

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410095831.8

[45] 授权公告日 2009 年 2 月 11 日

[11] 授权公告号 CN 100459937C

[22] 申请日 2004.11.26

[21] 申请号 200410095831.8

[30] 优先权

[32] 2003.11.26 [33] US [31] 60/525,377

[32] 2003.12.11 [33] US [31] 10/707,407

[73] 专利权人 GE 医药系统环球科技公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 阿卜杜拉齐兹·伊克莱弗

格雷戈里·S·泽曼

乔治·E·波辛 李文

[56] 参考文献

US6553092B1 2003.4.22

US5430298A 1995.7.4

US5682411A 1997.10.28

US4982096A 1991.1.1

审查员 石艳丽

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 魏晓刚 李晓舒

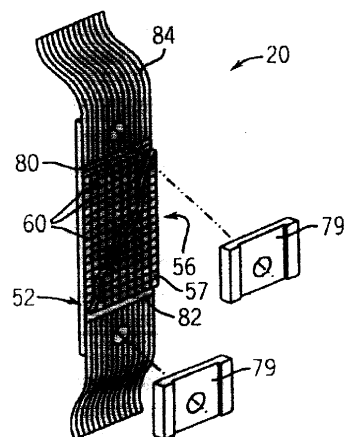
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 5 页

[54] 发明名称

具有光遮罩层 CT 检测器

[57] 摘要

公开了一种用于 CT 检测器的光遮罩层，其设置在 CT 检测器的光电二极管阵列(52)与闪烁器阵列(56)之间。可以沿 x 轴、z 轴或两者延伸的光遮罩层设计为吸收和/或反射闪烁器阵列(56)的闪烁器(57)射出的光。通过此吸收和/或反射，由闪烁器至对应于相邻闪烁器的光电二极管的光转移得到降低。此串扰的降低减小了重建图像中的伪影，由此改善图像的诊断价值。



1. 一种 CT 检测器, 包括:

闪烁器阵列(56), 具有多个闪烁器(57)并沿第一平面布置;

光电二极管阵列(52), 具有多个光电二极管(60), 沿第二平面布置, 并构造为检测闪烁器阵列(56)的发光, 所述第二平面不同于所述第一平面并且平行于所述第一平面, 而且所述第一和第二平面与 X 射线入射到所述闪烁器阵列(56)上的方向垂直; 以及

光遮罩(88), 由光吸收材料形成, 沿平行于所述第一和第二平面的第三平面延伸和布置, 设置在闪烁器阵列(56)与光电二极管阵列(52)之间而不延伸到所述第一或第二平面的任何部分, 并构造为降低闪烁器(57)与相邻光电二极管(60)之间的光转移;

所述光遮罩(88)设置得比所述多个光电二极管(60)更靠近所述闪烁器阵列(56)。

2. 如权利要求 1 所述的 CT 检测器, 其中光遮罩(88)包括交叉的光抑制元件(90)的格栅。

3. 如权利要求 2 所述的 CT 检测器, 其中该格栅尺寸上等于闪烁器阵列(56)和光电二极管阵列(52)。

4. 如权利要求 1 所述的 CT 检测器, 其中光遮罩(88)由沿光电二极管阵列(52)的宽度横向延伸的多个平行光抑制元件(90)限定。

5. 如权利要求 1 所述的 CT 检测器, 其中每个闪烁器/光电二极管的组合限定一检测器单元, 且其中光遮罩(88)构造为降低相邻单元之间的串扰。

具有光遮罩层的 CT 检测器

本发明要求于 2003 年 11 月 26 日提交的名为“降低使用背条纹 2D 阵列光电二极管的 CT 检测器串扰”的临时申请 U.S. 序列号 60/525,377 的优先权。

技术领域

本发明一般性地涉及一种诊断成像，并且更加特别地涉及一种具有光遮罩层从而降低闪烁器与邻近光电二极管之间串扰的 CT 检测器。

背景技术

通常，在计算机 X 线断层摄影(CT)成像系统中，X 射线源朝向诸如患者或一件行李箱的目标或对象发射扇形线束。以下，术语“目标”和“对象”应包括能够被成像的任何物体。通过目标减弱后，线束照射在放射线检测器的阵列上。检测器阵列接收到的减弱的线束辐射的强度通常依赖于目标对 x 射线的减弱。检测器阵列的每个检测器元件产生单独的电信号，指示由每个检测器元件接收的减弱线束。电信号发送至用于分析的数据处理系统，其最终产生出图像。

一般而言，x 射线源和检测器阵列围绕成像平面内且在目标周围的扫描架旋转。X 射线源通常包括有 x 射线管，其在焦点发射 x 射线束。X 射线检测器通常包括用于准直在该检测器处接收的 x 射线束的准直仪、在准直仪附近用于将 x 射线转变为光能的闪烁器、以及用于从邻近的闪烁器接收光能并由其产生电信号的光电二极管。

通常，闪烁器阵列的每个闪烁器将 x 射线转变为光能。每个闪烁器向与其邻近的光电二极管释放光能。每个光电二极管检测光能并产生相应的电信号。光电二极管的输出随后发送至用于图像重建的数据处理系统。

一般而言，光电二极管用于将接收的光信号或光能转变为电流。通常，所产生的电流的量或值与所检测的光能或信号的量成线性比例。因此，为了高效且有效的图像重建，由闪烁器接收的 x 射线、由闪烁器发射的光、

以及由光电二极管检测的光必须局域化。即，若相邻检测器单元之间存在交叉连通，光电二极管的输出质量可能受到损害。这种交叉连通一般称作“串扰”。

CT 检测器的检测器单元之间的“串扰”在数据或信号在相邻检测器单元之间转移时发生。一般而言，由于串扰导致在最终的重建 CT 图像中出现伪影并导致较差的空间分辨率，因此试图降低串扰。通常，在单个 CT 检测器中可以产生四种不同类型的串扰。X 射线串扰可以由于 x 射线在闪烁器单元间散射而发生。光反射器串扰由于通过围绕闪烁器的反射器的光传输而发生。已知的 CT 检测器利用邻近的光耦合层，通常为环氧树脂，从而将闪烁器阵列固定于光电二极管阵列。这种耦合层产生光耦合串扰。这是被俘获并通过光耦合层进入邻近二极管上方区域中的光导致的，其中光在邻近二极管上方区域最终吸收入二极管中并转变为电信号。第四种类型的串扰为散射串扰。散射串扰是电和光的组合。这是由通常在靠近二极管区域之间边界处产生的光子导致的。所产生的光在二极管的无场区域内经过散射，且一些由邻近的二极管收集产生串扰。上述光耦合串扰和散射串扰将作为光转移或光转移串扰介绍。

串扰以及特别是串扰变化是 CT 成像器中伪影的主要原因。为了降低检测器单元之间的串扰变化(任何形式)，因此以极紧密的公差制造 CT 检测器，使得可以重建出高质量且无伪影的 CT 图象。多种串扰机制对于检测器尺寸和其它性质的小量变化非常敏感。闪烁器阵列与光电二极管阵列的未对准使得由一个单元至其邻近单元的串扰水平不均匀。为了降低由一个单元至另一个的串扰变化，需要二极管与闪烁器更高的对准或不敏感的设计。

导致串扰的这种单元至单元变化的原因之一是单个光电二极管元件之间由光生载流子的散射产生的电串扰。光生载流子的横向散射可以视作光电二极管集电结的光有源区的增大。这种横向散射导致在某些光生载流子扩散到其产生的单元收集范围以外并由邻近的单元收集时发生的横向串扰。这种现象在背光二极管中更加显著，因为二极管厚度增大了收集以前的扩散长度。背光二极管为这样的二极管阵列，其中光照射在与二极管结相反的二极管阵列的一侧上。

因此，期望设计具有降低的电串扰从而改善图像重建的 CT 检测器。

发明内容

本发明提出一种 CT 检测器,其采用光遮罩降低光电二极管之间的串扰和串扰变化来克服上述缺点。

在 CT 检测器的光电二极管阵列与闪烁器阵列之间设置或形成光遮罩层。可以沿 x 轴、z 轴或两者延伸的光遮罩层设计为在光电二极管之间的边界附近吸收和/或反射闪烁器阵列的闪烁器射出的光。通过此吸收和/或反射,由闪烁器至对应于相邻闪烁器的光电二极管的光子到电信号的转移得到降低。该转移可通过两种机制发生:首先,利用通过光耦合层的光传输,其次,利用半导体中光生载流子的产生和这些载流子向邻近光电二极管的横向扩散。串扰的降低减小了重建图像中的伪影,由此改善图像的诊断价值。在另一实施例中,代替或除光吸收材料以外使用反光材料。

因此,根据一个方面,本发明包括一种 CT 检测器,其具有包括多个闪烁器的闪烁器阵列和具有多个光电二极管的光电二极管阵列,其构造为检测闪烁器阵列的亮度。CT 检测器包括设置在闪烁器阵列与光电二极管阵列之间的光遮罩。光遮罩构造为降低闪烁器与邻近光电二极管之间的光转移。

根据本发明的另一方面,提供一种 CT 检测器,其包括至少两个彼此邻近的闪烁器和至少两个光电二极管。适当地排列每个光电二极管,从而检测各个闪烁器的发光。该 CT 检测器还包括至少一个设置在该至少两个闪烁器与该至少两个光电二极管之间的光遮罩元件,从而降低闪烁器与相邻光电二极管之间的光转移。

根据另一方面,本发明包括一种 CT 系统,其包括具有在其中心设置的孔的可旋转的扫描架,以及首尾可移动通过该孔并构造为定位用于 CT 数据获取的目标的工作台。该 CT 系统还包括位于该可旋转扫描架内并构造为向目标投射高频电磁能的高频电磁能投射源,以及设置在可旋转扫描架内并构造为检测由该投射源投射并受该目标影响的高频电磁能的检测器阵列。检测器阵列包括闪烁器阵列和光电二极管阵列。检测器阵列还包括层夹在闪烁器阵列与光电二极管阵列之间的光串扰抑制器阵列。

根据又一方面,本发明包括一种制造 CT 检测器的方法,其包括提供闪烁器单元布置和提供光电二极管单元布置的步骤。该制造方法还包括提供光串扰遮罩,并排列闪烁器单元布置和光电二极管单元布置,使得光串扰遮罩夹在其间。

本发明的各种其它特征、目的及优点将通过以下详细介绍和附图而变得明显易懂。

附图说明

附图示出了一个体现本发明的优选实施例。其中

图 1 为 CT 成像系统的示意图；

图 2 为图 1 所示系统的方框示意图；

图 3 为 CT 系统检测器阵列的一个实施例的透视图；

图 4 为检测器一个实施例的透视图；

图 5 为四切片模式下图 4 中检测器的各种构造的图示；

图 6 为根据本发明一个方面的 CT 检测器的一部分的截面图；

图 7 为用于非侵入包裹检验系统的 CT 系统的透视图。

具体实施方式

本发明的操作环境是关于四切片计算机 X 线断层摄影(CT)系统介绍的。然而，本领域技术人员应理解，本发明可以同样应用于单切片或其它多切片构造。另外，本发明将关于 x 射线的检测和转变来介绍。然而，本领域技术人员也应理解，本发明可以同样应用于其他高频电磁能(诸如，伽马射线)或更高能量粒子辐射(诸如，中子、电子或质子)的检测和转变。本发明将关于“第三代”CT 扫描仪来介绍，但其也可以同样应用于其它 CT 系统。

参照图 1 和 2, 计算机 X 线断层摄影(CT)成像系统 10 示为包括代表“第三代”CT 扫描仪的扫描架 12。扫描架 12 具有 x 射线源 14，其朝向扫描架 12 相对一侧上的检测器阵列 18 投射 x 射线束 16。检测器阵列 18 由共同感受通过医疗患者 22 投射的 x 射线的多个检测器 20 形成。每个检测器 20 产生出电信号，该电信号表现出照射的 x 射线束以及进而随其通过患者 22 而减弱的线束的强度。在扫描从而获取 x 射线投射数据期间，扫描架 12 和安装于其上的部件围绕旋转中心 24 旋转。

扫描架 12 的旋转和 x 射线源的工作由 CT 系统 10 的控制机构 26 支配。控制机构 26 包括向 x 射线源 14 提供功率和定时信号的 x 射线控制器 28 和控制扫描架 12 的旋转速度和位置的扫描架马达控制器 30。控制机构 26 中

的数据收集系统(DAS)32 采样来自检测器 20 的模拟数据,并将该数据转变为用于后续处理的数字信号。图像重建器 34 接收来自 DAS 的采样且数字化的 x 射线数据,并进行高速重建。重建的图像作为输入提供给在海量存储装置 32 中存储图像的计算机 36。

计算机 36 还经具有键盘的控制台 40 接收来自操作者的指令和扫描参数。相关联的阴极射线管显示器 42 允许操作者观察重建的图像和来自计算机 36 的其它数据。操作者提供的指令和参数由计算机 36 利用,从而向 DAS 32、x 射线控制器 28 和扫描架马达控制器 30 提供控制信号和信息。另外,计算机 36 操作控制机动工作台 46 从而定位患者 22 和扫描架 12 的工作台马达控制器 44。特别地,工作台 46 移动患者 22 部分通过扫描架开口 48。

如图 3 和 4 所示,检测器阵列 18 包括形成闪烁器阵列 56 的多个闪烁器 57。准直仪(未示出)位于闪烁器阵列 56 的上方,从而在线束照射到闪烁器阵列 56 上之前准直 x 射线束 16。

在一个实施例中,如图 3 所示,检测器阵列 18 包括 57 个检测器 20,每个检测器 20 具有 16×16 的阵列尺寸。结果,阵列 18 具有 16 行和 912 列(16×57 个检测器),其允许 16 个同时的切片数据由扫描架 12 的每次转动收集。另外,如将在下面更加详细介绍的,每个检测器包括设计用于降低沿 x 轴彼此相邻的检测器之间、或沿 z 轴彼此相邻的检测器之间、或两者的串扰的光遮罩或层。按照惯例,检测器的两个平面内的轴为 x 轴和 z 轴。x 轴沿着扫描架旋转的方向。

图 4 中,开关阵列 80 和 82 为在闪烁器阵列 56 与 DAS 32 之间耦合的多维半导体阵列。开关阵列 80 和 82 包括排列为多维阵列的多个场效应晶体管(FET)(未示出)。FET 阵列包括连接至每个各自的光电二极管 60 的多个电导线和经柔性电性接口 84 电性连接至 DAS 32 的多个输出导线。特别地,约二分之一的光电二极管的输出电性连接至开关 80,而另一半光电二极管的输出电性连接至开关 82。另外,可以在每个闪烁器 57 之间插入反射层(未示出),从而降低来自邻近闪烁器的光散射。每个检测器 20 通过安装支架 79 固定于检测器框架 77,见图 3。

开关阵列 80 和 82 还包括解码器(未示出),其根据期望数量的切片和对于每个切片的切片分辨率开启、关闭或组合光电二极管的输出。在一个实施例中,解码器为现有技术已知的解码芯片或 FET 控制器。解码器包括与

开关阵列 80 和 82 以及 DAS 32 耦合的多条输出和控制线。在限定为 16 切片模式的一个实施例中，解码器开启开关 80 和 82，使得所有行的光电二极管阵列 52 被激活，产生 16 个同时的切片数据用于通过 DAS 32 处理。显然，多种其它的切片组合也是可以的。例如，解码器还可以由其它切片模式选取，包括一、二和四切片模式。

如图 5 所示，通过传送适当的解码器指令，开关阵列 80 和 82 可以构造为四切片模式，从而由一或更多行光电二极管阵列 52 的四个切片收集数据。依据开关阵列 80 和 82 的具体构造，可以启用、禁用或组合光电二极管 60 的各种组合，使得切片厚度可以包括一、二、三或四行闪烁器阵列元件 57。其它示例包括，包括一个切片、每个切片在 1.25mm 厚至 20mm 厚范围内的单切片模式，包括两个切片、切片在 1.25mm 厚至 10mm 厚范围内的两切片模式。可以预期上述以外的其它模式。

本发明旨在一种光遮罩或层，其构造用于降低来自靠近二极管中检测器单元之间缝隙的区域中的闪烁器的光子吸收。这些区域二极管中的光生载流子具有最高的可能性被邻近的检测器单元散射或收集。具体而言，光遮罩形成了交叉的光吸收抑制元件的格栅，光吸收抑制元件沿闪烁器阵列和光电二极管阵列横向延伸并尺寸上与其相等。另外，光遮罩可以代替或除吸收材料或不透明材料以外由反光材料构造。更加具体而言，光遮罩可以优选由黑色聚酰胺、金属、掺杂硅和不透明材料中的任何一种或组合来构造。

图 6 示出了根据本发明的 CT 检测器 20 的一部分的截面图。如上所示和所述，检测器 20 包括由多个闪烁器 57 形成的闪烁器阵列 56。相邻闪烁器通过通常填充有反光材料而形成反射器的缝隙 86 彼此分开。与闪烁器阵列 56 光耦合的为光电二极管阵列 52，包括制造在半导体衬底 61 中的光电二极管 60。每个闪烁器 57 具有对应的光电二极管 60。夹在闪烁器阵列与衬底之间的为光遮罩或层 88，其包括多个遮光元件 90。如上所述，光遮罩可以构造为使得遮光元件沿 x 轴、z 轴或两轴延伸。

光吸收罩 88 设计用于降低由一个检测器单元至其相邻一个的串扰。更具体而言，遮光元件 90 设计用于降低闪烁器与相邻闪烁器的光电二极管的串扰。另外，光遮罩设计为容许检测器部件的误对准，和与之相关的串扰。即，光遮罩构造为使得单个遮光元件尺寸上等于或优选大于相邻闪烁器之

间的间隔。结果，光遮罩可用于缓解闪烁器阵列与光电二极管阵列的对准要求。二极管中光子吸收的区域由光遮罩 88 的布置限定，而非闪烁器阵列 56 的对准。另外，优选光遮罩元件的厚度基本等于闪烁器阵列与光电二极管阵列之间的垂直间隔。

设想，光遮罩可以包括多种光吸收材料，且可以依据多种制造技术制造。因此，黑色聚酰胺为可以用于光吸收层的成分的一个示例。该黑色聚酰胺材料可以由 Rolla, Missouri 的 Brewer Science Inc. 购买。另外，考虑金属和金属化制造工艺。在另一实施例中，光电二极管阵列可以用产生光生载流子迅速复合的掺杂剂沉积或扩散。若二极管由 P 型掺杂剂形成，一个示例为高浓度 N 型掺杂剂。在另一个实施例中，制造并应用尺寸等于光电二极管阵列的机械格栅。也可尝试利用不透明材料的丝网印刷来构建光遮罩。另外，迄今为止，本发明所介绍的是关于通过光电二极管之间光吸收元件的引入来降低闪烁器与邻近光电二极管之间的串扰；然而，可以设想可以使用反光元件阻挡和/或反射射向邻近检测器单元的光子。由此，可以通过降低串扰来增加光收集。还可以设想，可以使用成角度的反射元件进一步增大光收集效率。

本发明所介绍的是关于来自医学患者诊断数据的收集。本发明还可应用于获取非医学数据的 CT 系统。现在参照图 7，包裹/行李检查系统 100 包括其中具有开口 104 的可旋转扫描架 102，包裹或成件的行李可以通过开口 104。可旋转扫描架 102 装载有高频电磁能源 106，以及具有由闪烁器单元构成的闪烁器阵列的检测器组件 108。还设置了传送系统 110，其包括由构架 114 支撑从而使待扫描的包裹或行李件 116 自动且连续地通过开口 104 的传送带 112。目标 116 由传送带 112 进给通过开口 104，随后获取了成像数据，并且传送带 112 按照受控且连续的方式将包裹 116 由开口 104 移开。结果，邮政检验员、行李处理员、以及其他安检人员可以非侵入地检验包裹 116 的内容搜索爆炸物、刀具、枪支、走私物品等。

因此，根据一个实施例，本发明包括一种 CT 检测器，其具有包括多个闪烁器的闪烁器阵列和具有多个光电二极管的光电二极管阵列，其构造为检测闪烁器阵列的亮度。CT 检测器包括设置在闪烁器阵列与光电二极管阵列之间的光遮罩。光遮罩构造为降低闪烁器与邻近光电二极管之间的光转移。

根据本发明的另一实施例，提供一种CT检测器，其包括至少两个彼此邻近的闪烁器和至少两个光电二极管。适当地排列每个光电二极管，从而检测各个闪烁器的发光。该CT检测器还包括至少一个设置在该至少两个闪烁器与该至少两个光电二极管之间的光遮罩元件，从而降低闪烁器与相邻光电二极管之间的光转移。

根据另一实施例，本发明包括一种CT系统，其包括其中具有在中心设置的孔的可旋转的扫描架，以及前后可移动通过该孔并构造为定位用于CT数据获取的目标的工作台。该CT系统还包括位于该可旋转扫描架内并构造为向目标投射高频电磁能的高频电磁能投射源，以及设置在可旋转扫描架内并构造为检测由该投射源投射并受该目标影响的高频电磁能的检测器阵列。检测器阵列包括闪烁器阵列和光电二极管阵列。检测器阵列还包括层夹在闪烁器阵列与光电二极管阵列之间的光串扰抑制器阵列。

根据本发明的又一实施例，本发明包括一种制造CT检测器的方法，其包括提供闪烁器单元布置和提供光电二极管单元布置的步骤。该制造方法还包括提供光串扰遮罩，并排列闪烁器单元布置和光电二极管单元布置，使得光串扰遮罩夹在其间。

已经以优选实施例的方式对本发明进行了介绍，应认可，除具体表述的以外，其它等效、替换和改进是可以的，并属于所附权利要求的范围。

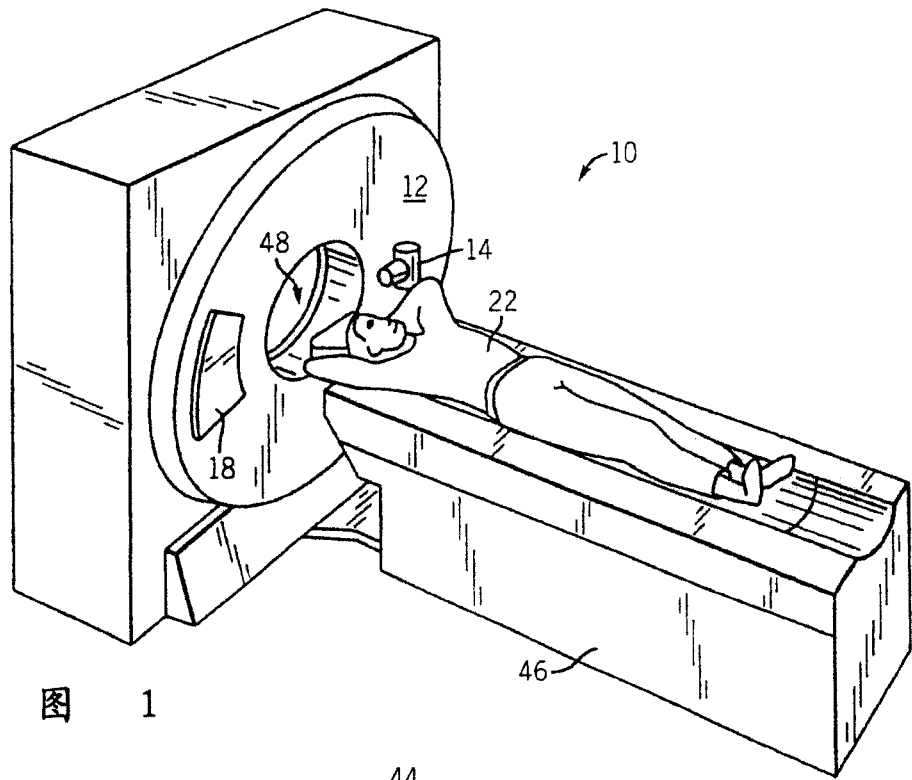


图 1

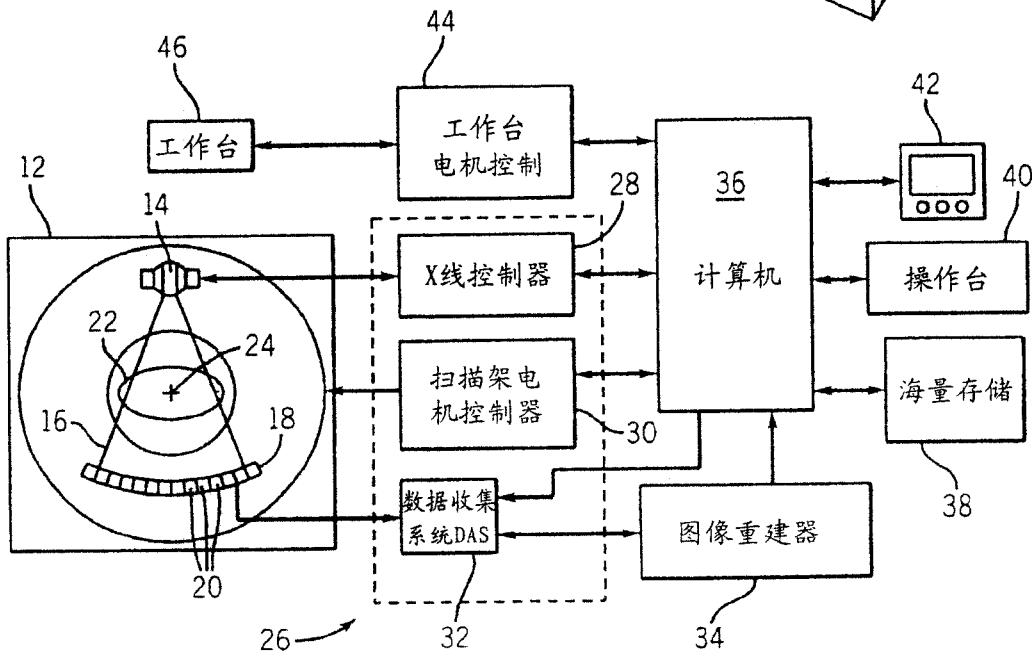


图 2

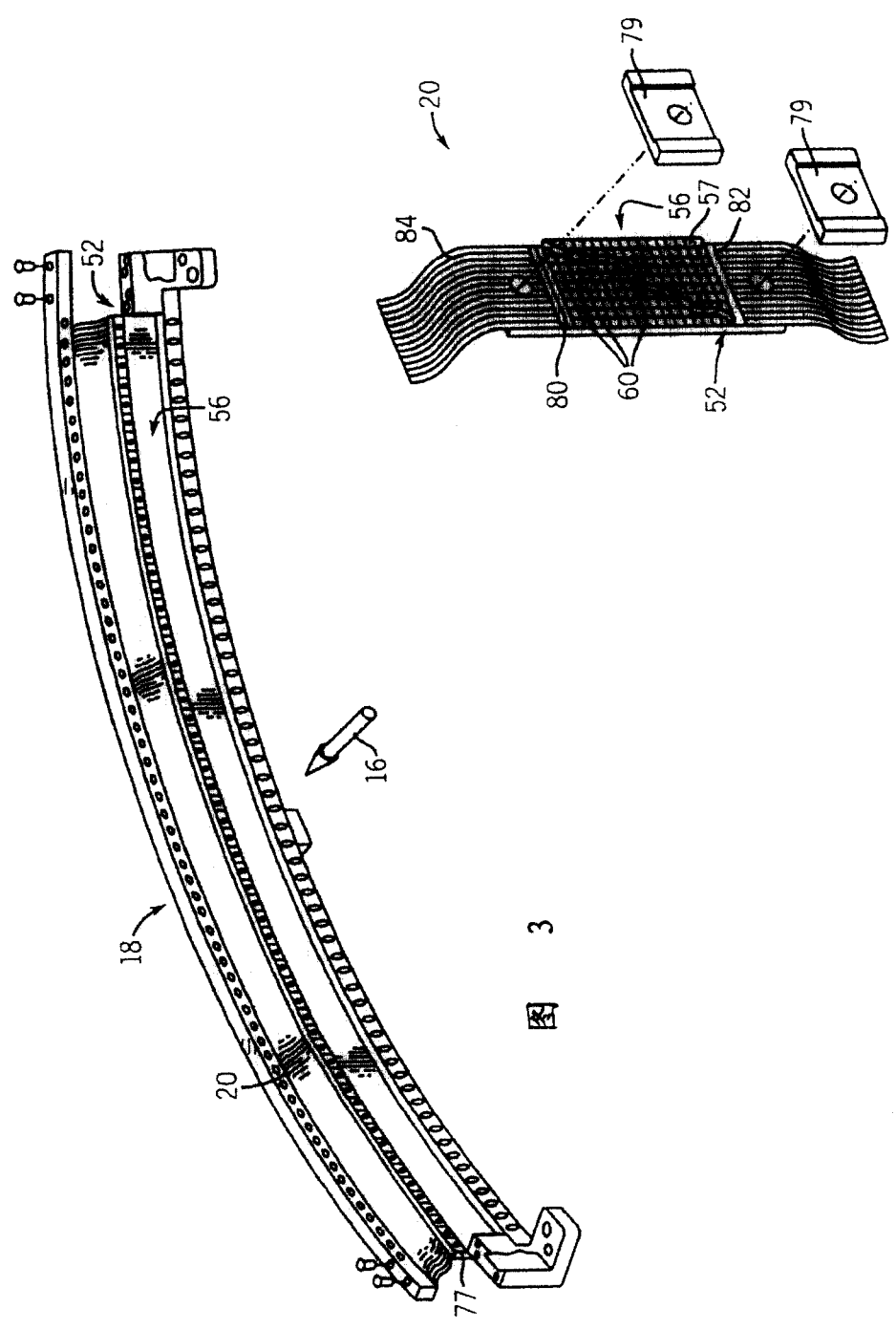


图 3

图 4

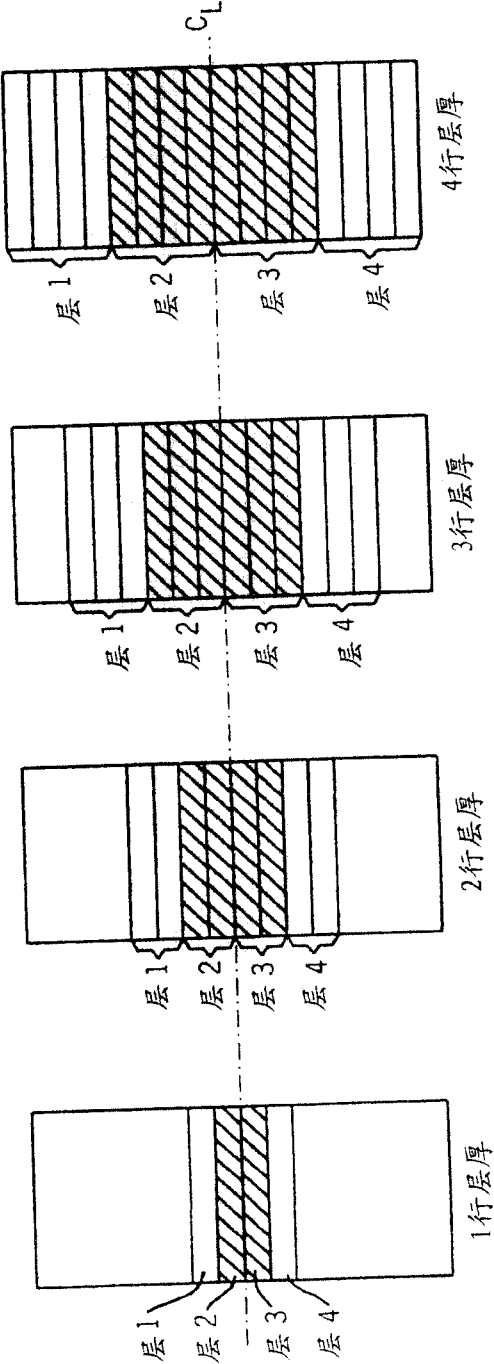


图 5

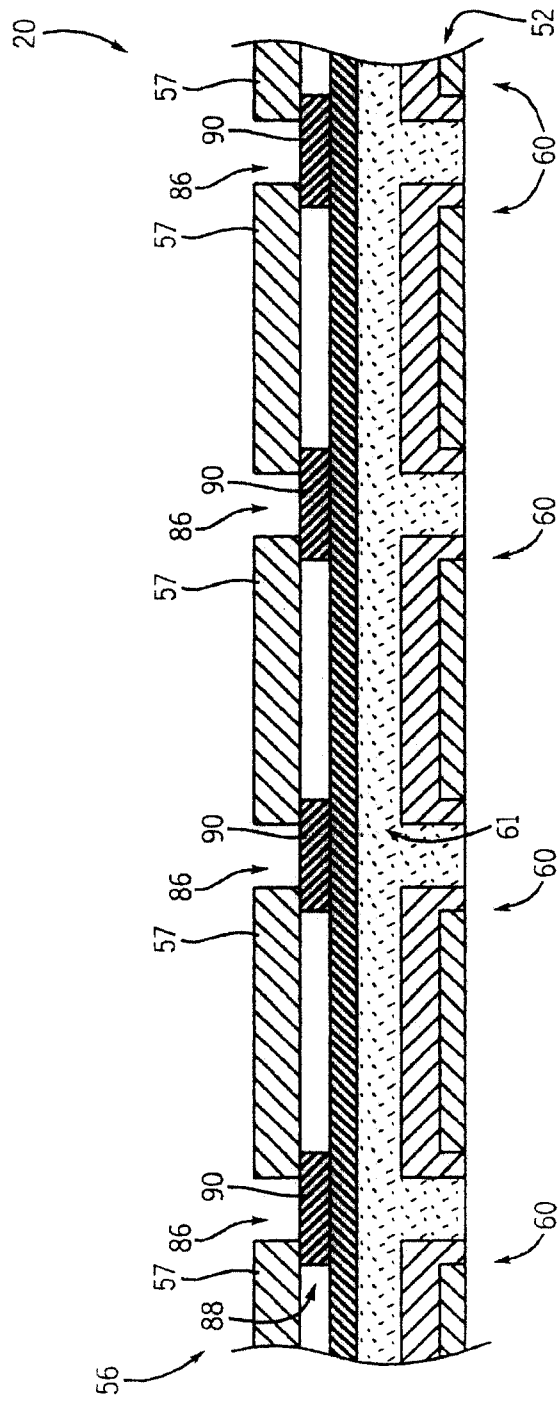


图 6

