



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105395208 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201410458364. 4

(22) 申请日 2014. 09. 10

(71) 申请人 中国科学院高能物理研究所  
地址 100049 北京市石景山区玉泉路 19 号  
乙院

(72) 发明人 魏龙 黄先超 章志明 李道武  
李琳 柴培 唐浩辉 王培林  
丰宝桐 李婷 王英杰 王晓明  
朱美玲 姜小盼 马创新 刘彦韬  
张译文 周魏

(74) 专利代理机构 北京律智知识产权代理有限公司 11438  
代理人 阚梓瑄 路兆强

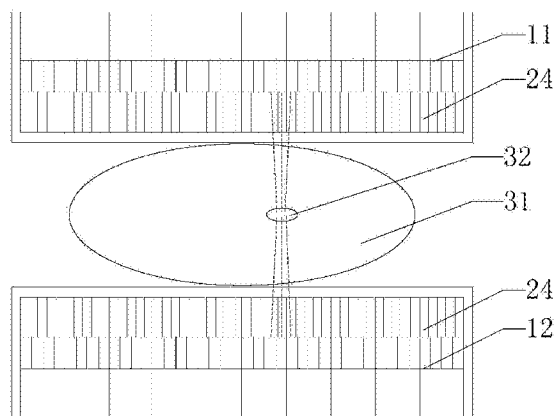
(51) Int. Cl.  
A61B 6/03(2006. 01)

权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称  
具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置

(57) 摘要

本公开提供一种具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其包括第一及第二平板探测器;所述第一及第二平板探测器至少之一包括:探测器壳体;设于所述探测器壳体之内用于探测入射  $\gamma$  光子的闪烁探测机构;设于所述闪烁探测机构受光面的准直器;所述准直器适用于单光子成像,且可相对所述闪烁探测机构受光面运动从而面向所述闪烁探测机构受光面或者错开所述闪烁探测机构受光面。本公开可以在所述准直器面向所述闪烁探测机构受光面时,实现单光子发射成像,在所述准直器错开所述闪烁探测机构受光面时,实现正电子发射成像功能,通过一机多用,提高了 PET 探测装置的使用效率。



1. 一种具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,包括第一及第二平板探测器;其特征在于,所述第一及第二平板探测器至少之一包括:

探测器壳体;

设于所述探测器壳体之内用于探测入射  $\gamma$  光子的闪烁探测机构;

设于所述闪烁探测机构受光面的准直器;

所述准直器适用于单光子成像,且可相对所述闪烁探测机构受光面运动从而面向所述闪烁探测机构受光面或者错开所述闪烁探测机构受光面。

2. 根据权利要求 1 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述第一平板探测器以及第二平板探测器相同。

3. 根据权利要求 1 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述探测器壳体上设置有滑槽,所述准直器上相应的设置有与所述滑槽适配的滑轨;或者,所述探测器壳体上设置有滑轨,所述准直器上相应的设置有与所述滑轨适配的滑槽。

4. 根据权利要求 1 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,还包括:

驱动机构,用于驱动所述准直器相对于所述闪烁探测机构受光面运动;

控制机构,用于触发所述驱动机构驱动所述准直器相对于所述闪烁探测机构受光面运动。

5. 根据权利要求 1 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述第一平板探测器与第二平板探测器相互平行或者成预设角度。

6. 根据权利要求 1 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述准直器包括:低能准直器、中能准直器或者高能准直器;或者,

所述准直器包括:平行孔准直器、扇形准直器、针孔准直器或者旋转平板准直器。

7. 根据权利要求 1 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述闪烁探测机构由多个闪烁探测模块拼接组成;每个所述闪烁探测模块包括:

闪烁晶体阵列,用于接收入射  $\gamma$  光子并发出闪烁光;

光导器件,其第一端连接至所述闪烁晶体阵列;

光探测器,其输入端与所述光导器件的第二端连接;以及,

位置逻辑电路,与所述光探测器输出端连接。

8. 根据权利要求 7 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述闪烁晶体阵列中的闪烁晶体包括:LYSO 闪烁晶体、LaBr<sub>3</sub> 闪烁晶体、YSO 闪烁晶体、YAP 闪烁晶体、GSO 闪烁晶体或者 BGO 闪烁晶体。

9. 根据权利要求 7 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述光导器件为锥形光导。

10. 根据权利要求 7 所述的具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,其特征在于,所述光探测器包括光电倍增管或者硅光电倍增管。

## 具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置

### 技术领域

[0001] 本公开涉及核医学成像技术领域,具体涉及一种具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置。

### 背景技术

[0002] 核医学成像技术是核科学与核技术在医学诊断中最为典型和直接的应用。核医学成像技术可以成像真实,可以完整直接的显示细胞或分子水平的生理和病理过程,能够对肿瘤、心血管、神经系统等许多疾病进行分子水平的早期诊断,不仅代表了医学影像学的发展方向,而且具有广阔的市场前景。

[0003] 核医学成像技术主要包括单光子发射成像 (Single-Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 技术和正电子发射成像 (Positron Emission Computed Tomography, PET) 技术。其中, SPECT 技术在 Gamma 相机的基础上发展而来,具有 Gamma 相机的全部功能,加上各种新开发的放射性药物,在动态功能检查或早期诊断方面有独到之处,从而在临床上得到日益广泛的应用。PET 技术是现代核素成像技术中处于前沿的技术,可以用人体物质组成元素来制造放射性药物,特别适合做人体生理和功能方面的研究,由于成像清晰、真实,被称为“生化体层”或“生命体层”;PET 技术还在获取人体或动物的某些器官或病灶的功能信息方面有着独特的优点,如灵敏度高,准确率高,而且所使用的放射性同位素都是与生命活动密切相关的基本元素,易于标记各种生命活动且具有针对性等。

[0004] 随着核医学成像技术的快速发展,探索并开发具备高精度诊断能力的专用核医学成像设备,成为近年来研究的热点。与全身成像系统相比,专用核医学成像设备具有更高的探测灵敏度和空间分辨率,非常有利于局部病变的精确诊断和准确定位。例如,美国 Naviscan 公司推出了平板式专用 PET 装置,其空间分辨率在人体 PET 之上;又例如,美国 Dilon technologies 公司推出了平板式专用 SPECT 装置,能够发现 1mm 左右的早期乳腺癌病变等等。但上述产品都只具有单一模式的成像功能。

### 发明内容

[0005] 针对现有技术中的部分或者全部问题,本公开提供一种具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,从而能够实现两种模式的成像功能。

[0006] 本公开的其他特性和优点将通过下面的详细描述变得显然,或部分地通过本公开的实践而习得。

[0007] 根据本公开的一个方面,一种具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置,包括第一及第二平板探测器;所述第一及第二平板探测器至少之一包括:

[0008] 探测器壳体;

[0009] 设于所述探测器壳体之内用于探测入射  $\gamma$  光子的闪烁探测机构;

[0010] 设于所述闪烁探测机构受光面的准直器;

[0011] 所述准直器适用于单光子成像,且可相对所述闪烁探测机构受光面运动从而面向

所述闪烁探测机构受光面或者错开所述闪烁探测机构受光面。

[0012] 在本公开的一种示例实施方式中,所述第一平板探测器以及第二平板探测器相同。

[0013] 在本公开的一种示例实施方式中,所述探测器壳体上设置有滑槽,所述准直器上相应的设置有与所述滑槽适配的滑轨;或者,所述探测器壳体上设置有滑轨,所述准直器上相应的设置有与所述滑轨适配的滑槽。

[0014] 在本公开的一种示例实施方式中,还包括:

[0015] 驱动机构,用于驱动所述准直器相对于所述闪烁探测机构受光面运动;

[0016] 控制机构,用于触发所述驱动机构驱动所述准直器相对于所述闪烁探测机构受光面运动。

[0017] 在本公开的一种示例实施方式中,所述第一平板探测器与第二平板探测器相互平行或者成预设角度。

[0018] 在本公开的一种示例实施方式中,所述准直器包括:低能准直器、中能准直器或者高能准直器;或者,

[0019] 所述准直器包括:平行孔准直器、扇形准直器、针孔准直器或者旋转平板准直器。

[0020] 在本公开的一种示例实施方式中,所述闪烁探测机构由多个闪烁探测模块拼接组成;每个所述闪烁探测模块包括:

[0021] 闪烁晶体阵列,用于接收入射  $\gamma$  光子并发出闪烁光;

[0022] 光导器件,其第一端连接至所述闪烁晶体阵列;

[0023] 光探测器,其输入端与所述光导器件的第二端连接;以及,

[0024] 位置逻辑电路,与所述光探测器输出端连接。

[0025] 在本公开的一种示例实施方式中,所述闪烁晶体阵列中的闪烁晶体包括:LYSO 闪烁晶体、LaBr<sub>3</sub> 闪烁晶体、YSO 闪烁晶体、YAP 闪烁晶体、GSO 闪烁晶体或者 BGO 闪烁晶体。

[0026] 在本公开的一种示例实施方式中,所述光导器件为锥形光导。

[0027] 在本公开的一种示例实施方式中,所述光探测器包括光电倍增管或者硅光电倍增管。

[0028] 本公开的实施例所提供具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置中,通过在平板探测器闪烁探测机构的受光面设置可运动的准直器,从而可以在所述准直器面向所述闪烁探测机构受光面时,实现单光子发射成像,在所述准直器错开所述闪烁探测机构受光面时,实现正电子发射成像功能,通过一机多用,提高了 PET 探测装置的使用效率。

#### 附图说明

[0029] 通过参照附图详细描述其示例实施方式,本公开的上述和其它特征及优点将变得更加明显。

[0030] 图 1 现有技术中平板式 PET 探测装置的结构示意图;

[0031] 图 2 是图 1 中一平板探测器的结构示意图;

[0032] 图 3 为本公开一种示例实施方式中具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置的结构示意图;

[0033] 图 4 是图 3 中一平板探测器的结构示意图;

- [0034] 图 5 为本公开一种示例实施方式中一种闪烁探测机构的结构示意图；
- [0035] 图 6 是图 5 中一闪烁探测模块的结构示意图；
- [0036] 图 7、图 8 为图 3 为本公开一种示例实施方式中具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置不同的组合角度示意图。
- [0037] 附图标记说明：
- [0038] 10 :响应线
- [0039] 11 :第一平板探测器
- [0040] 12 :第二平板探测器
- [0041] 21 :壳体
- [0042] 22 :闪烁晶体阵列
- [0043] 23 :光探测器
- [0044] 24 :准直器
- [0045] 25 :光导器件
- [0046] 31 :被检测对象
- [0047] 32 :病灶

### 具体实施方式

[0048] 现在将参考附图更全面地描述示例实施方式。然而，示例实施方式能够以多种形式实施，且不应被理解为限于在此阐述的实施方式；相反，提供这些实施方式使得本公开将全面和完整，并将示例实施方式的构思全面地传达给本领域的技术人员。在图中相同的附图标记表示相同或类似的结构，因而将省略它们的详细描述。

[0049] 此外，所描述的特征、结构或特性可以以任何合适的方式结合在一个或更多实施例中。在下面的描述中，提供许多具体细节从而给出对本公开的实施例的充分理解。然而，本领域技术人员将意识到，可以实践本公开的技术方案而没有所述特定细节中的一个或更多，或者可以采用其它的方法、组元、材料等。在其它情况下，不详细示出或描述公知结构、材料或者操作以避免模糊本公开的各方面。

[0050] 如图 1 所示，为现有技术中平板式 PET 探测装置的结构示意图，其包括两个大面积的平板型  $\gamma$  射线探测器，即图示中相对设置的第一平板探测器 11 和第二平板探测器 12；如图 2 所示，为图 1 中一平板探测器的结构示意图。该平板式 PET 探测装置的工作原理为：将标记有正电子核素的放射性示踪药物注射入被检测对象 31 内，正电子核素发生衰变发射出正电子，与被检测对象 31 内的负电子发生湮没反应，产生两个方向相反的  $\gamma$  光子，从而被夹持被检测对象 31 的两个平板探测器中的光探测器 23 分别探测到。图 1 中响应线 10 (Line of Response, LOR) 为探测到两个伽马光子的光探测器 23 之间的连线。记录大量这样湮没反应以及响应线 10 后，通过图像重建即可获得放射性示踪药物活度分布图，从而得知病灶 32 的位置。

[0051] 如图 3 中所示，为本示例实施方式中一种具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置的结构示意图；其同样包括两个大面积的平板型  $\gamma$  射线探测器，即图示中相对设置的第一平板探测器 11 和第二平板探测器 12。如图 4 中所示，为图 3 中第一平板探测器 11 和/或第二平板探测器 12 的结构示意图，其主要包括探测器壳体 21、准直器 24 以及闪烁探测机

构等等。

[0052] 其中,闪烁探测机构用于探测入射  $\gamma$  光子,其设于所述探测器壳体 21 之内;所述准直器 24 适用于单光子成像,并且设于所述闪烁探测机构的受光面,所述准直器 24 可相对所述闪烁探测机构受光面运动从而面向所述闪烁探测机构受光面或者错开所述闪烁探测机构受光面。

[0053] 在本示例实施方式中,通过在平板探测器闪烁探测机构的受光面设置可运动的准直器 24,从而可以在所述准直器 24 面向所述闪烁探测机构受光面时,实现单光子发射成像功能,在所述准直器 24 错开所述闪烁探测机构受光面时,实现正电子发射成像功能,通过一机多用,提高了 PET 探测装置的使用效率。

[0054] 下面,对本示例实施方式中具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置的一种可能的具体实现方式加以详细说明。

[0055] 如图 3 中所示,本示例实施方式中,所述第一平板探测器 11 以及第二平板探测器 12 相同,即所述第一平板探测器 11 以及第二平板探测器 12 闪烁探测机构的受光面均设置有可运动的准直器 24。如此,则可以在实现单光子发射成像功能时,获取两组不同的数据进行成像,从而提升单光子发射成像的效率以及准确率。在具体探测过程中,所述第一平板探测器 11 与第二平板探测器 12 可以依据不同的需求相互平行设置或者成预设角度设置,本示例实施方式中对其不做特殊限定。

[0056] 依据不同的分类方法,本示例实施方式中的所述准直器 24 可以有不同的实现方式。例如,所述准直器 24 可以包括针对不同单光子核素的低能准直器、中能准直器或者高能准直器等等;也可以是包括针对不同准直方法的平行孔准直器、扇形准直器、针孔准直器或者旋转平板准直器等等。

[0057] 为了实现准直器 24 的运动,本示例实施方式中具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置还包括驱动机构以及控制机构(图中未示出)。其中,驱动机构用于驱动所述准直器 24 相对于所述闪烁探测机构受光面运动;控制机构用于触发所述驱动机构驱动所述准直器 24 相对于所述闪烁探测机构受光面运动。具体而言,所述驱动机构以及控制机构可以为纯机械机构,也可以为电动结构,本示例实施方式中对其不做特殊限定。

[0058] 此外,为了方便准直器 24 相对于闪烁探测机构受光面的运动,并对该运动进行导向和限定,本示例实施方式中,在所述探测器壳体 21 上还设置有滑槽,相应的所述准直器 24 上相应的设置有与所述滑槽适配的滑轨;或者,在所述探测器壳体 21 上设置有滑轨,相应的所述准直器 24 上相应的设置有与所述滑轨适配的滑槽。通过滑轨与滑槽的相互配合,则可以方便准直器 24 相对于闪烁探测机构受光面的运动,并对该运动进行导向和限定。

[0059] 所述闪烁探测机构由多个闪烁探测模块拼接组成;如图 5 中所示,所述闪烁探测机构采用 35 个闪烁探测器模块无缝拼接组成  $5 \times 7$  阵列的闪烁探测机构,其探测器面积可以达到  $160\text{mm} \times 224\text{mm}$ ,即能够满足乳腺成像的要求。

[0060] 如图 6 中所示,每个所述闪烁探测模块包括闪烁晶体阵列 22、光导器件 25、光探测器 23 以及位置逻辑电路(图中未示出)等等。

[0061] 所述闪烁晶体阵列 22 用于接收入射  $\gamma$  光子并发出闪烁光;本示例实施方式中,所述闪烁晶体阵列 22 可以由  $16 \times 16$  的 LYSO 闪烁晶体组成,LYSO 闪烁晶体大小可以为  $1.9\text{mm} \times 1.9\text{mm} \times 15\text{mm}$ ,闪烁晶体之间的缝隙可以采用  $0.1\text{mm}$  厚的高反射率隔光材料填充;

这样每个探测器模块的外围尺寸为 32mm×32mm。当然,闪烁晶体阵列 22 也可以采用其他类型的闪烁晶体,例如 LaBr<sub>3</sub> 闪烁晶体、YSO 闪烁晶体、YAP 闪烁晶体、GSO 闪烁晶体或者 BGO 闪烁晶体等等。

[0062] 所述光导器件 25 的第一端连接至所述闪烁晶体阵列 22;第二端连接至光探测器 23 的输入端,从而将闪烁晶体接收的光信号传递至光探测器 23。本示例实施方式中,所述光导器件 25 可以为锥形光导等等。

[0063] 所述光探测器 23 的输入端与所述光导器件 25 的第二端连接,输出端与所述位置逻辑电路连接,从而在将接收到的光信号转换为电信号之后传递至位置逻辑电路。本示例实施方式中,所述光探测器 23 可以包括光电倍增管或者硅光电倍增管;例如,可以包括 HAMAMATSU 公司的 R8900U-00-C12 位置灵敏型光电倍增管等等。

[0064] 所述位置逻辑电路与所述光探测器 23 输出端以及计算机设备连接,从而将依据接收的电信号提取出的  $\gamma$  射线的位置、时间、能量信息传递至计算机设备进行图像重建。

[0065] 下面,以上述具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置作为乳腺专用 PET 探测装置为例,对其探测方法进行进一步的说明。

[0066] 在进行正电子发射成像时,可以将第一平板探测器 11 与第二平板探测器 12 平行相对放置并夹持乳腺等被测对象 31,此时,所述准直器 24 错开所述闪烁探测机构受光面,因此闪烁晶体首先和  $\gamma$  射线发生作用并产生闪烁光,闪烁光通过光导器件 25 传输到光探测器 23 并转变成电信号,电信号通过位置逻辑电路处理提取出  $\gamma$  射线的位置、时间、能量信息;计算机设备根据相应的位置、时间、能量信息进行符合成像。

[0067] 在进行单光子发射成像时,可以使所述第一平板探测器 11 和第二平板探测器 12 前端的准直器 24 面向所述闪烁探测机构受光面;因为准直器 24 的限制, $\gamma$  射线只能按照指定的路径进入闪烁探测机构,并与闪烁晶体作用产生闪烁光,闪烁光同样通过光导器件 25 传输到光探测器 23 并转变成电信号,电信号通过位置逻辑电路处理提取出  $\gamma$  射线的位置、时间、能量信息;计算机设备根据相应的位置、时间、能量信息进行符合成像。

[0068] 此外,在进行单光子发射成像时,根据不同的需要,第一平板探测器 11 和第二平板探测器 12 可以有多种角度的组合方式来夹持乳腺等被测部位,例如图 3、图 7、以及图 8 中所示。由于可以在实现单光子发射成像功能时,获取两组不同的数据进行成像,因此可以提升单光子发射成像的效率以及准确率,进而提高病灶 32 的检出率和图像质量,同时降低药物剂量和减少采集时间,从而降低被探测者及操作者所受的辐射风险。

[0069] 综合上述示例实施方式,可以得知,在本示例实施方式中具有单光子发射成像功能的 PET 探测装置中,通过在平板探测器闪烁探测机构的受光面设置可运动的准直器,从而可以在所述准直器面向所述闪烁探测机构受光面时,实现单光子发射成像功能,在所述准直器错开所述闪烁探测机构受光面时,实现正电子发射成像功能,通过一机多用,提高了 PET 探测装置的使用效率。

[0070] 本公开已由上述相关实施例加以描述,然而上述实施例仅为实施本公开的范例。必需指出的是,已揭露的实施例并未限制本公开的范围。相反地,在不脱离本公开的精神和范围内所作的更动与润饰,均属本公开的专利保护范围。

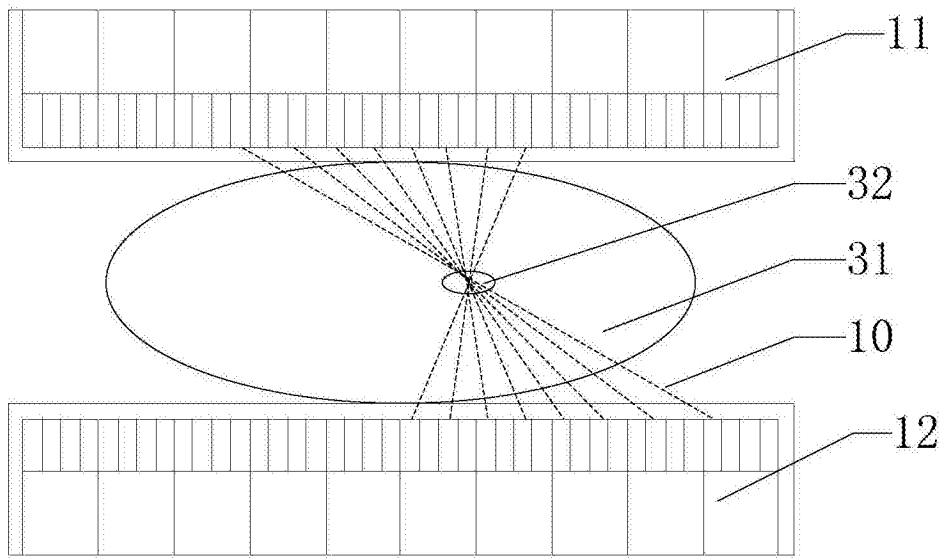


图 1

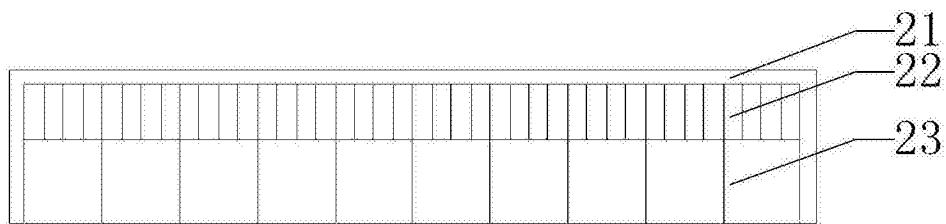


图 2



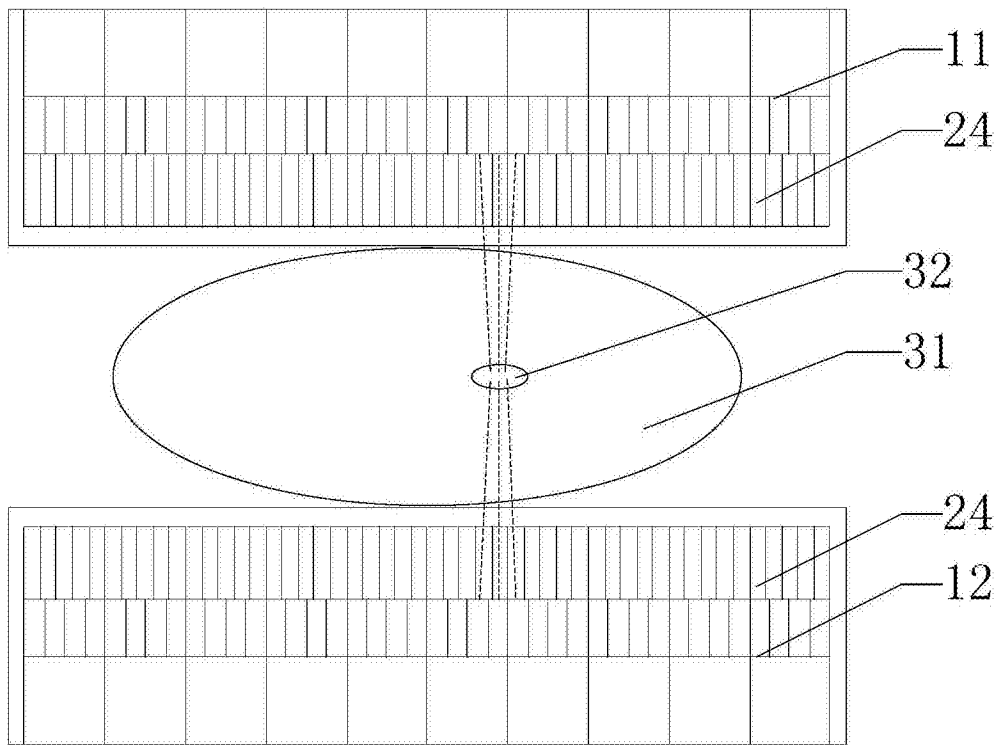


图 3

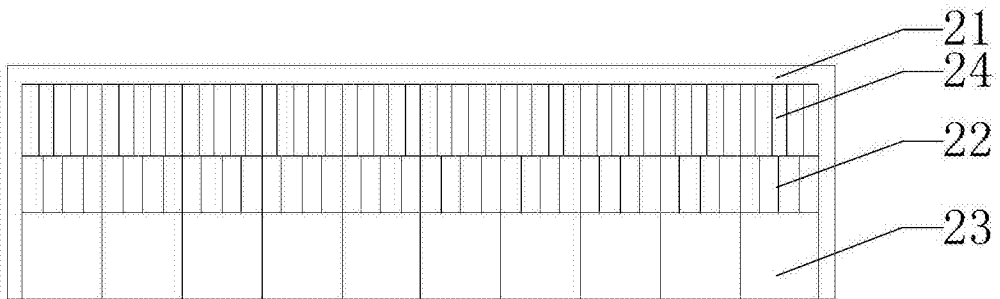


图 4

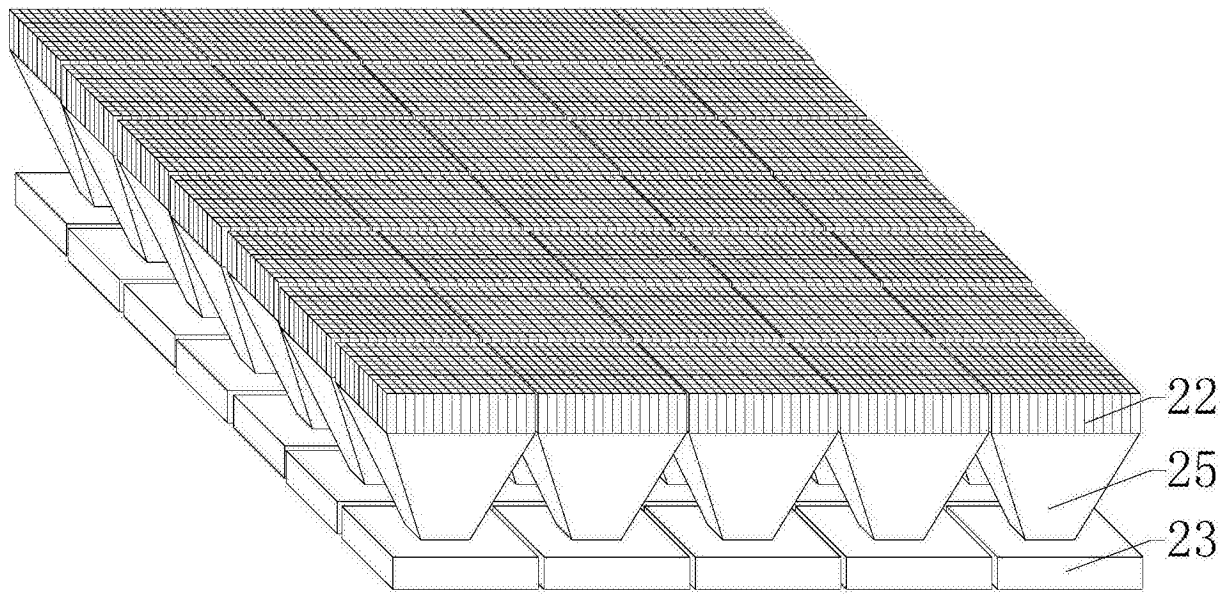


图 5

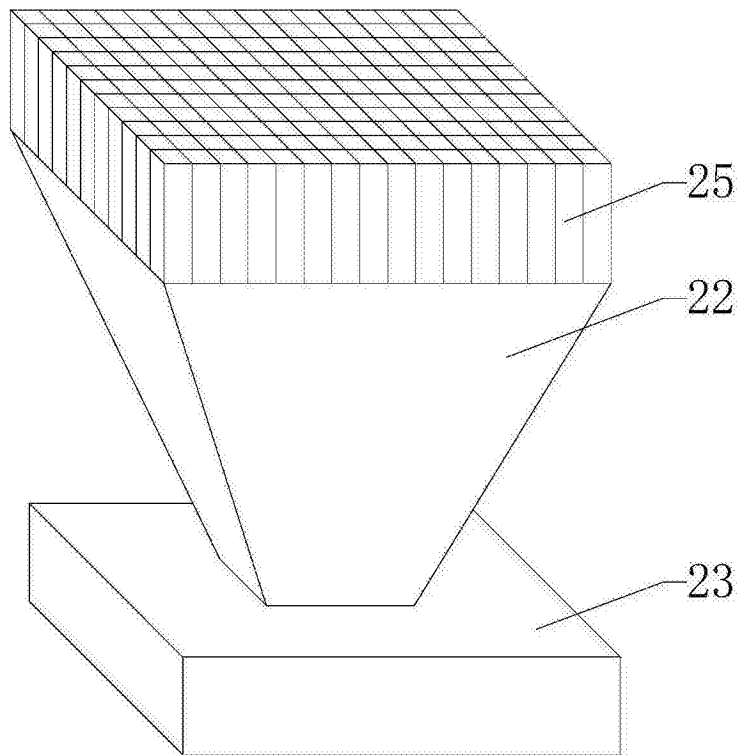


图 6

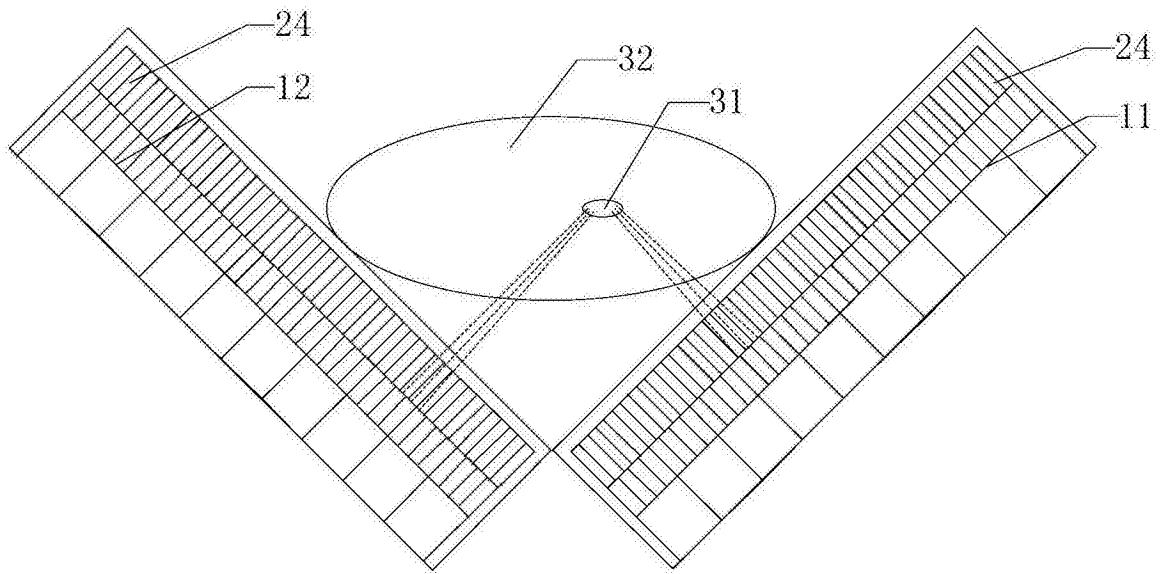


图 7

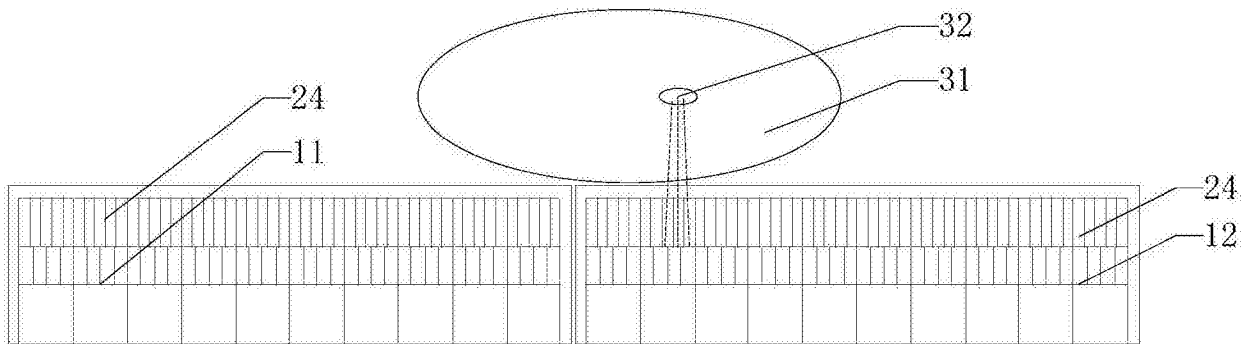


图 8