

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 6/03

G01N 23/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410039944.6

[43] 公开日 2004 年 9 月 22 日

[11] 公开号 CN 1530076A

[22] 申请日 2004.3.12

[21] 申请号 200410039944.6

[30] 优先权

[32] 2003.3.12 [33] US [31] 10/249052

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 D·M·霍夫曼 M·F·霍格

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

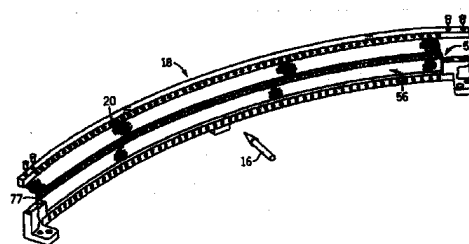
代理人 杨 凯 罗 朋

权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 9 页

[54] 发明名称 带分段光耦合器的计算机 X 射线断层造影检测器及制造方法

[57] 摘要

本发明针对用于 CT 成像系统(10)的 CT 检测器(20)，它在光电二极管阵列(52)和闪烁器阵列(56)之间加入分段光耦合器。分段光耦合器还用作光准直仪，提高光电二极管阵列(52)的光收集效率。分段光耦合器由共同形成多个开放单元(90)的一系列反射元件(88)来定义。开放单元(90)形成光传输腔并有助于光从闪烁器(57)到光电二极管(60)的准直。腔(90)可采用光学环氧树脂来填充，以便密封到光电二极管阵列(52)上。



ISSN 1008-4274

1. 一种 CT 检测器(20), 包括:
排列成阵列(82)的多个闪烁器(57), 它们接收 x 射线(16)并响应对 x
5 射线的接收而输出光(85);
排列成阵列(52)的多个光检测元件(60), 它们响应从所述多个闪烁器(57)检测的光而输出电信号; 以及
非连续式光耦合器, 用于把所述多个闪烁器(57)固定到所述多个光检测元件(60)上。
- 10 2. 如权利要求 1 所述的 CT 检测器(20), 其特征在于, 所述非连续式光耦合器包括多个结合在一起的反射元件(88)。
3. 如权利要求 2 所述的 CT 检测器(20), 其特征在于, 所述多个结合在一起的反射元件(88)设置成定义多个光耦合单元, 各单元配置成把一个闪烁器(57)固定到一个光电二极管(60)上。
- 15 4. 如权利要求 3 所述的 CT 检测器(20), 其特征在于, 各光耦合单元包括光学环氧树脂(112)。
5. 如权利要求 3 所述的 CT 检测器(20), 其特征在于, 各光耦合单元包括热塑性材料(122)。
6. 如权利要求 1 所述的 CT 检测器(20), 其特征在于, 所述非连
20 续式光耦合器包括格网, 定义所述多个闪烁器(57)和所述多个光检测元件(60)之间的多个光传输腔(90)。
7. 如权利要求 6 所述的 CT 检测器(20), 其特征在于, 所述格网包括粘合到所述多个闪烁器(57)上的蚀刻金属网格(148)。
8. 如权利要求 6 所述的 CT 检测器(20), 其特征在于, 所述光传
25 输腔(90)包括光耦合环氧树脂(154)。

带分段光耦合器的计算机 X 射线断层造影检测器及制造方法

5 技术领域

一般来说, 本发明涉及诊断成像, 更具体地说, 涉及具有分段或非连续光耦合器的 CT 检测器及其制造方法。另外, 分段光耦合器用作结合在检测器的闪烁器和光电二极管之间的光准直仪。

10 背景技术

通常, 在计算机 X 射线断层造影(CT)成像系统中, x 射线源向受检者或检测对象、如患者或行李箱发出扇形波束。在下文中, 术语“受检者”和“对象”应包括能够被成像的任何物体。波束被受检者衰减之后照射到辐射检测器阵列上。在检测器阵列上接收的经衰减的波束辐射的强度通常取决于 x 射线束被受检者衰减的程度。检测器阵列的各检测元件产生指明各检测元件接收的衰减波束的独立电信号。电信号传送到数据处理系统以便进行分析而最终产生图像。

一般来说, x 射线源和检测器阵列围绕成像平面中的台架以及围绕受检者旋转。X 射线源通常包括 x 射线管, 它们在焦点上发出 x 射线束。X 射线检测器通常包括: 准直仪, 用于校准检测器上接收的 x 射线束; 闪烁器, 用于把 x 射线转换为光能, 靠近准直仪; 以及光电二极管, 用于从相邻闪烁器接收光能并从中产生电信号。

通常, 闪烁器阵列的各闪烁器把 x 射线转换为光能。各闪烁器向与其相邻的光电二极管释放光能。各光电二极管检测光能并产生相应的电信号。然后, 光电二极管的输出传送到数据处理系统供图像重构。

CT 检测器的检测器单元之间的“串扰”是常见的。“串扰”一般定义为在 CT 检测器的相邻单元之间的数据传递。一般要设法减少串扰, 因为串扰导致最终重构的 CT 图像中存在假像并造成差的空间分

分辨率。通常，在单个 CT 检测器中可能产生四种不同类型的串扰。X 射线串扰可能因闪烁器单元之间的 x 射线散射而引起。光串扰可能由于光通过围绕闪烁器的反射器传播而引起。已知的 CT 检测器利用连续式光耦合层、通常为环氧树脂来将闪烁器阵列固定到光电二极管阵列。但是，当光从一个单元通过连续层传递到另一个单元时，会出现串扰。电串扰会从光电二极管之间不必要的传递中产生。在上述类型的串扰中，通过连续式光耦合层产生的串扰一般视为 CT 检测器中串扰的主要来源。

因此，希望设计一种 CT 检测器，它在闪烁器阵列和光电二极管阵列之间具有改进的光耦合，以便减少 CT 检测器中的串扰，并改善最终重构图像的空间分辨率。

发明内容

本发明针对克服了上述缺陷的 CT 成像系统的 CT 检测器。CT 检测器在光电二极管阵列和闪烁器阵列之间加入格状光准直仪。光准直仪改善光电二极管阵列的光收集效率，并且可由反射材料制成，以便减少检测器中的串扰。各个格状准直仪由共同形成多个开放单元的一系列反射元件定义。开放单元形成光传输腔，并有助于光从闪烁器到光电二极管的准直。这些光传输腔可由光学环氧树脂来填充，用于密封到光电二极管阵列或闪烁器阵列，从而避免与连续式光耦合层有关的缺陷。

因此，根据本发明，CT 检测器包括排列成阵列的多个闪烁器，以便接收 x 射线并响应所接收的 x 射线而输出光。多个光检测元件排列成一个大小类似于闪烁器阵列的阵列，并配置成检测来自闪烁器的光。非连续式光耦合器则用于把多个闪烁器固定到多个光检测元件。

根据本发明的另一个方面，CT 系统包括具有设置在其中心位置的孔的可旋转台架以及可通过孔前后移动并配置成放置要进行 CT 数据获取的受检者的工作台。高频电磁能量投射源放置在可旋转台架中，

并配置成向受检者投射高频电磁能量。CT系统还包括设置在可旋转台架中并配置成检测由投射源所投射且照射到受检者的高频电磁能量的检测器阵列。检测器阵列包括排列成闪烁器阵列的多个闪烁器以及排列成光电二极管阵列的多个光电二极管。具有多个光传输腔的光准直仪设置在闪烁器阵列和光电二极管阵列之间。

根据本发明的又一个方面，CT检测器的制造方法包括以下步骤：形成具有多个闪烁器的闪烁器阵列以及形成具有多个光电二极管的光电二极管阵列。开放单元的准直仪则设置在这些阵列之间。然后，所产生的组件相互固定。

通过以下的详细描述和附图，本发明的各种其它特征、目的和优点将会十分明显。

附图说明

附图说明当前考虑用于实现本发明的一个最佳实施例。

附图包括：

图1是CT成像系统的图示。

图2是图1所示系统的原理框图。

图3是CT系统检测器阵列的一个实施例的透视图。

图4是检测器的一个实施例的透视图。

图5说明四片模式下图4中的检测器的各种配置。

图6是根据本发明的CT检测器的截面示意图。

图7-10阐述根据本发明制造CT检测器的各种技术的步骤。

图11是与非侵入式包裹检查系统配合使用的CT系统的图示。

具体实施方式

参照四片计算机X射线断层造影(CT)系统来描述本发明的工作环境。但是，本领域的技术人员应当知道，本发明同样适合与单片或其它多片配置配合使用。此外，还将结合对x射线的检测和转换来描述

本发明。但是，本领域的技术人员还知道，本发明同样适用于对其它高频电磁能量的检测和转换。将结合“第三代”CT扫描仪来描述本发明，但本发明同样适用于其它CT系统。

参照图1和图2，图中所示的计算机X射线断层造影(CT)成像系统10包括代表“第三代”CT扫描仪的台架12。台架12具有向台架12的相对侧上的检测器阵列18投射x射线束16的x射线源14。检测器阵列18由共同检测通过医疗患者22的投射x射线的多个检测器20组成。各检测器20产生表示照射x射线束强度、因而也表示通过患者22的衰减波束强度的电信号。在获取x射线投射数据的扫描过程中，台架12和安装在其中的组件绕旋转中心24旋转。

台架12的旋转和x射线源14的操作由CT系统10的控制机构26来管理。控制机构26包括：x射线控制器28，向x射线源14提供功率和定时信号；以及台架电动机控制器30，控制台架12的转速和位置。控制机构26中的数据获取系统(DAS)32对来自检测器20的模拟数据进行采样，并把数据转换为数字信号供随后处理。图像重构器34从DAS32接收经采样和数字化的x射线数据，并执行高速重构。重构的图像作为输入加到计算机36中，计算机36把图像存储在大容量存储装置38中。

计算机36还经由具有键盘的控制台40从操作员那里接收命令和扫描参数。相关的阴极射线管显示器42允许操作员观察来自计算机36的重构图像和其它数据。操作员提供的命令和参数由计算机36用于向DAS32、x射线控制器28和台架电动机控制器30提供控制信号和信息。另外，计算机36操作工作台电动机控制器44，工作台电动机控制器44控制电动工作台46以定位患者22和台架12。具体地说，工作台46移动患者22的身体部位通过台架孔48。

如图3和图4所示，检测器阵列18包括组成闪烁器阵列56的多个闪烁器57。准直仪(未标出)设置在闪烁器阵列56的上方，在x射线束16照射到闪烁器阵列56之前使这些波束准直。

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 的阵列大小。因此,阵列18具有16行和912列(16×57 个检测器),允许通过台架12的每次旋转同时收集16个数据片。

5 图4中的开关阵列80和82是耦合在闪烁器阵列56和DAS32之间的多维半导体阵列。开关阵列80和82包括排列成多维阵列的多个场效应晶体管(FET)(未标出)。FET阵列包括许多连接到各个相应光电二极管60的电导线以及许多经由柔性电接口84与DAS32电连接的输出导线。具体地说,大约一半的光电二极管输出与开关80电连接,
10 而另一半的光电二极管输出与开关82电连接。另外,反射层(未标出)可插入各闪烁器57之间,以便减少来自相邻闪烁器的光散射。如图3所示,各检测器20通过安装托架79固定到检测器框架77上。

开关阵列80和82还包括解码器(未标出),它根据所需片数以及各片的片分辨率来启用、禁用或组合光电二极管输出。在一个实施例中,
15 解码器是本领域已知的解码器芯片或FET控制器。解码器包括连接到开关阵列80、82及DAS32的多个输出和控制线。在定义为16片模式的一个实施例中,解码器启用开关阵列80和82,从而激活光电二极管阵列52的所有行,产生16个同时存在的数据片,供DAS32处理。当然,许多其它片组合也是可行的。例如,解码器还可从其它片
20 模式、包括一、二和四片模式中进行选择。

如图5所示,通过传送适当的解码器指令,开关阵列80和82能够配置成四片模式,使得数据从光电二极管阵列52的一行或多行的四片中收集。根据开关阵列80和82的特定配置,光电二极管60的各种组合能够被启用、禁用或组合,使片厚度可由闪烁器阵列元件57的一
25 行、二行、三行或四行来组成。其它示例包括:单片模式,其中包括片范围从1.25 mm厚至20 mm厚的一片;以及二片模式,其中包括片范围从1.25 mm厚至10 mm厚的二片。也考虑除所述模式以外的其它模式。

现在参照图 6, 说明 CT 检测器 20 的截面示意图。如上所述, 检测器 20 包括由多个闪烁器 57 定义的闪烁器阵列 56。各闪烁器设计成响应对 x 射线 16 的接收而产生光输出 85。反射层 86 覆盖闪烁器的 x 射线接收表面以提高光电二极管的光收集效率。反射层 86 由允许从投射源投射的 x 射线通过的材料构成, 并且向光电二极管反射闪烁器所产生的光。反射层与相邻闪烁器 57 之间延伸的一系列反射元件 88 结合, 作为反射壁。反射元件 88 设计成防止光散射和/或减少闪烁器之间的 x 射线散射。

CT 检测器 20 这样构造, 使得光腔 90 在各光电二极管和闪烁器之间延伸。光腔可根据将结合图 7-10 所述的多种制造技术来制作, 并由空腔元件或板 92 定义。板 92 最好是由类似于用于形成反射元件 88 的材料的反射材料构成。另外, 板 92 的宽度与反射元件 88 的宽度相似。板 92 最好是在形成反射元件 88 的过程中形成, 如将要结合图 7 所述那样。因此, 板 92 从反射元件延伸到光电二极管阵列的光检测表面。

构造板 92 以形成光传输腔 90, 从而以内单元光准直仪的形式工作。板 92 设计成消除闪烁器之间的光串扰, 从而校准照射到光电二极管阵列的光检测表面的光。此外, 板 92 可用光耦合薄膜或树脂来涂敷, 从而把板固定到光电二极管阵列上。或者, 板也可粘接到光电二极管阵列的表面上。在另一个实施例中, 各光传输腔 90 用类似于用于连续式环氧树脂层的环氧树脂的光学环氧树脂来填充。光学环氧树脂用作粘合剂, 把光电二极管阵列与闪烁器阵列连接。通过提供反射板 92, 避免了与连续式光层串扰有关的缺陷。虽然可用环氧树脂来相互固定这些阵列, 但其它复合物和材料、如热塑性塑料也可使用, 并且也在本发明的范围之内。

现在参照图 7, 说明类似于结合图 6 所述的制作 CT 检测器的技术的步骤。所述步骤可通过劳动密集的过程、全自动化、计算机驱动的过程或其组合来执行。技术 100 在 102 从 CT 检测器制造所用的产品、人员等的吸收开始。这个步骤所实现的可有所不同, 但最低限度应当

包括准备闪烁器块。然后，闪烁器块安装到可溶材料 104 上。然后，在 106 切割闪烁器块和可溶材料。切割之后，沿着一维或二维，产生相互均匀分隔的多个闪烁器单元。然后，在 108，把反射材料浇注到因切割过程而在闪烁器单元之间建立的空隙中。反射材料的浇注方式应当这样：使闪烁器之间的接触面完全被填充，如可溶材料的相邻部分之间的接触面那样。然后，允许浇注的反射材料凝固，并经过任何其它处理以确保适当的反射率等。浇注的反射材料已经凝固之后，则在 110 溶解可溶材料。溶解该材料的过程取决于所用可溶材料的类型。例如，可溶材料可放置在洗涤剂中，以化学方式溶解，或者以指定温度进行加热，以便实质上“融化”可溶材料。溶解过程完成之后，产生具有结合在一起的浇注反射体的闪烁器阵列。特别要注意的是，闪烁器之间的各反射元件超出闪烁器，即其长度大于闪烁器的长度。反射体超出闪烁器的部分用作上述反射板。在反射板之间产生的开放单元定义了光传输腔，并在 112 用光学环氧树脂填充。光学环氧树脂允许光在闪烁器和光电二极管之间传输，同时还建立粘合面，用于把闪烁器接合到光电二极管。因此，光电二极管阵列和闪烁器阵列在 114 相互连接。完成了 CT 检测器制造过程的这个部分，CT 检测器制造的其余部分在 116 依次发生。

参照图 6 所述且根据图 7 的技术制造的 CT 检测器仅说明本发明的一个示例。也考虑包含参照图 6 所述的优点但根据不同于图 7 所述技术制作的类似 CT 检测器，并且在本发明的范围之内。为了说明而不是限制，参照图 8-10 描述其它制造技术以及所产生的结构。

现在参照图 8，另一种 CT 制作过程 118 在 120 从准备闪烁器材料的块开始。然后，这个块在 122 放置到热塑性材料块上。然后，在 124 根据已知切割过程切割闪烁器块和热塑性塑料。最好是仅切割热塑性塑料的一部分，从而留下一个薄的未切割部分能够用于密封光电二极管阵列。然后，在 126，浇注反射材料被淀积到因切割过程而产生的闪烁器单元之间的空隙中。与根据图 7 构造的 CT 检测器相比，没有

使用浇注反射材料所形成的反射板之间的光学环氧树脂。由于热塑性材料没有完全被切割成块，因此如上所述，产生薄的热塑性材料层，用于把闪烁器阵列固定到光电二极管阵列上，与光学环氧树脂相反。然后，过程 118 在 128 以 CT 检测器经过根据已知技术进行其它处理和制造来结束。

上述过程涉及对闪烁器阵列的改变。与此不同，图 9 的过程通过对光电二极管阵列进行蚀刻来建立反射板。具体地说，过程 130 在 132 从形成光电二极管阵列开始。在 134，通过半导体或其它适当材料的薄膜来覆盖光电二极管阵列。最好是施加或热培养薄硅层，并允许固化到光电二极管光接收表面上。应当使用不会对光电二极管阵列的光收集能力产生负面影响的半导体材料。然后，在 136，对光电二极管阵列的表面施加掩模和等离子蚀刻，利用标准半导体制作技术来形成网格。可考虑各种半导体制作工艺，其中包括化学蚀刻、机械蚀刻、离子束磨削等等。蚀刻过程的结果应当产生由半导体材料定义的一系列开放单元。开放单元应当与光电二极管阵列的光检测表面垂直对齐。然后，在 138，开放单元采用光学环氧树脂来填充，以便在 140 把光电二极管阵列固定到闪烁器阵列上。然后，所产生的组件经过标准后处理技术，至此过程在 142 结束。

图 10 所示的过程利用没有与闪烁器阵列或光电二极管阵列结合的中间元件。制造过程 144 在 146 从根据已知的制造技术形成闪烁器阵列和光电二极管阵列开始。然后，在 148，从一片薄金属或其它材料上蚀刻网格。网格定义在大小上等于闪烁器和光电二极管的许多单元。另外，网格的高度最好是等于上述光传输腔的所需高度。因此，在 150，在网格中形成的开放单元与闪烁器阵列的闪烁器或者与光电二极管阵列的光电二极管对齐。然后，网格在 152 被粘合到所选阵列上。网格定义的开放单元或空腔则可在 154 用光学环氧树脂来填充。然后在 156，光学环氧树脂用于把所选阵列固定到另一个阵列。或者，开放单元可保持为空的，网格被粘合到另一个阵列。然后，过程在 158

完成。

每个上述制造过程均产生一种 CT 检测器，它具有非连续式光耦合器，从而避免了连续式光耦合层相关的缺陷。每个过程产生一种 CT 检测器，其中形成光传输腔来使从闪烁器发射到光电二极管的光准直。空腔可以采用光耦合环氧树脂来填充或者保持为空的，并将闪烁器粘合到光电二极管阵列上。最好是采用环氧树脂来填充空腔，因为这会产生更好的光传输以及在闪烁器和光电二极管之间形成更强的连接。

现在参照图 11，包裹/行李检查系统 160 包括可旋转台架 162，其上具有孔 164，可通过包裹或行李。可旋转台架 162 包含高频电磁能量源 166 以及检测器组件 168。还提供了传送系统 170，它包括传送带 172，由结构 174 支撑以便自动连续地通过孔 164 传递要扫描的包裹或行李 176。对象 176 由传送带 172 通过孔 164 馈送，然后获取成像数据，传送带 172 以受控且连续的方式从孔 164 取下包裹 176。因此，邮政检查人员、行李管理人员和其它安全人员可通过非侵入式方式来检查包裹 176 的内含物，查找爆炸物、刀、枪支、违禁品等。

因此，根据本发明的一个实施例，CT 检测器包括排列成一个阵列的多个闪烁器，以便接收 x 射线并响应所接收的 x 射线而输出光。多个光检测元件排列成一个大类似闪烁器阵列的阵列，并配置成检测来自闪烁器的光。非连续式光耦合器则用于把多个闪烁器固定到多个光检测元件上。

根据本发明的另一个实施例，CT 系统包括具有设置在其中中心位置的孔的可旋转台架以及可通过孔前后移动并配置成放置要进行 CT 数据获取的受检者的工作台。高频电磁能量投射源放置在可旋转台架中，并配置成向受检者投射高频电磁能量。CT 系统还包括设置在可旋转台架中并配置成检测由投射源所投射且与受检者接触的高频电磁能量的检测器阵列。检测器阵列包括排列成一个闪烁器阵列的多个闪烁器以及排列成一个光电二极管阵列的多个光电二极管。具有多个光传

输腔的光准直仪设置在闪烁器阵列和光电二极管阵列之间。

- 根据本发明的又一个实施例，CT 检测器的制造方法包括以下步骤：形成具有多个闪烁器的闪烁器阵列以及形成具有多个光电二极管的光电二极管阵列。开放单元的准直仪则设置在这些阵列之间。然后
- 5 把所得到的组件相互固定。

已经通过最佳实施例描述了本发明，应当知道，除明确阐述的内容之外，其它等效方案、备选方案和修改方案也是可行的，并且在所附权利要求书的范围之内。

图 3

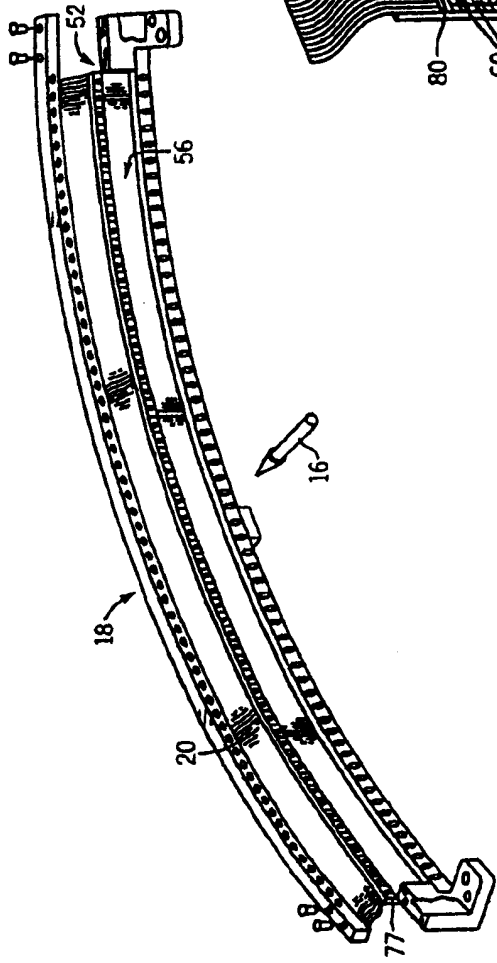
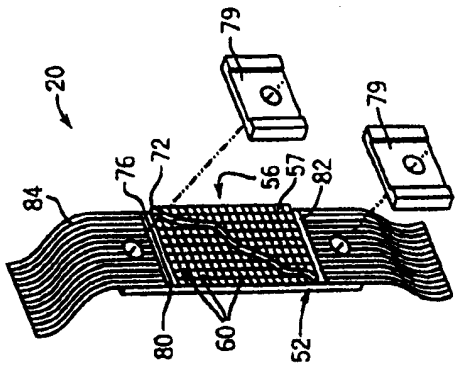


图 4



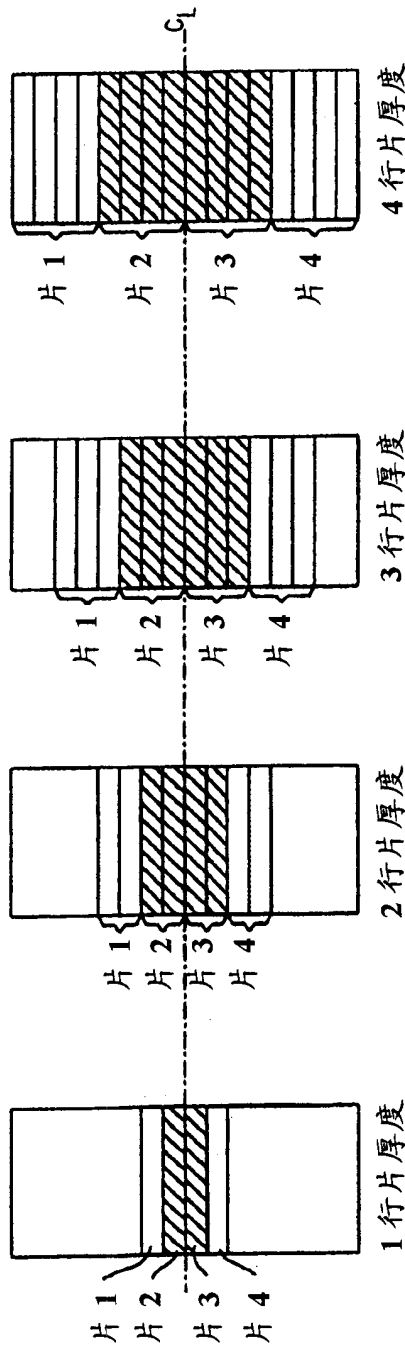


图 5

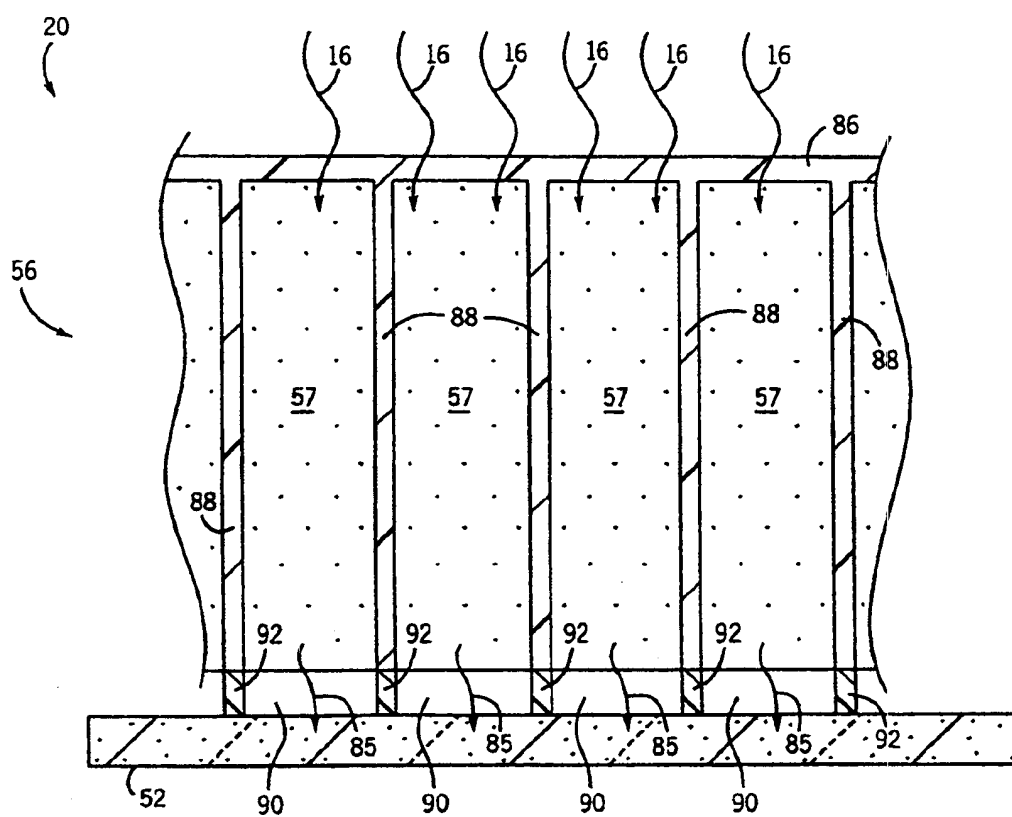


图 6

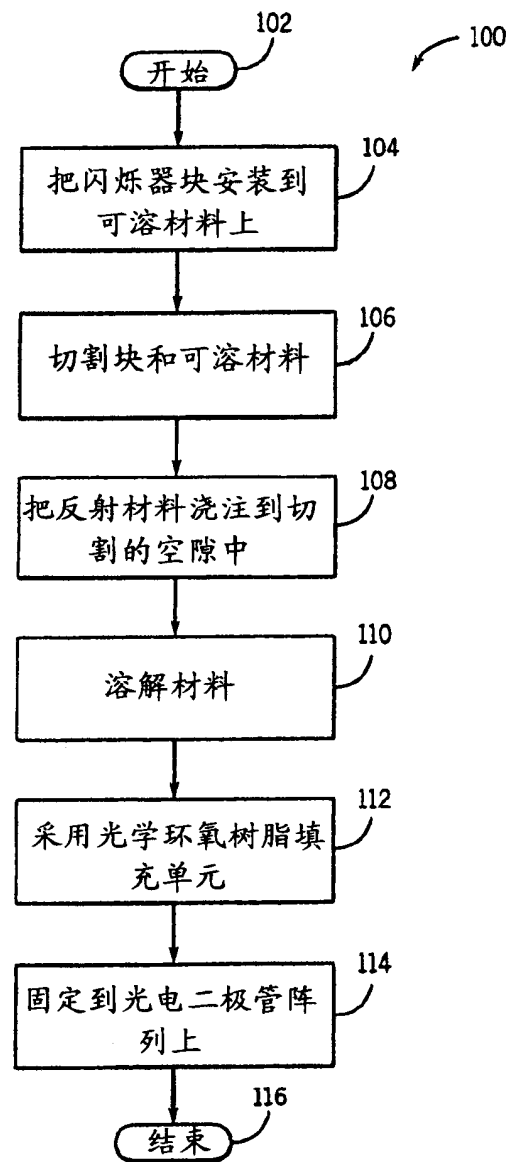


图 7

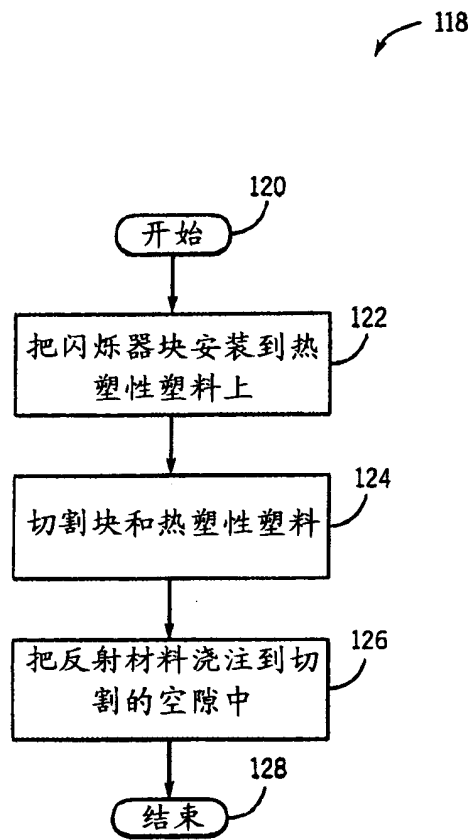


图 8

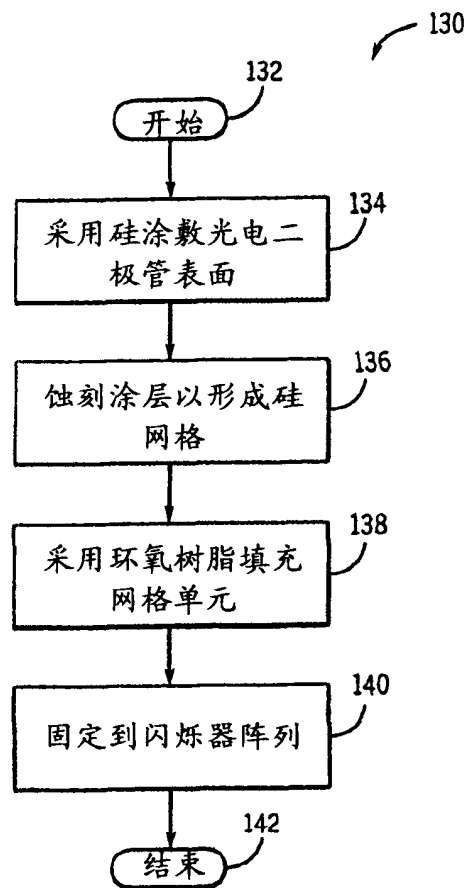


图 9

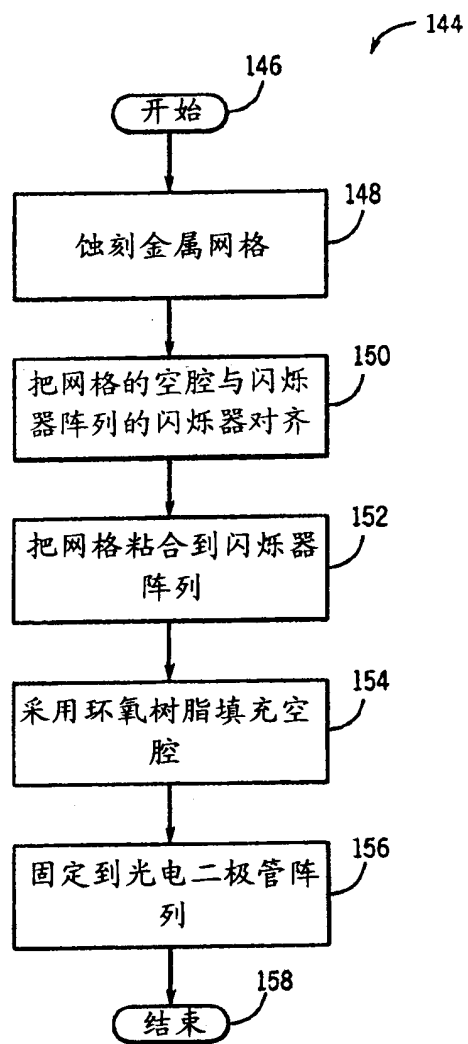


图 10

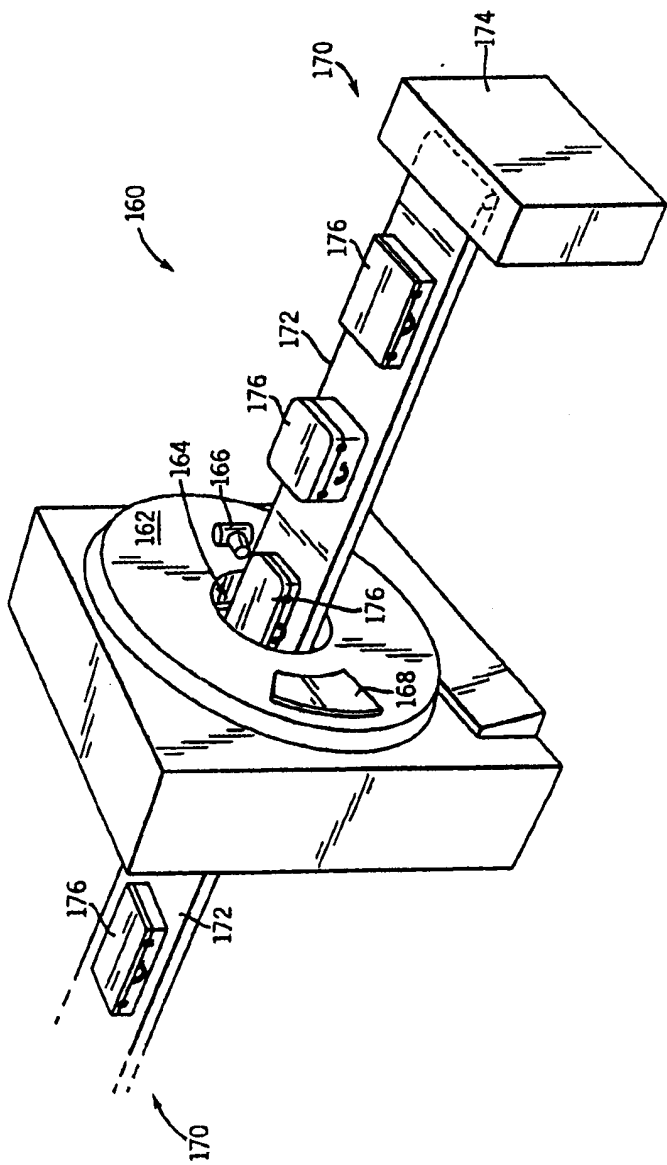


图 11