蔽的电磁波的频率设置间隔16的尺寸,使得第一区域15a在透过可见光的同时可以对该频率的电磁波进行有效屏蔽,如果具有多个频率的电磁波,可以根据波长最短的电磁波设置间隔16的尺寸。

[0040] 在本实施例中,不对导体的分布进行限定,其可以为网格分布,例如图3所示,也可以为其它分布,例如图4中的点阵分布,只要其满足第一区域15a可以对电磁干扰进行有效屏蔽即可。如果第一区域15a内还包含用于支撑导体的基底,则基底材料优选为透明材料,例如塑料、玻璃等,从而尽量减少对光野的影响。

[0041] 本实施例中,第二区域15b无需考虑对光野的影响,因此,第二区域15b内导体结构与第一区域15a内导体结构可以相同,也可以不相同。例如,第一区域15a内导体沿治疗头和治疗臂延伸,将治疗头和治疗臂包围屏蔽,使得第一区域15a和第二区域15b内相邻导体之间具有间隔;或者,第一区域15a内相邻导体之间具有间隔,第二区域15b内导体为连续分布的导体。

[0042] 由此可见,本实施例中的放射治疗装置在对电磁干扰进行屏蔽的同时对光野的影响可以忽略,从而便于物理师检查和判断射野的准确性。

[0043] 在放射治疗装置中,在治疗头13底部可以安装叉丝,用于对成像接收系统(例如EPID)的几何中心进行校正。成像接收系统几何中心的位置需与X射线的射束路径保持一致,即叉丝的投影中心和成像接收系统的几何中心保持一致,若不一致则可能导致放疗位置出现误差,造成患者健康组织被当做肿瘤组织接收较大剂量的危险。为了不影响利用叉丝对成像接收系统的几何中心进行校正,本实施例中的导体和叉丝错开设置,即,当利用叉丝对成像接收系统的几何中心进行校正时,导体和叉丝在等中心平面上的投影不会重叠,因此仍然可以根据叉丝的投影中心和成像接收系统的几何中心是否重合对成像接收系统

的结合中心进行校正。

[0044] 电磁屏蔽单元15的底面可以和叉丝集成在一起。叉丝有多种形状,例如十字叉丝、X型叉丝、T型叉丝、L型叉丝等,在本实施例中,以十字叉丝为例进行介绍,但并不以此限定本发明的保护范围。

[0045] 图5是本发明实施例中电磁屏蔽单元的底面和叉丝集成的示意图。参考图5所示,电磁屏蔽单元的底面和叉丝均集成于治疗头底盘上,通过治疗头底盘安装于放射治疗装置上。所述电磁屏蔽单元包括第一区域25a和第二区域25b,其中第一区域25a中,在透明基底上设置导体网格251和十字叉丝252,且相邻导体251之间具有间隔26,供射束和可见光透过,从而在等中心平面上形成射野和光野;第二区域25b无需考虑射束和可见光,可以为导体网格,也可以为连续分布的导体。如图5所示,在透明基底上,十字叉丝252的中心仍位于射束中心轴B上,且导体网格251和十字叉丝252错开设置,从而在电磁屏蔽的同时,几乎不影响对成像接收系统几何中心的校正。

[0046] 在其它实施例中,电磁屏蔽单元的底面和叉丝可以不集成在一起,两者可以分别独立安装至治疗头底盘上。

[0047] 由此可见,本实施例中的放射治疗装置不仅可以在几乎不影响射野和光野的前提下对电磁干扰进行屏蔽,而且不会影响利用十字叉丝对成像接收系统的几何中心进行校正。

[0048] 以上所揭露的仅为本发明的几种较佳实施例而已,当然不能以此来限定本发明之权利范围,因此依本发明权利要求所作的等同变化,仍属本发明所涵盖的范围。

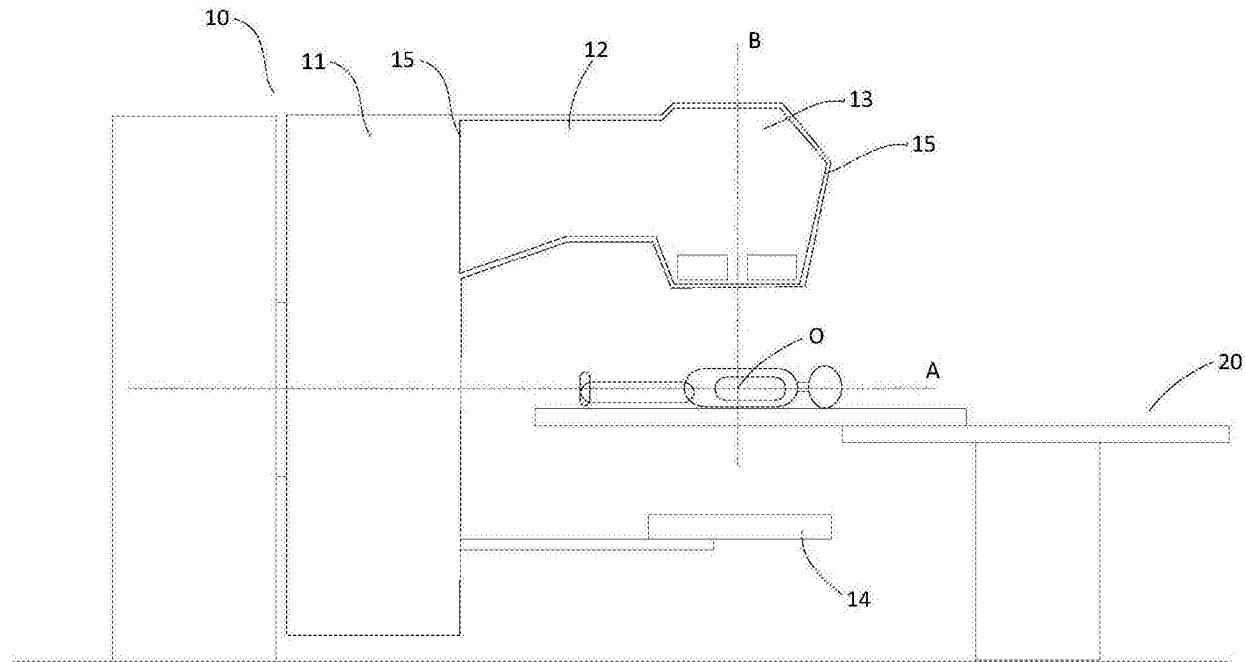


图1

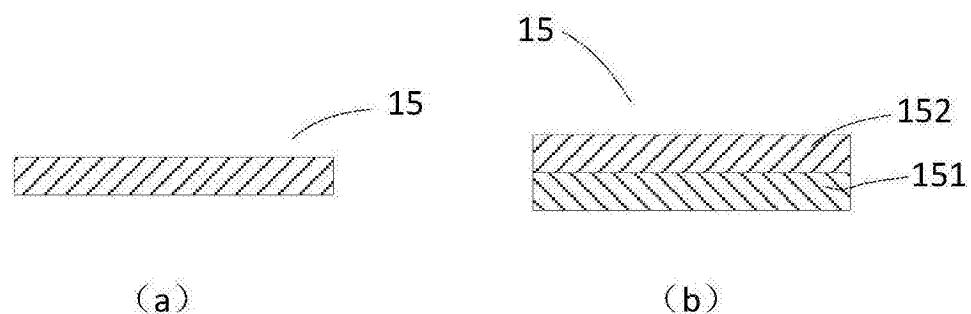


图2

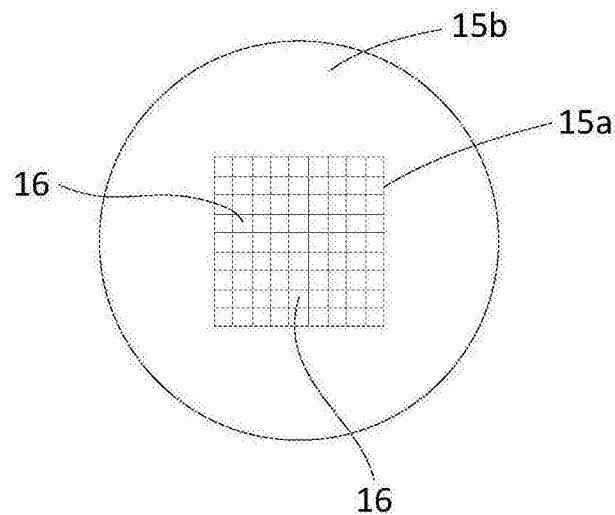


图3

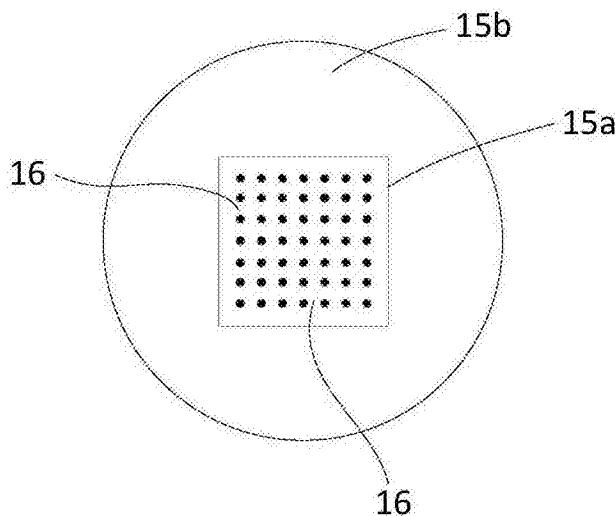


图4

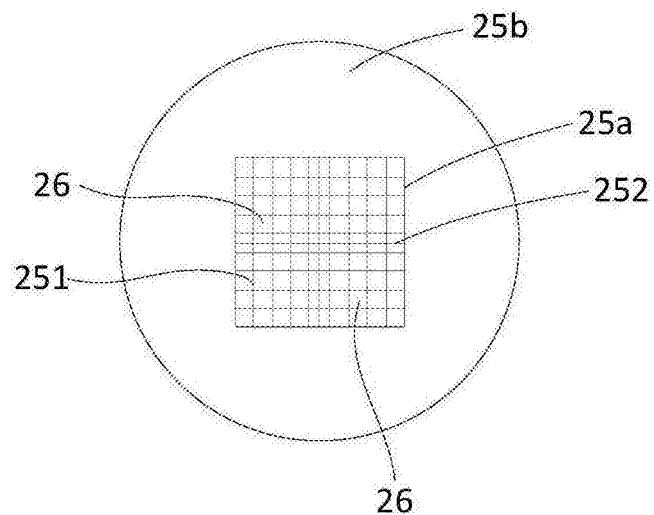


图5