



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102525536 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 07

(21) 申请号 201110436560. 8

(22) 申请日 2011. 12. 13

(30) 优先权数据

12/967101 2010. 12. 14 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 D·M·霍夫曼 J·A·考策尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 柯广华 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

G01N 23/04(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0150305 A1, 2010. 06. 17, 说明书摘要、说明书第 28 段, 第 37 段, 第 42-43 段、附图 1, 7.

CN 101069089 A, 2007. 11. 07, 说明书第 8 页第 5-6 段、附图 8.

US 2010/0150305 A1, 2010. 06. 17, 说明书摘要、说明书第 28 段, 第 37 段, 第 42-43 段、附图 1, 7.

审查员 宋含

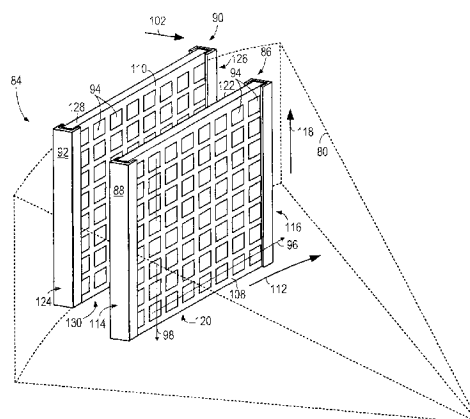
权利要求书1页 说明书7页 附图8页

(54) 发明名称

堆叠平板 x 射线探测器部件及其制作方法

(57) 摘要

一种 x 射线探测器部件 (84) 包括第一平板数字投影探测器 (86) 和第二平板数字投影探测器 (90)。该 x 射线探测器部件 (84) 还包括: 第一探测器安装结构 (88), 配置成将第一平板数字投影探测器 (86) 对齐为第一位置, 以便阻止第二平板数字投影探测器 (90) 接收沿 x 射线穿透方向从 x 射线源 (74) 朝向第二平板数字投影探测器 (90) 发射的 x 射线。



1. 一种 x 射线探测器部件 (84), 包括:

第一平板数字投影探测器 (86);

第二平板数字投影探测器 (90); 以及

第一探测器安装结构 (88), 配置成将所述第一平板数字投影探测器 (86) 对齐为第一位置, 以便阻止所述第二平板数字投影探测器 (90) 接收沿 x 射线穿透方向从 x 射线源 (74) 朝向所述第二平板数字投影探测器 (90) 发射的 x 射线;

其中, 所述第一探测器安装结构 (88) 包括导轨, 所述导轨配置成允许所述第一平板数字投影探测器 (86) 在所述第一位置与第二位置之间移动; 以及

当处于所述第二位置时, 所述第一平板数字投影探测器 (86) 与所述第二平板数字投影探测器 (90) 未对齐, 使得沿所述 x 射线穿透方向从所述 x 射线源 (74) 发射的 x 射线照射到所述第二平板数字投影探测器 (90) 上, 而没有经过所述第一平板数字投影探测器 (86)。

2. 如权利要求 1 所述的 x 射线探测器部件 (84), 其中, 所述第一和第二平板数字投影探测器 (86、90) 包括所具有覆盖面积的大小至少等于平均成人心脏的完整投影的数字投影射线照相探测器。

3. 如权利要求 1 所述的 x 射线探测器部件 (84), 还包括陷波滤波器 (142), 所述陷波滤波器 (142) 中包括选择成过滤给定能带中的 x 射线的 x 射线衰减材料。

4. 如权利要求 3 所述的 x 射线探测器部件 (84), 其中, 所述陷波滤波器 (142) 定位在所述第一与第二平板数字投影探测器 (86、90) 之间。

5. 如权利要求 3 所述的 x 射线探测器部件 (84), 其中, 所述陷波滤波器 (142) 定位在所述第一平板数字投影探测器与所述 x 射线源 (74) 之间。

6. 如权利要求 1 所述的 x 射线探测器部件 (84), 其中, 所述第一平板数字投影探测器 (86) 配置成吸收低能量 x 射线; 以及

所述第二平板数字投影探测器 (90) 配置成吸收高能量 x 射线。

7. 如权利要求 6 所述的 x 射线探测器部件 (84), 其中, 所述第一平板数字投影探测器 (86) 沿所述 x 射线穿透方向具有比所述第二平板数字投影探测器 (90) 的厚度要小的厚度。

8. 如权利要求 6 所述的 x 射线探测器部件 (84), 其中, 所述第一平板数字投影探测器 (86) 包括配置成吸收高能量 x 射线的第一闪烁材料; 以及

所述第二平板数字投影探测器 (90) 包括配置成吸收低能量 x 射线的第二闪烁材料。

9. 如权利要求 1 所述的 x 射线探测器部件 (84), 其中, 所述第一和第二平板数字投影探测器 (86、90) 沿通道方向具有大约 20cm 的宽度。

堆叠平板 x 射线探测器部件及其制作方法

技术领域

[0001] 本申请是 2006 年 9 月 19 日提交的序号 11/523359 的美国非临时申请的部分继续申请并且要求其优先权益,通过引用将其公开结合到本文中。

[0002] 一般来说,本发明的实施例涉及诊断成像方法和设备,更具体来说,涉及制造堆叠平板 x 射线探测器部件的设备和方法。

背景技术

[0003] 通常,在 CT 成像系统中,x 射线源将扇形束朝向受检体或对象如患者或行李件发射。下文中,术语“受检体”和“对象”将包括能够被成像的任何物体。一般来说,x 射线源和探测器部件围绕成像平面中的扫描架以及围绕受检体旋转。x 射线源通常包括 x 射线管,x 射线管在焦点处发射 x 射线束。射束经受检体衰减之后照射到辐射探测器阵列上。

[0004] 探测器部件通常由多个探测器模块组成。在一扫描架角度范围上收集表示在每个探测器元件处的所接收 x 射线束的强度的数据。在探测器阵列所接收的经衰减射束辐射的强度通常取决于 x 射线被受检体衰减的程度。探测器阵列的各探测器元件产生指示由各探测器元件接收的经衰减射束的独立电信号。将电信号传送给数据处理系统供分析,这最终产生图像。

[0005] 常规 CT 系统发射具有多色谱的 x 射线。受检体中各材料的 x 射线衰减取决于所发射 x 射线的能量。如果 CT 投影数据在多个 x 射线能级或能谱来获取,则该数据包含常规 CT 图像中没有包含的有关被成像受检体或对象的附加信息。例如,能谱 CT 数据能够用于产生具有相当于所选单色能量的 x 射线衰减系数的新图像。这种单色图像包括图像数据,其中指配体素 (voxel) 的强度值,如同 CT 图像通过采用单色 x 射线束从受检体收集投影数据来创建一样。能谱 CT 数据便于更好地区别组织,从而使得更易于区分诸如包含钙和碘的组织之类的材料。

[0006] 能量敏感扫描的一个主要目标是得到诊断 CT 图像,诊断 CT 图像通过利用在不同色彩能量状态的两个或更多扫描来增强图像中的信息(对比度分离 (contrast separation)、材料特异性等等)。高频发生器使得有可能在交替视图上切换高频电磁能量投影源的 kVp 电位。因此,两个或更多能量敏感扫描的数据可通过时间交织方式 (temporally interleaved fashion) 来得到,而不是如先前 CT 技术通常发生的间隔数秒进行的两个独立扫描的方式。还可记录交织投影数据,以使得相同路径长度在各能级使用例如某种形式的插值来定义。

[0007] 常规曲线探测器阵列包括设置在探测器阵列上的大量单独探测器元件。探测器元件是以二维模块设置的闪烁器 (scintillator)/ 光电二极管单元,它们然后被结合为二维探测器面阵。探测器阵列的覆盖面积通过每个 2D 模块中的探测器元件的数量以及结合为形成探测器部件的 2D 模块的数量来定义。

[0008] 虽然包括常规曲线探测器阵列的已知系统和方法能够用于在多个 x 射线能级或能谱来获取投影数据并且显示,但是扫描的覆盖面积通过探测器阵列的大小来定义。由于

每个单独探测器元件具有其自己的元件特定的读出通道,所以,探测器部件越大,则成像系统变得成本越高并且越复杂。

[0009] 对于诸如心脏扫描之类的各种成像应用,有利的是在扫描架的单次旋转中获取被成像对象的所有图像数据。这种图像数据获取技术具有许多有益效果,例如包括使运动伪影为最小。但是,探测器部件的覆盖面积必须基于被成像对象在探测器阵列上的投影的大小来确定大小。例如,设计有足够大的覆盖面积以对心脏成像的曲线探测器部件会是极为复杂并且价格极高的。

[0010] 因此,希望设计一种克服了上述缺点的 x 射线探测器部件。

发明内容

[0011] 按照本发明的一个方面, x 射线探测器部件包括第一平板数字投影探测器和第二平板数字投影探测器。x 射线探测器部件还包括:第一探测器安装结构,配置成将第一平板数字投影探测器对齐为第一位置,以便阻止第二平板数字投影探测器接收沿 x 射线穿透方向从 x 射线源朝向第二平板数字投影探测器发射的 x 射线。

[0012] 按照本发明的另一方面,一种制造探测器部件的方法包括下列步骤:提供包括配置成面向 x 射线源的顶面的第一平板探测器,第一平板探测器具有沿层面方向在第一平板探测器的第一侧与第二侧之间定义的宽度以及沿通道方向在第一平板探测器的第三侧与第四侧之间定义的长度。该方法还包括下列步骤:提供包括配置成面向 x 射线源的顶面的第二平板探测器,第二平板探测器具有沿层面方向在第二平板探测器的第一侧与第二侧之间定义的宽度以及沿通道方向在第二平板探测器的第三侧与第四侧之间定义的长度。此外,该方法包括下列步骤:将第一平板探测器耦合到具有阻挡位置的安装部件,其中阻挡位置配置成沿 x 射线穿透方向对齐第二平板探测器的顶面上方的第一平板探测器,使得第一平板探测器沿层面和通道方向与第二平板探测器基本对齐。

[0013] 按照本发明的另一方面,一种 CT 系统包括:可旋转扫描架,其中具有用于接纳待扫描对象的开口;台架,定位在可旋转扫描架的开口中,并且沿 z 方向可移动通过开口;以及 x 射线源,耦合到可旋转扫描架,并且配置成将 x 射线束投射到待扫描对象。该 CT 系统还包括定位成从 x 射线源接收 x 射线束的探测器部件。探测器部件包括第一平板数字探测器和第二平板数字探测器。第一平板数字探测器设置在第二平板数字探测器与 x 射线源之间,使得从 x 射线源朝向第二平板数字探测器投射的第一组多个 x 射线由第一平板数字探测器来吸收。

[0014] 通过以下详细描述和附图,将会使各种其它特征和优点显而易见。

附图说明

[0015] 附图示出当前考虑用于执行本发明的优选实施例。

[0016] 其中:

[0017] 图 1 是 CT 成像系统的示图。

[0018] 图 2 是图 1 所示系统的示意框图。

[0019] 图 3 是 CT 系统探测器阵列的一个实施例的透视图。

[0020] 图 4 是探测器的一个实施例的透视图。

- [0021] 图 5 是具有按照本发明的一实施例的探测器部件的成像系统的一部分的截面图。
- [0022] 图 6 是按照本发明的一实施例的图 5 的探测器部件的透视图。
- [0023] 图 7 是示出处于第一位置的平板探测器的图 5 的探测器部件的示意框图。
- [0024] 图 8 是示出处于第二位置的平板探测器的图 5 的探测器部件的另一示意框图。
- [0025] 图 9 是具有按照本发明的一实施例的探测器部件的成像系统的一部分的截面图。
- [0026] 图 10 是与非损伤包裹检查系统配合使用的 CT 系统的示意图。

具体实施方式

[0027] 针对 64 层面计算机断层照相 (CT) 系统来描述本发明的操作环境。但是,本领域的技术人员会理解,本发明同样可适合与其它多层面配置配合使用。此外,将针对 x 射线的探测和转换来描述本发明。但是,本领域的技术人员还会理解,本发明同样可适用于其它高频电磁能量的探测和转换。针对“第三代”CT 扫描仪来描述本发明,但是本发明同样可适用于其它 CT 系统。

[0028] 另外,例如,本发明的某些实施例提供用于获取诸如双能量数据之类的多能量数据的系统、方法和计算机指令。例如,某些多能量数据能够用于能谱成像系统如光子计数系统中。作为一种类型的多能量数据的双能量数据能够包含在单色图像、材料密度图像和 / 或有效 Z(effective-Z) 图像中。虽然结合双能量数据来论述本文所述的许多实施例,但是实施例并不局限于双能量数据,而是能够与其它类型的多能量数据结合使用,如同本领域的技术人员将会理解的。

[0029] 参照图 1, CT 成像系统 10 示为包括表示“第三代”CT 扫描仪的扫描架 12。扫描架 12 具有 x 射线源 14, x 射线源 14 将 x 射线束朝向扫描架 12 的对侧的探测器部件或准直仪 16 投射。现在参照图 2, 探测器部件 16 由多个探测器或探测器模块 18 和数据获取系统 (DAS) 20 来形成。多个探测器 18 感测经过内科病人 24 的所投射 x 射线 22, 并且 DAS 20 将数据转换成数字信号供后续处理。各探测器 18 产生模拟电信号, 模拟电信号表示照射的 x 射线束的强度并且因而表示经过患者 24 时的经衰减射束。在获取 x 射线投影数据的扫描期间, 扫描架 12 和其上安装的组件绕旋转中心 26 旋转。

[0030] 扫描架 12 的旋转和 x 射线源 14 的操作由 CT 系统 10 的控制机构 28 来管理。控制机构 28 包括: x 射线控制器 30, 向 x 射线源 14 提供电力和定时信号; 以及扫描架电动机控制器 32, 控制扫描架 12 的转速和位置。图像重构器 34 从 DAS 20 接收经采样和数字化的 x 射线数据, 并且执行高速重构。将重构图像作为输入应用于计算机 36, 计算机 36 将图像存储在大容量存储装置 38 中。

[0031] 计算机 36 还经由控制台 40 接收来自操作员的命令和扫描参数, 控制台 40 具有诸如键盘、鼠标、语音激活控制器或者任何其它适当输入设备之类的某种形式的操作员接口。关联显示器 42 允许操作员观测来自计算机 36 的重构图像和其它数据。操作员供应的命令和参数由计算机 36 用于向 DAS 20、x 射线控制器 30 和扫描架电动机控制器 32 提供控制信号和信息。另外, 计算机 36 操作台架电动机控制器 44, 台架电动机控制器 44 控制电动化台架 46 以定位患者 24 和扫描架 12。具体来说, 台架 46 移动患者 24 整体或部分通过图 1 的扫描架开口 48。

[0032] 如图 3 所示, 探测器部件 16 包括轨道 50, 其中轨道 50 之间设置了准直片或板 52。

板 52 定位成在 x 射线 22 照射到例如定位在探测器部件 16 上的图 4 的探测器 18 之前对这类射束进行准直。在一个实施例中探测器部件 16 包括 57 个探测器 18, 各探测器 18 具有 64×16 像素元件 54 的阵列大小。因此, 探测器部件 16 具有 64 行和 912 列 (16×57 个探测器), 这允许随扫描架 12 的每次旋转而收集 64 个并发的数据层面。

[0033] 参照图 4, 探测器 18 包括 DAS 20, 其中各探测器 18 包括设置在封装 56 中的多个探测器元件 54。探测器 18 包括相对于探测器元件 54 定位在封装 56 中的引脚 58。封装 56 定位在具有多个二极管 62 的背光二极管阵列 60 上。背光二极管阵列 60 又定位在多层衬底 64 上。隔离件 66 定位在多层衬底 64 上。探测器元件 54 光耦合到背光二极管 (backlit diode) 阵列 60, 并且背光二极管阵列 60 又电耦合到多层衬底 64。挠性电路 68 附连到多层衬底 64 的面 70 以及 DAS 20。探测器 18 通过使用引脚 58 定位在探测器部件 16 中。

[0034] 在一个实施例的操作中, 照射在探测器元件 54 中的 x 射线生成光子, 光子横向穿过 (traverse) 封装 56, 由此生成在背光二极管阵列 60 中的二极管上探测的模拟信号。所生成的模拟信号通过多层衬底 64、通过挠性电路 68 传递给 DAS 20, 在 DAS 20 中将模拟信号转换成数字信号。

[0035] 图 5 示出例如诸如图 1 的成像系统 26 之类的成像系统 72 的一部分的侧视图。成像系统 72 包括 x 射线源 74, x 射线源 74 配置成绕可旋转扫描架 78 的旋转中心 76 旋转。当从 x 射线源 74 发射的高速电子碰撞 x 射线源 74 的靶部分 (未示出) 的表面时, 产生 x 射线束 80。x 射线束 80 经过患者 82, 并且照射到探测器部件 84 上。

[0036] 现在参照图 5 和图 6, 探测器部件 84 包括耦合到第一安装支架 88 的第一平板数字投影射线照相探测器 (flat panel digital projection radiographic detector) 86 以及耦合到第二安装支架 92 的第二平板数字投影射线照相探测器 90。平板探测器 86、90 是固态数字投影射线照相探测器, 例如通常用于导管成像 (catheter imaging) 的数字透视面板 (fluoroscopy panel)。各平板探测器 86、90 包括以行和列设置的像素 94 的阵列。例如与 CT 成像系统中通常使用并且具有曲线探测器部件的各探测器模块的单独读出通道的诸如探测器部件 16 (图 3) 之类的常规曲线探测器部件不同, 平板探测器 86、90 的像素 94 与扫描线 96 和读线 98 的矩阵关联, 如图 6 所示。各平板探测器 86、90 在每个读线 98 包括单个读出通道 100。在一个实施例中, 平板探测器 86、90 是可向 General Electric Company 的 GE Healthcare business 购买的 Revolution™ XR/d 探测器。

[0037] 按照各个实施例, 平板探测器 86、90 可构造成具有不同衰减特性。例如, 平板探测器 86、90 的闪烁器可具有不同厚度 (沿 y 方向 102 测量的) 或者采用不同闪烁器材料制成, 使得第一平板探测器 86 吸收低能量 x 射线, 而第二平板探测器 90 吸收高能量 x 射线。

[0038] 探测器部件 84 与 x 射线源 74 对齐, 使得 x 射线束 80 经过患者 82, 并且最初照射到与患者 82 的所关心区域 104 对齐的第一平板探测器 86。如图 5 所示, 第一平板探测器 86 沿 x 射线穿透方向 106 定位在 x 射线源 74 与第二平板探测器 90 之间。因此, 在经过患者 82 之后, x 射线束 80 照射到第一平板探测器 86 的顶面 108 上。x 射线束 80 的一部分由第一平板探测器 86 来吸收, 以及 x 射线束 80 的一部分经过第一平板探测器 86 并且照射到第二平板探测器 90 的顶面 110。第一平板探测器 86 具有沿 x 方向 112 (通道方向) 在第一侧 114 与第二侧 116 之间测量的宽度以及沿 z 方向 118 (层面方向) 在第三侧 120 与第四侧 122 之间测量的长度。同样, 第二平板探测器 90 具有沿 x 方向 112 在相应的第一和第二

侧 124、126 之间测量的宽度以及沿 z 方向 118 在相应的第三和第四侧 128、130 之间测量的长度。

[0039] 第一平板探测器 86 的覆盖面积至少等于第一平板探测器 86 的顶面 108 上的所关心区域 104 的完全投影 132 的大小。因此,按照各个实施例,第一平板探测器 86 可以是诸如心脏、肝或肺之类的所投射的所关心器官的大小。在一个实施例中,第一平板探测器 86 具有大约沿 x 方向 112 的 20cm 沿 z 方向 118 测量的 20cm 的覆盖面积。

[0040] 按照各个实施例,所关心区域 104 对应于被成像器官,例如心脏、肺或肝。因此,对于其中所关心区域 104 定义为心脏的心脏扫描应用,在可旋转扫描架 78 的单次旋转期间可扫描成人的整个心脏,因为第一平板探测器 86 的覆盖面积大于第一平板探测器 86 上的心脏的投影 132。

[0041] 可选地,平板准直仪部件或平板准直仪部件或光栅 134、136(以虚线示出)可沿 x 射线穿透方向 106 定位在相应的第一和第二平板探测器 86、90 前面,用于对在第一和第二平板探测器 86、90 接收的 x 射线束进行准直。

[0042] 在一个实施例中,第一安装部件或支架 88 是安装在可旋转扫描架 78 中的固定支架,使得第一平板探测器 86 在第二平板探测器 90 上方基本居中。备选地,第一安装支架 88 包括一对活动导轨,它们允许第一平板探测器 86 移入和移出与第二平板探测器 90 对齐的状态,并且移入和移出 x 射线束 80,如针对图 7 和图 8 更详细描述。

[0043] 图 7 是处于第一位置的探测器部件 84 的第一平板探测器 86 的示意框图,其中第一平板探测器 86 定位在第二平板探测器 90 的上方并且与其基本重叠。当第一平板探测器 86 处于第一位置时,沿 x 射线穿透方向 104 朝向探测器部件 84 发射的 x 射线 80 的一部分由第一平板探测器 86 吸收,而 x 射线 82 的另一部分经过第一平板探测器 86 并且照射第二平板探测器 90。

[0044] 图 8 是处于第二位置的第一平板探测器 86 的示意框图,其中第一平板探测器 86 沿 z 方向 118 偏离第二平板探测器 90。因此,当第一平板探测器 86 处于第二位置时,沿 x 射线穿透方向 104 定向到探测器部件 84 的 x 射线 80 照射第二平板探测器 90,而没有首先经过第一平板探测器 86。

[0045] 现在参照图 9,示出按照一备选实施例的成像系统 140。成像系统 140 按照与针对图 5 的成像系统 72 所述的相似方式来配置,因为成像系统 140 包括定位成将 x 射线束 80 定向到探测器部件 84 的 x 射线源 74,其中探测器部件 84 包括定位在第二平板探测器 90 上方的第一平板探测器 86。除了成像系统 72(图 5)中包含的组件之外,成像系统 140 还包括沿 x 射线穿透方向 104 定位在第一与第二平板探测器 86、90 之间的陷波滤波器(notch filter)142,供能量鉴别计算机断层照相(EDCT)应用中使用。陷波滤波器 142 由 x 射线衰减材料来构成,它提供从 x 射线源 74 发射的 x 射线 80 的波段中的高能量 x 射线与低能量 x 射线之间的更大能量分隔带(separation band)或陷波。按照各个实施例,陷波滤波器 142 可由单个材料或者合成材料来构成,以便扩大经滤波 x 射线的陷波的宽度。此外,成像系统 140 可包括具有能够基于给定扫描的规范来选择的多个可互换陷波滤波器 142。陷波滤波器 142 可按照与以上针对第一平板探测器 86 所述的相似方式刚性或滑动地安装在导轨 144 上。本领域的技术人员会认识到,按照一备选实施例,成像系统可包括与探测器 86、90 相似的一对平板探测器,而没有陷波滤波器。此外,陷波滤波器 142 可定位在

患者 82 与第一平板探测器 86 之间。

[0046] 与可选准直部件平板准直仪部件或光栅 134、136 (图 5) 相似,成像系统 140 还可包括定位在各平板探测器 86、90 前面的准直部件或光栅 (未示出)。

[0047] 通过组合两个平板探测器 86、90,所产生的探测器部件 84 减轻将平板探测器用于 CT 成像应用中固有的不利方面。例如,包括具有不同衰减特性的两个堆叠探测器的探测器部件具有优于单个平板探测器的改进的动态范围。此外,平板探测器技术在 CT 成像系统中的使用具有优于常规曲线探测器部件的许多优点。由于平板探测器的制造比具有相似覆盖面积的曲线探测器更节省成本,所以平板探测器的使用降低探测器部件的总成本,同时允许沿 z 方向 118 (即,沿患者轴线) 的增加覆盖。因此,探测器部件 84 特别有利于在心脏 CT 成像应用中的使用,因为平板探测器 86、90 提供心脏成像所需的分辨率和覆盖。

[0048] 现在参照图 10,包裹 / 行李检查系统 146 包括可旋转扫描架 148,其中具有开口 150,包裹或行李件可通过其中。可旋转扫描架 148 包含高频电磁能量源 152 以及具有由闪烁器单元组成的闪烁器阵列的探测器部件或准直仪 154,与图 3 或图 4 所示相似。还提供传送系统 156,它包括传送带 158,由结构 160 支承以自动且连续地使包裹或行李件 162 通过开口 150,以便进行扫描。对象 162 由传送带 158 馈送通过开口 150,然后获取成像数据,并且传送带 158 以受控且连续的方式从开口 150 取下包裹 162。因此,邮政检查人员、行李处理人员和其它安全人员可非损伤地检查包裹 162 的内含物中的爆炸物、刀、枪支、违禁品等。

[0049] 本领域的技术人员会理解,本发明的实施例可与其上存储了计算机程序的计算机可读存储介质进行接口并且由其控制。计算机可读存储介质包括多个组件,例如一个或更多电子组件、硬件组件和 / 或计算机软件组件。这些组件可包括一个或更多计算机可读存储介质,它一般存储诸如软件、固件和 / 或汇编语言之类的指令,用于执行序列的一个或更多实现或实施例的一个或更多部分。这些计算机可读存储介质一般是非暂时和 / 或有形的。这种计算机可读存储介质的示例包括计算机和 / 或存储装置的可记录数据存储介质。计算机可读存储介质可采用例如磁、电、光、生物和 / 或原子数据存储介质的一个或更多。此外,这类介质可采取例如软盘、磁带、CD-ROM、DVD-ROM、硬盘驱动器和 / 或电子存储器的形式。未列出的其它形式的非暂时和 / 或有形计算机可读存储介质可与本发明的实施例配合使用。

[0050] 在系统的一实现中,可组合或分离多个这类组件。此外,这类组件可以包括采用多种编程语言的任一种来编写或实现的一组或 / 或一系列计算机指令,这是本领域的技术人员会理解的。另外,例如载波等的其它形式的计算机可读介质可用于体现表示指令序列的计算机数据信号,指令序列在由一个或更多计算机运行时使一个或更多计算机执行序列的一个或更多实现或实施例的一个或更多部分。

[0051] 因此,按照一个实施例,x 射线探测器部件包括第一平板数字投影探测器和第二平板数字投影探测器。x 射线探测器部件还包括:第一探测器安装结构,配置成将第一平板数字投影探测器对齐为第一位置,以便阻止第二平板数字投影探测器接收沿 x 射线穿透方向从 x 射线源朝向第二平板数字投影探测器发射的 x 射线。

[0052] 按照另一个实施例,一种制造探测器部件的方法包括下列步骤:提供包括配置成面向 x 射线源的顶面的第一平板探测器,第一平板探测器具有沿层面方向在第一平板探测

器的第一侧与第二侧之间定义的宽度以及沿通道方向在第一平板探测器的第三侧与第四侧之间定义的长度。该方法还包括下列步骤：提供包括配置成面向 x 射线源的顶面的第二平板探测器，第二平板探测器具有沿层面方向在第二平板探测器的第一侧与第二侧之间定义的宽度以及沿通道方向在第二平板探测器的第三侧与第四侧之间定义的长度。此外，该方法包括下列步骤：将第一平板探测器耦合到具有阻挡位置的安装部件，其中阻挡位置配置成沿 x 射线穿透方向对齐第二平板探测器的顶面上方的第一平板探测器，使得第一平板探测器沿层面和通道方向与第二平板探测器基本对齐。

[0053] 按照又一个实施例，一种 CT 系统包括：可旋转扫描架，其中具有用于接纳待扫描对象的开口；台架，定位在可旋转扫描架的开口中，并且沿 z 方向可移动通过开口；以及 x 射线源，耦合到可旋转扫描架，并且配置成将 x 射线束朝向待扫描对象投射。该 CT 系统还包括定位成从 x 射线源接收 x 射线束的探测器部件。探测器部件包括第一平板数字探测器和第二平板数字探测器。第一平板数字探测器设置在第二平板数字探测器与 x 射线源之间，使得从 x 射线源朝向第二平板数字探测器投射的第一组多个 x 射线由第一平板数字探测器来吸收。

[0054] 本书面描述使用示例来公开本发明，其中包括最佳模式，并且还使本领域的技术人员能够实施本发明，包括制作和使用任何装置或系统以及执行任何结合的方法。本发明的专利范围由权利要求来定义，并且可包括本领域的技术人员想到的其它示例。如果这类其它示例具有与权利要求的文字语言相同的结构元件，或者如果它们包括具有与权利要求的文字语言的非实质差异的等效结构元件，则它们意在落入权利要求的范围之内。

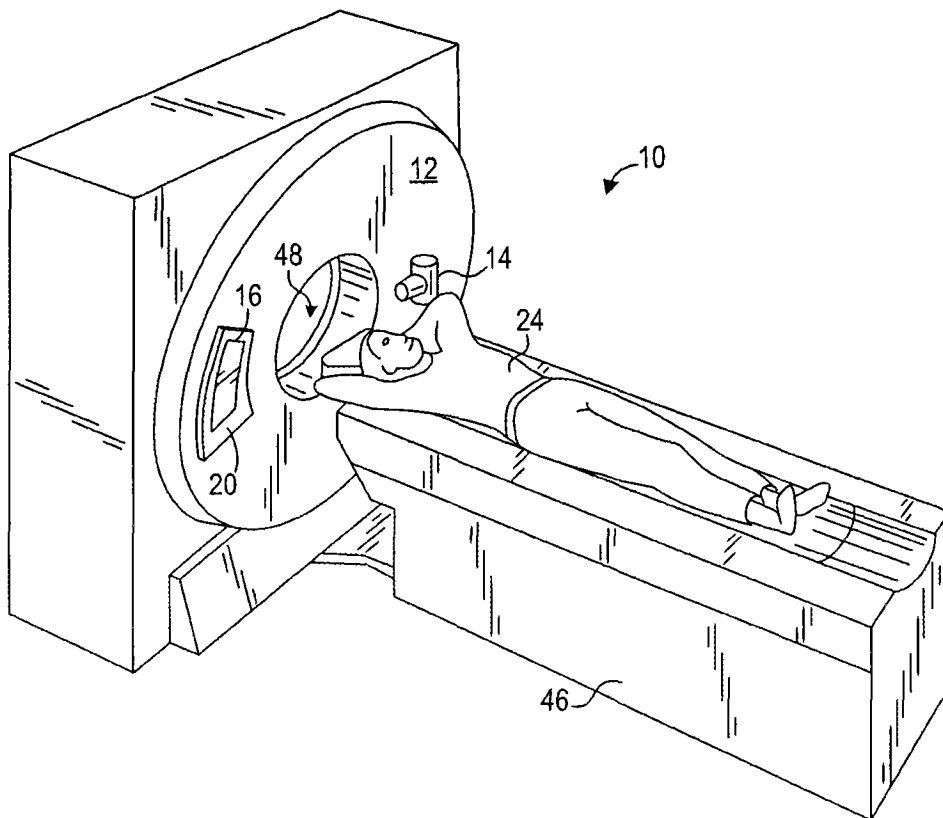


图 1

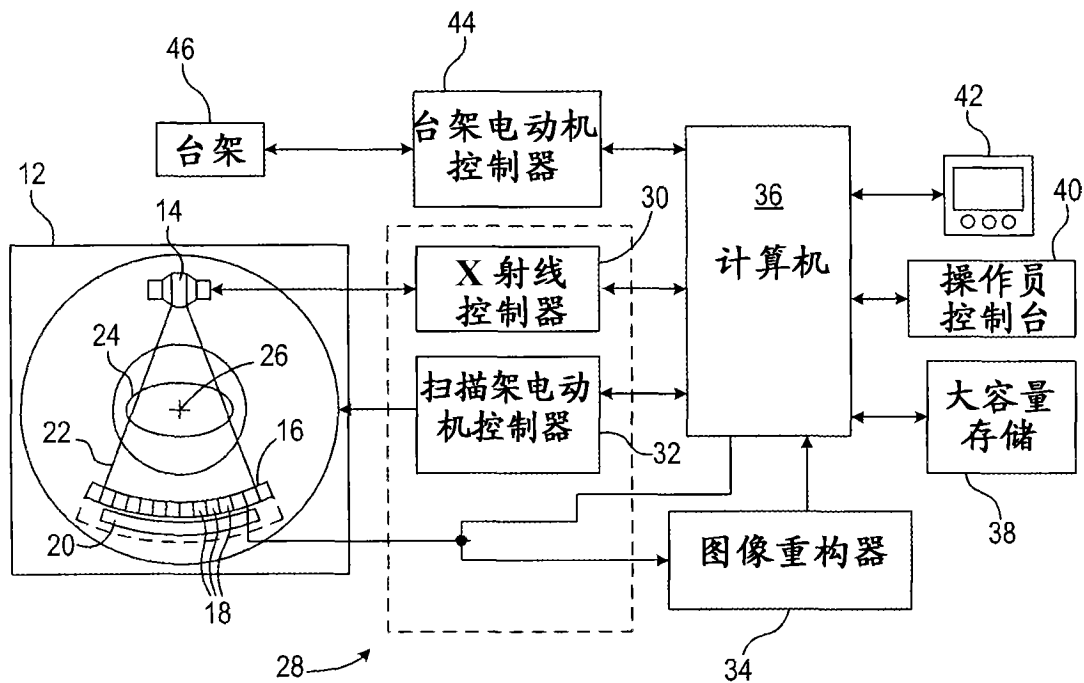


图 2

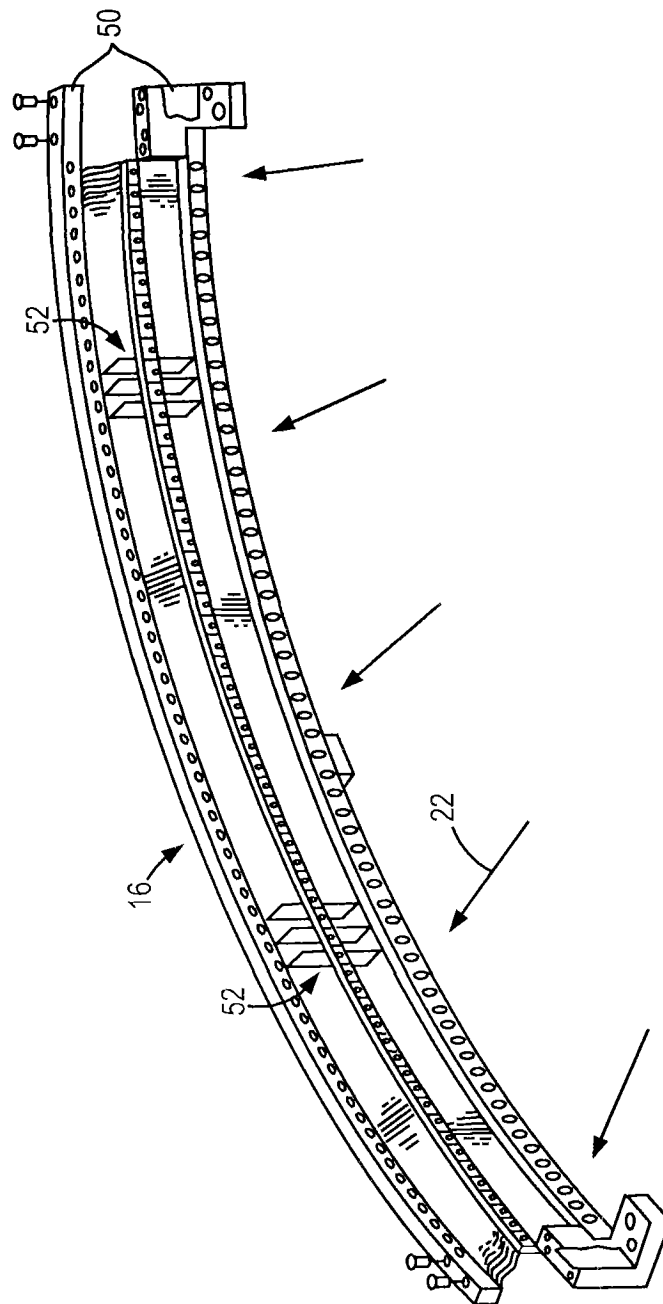


图 3

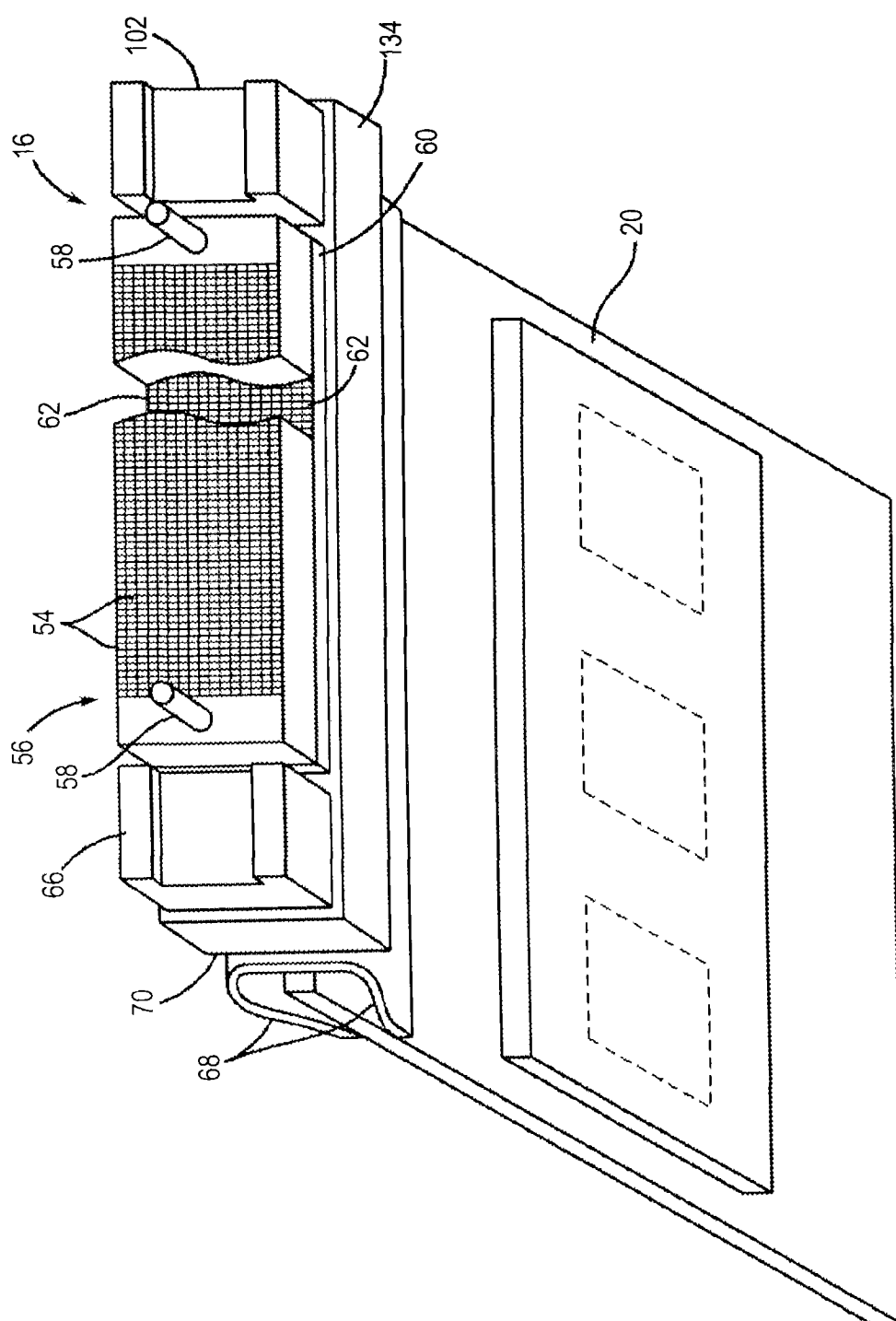


图 4

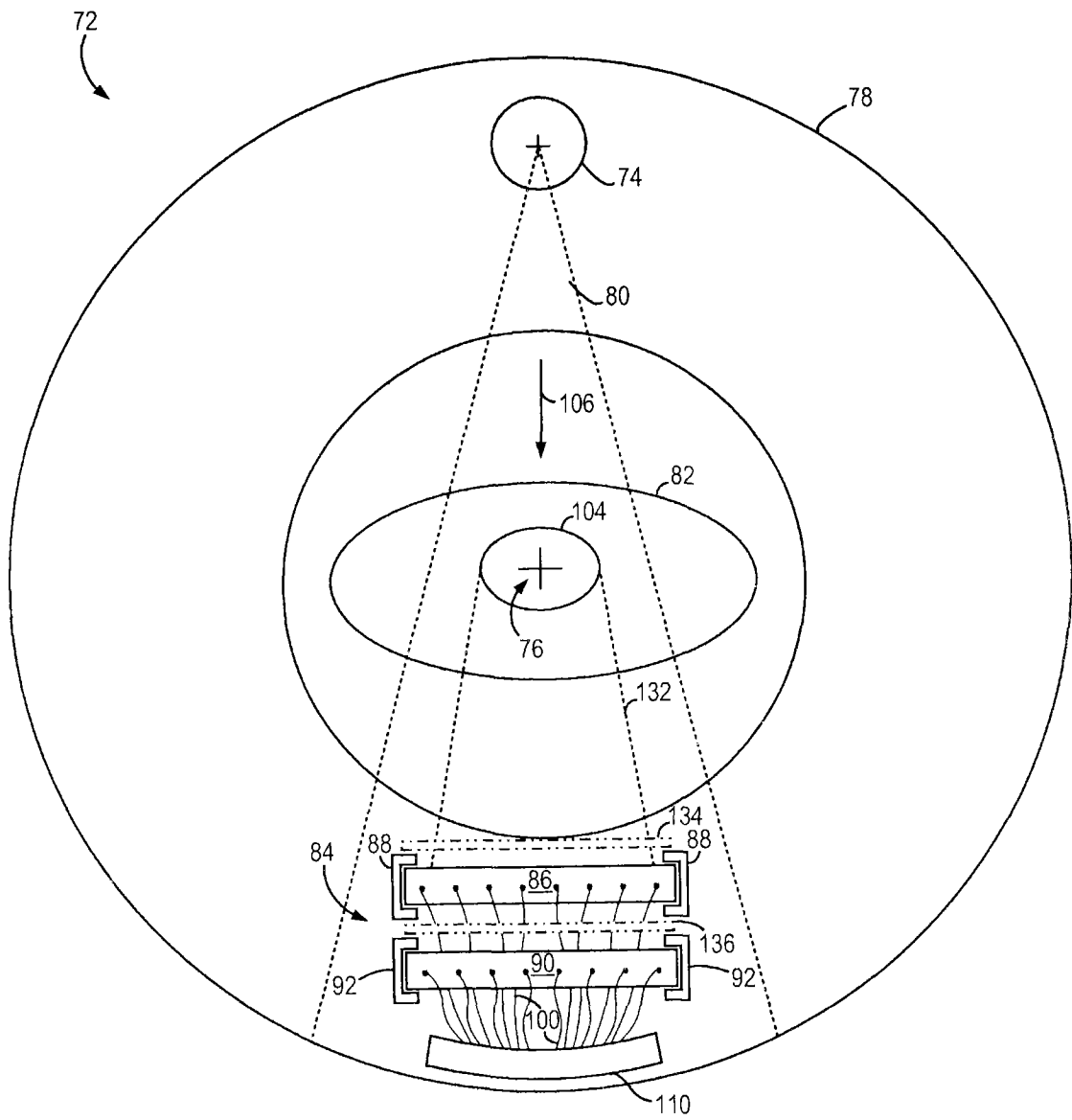


图 5

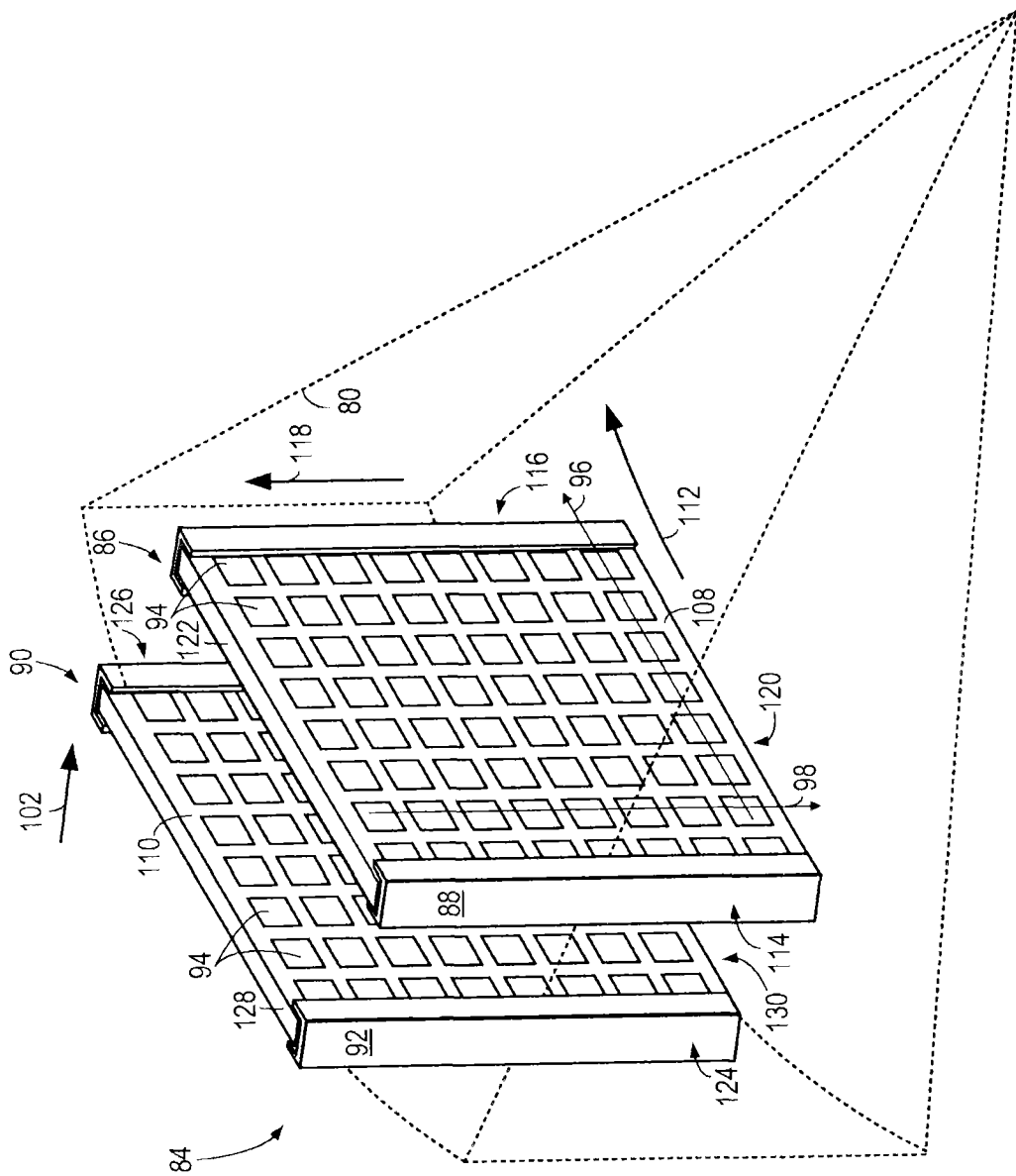


图 6

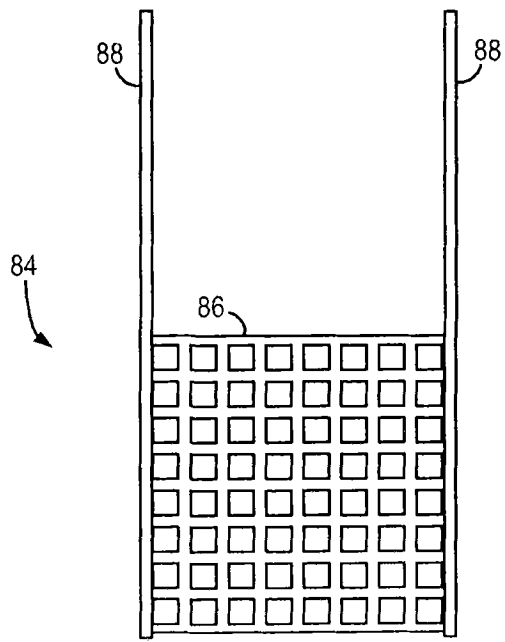


图 7

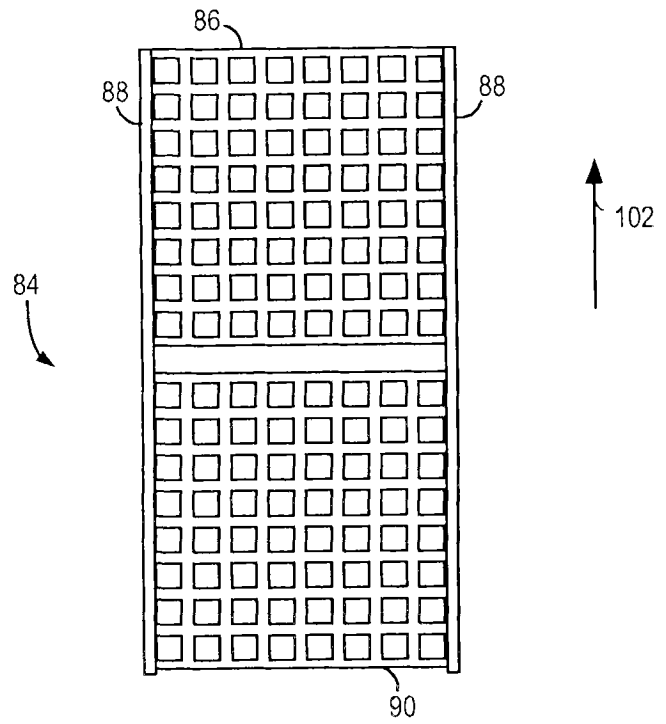


图 8

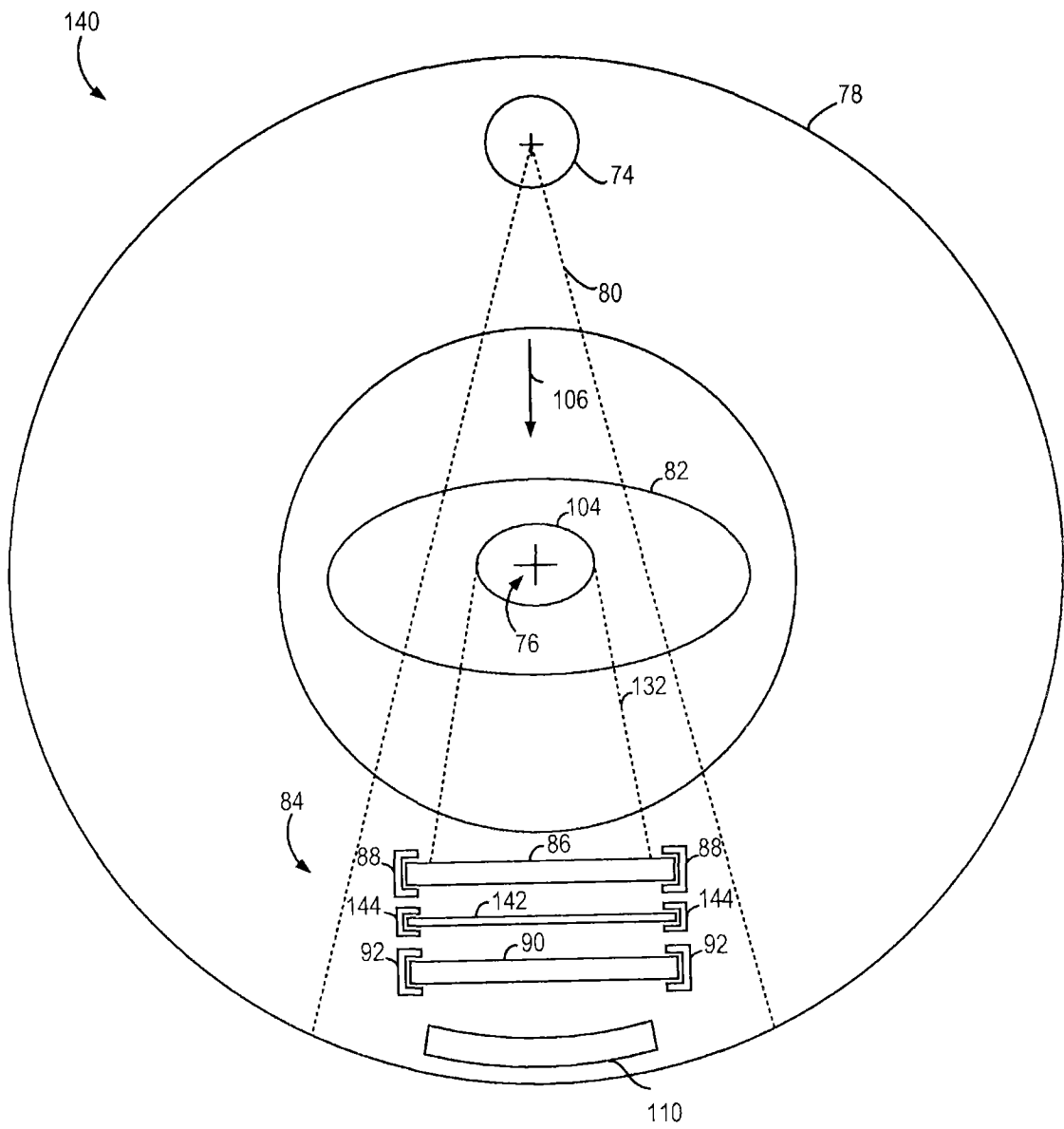


图 9

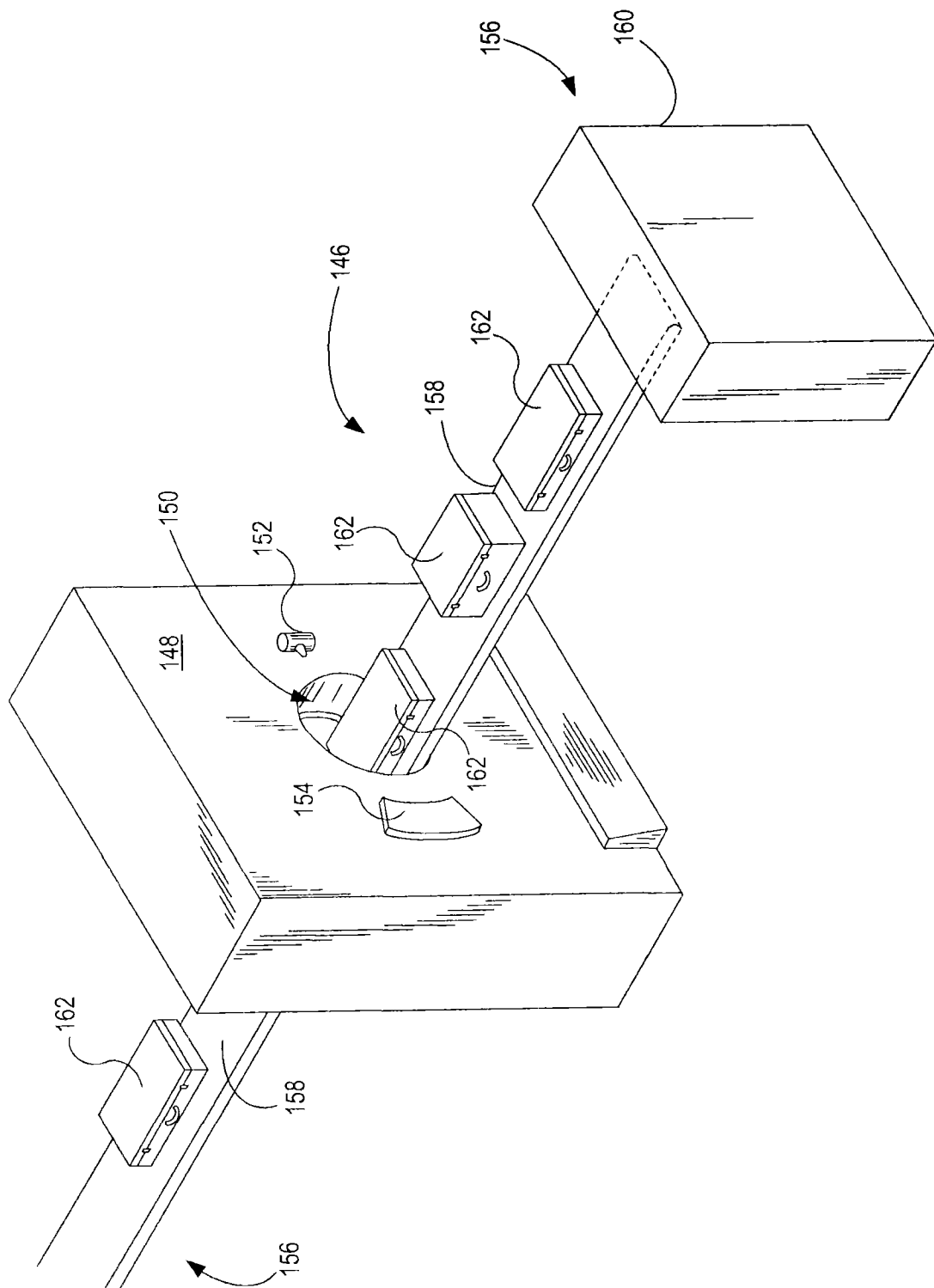


图 10