

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G01T 1/24

G01T 1/29



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02807562.5

[43] 公开日 2004 年 8 月 25 日

[11] 公开号 CN 1524189A

[22] 申请日 2002.2.8 [21] 申请号 02807562.5

[30] 优先权

[32] 2001. 2. 8 [33] GB [31] 0103133.5

[86] 国际申请 PCT/GB2002/000549 2002.2.8

[87] 国际公布 WO2002/063339 英 2002.8.15

[85] 进入国家阶段日期 2003.9.28

[71] 申请人 格拉斯哥大学校董事会

地址 英国格拉斯哥

[72] 发明人 马里奥·雷蒙多·卡里亚

肯韦·蒙哥马利·史密斯

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

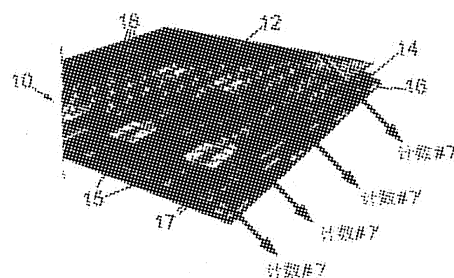
代理人 王新华

权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 7 页

[54] 发明名称 医学成像装置

[57] 摘要

一种具有形成有多个半导体像素检测器(12)的X射线检测器(10)的医学成像装置和设备(4)，每个半导体像素检测器(12)都具有相应的电路和计数器(68)。在使用时，对象设置在X射线发生器(2)和X射线检测器(10)之间并进行辐射，入射到像素检测器(12)的X射线直接转换成相应的通过电路(15)数字化和通过计数器(68)计数的电信号。这些数字化的电信号表示吸收的X射线的能量和入射位置，并可以操作以提供表示被X射线辐射的对象的图像。图像可以进行实时视觉分析。



ISSN 1008-4274

1. 一种包括 X 射线检测器的医学成像装置，具有：
多个半导体检测器元件，其中在使用时投射在半导体检测器元件上的 X
5 射线直接转换成相应的电信号。
2. 根据权利要求 1 所述的医学成像装置，其特征在于半导体检测器元件为像素检测器。
3. 根据权利要求 2 所述的医学成像装置，其特征在于来自每个像素检测器的电信号可以至少进给到一个电路，在此信号被数字化。
- 10 4. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于在选择
的能量范围内，通过每个像素检测器吸收的 X 射线数量可以通过嵌入在每个
像素内的计数器进行记录。
5. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于所述
装置能有效用于检测具有 1keV 以上能量的 X 射线。
- 15 6. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于所述
装置能有效用于检测具有在 1 到 200keV，特别是在 50keV 以上范围能量的 X
射线。
7. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于电信
号表示吸收的 X 射线的能量和入射位置。
- 20 8. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于半导
体像素检测器包括多个半导体晶片，每个晶片都设置和平铺在一起电路芯片
上。
9. 根据权利要求 8 所述的医学成像装置，其特征在于电触点制作在半
导体晶片的后侧面，而整流触点通过嵌入在每个半导体像素中的电极设置。
- 25 10. 根据权利要求 9 所述的医学成像装置，其特征在于每个像素电极
连接到相应的电信号数字化电路。
11. 根据权利要求 10 所述的医学成像装置，其特征在于每个电路都为
单一读出集成电路。
12. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于半
30 导体像素检测器由化合半导体材料例如 III-V 半导体材料制作。

13. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于半导体材料包括砷化镓基材料。

14. 根据前述任何一项权利要求所述的医学成像装置，其特征在于半导体由外延形成的砷化镓或在砷化镓基上形成的合金形成。

5 15. 根据权利要求 14 所述的医学成像装置，其特征在于通过在电信号处理的基础上进行脉冲高度分析以获得增强的图像质量，所述电信号处理包括过程：处理只读集成电路的各个像素以通过能量选择进行计数，以及处理只有最适合能量的吸收 X 射线以最优优化图像质量。

16. 根据权利要求 2 所述的医学成像装置，其特征在于每个像素检测
10 器都为单片半导体像素检测器，其中入射的 X 射线直接转换成相应的电信号。

17. 根据权利要求 16 所述的医学成像装置，其特征在于电信号的数字化和处理在嵌入单片半导体像素检测器内的电子元件中进行。

18. 根据权利要求 1 所述的医学成像装置，其特征在于半导体检测器元
15 件包括半导体基片，在其一面设置多个由条带形成的电极，而在其相反面为设置多个由条带形成并垂直于那些形成于基片顶上排列的反向偏置的 P-N 结电极，其中投射到检测器上的每个 X 射线光子都在表示其位置和光子能量的相反面电极的交叉点处产生电信号。

19. 一种医学成像装置，包括根据权利要求 1 到 18 中任何一项所述的
20 医学成像装置。

20. 根据权利要求 19 所述的医学成像装置，其特征在于 X 射线发生器产生入射到半导体检测装置上的 X 射线。

21. 根据权利要求 20 所述的医学成像装置，其特征在于对象可以设置在 X 射线发生器装置和半导体像素装置之间，而在半导体检测器装置中产生的
25 电信号表示被辐射的对象。

22. 一种利用 X 射线成像对象的方法，包括步骤：

将对象的至少一部分设置在 X 射线发生器和检测器装置之间；

用 X 射线发生器产生的 X 射线辐射对象的至少一部分；以及

直接将通过检测器装置接收的 X 射线转换为电荷，该转换通过具有检
30 测器的半导体像素来实现。

23. 根据权利要求 22 所述的 X 射线成像的方法，其特征在于方法还包括步骤：

将通过吸收的 X 射线能量产生的电荷通过电场传递到嵌入在各个读出集成电路（ROIC）的像素中的电极；以及

5 将电荷转换成电信号。

24. 根据权利要求 23 所述的 X 射线成像的方法，其特征在于方法还包括步骤：

收集来自像素中的电荷；

使电荷数字化；

10 将数字化的电荷作为数据储存在 ROIC 像素内的缓存中；

操作储存的数据以提供表示 X 射线辐射对象的图像。

25. 根据权利要求 24 所述的 X 射线成像的方法，其特征在于方法还包括步骤：

收集在像素行中每个电极处的电信号；以及

15 通过电路将电信号传递到在行端部的读出元件。

26. 根据权利要求 25 所述的 X 射线成像的方法，其特征在于方法还包括步骤：

同时收集来自每行读出元件的像素数据，并将收集的数据传递到缓存。

27. 根据权利要求 26 所述的 X 射线成像的方法，其特征在于方法还包括步骤：

20 将数字化的信号从系统传递到用于视觉分析的视频和记录系统。

28. 根据权利要求 27 所述的 X 射线成像的方法，其特征在于方法还包括进行实时视觉分析的步骤。

29. 一种用于对对象进行 X 射线成像的医学成像装置的使用方法，所述装置包括多个半导体像素检测器元件和至少一个电路，在此辐射对象的 X 射线束入射到半导体元件上并转化成相应的电信号。

30. 根据权利要求 29 所述的医学成像装置的使用方法，其特征在于电信号表示各个独立光子的数量和能量。

31. 根据权利要求 30 所述的医学成像装置的使用方法，其特征在于电信号进给到至少一个电路，在此使信号数字化。

32. 根据权利要求 31 所述的医学成像装置的使用方法，其特征在于通过至少一个电路形成的电信号再生成该对象的图像。

33. 根据权利要求 29 所述的医学成像装置的使用方法，其特征在于为了获得所述对象的图像，只需要辐射所述对象一次。

5 34. 根据权利要求 29 到 33 中任何一项所述的医学成像装置的使用方法，其特征在于装置用于在人体或动物体上进行的血管造影术。

医学成像装置

5 技术领域

本发明涉及一种医学成像装置以及相应的系统和方法，更具体地说，涉及一种不是仅仅用于数字血管造影术的成像系统。

背景技术

- 10 在医学射线照相术中，传统的 X 射线成像系统具有包括将对象的图像映射在其上的传统胶片底板。目前，更现代化的数字成像系统已经用于数字放射学。一些流行的系统使用具有收集穿过转换板后通过辐射进入半导体产生电荷的晶体管像素的半导体。转换板通常为通过晶体管像素将 X 射线放大并转换成适合于检测的波长的闪烁材料。在闪烁板后吸收辐射的材料通常为
- 15 非晶硅。其它熟知的直接检测系统使用非结晶硒以吸收辐射。这些系统的缺陷在于其在每次辐射剂量之间需要恢复时间。

- 此外，在血管造影术中使用的这些系统经常依赖于众所周知的数字减法血管造影术技术，其中第一辐射图像在注射对比液体之前拍摄。然后将通常为碘基的对比液体注射进相应的区域，然后拍摄第二辐射图像。然后，将
- 20 第一图像从第二图像中减去以在最后的显示中提供增强对比。然而，此技术至少必须需要两次剂量的辐射，此外，一些病人可能对对比液体如碘过敏。

本发明至少一个方面的目的之一在于通过使用直接检测光子计数像素检测器以消除或减轻至少前述问题中一个。

25 发明内容

根据本发明的第一方面，其提供：

一种包括 X 射线检测器的医学成像装置，具有：

多个半导体像素检测器，其中，在使用时投射在半导体像素检测器上的 X 射线直接转换成相应的电信号。

- 30 在优选方式中，来自每个像素检测器的电信号可以进给到至少一个电

路，在此信号被数字化。

在优选方式中，在选择能量范围内，通过每个像素检测器吸收的 X 射线数量可以通过嵌入在每个像素中的二进制计数器或二元计数器进行记录。

- 5 在优选方式中，检测器的设置能有效用于检测具有 1keV 以上能量的 X 射线，有可能在 1 到 200keV。而在一种实施方式中为 50keV 以上。

在优选方式中，电信号表示吸收的 X 射线的能量和位置。

在优选方式中，半导体像素检测器包括多个半导体晶片，每个晶片优选设置在平铺在一起的电路芯片上。

- 10 在优选方式中，每个半导体晶片包括多个像素。

在优选方式中，每个像素检测器为 X 射线光子计数器，其中每个像素检测器元件产生一个与吸收的入射光子的能量相对应的电荷脉冲，在优选实施方式中也对吸收的光子数量进行计数。

- 15 在优选方式中，电触点设置在半导体晶片的后侧面，而整流触点通过嵌入在每个半导体像素中的电极设置。

在优选方式中，每个像素电极连接到相应的电信号数字化电路。

在优选方式中，电路由多个像素信号数字化电路形成，每个像素信号数字化电路都与半导体晶片的像素相对应。

在优选方式中，每个电路都为信号读出集成电路（ROIC）。

- 20 在优选方式中，半导体像素检测器由化合物半导体材料制作，例如一组 III-V 半导体材料。

在一种实施方式中，半导体包括砷化镓基材料系统。

在此实施方式中，半导体可以由外延形成的砷化镓或在砷化镓基片上形成的合金形成。

- 25 作为替代方式，半导体也可以由硅或碲化镉或其合金形成。

在优选方式中，通过在电信号处理的基础上进行脉冲高度分析以获得增强的图像质量，所述电信号处理包括过程：处理只读集成电路的各个像素以通过能量选择进行计数，以及处理只有最适合能量的吸收 X 射线以最优图像质量。

- 30 医学成像装置的 X 射线检测器还包括多个单片半导体像素检测器，其

中入射到单片半导体像素上的 X 射线直接转换成相应的电信号。在优选方式中，电信号的数字化和处理可以在嵌入在单片半导体像素检测器内的电子元件中进行。

另外，医学成像装置的 X 射线检测器可以包括半导体基片，在其一面
5 为设置多个由条带形成的电极，而以及在其相反面为设置多个由条带形成并垂直于那些形成于基片顶上排列的反向偏置的 P-N 结电极，其中投射到检测器上的每个 X 射线光子都在表示其位置和优选为光子能量的相反面电极的交叉点处产生电信号。

根据本发明的第二方面，提供了一种包括医学成像装置的设备，装置
10 包括可操作地连接到至少一个电路的多个半导体像素检测器，其中在使用时，入射到检测器上的 X 射线转换为相应的电信号。

在优选方式中，X 射线发生器产生入射到检测器上的 X 射线。

在优选方式中，成像设备设置为以便对象可以设置在 X 射线发生器和
15 半导体像素检测器之间，其中通过 X 射线产生的电信号表示为被辐射的对象。

在优选方式中，产生的 X 射线具有 1keV 到 200keV 范围内的辐射能量。

在优选方式中，辐射能量具有 1keV 到 200keV 范围之间多于一个值的
能量。

医学成像装置半导体像素检测器可以包括多个平铺在一起的半导体芯
20 片。

在优选方式中，半导体芯片包括多个像素。

在优选方式中，每个像素都为光子计数器，其中每个像素检测器元件
计数入射光子的数量并测量其相应的能量。

根据本发明第三方面，其提供了一种使对象 X 射线成像的方法，包括
25 步骤：

在 X 射线发生器和检测器之间设置要求的身体部分；

用 X 射线发生器产生的 X 射线辐射身体部分；

以及直接将通过检测器接收的 X 射线转换为电荷，转换通过在检测器
内的半导体像素实现。

30 在优选方式中，方法还包括步骤：将通过吸收的 X 射线能量产生的电

荷通过电场传递到嵌入在各自读出集成电路（ROIC）的像素中的电极，并将电荷转换成电信号。

在优选方式中，所述方法还进一步包括步骤：

收集来自像素中的电荷；

5 使电荷数字化；

将数字化的电荷作为数据储存在 ROIC 像素内的缓存中；

操作储存的数据以提供表示 X 射线辐射对象的图像。

在优选方式中，所述方法还包括步骤：收集在像素行中每个电极处的电信号，并将电信号通过电路传递到在行端部的读出元件。

10 在优选方式中，所述方法包括步骤：同时收集来自每行读出元件的像素数据，并将收集的数据传递到缓存。

在优选方式中，所述方法还包括步骤：将来自系统的数字化信号传递到用于视觉分析的视频和记录系统。

在优选方式中，所述方法包括实时进行视觉分析的步骤。

15 在优选方式中，所述方法包括实时产生图像的步骤，其中图像中间间隔小于一秒期间。

在优选方式中，所述方法包括至少产生具有每毫米 3 线耦（line pair）的分辨率的图像。

20 在优选方式中，所述方法包括步骤：使对象只辐射一次以获得对象的图像。

在一种实施中，所述方法可以包括步骤：当辐射对象时使用对比流体，并可以通过将对比流体注射进末梢动脉将对比流体引进对象。

在替代和优选实施方式中，根本不需要使用对比流体。

25 根据本发明的第四方面，其提供了一种利用 X 射线拍摄对象图像的医学成像装置的使用方法，所述装置包括多个半导体像素检测器和至少一个电路，在此，辐射对象的 X 射线束入射到半导体像素并转化成相应的电信号。

在优选方式中，X 射线束不超过预定的频率，例如 1MHz。

在优选方式中，所述电信号表示各个单独光子的数量和能量。

在优选方式中，电信号进给到至少一个电路，在此，将信号数字化。

30 在优选方式中，通过至少一个电路将电信号再生成对象的图像。

在优选方式中，只需要辐射对象一次以获得对象的图像。

在优选方式中，对象可以是病人身体的一部分。

本发明至少一个实施方式的优点在于需要至少小于通常公知系统使用剂量 50% 的 X 射线辐射剂量以获得清晰的对象图像。

- 5 本发明至少一个实施方式的优点在于在载流体内的对比流体的剂量可以至少为小于当使用通常公知系统时使用剂量 10 倍的系数。

在优选方式中，医学成像系统适用于在进行血管造影术中使用，虽然也用于动物，但在优选用于人类。

- 10 另一方面，医学成像系统适用于在例如人类或动物体的血管中拍摄图像或诊断。

前述装置、设备和方法可以特别适合并适用于血管造影术中使用。

附图说明

- 15 参照相应的附图对下面优选实施方式进行具体说明，将使本发明的这些和其它方面和优点变得更加清晰和容易理解，其中：

图 1 是显示根据本发明实施方式的医学成像系统的视图。

图 2 是显示根据本发明实施方式局部剖切的 X 射线检测器的视图。

图 3A 是显示根据本发明实施方式检测器芯片和读出芯片设置的简图。

图 3B 是显示根据本发明实施方式的 X 射线检测器的简图。

- 20 图 4 是显示图 2 的 X 射线检测器的单一像素检测器的截面简图。

图 5A 是显示根据本发明实施方式中像素排列的读出电路设置的简图。

图 5B 是显示根据本发明实施方式中像素检测器电子元件的电路图。

图 6 是显示本发明能量选择过程的简图。

图 7 (A) 和 7 (B) 是显示根据本发明在不同的能量选择级获得的图像。

- 25 图 8 (A) 是显示利用本发明的图像装置获得的图像。

图 8 (B) 是显示利用现有技术中的医学成像系统获得的图像。

图 9 是显示根据本发明另一个实施方式的像素检测器的截面简图。

图 10 是显示根据本发明其它实施方式相交的微条带检测器截面简图。

30 具体实施方式

图 1 示出了一种医学成像系统，总体上指示为 4，设置有 X 射线检测器板 10 和在 1keV 到 200keV 范围内产生多个辐射值的 X 射线发生器 2。将要辐射的对象或身体的一部分放置在发生器 2 和检测器 10 之间的空间。

参照图 2，其示出了 X 射线检测器板 10。检测器板 10 包括一层半导体像素检测器 12，其通过一层焊接凸起 18 连接到由多个像素读出集成电路（ROIC）15 形成的匹配层 14，ROIC 15 通过控制路径 17 连接到控制和数据采集电路 16。图 3A 中的简图示出了在半导体像素检测器层 12 和多个电路层 14 的读出集成芯片 13，其通过焊接凸起 18 连接在一起。从图 3B 可以看出，半导体像素检测器包括多个平铺在一起的半导体晶片 20，每个半导体晶片包括多个像素，其中每个像素都是 X 射线光子计数器。晶片 20 平铺在一起并放置在通过焊接凸起 18 连接的像素读出元件 13 的顶部。读出元件通过超声波粘合剂 19 连接到数据采集和控制电路 16。半导体像素检测器芯片由高质量的附生半导体材料组成，这样可以提供噪音比和能量分辨率更好的信号，特别是通过减少由存在于工业标准半导体材料中晶体缺陷和杂质产生的像素传感器暗电流噪音来实现上述效果。

图 4 是显示单半导体像素检测器元件的截面结构。像素检测器元件 22 包括作为欧姆触点并近似等于 $1\mu\text{m}$ 厚并可以有效使入射的 X 射线穿过的一层金属 24，以及一层高电阻率的半导体 23，例如，为半导体像素检测器材料的硅或砷化镓。电极 25 为嵌入在像素 22 中的整流电触点，并通过焊接凸起 18 连接到在读出集成电路中形成多个这样电路的一个元件的一个像素读出电路 14 上。像素 ROIC 14 通过超声波粘结方式连接到控制和数据采集电路 16。电场通过电路 26 施加穿过像素 22。每个像素检测器元件 22 的像素读出电路 14 都通过连接到控制和数据采集电路 16 的控制线予以连接。

当 X 射线入射到半导体检测器像素 12 时，每个 X 射线光子都通过像素 22 进行检测。X 射线光子吸收使半导体中产生电子-空穴对。产生电子-空穴对的数目表示 X 射线的能量。由于在电场中在每个像素 22 中通过电路 26 产生的电子-空穴对的运动，在电极 25 上的电信号通过焊接凸起传递到读出电路。通过对正比于电子-空穴对数量，从而正比于吸收的 X 射线能量的电信号的大小进行分析，读出电路可以提供一种 X 射线能量和吸收的 X 射线光子位置的读出表示。每个读出电路都包括寄存满足规定能量要

求的吸收的 X 射线数量的数据缓存，其中吸收的 X 射线数量表示被辐射对象的密度。来自每个像素的读出元件 14 像素数据的收集通过脉冲信号同时实现，且收集的数据沿控制线传递到缓存 16，在此位置其可以从中恢复并重新构成形成图像。如上所述，获得的图像质量可以通过电信号脉冲高度分析 X 射线能量差异得以增强。

图 5A 和图 5B 示出了如何利用地址标识每个像素的行和列来实现像素排列检测器的系统读出的设置方式的实施例。像素 50 检测 X 射线的吸收，从而产生并处理增加到穿过其定位的行总线 51 和列总线 52 的电信号。

在芯片内电信号的处理通过像素电子元件来进行，如显示在图 5B 中，可以处理通常不超过每像素每秒一百万的 X 射线束。输入端 60 接收在半导体像素检测器中通过 X 射线光子的吸收产生的电信号。通过放大输入信号的前置放大器 62 将输入信号进给到适合于处理的级，然后将放大的信号进给到锁存比较器 64。如果放大的信号能量级低于锁存比较器 64 的规定阈值级，则二进制信号 0 通过电路传递。二进制信号 1 表示信号能量级在规定阈值级以上。然后，此二进制信号继续储存在作为二进制计数器的变换寄存器 68 中。变换寄存器读取操作从那些其它像素的变换寄存器中连续获得，然后此信息用于产生图像。为了获得表示被辐射对象的精确图像，可以将几个锁存比较器 64 并联连接，每个都有不同的阈值级。这将使多个在每个能量间隔范围内吸收的 X 射线同时被记录，并通过图像处理确定认为最适合的能量范围以用于提供最有用的受辐射对象的图像。由于图像对比度取决于不同组织的相对吸收能量，反过来取决于 X 射线能量，所以能量选择可以实现用于给定组织对比度的最佳化。图 6 示出了能量选择系统的示意图。

通过利用能量选择原理，其可以确认是需要低光谱能量还是高光谱能量以给出最清楚的图像。用于图像形成使用的能量范围改变的原因显示在图 7A 和 7B 中，作为在不同能量处获得不同对比度的实施例。在图 7A 中为两个作为对象的樱桃的图像，其通过利用能量范围在 25-60keV 的 X 射线成像樱桃而得以获得，而图 7B 中樱桃图像通过利用 25-35keV 的能量范围成像樱桃而得以获得。从这些图像可以看出，能量选择的结果改变了软到硬组织的对比度，在此情况下，低能量光谱为最适合的光谱。

本发明的另一优点在于通过利用本发明的 X 射线检测器板，为了获得

图像，只需要对象辐射一次，因此加速了 X 射线的处理过程。其另外的优点在于其降低了需要提供清晰图像的剂量。单剂量的 X 射线、化合半导体如砷化镓的使用以及能量选择原理的组合应用通常意味着比通常公知 X 射线检测器的剂量低 20 倍系数的剂量。例如，如图 8A 和 8B 所示，利用本发
5 明只需要 $35\ \mu\text{gy}$ 的剂量就可以给出孩子牙齿的图像 8A。而图 8B 显示为通过利用覆盖有 CCD 系统 (Sens-A-Ray 感应光线) 的商用闪烁器需要使用 $980\ \mu\text{gy}$ 剂量才能得以实现。通过使用能量选择原理建立需要的精确剂量以确定位于每个能量范围内 X 射线的数量，以便最优化对比度。

本发明的另一优点在于即使不完全消除，也可以降低用于对比流体使用的
10 需求。目前通常的 X 射线方法需要 $300\text{--}400\text{mg/ml}$ 的对比介质，然而，检测器板 10 的使用可以消除对任何对比流体使用的需求。适合的能量选择通常可以单独地提供有效的对比。

通过使用本发明的 X 射线检测器，成像系统可以实时提供对象的视觉分析。这可以利用脉冲的 X 射线发生器或通过连续辐射对象而得以实现。
15 检测器的读出需要提供小于 1 秒的中间图像间隙，且分辨率至少为 31p/mm ，以满足心脏病学家对于视觉分析的要求。

图 9 示出了可以在设置方案中用作像素检测器的另一单片像素结构的示意图。从图中可以看出，通过光子产生的电信号向电极传播，在此情况下为嵌入在检测器中的 p 收集电极。然后，产生的电信号在电子元件内处理以
20 提供 X 射线的能量选择信息。此系统的优点在于电信号的处理在像素检测器内进行。虽然目前此设置只可能在硅作为半导体像素检测器中使用，但也有希望将同样的原理施加到砷化镓中。

在图 10 中示出了像素检测器设置的另一设置方法。检测器设置 60 具有多个在半导体基层 64 顶部形成条状的铝电极 62。多个反向偏置的 P-N 结
25 电极 66 形成为在半导体基层底部的条带，并垂直于形成于顶部的那些条带。当 X 射线光子入射到检测器上时，其在上电极 62 中检测，也在下电极 66 中检测。在上、下电极处产生电信号，此即入射光子的位置表示。如前所述，光子的能量也被检测出来。利用这些信号可以将受辐射对象的图像重新形成。

30 由于使用了光子计数检测器，该成像系统特别适合于在人或动物体中

实施的血管造影技术，所述光子计数检测器在选择的 X 射线能量的有限范围内使独特地提供同时具有多个图像的数字 X 射线成像技术成为可能。这样的能量选择使各种组织的对比分辨率得到增强，从而实现了避免数字减法技术的双倍辐射剂量，且在大多数情况下消除对对比流体的需求。该成像系统也特别适合于当其能量范围在 50keV 以上进行有效操作时的血管造影术，同时也可以使要求的辐射剂量减少，这是因为通常公知的系统在此能量范围具有较低的效率。

在此基础上可以对检测器做出各种变更而不会脱离本发明的保护范围。例如，电路 14 可以另外为现有商用大规模集成芯片，或定制的 ASIC。半导体检测器材料可以是硅，或其也可以是一组 III-V 半导体材料如砷化镓，另外，其也可以是碲化镉、CdZnTe 等。目前正在研究具有更少刺激性的对比流体，如可以使用那些以 CO₂ 为基础的对比流体。那些具有较少毒性的对比流体目前很少使用，这是因为其在当前的系统中比那些以碘为基础的对比流体具有更差的分辨率，但其用于本系统却可以更有效。

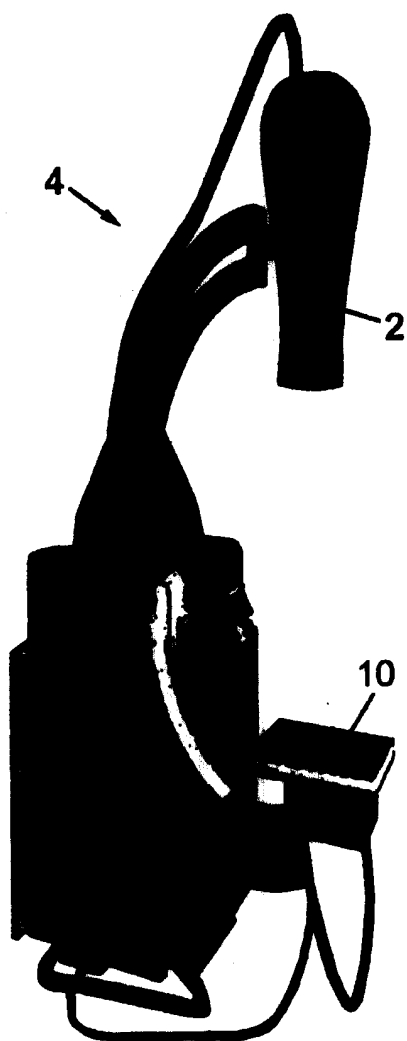


图 1

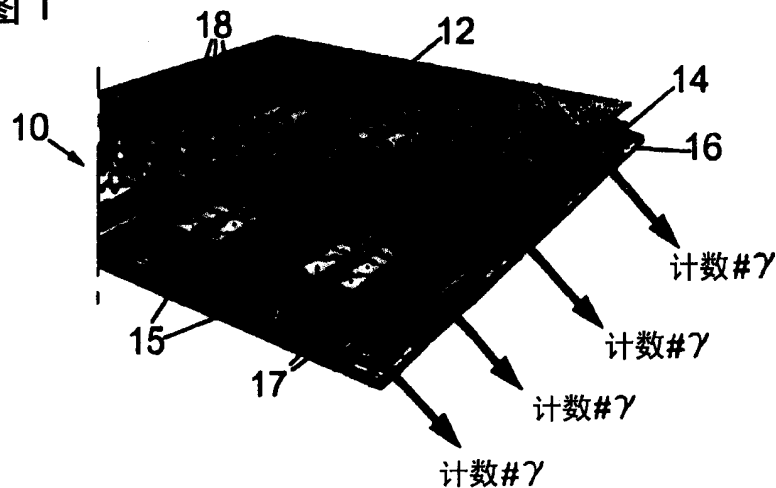


图 2

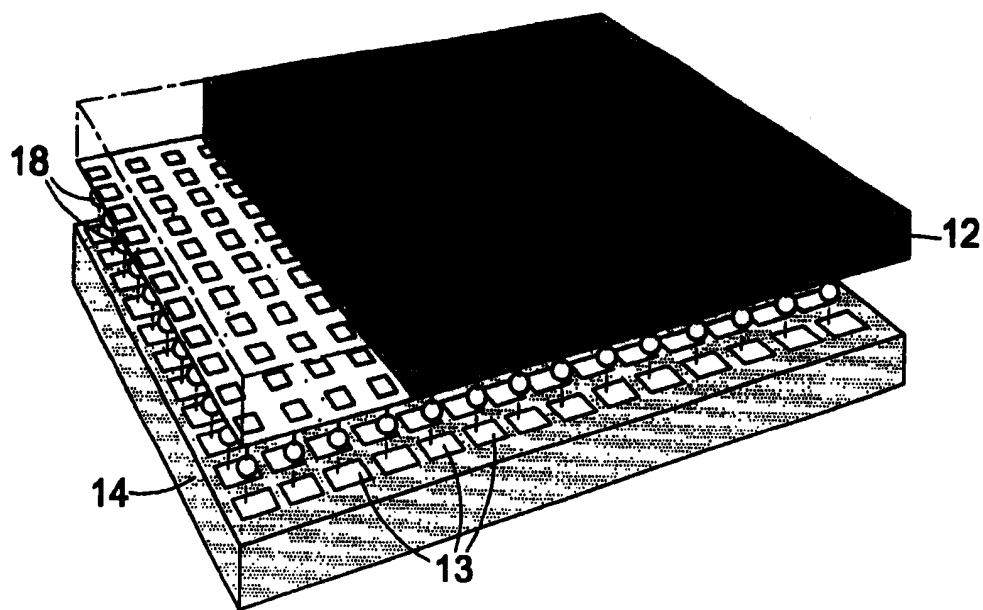


图 3A

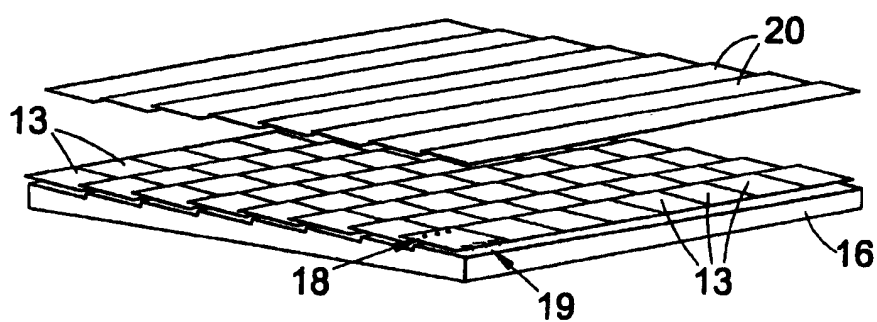


图 3B

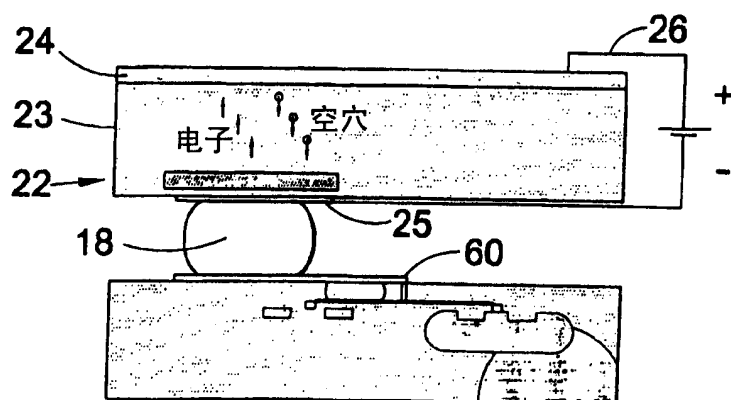


图 4

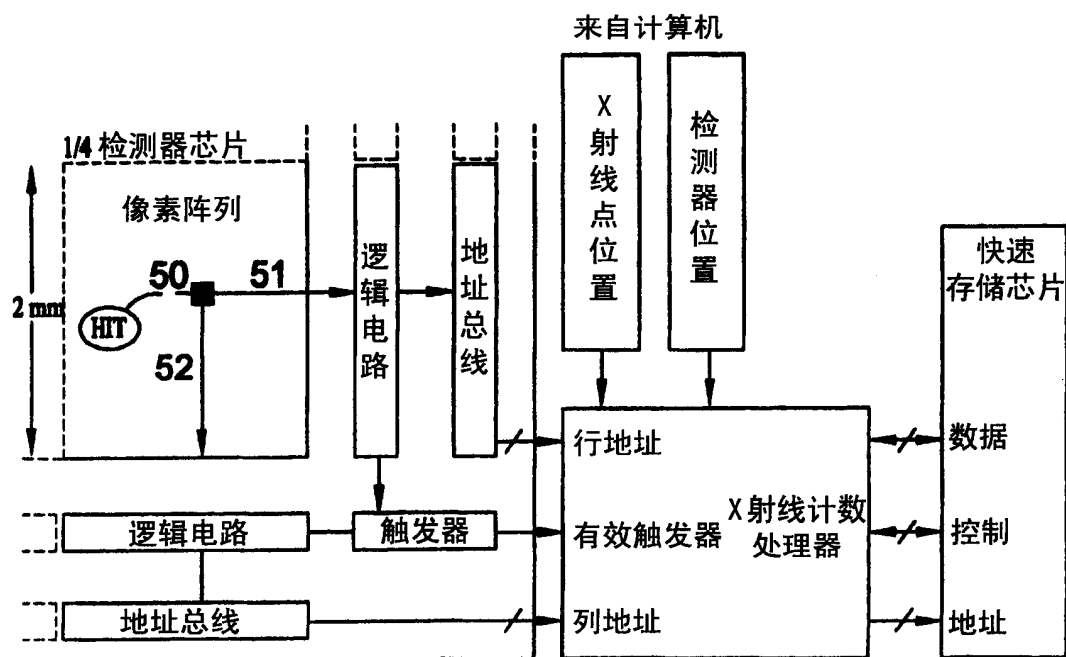


图 5A

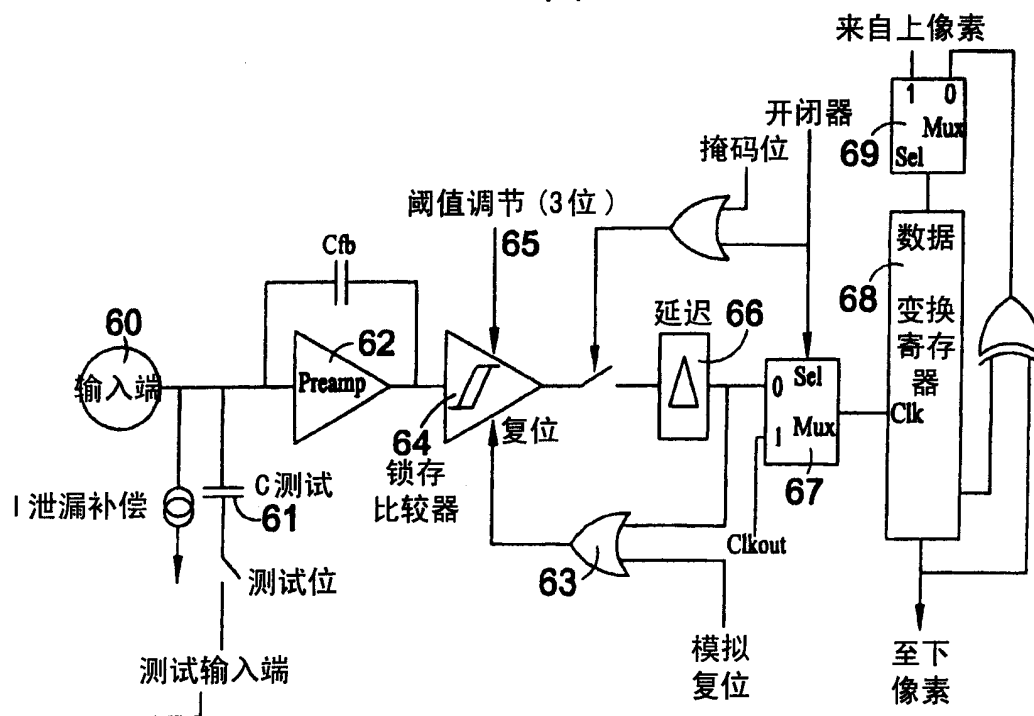


图 5B

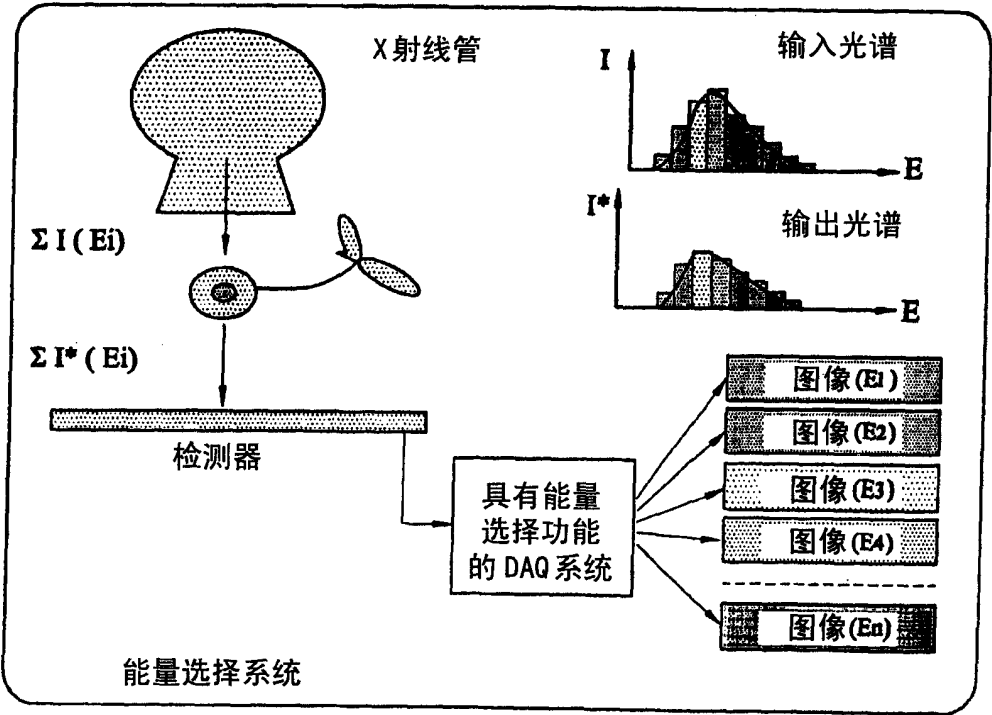


图 6

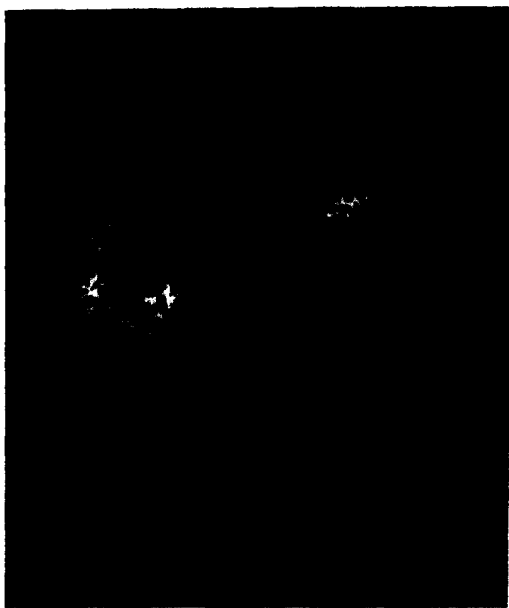


图 7A

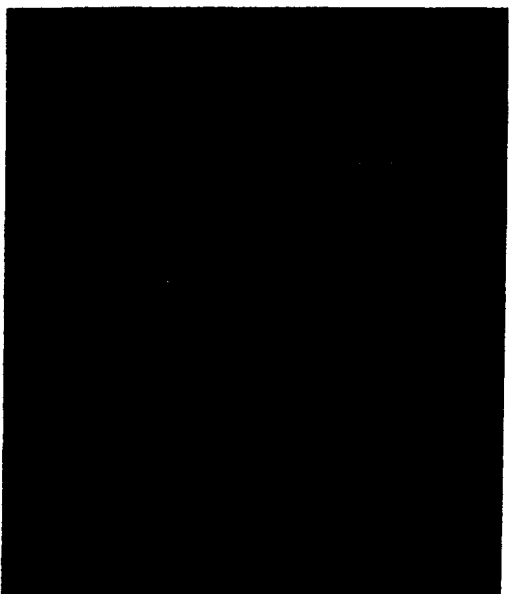


图 7B



图 8A



图 8B

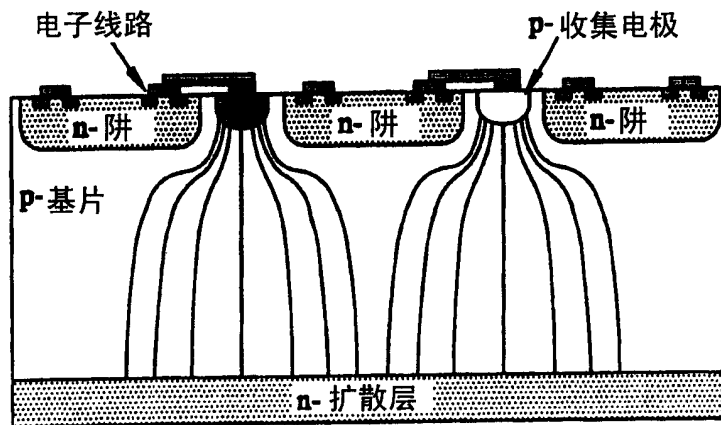


图 9

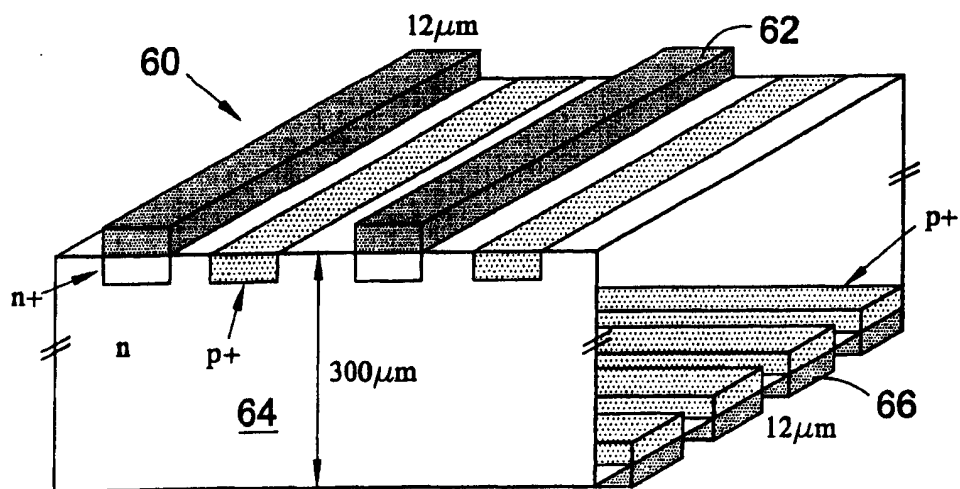


图 10