



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114072674 A

(43) 申请公布日 2022.02.18

(21) 申请号 201980098305.1

G01N 23/223 (2006.01)

(22) 申请日 2019.07.29

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2022.01.07

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/CN2019/098159 2019.07.29

(87) PCT国际申请的公布数据
W02021/016795 EN 2021.02.04

(71) 申请人 深圳帧观德芯科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区招商街
道沿山社区南海大道1019号南山医疗
器械产业园A、B座B507

(72) 发明人 曹培炎 刘雨润

(51) Int. Cl.
G01N 33/50 (2006.01)

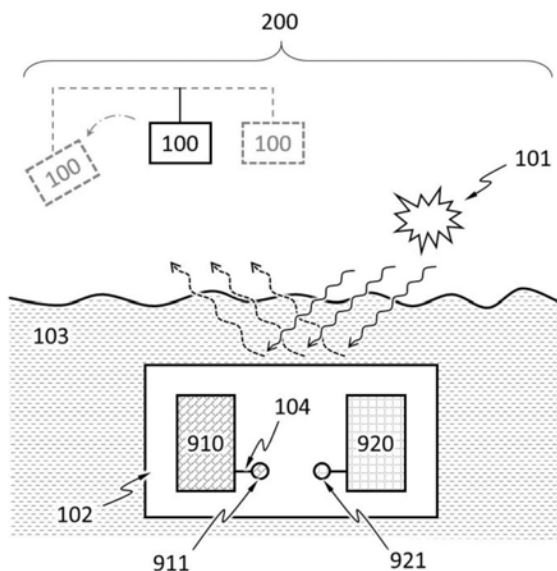
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

采用X射线荧光的生物成像方法

(57) 摘要

本文公开了一种方法,该方法包括:引起附着于第一生物分析物(910)的第一元素(911)的特征X射线的发射;引起附着于第二生物分析物(920)的第二元素(921)的特征X射线的发射;基于所述第一元素(911)的所述特征X射线检测所述第一生物分析物(910)的特征,以及基于所述第二元素(921)的所述特征X射线检测所述第二生物分析物(920)的特征;其中所述第一元素(911)和所述第二元素(921)不同;其中所述第一生物分析物(910)和所述第二生物分析物(920)在同一溶液(103)中。



1. 一种方法,其包括:
 - 引起附着于第一生物分析物的第一元素的特征X射线的发射;
 - 引起附着于第二生物分析物的第二元素的特征X射线的发射;
 - 基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的特征,以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的特征;
 - 其中所述第一元素和所述第二元素不同;
 - 其中所述第一生物分析物和所述第二生物分析物在同一溶液中。
2. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一生物分析物的特征选自所述第一生物分析物的位置、所述第一生物分析物的存在、所述第一生物分析物的身份、所述第一生物分析物的量、所述第一生物分析物的二维分布、所述第一生物分析物的三维分布及其组合所组成的组。
3. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一生物分析物是蛋白质或核酸。
4. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一元素通过配体连接至所述第一生物分析物。
5. 如权利要求1所述的方法,其中引起所述第一元素的所述特征X射线的发射包括将所述第一元素暴露于辐射。
6. 如权利要求5所述的方法,其中所述辐射是X射线或伽马射线。
7. 如权利要求5所述的方法,其中所述辐射粒子的能量高于40keV。
8. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一生物分析物附着于基质。
9. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一元素的原子数大于20。
10. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一元素的原子数大于26。
11. 如权利要求1所述的方法,其中引起所述第一元素的所述特征X射线的发射和引起所述第二元素的所述特征X射线的发射是同时的。
12. 如权利要求1所述的方法,其中基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征包括用所述第一元素的所述特征X射线捕获图像。
13. 如权利要求1所述的方法,其中基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的所述特征包括:接收所述第一元素的所述特征X射线和所述第二元素的所述特征X射线的组合。
14. 如权利要求13所述的方法,其中基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的所述特征进一步包括确定所述组合中的X射线光子的能量。
15. 如权利要求14所述的方法,其中基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的所述特征进一步包括对能量在第一范围内的所述X射线光子的数量进行计数。

采用X射线荧光的生物成像方法

【背景技术】

[0001] X射线荧光(XRF)是来自被激发材料的(例如,暴露于高能X射线或伽马射线)特征X射线的发射。如果原子暴露于具有大于电子电离势的光子能量的X射线或伽马射线,则该原子内轨道上的电子可以被射出,从而在所述内轨道上留下空穴。当所述原子外轨道上的电子弛豫以填充所述内轨道上的所述空穴时,X射线(荧光X射线光子或二次X射线光子)被发射。所述被发射的X射线光子的能量等于所述外轨道和所述内轨道电子之间的能量差。

[0002] 对于给定的原子,可能的弛豫数目是有限的。如图1A所示,当L轨道上的电子弛豫以填充K轨道(L→K)上的空穴时,所述荧光X射线被称为 $K\alpha$ 。来自M→K弛豫的荧光X射线被称为 $K\beta$ 。如图1B所示,来自M→L弛豫的荧光X射线被称为 $L\alpha$,依此类推。

[0003] 分析所述荧光X射线光谱可以识别样品中的元素,因为每个元素都有特征能量的轨道。可以通过对光子的能量进行排序(能量色散分析)或通过分离荧光X射线的波长(波长色散分析)来分析所述荧光X射线。每个特征能量峰的强度与所述样品中每种元素的所述含量直接相关。

[0004] 比例计数器或各种类型的固态检测器(PIN二极管、Si(Li)、Ge(Li)、硅漂移检测器SDD)可用于能量色散分析。这些检测器基于相同的原理:入射的X射线光子使大量的检测器原子电离,所产生的载流子的数量与入射的X射线光子的能量成正比。所述载流子被收集并计数以确定所述入射的X射线光子的能量,并且该过程针对下一个入射的X射线光子会重复自身。在检测到许多X射线光子之后,可以通过计算X射线光子的数量作为其能量的函数来编制光谱。

【发明内容】

[0005] 本文公开一种方法,其包括:引起附着于第一生物分析物的第一元素的特征X射线的发射;引起附着于第二生物分析物的第二元素的特征X射线的发射;基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的特征,以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的特征;其中所述第一元素和所述第二元素不同;其中所述第一生物分析物和所述第二生物分析物在同一溶液中。

[0006] 根据实施例,所述第一生物分析物的特征选自所述第一生物分析物的位置、所述第一生物分析物的存在、所述第一生物分析物的身份、所述第一生物分析物的量、所述第一生物分析物的二维分布、所述第一生物分析物的三维分布及其组合所组成的组。

[0007] 根据实施例,所述第一生物分析物是蛋白质或核酸。

[0008] 根据实施例,所述第一元素通过配体连接至所述第一生物分析物。

[0009] 根据实施例,引起所述第一元素的所述特征X射线的发射包括将所述第一元素暴露于辐射。

[0010] 根据实施例,所述辐射是X射线或伽马射线。

[0011] 根据实施例,所述辐射粒子的能量高于40keV。

[0012] 根据实施例,所述第一生物分析物附着于基质。

[0013] 根据实施例,所述第一元素的原子数大于20。

[0014] 根据实施例,所述第一元素的原子数大于26。

[0015] 根据实施例,引起所述第一元素的所述特征X射线的发射和引起所述第二元素的所述特征X射线的发射是同时的。

[0016] 根据实施例,基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征包括用所述第一元素的所述特征X射线捕获图像。

[0017] 根据实施例,基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的所述特征包括:接收所述第一元素的所述特征X射线和所述第二元素的所述特征X射线的组合。

[0018] 根据实施例,基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的所述特征进一步包括确定所述组合中的X射线光子的能量。

[0019] 根据实施例,基于所述第一元素的所述特征X射线检测所述第一生物分析物的所述特征以及基于所述第二元素的所述特征X射线检测所述第二生物分析物的所述特征进一步包括对能量在第一范围内的所述X射线光子的数量进行计数。

【附图说明】

[0020] 图1A和图1B示意示出X射线荧光的机制。

[0021] 图2示意示出根据实施例的用于X射线荧光成像方法的流程图。

[0022] 图3示意示出根据实施例的一种系统。

[0023] 图4A-图4C各自示意示出根据实施例的X射线检测器的截面图。

[0024] 图5A示意示出根据实施例的所述X射线检测器的一部分的俯视图。

[0025] 图5B示意示出根据实施例的用于所述X射线检测器的框图。

[0026] 图6A-图6B各自示意示出根据实施例的所述X射线检测器的电子系统的组件图。

[0027] 图7示出根据实施例的由X射线的入射光子产生的载流子引起的电流的时间变化以及电压的相应时间变化。

【具体实施方式】

[0028] 通过提供生物样品中元素的特征信息,可以将X射线荧光用于研究该生物样品。图2示出了根据实施例的使用X射线荧光的方法的流程图。在程序710中,如图3所示,附着在第一生物分析物910上的第一元素911的特征X射线的发射被引起,例如,通过将附着在所述第一生物分析物910上的所述第一元素911暴露于辐射。所述辐射可以是X射线或伽马射线。在过程720中,通过将附着在第二生物分析物920上的第二元素921暴露于辐射来引起附着在所述第二生物分析物920上的所述第二元素921的特征X射线的发射。所述辐射可以是X射线或伽马射线。根据实施例,引起所述第一元素911的所述特征X射线的发射和所述第二元素921的所述特征X射线的发射是同时的。所述第一元素911和所述第二元素921可以不同。所述第一元素911可以具有大于20的原子数,或者可以具有大于26的原子数。在步骤730中,基于所述第一元素911的所述特征X射线检测所述第一生物分析物910的特征,并基于所述第二元素921的所述特征X射线检测所述第二生物分析物920的特征。根据实施例,所述第一生

物分析物910的所述特征可以选自所述第一生物分析物910的位置、所述第一生物分析物910的存在、所述第一生物分析物910的身份、所述第一生物分析物910的量、所述第一生物分析物910的二维分布、所述第一生物分析物910的三维分布及其组合所组成的组。

[0029] 图3示意示出系统200。根据实施例,所述系统200包括所述第一生物分析物910、所述第二生物分析物920、一个或多个X射线检测器100。所述第一生物分析物910可以是蛋白质或核酸。所述第一生物分析物910可以附着于基质102。所述第一生物分析物910和所述第二生物分析物920在同一溶液103中。如图3的所述示例所示,所述第一元素911可以通过配体104附着到所述第一生物分析物910。所述X射线检测器100可以相对于所述第一生物分析物910和所述第二生物分析物920被定位或相对于所述第一生物分析物910和所述第二生物分析物920移动到多个位置。所述X射线检测器100可以被布置在与所述第一生物分析物910和所述第二生物分析物920相同或不同的距离处。所述X射线检测器100的其他合适的布置是可能的。所述X射线检测器100的所述位置不一定是固定的。例如,所述X射线检测器100中的一些可以是朝向和远离所述第一生物分析物910和所述第二生物分析物920可移动的,或者可以相对于所述第一生物分析物910和所述第二生物分析物920旋转。但是,所述X射线检测器100中的至少一些并不包括闪烁体。

[0030] 如图3的示例所示,所述系统200可以包括辐射源101。根据实施例,所述辐射源101向所述溶液中的所述第一生物分析物910和所述第二生物分析物920发射辐射,所述辐射能够引起所述第一元素911和所述第二元素921发射它们各自的特征X射线。来自所述辐射源101的所述辐射可以是X射线或伽马射线。来自所述辐射源101的所述辐射粒子的所述能量可以高于40keV。引起所述第一元素911的所述特征X射线的所述发射的所述辐射和引起所述第二元素921的所述特征X射线的所述发射的所述辐射可以相同或不同。

[0031] 图4A示意示出根据实施例的所述X射线检测器100的截面图。所述X射线检测器100可以包括X射线吸收层110和电子器件层120(例如,ASIC),所述电子器件层120用于处理或分析入射在所述X射线吸收层110中的X射线产生的电信号。所述X射线吸收层110可包括半导体材料,比如硅、锗、砷化镓、碲化镉、碲锌镉或其组合。所述半导体对于其感兴趣的所述X射线能量可具有较高的质量衰减系数。

[0032] 如图4B中的所述X射线检测器100的详细截面图所示,根据实施例,所述X射线吸收层110可包括由第一掺杂区111、第二掺杂区113的一个或多个离散区114组成的一个或多个二极管(例如,p-i-n或p-n)。所述第二掺杂区113可通过可选的本征区112而与所述第一掺杂区111分离。所述离散区114通过所述第一掺杂区111或所述本征区112而彼此分离。所述第一掺杂区111和所述第二掺杂区113具有相反类型的掺杂(例如,第一掺杂区111是p型并且第二掺杂区113是n型,或者第一掺杂区111是n型并且第二掺杂区113是p型)。在图4B中的示例中,所述第二掺杂区113的每个离散区114与所述第一掺杂区111和所述可选的本征区112一起组成一个二极管。即,在图4B的示例中,所述X射线吸收层110包括多个二极管,这些二极管具有所述第一掺杂区111作为共用电极。所述第一掺杂区111还可具有离散部分。

[0033] 当一个X射线光子撞击包括二极管的所述吸收层110时,所述X射线光子可被吸收并通过若干机制产生一个或多个载流子。一个X射线光子可产生10到100000个载流子。所述载流子可在电场下向其中一个二极管的电触点漂移。所述电场可以是外部电场。所述电触点119B可包括离散部分,其中的每个离散部分与所述离散区114电接触。在实施例中,所述

载流子可向不同方向漂移,使得由单个X射线光子产生的所述载流子大体上未被两个不同的离散区114共用(“大体上未被共用”在这里意指这些载流子中的不到2%、不到0.5%、不到0.1%或不到0.01%流向与余下载流子不同的一个所述离散区114)。由入射在所述离散区114之一的足迹周围的X射线光子所产生的载流子大体上未被另一所述离散区114共用。与一个离散区114相关联的一个像素150可以是所述离散区114的周围区,由入射在其中的X射线光子所产生的载流子大体上全部(超过98%、超过99.5%、超过99.9%或超过99.99%)流向所述离散区114。即,所述载流子中的不到2%、不到1%、不到0.1%或不到0.01%流到所述像素之外。

[0034] 如图4C中的所述X射线检测器100的替代详细截面图所示,根据实施例,所述X射线吸收层110可包括具有半导体材料(比如,硅、锗、砷化镓、碲化镉、碲锌镉或其组合)的电阻器,但不包括二极管。所述半导体对于其感兴趣的所述X射线能量可具有较高的质量衰减系数。

[0035] 当一个X射线光子撞击包括电阻器但不包括二极管的所述X射线吸收层110时,所述X射线光子可被吸收并通过若干机制产生一个或多个载流子。一个X射线光子可产生10到100000个载流子。所述载流子可在电场下向所述电触点119A和所述电触点119B漂移。所述电场可以是外部电场。所述电触点119B可包括离散部分。在实施例中,所述载流子可向不同方向漂移,使得由单个X射线光子产生的所述载流子大体上未被所述电触点119B的两个不同的离散部分共用(“大体上未被共用”在这里意指这些载流子中的不到2%、不到0.5%、不到0.1%或不到0.01%流向与余下的所述载流子不同的所述离散部分)。由入射在所述电触点119B的这些离散部分之一的足迹周围的X射线光子所产生的载流子大体上未被所述电触点119B的这些离散部分中的另一个共用。与所述电触点119B的一个离散部分相关联的一个像素150可以是所述离散部分的周围区,由入射在其中的X射线光子所产生的载流子大体上全部(超过98%、超过99.5%、超过99.9%或超过99.99%)流向所述电触点119B的所述离散部分。即,所述载流子中的不到2%、不到1%、不到0.1%或不到0.01%流到与所述电触点119B的一个离散部分相关联的所述像素之外。

[0036] 所述电子器件层120可以包括电子系统121,其适合于处理或解释由入射在所述X射线吸收层110上的X射线光子产生的信号。电子系统121可以包括模拟电路(比如,滤波网络、放大器、积分器和比较器)或者数字电路(比如,微处理器和存储器)。所述电子系统121可以包括由所述像素共享的组件或专用于单个像素的组件。例如,所述电子系统121可以包括专用于每个像素的放大器和在所有所述像素之间共享的微处理器。所述电子系统121可以通过通孔131电连接到所述像素。所述通孔之间的空间可以用填充材料130填充,这可以提高所述电子器件层120到所述X射线吸收层110的连接的机械稳定性。其他的键合技术可以在不使用通孔的情况下将所述电子系统121连接到所述像素。

[0037] 图5A根据实施例示意示出具有像素阵列150的所述X射线检测器100的一部分的俯视图。所述阵列可以是矩形阵列、蜂窝阵列、六边形阵列或任何其他合适的阵列。每个像素150可以被配置为检测入射在其上的X射线光子并确定所述X射线光子的能量。例如,每个像素150被配置为在一段时间内检测并计数入射在其上的从所述第一元素911和所述第二元素921发射的特征X射线光子的数量,但是不对具有不同于所述特征X射线光子能量的光子进行计数。所有所述像素150可以被配置为在相同的时间段内在多个能量仓内检测并计数

入射在其上的特征X射线光子的数量。在一个实施例中,基于所述第一元素911的所述特征X射线检测所述第一生物分析物910的特征以及基于所述第二元素921的所述特征X射线检测所述第二生物分析物920的特征包括接收所述第一元素911的所述特征X射线和所述第二元素921的所述特征X射线的组合,并确定该组合中的X射线光子的所述能量。每个所述像素150可以具有其自己的模数转换器(ADC),该模数转换器被配置为将代表入射X射线光子的能量的模拟信号数字化为数字信号。对于XRF应用,具有10位分辨率或更高的模数转换器是有用的。每个像素150可被配置为测量它的暗电流,例如在每个X射线光子入射在其上之前或与之同时。每个像素150可被配置为从其上入射的X射线光子的能量减去暗电流的贡献。所述像素150可被配置为并行操作。例如,当一个像素150测量一个入射的X射线光子时,另一个像素150可能正在等待一个X射线光子到达。所述像素150可以不必是单独可寻址的。

[0038] 所述X射线检测器100可以具有至少100、2500、10000或更多个像素150。所述X射线检测器100可以被配置为向所有所述像素150所计数的具有相同能量范围的仓添加X射线光子数目。例如,所述X射线检测器100可添加所述像素150存储在能量从70KeV到71KeV的仓中的数目、添加所述像素150存储在能量从71KeV到72KeV的仓中的数目,以此类推。在一个实施例中,来自所述第一元素911和所述第二元素921的其能量在第一范围内所述特征X射线光子被计数并被添加到相关的仓中。所述X射线检测器100可以将所述仓的相加数编译为入射在所述X射线检测器100上的所述特征X射线光子的强度的光谱。所述X射线检测器100可以捕获具有所述第一元素911的所述特征X射线的图像(例如,通过所述特征X射线光子的强度的光谱)来检测所述第一生物分析物910的特征。

[0039] 图5B示意示出根据实施例的用于所述X射线检测器100的框图。每个像素150可测量入射其上的所述X射线光子的所述能量151。所述X射线光子的所述能量151在步骤152中被数字化为多个仓153A、153B、153C……中的一个。所述仓153A、153B、153C……各自分别具有对应的计数器154A、154B和154C。当所述能量151被分配到一个仓内时,存储在所述对应计数器中的数目增加一。所述X射线检测器100可添加存储在对应于所述像素150中具有相同能量范围的仓的所有计数器中的数目。例如,存储在所有像素150中的所有所述计数器154C中的所述数目均可被添加并被存储在具有相同能量范围的全域计数器100C中。存储在所有全域计数器中的数目可被编译为入射在所述X射线检测器100上的所述X射线的能量谱。

[0040] 图6A和图6B各自示出根据实施例的所述电子系统121的组件图。所述电子系统121可以包括第一电压比较器301、第二电压比较器302、多个计数器320(包括计数器320A、320B、320C、320D……)、开关305、可选的电压表306、积分器309和控制器310。

[0041] 根据实施例,所述第一电压比较器301被配置为将至少一个所述电触点119B的电压与第一阈值进行比较。所述第一电压比较器301可被配置为直接监测电压,或者通过对在一段时间内流过所述电触点119B的电流进行积分来计算电压。所述第一电压比较器301可由所述控制器310可控地启动或停用。所述第一电压比较器301可以是连续比较器。即,所述第一电压比较器301可被配置为被连续启动,并连续地监测电压。所述第一电压比较器301可以是钟控比较器。所述第一阈值可以是一个入射X射线光子能够在所述电触点119B上产生的最大电压的1-5%、5-10%、10%-20%、20-30%、30-40%或40-50%。所述最大电压可取决于入射X射线光子的能量、所述X射线吸收层110的材料和其他因素。例如,所述第一阈

值可以是50mV、100mV、150mV或200mV。

[0042] 所述第二电压比较器302被配置为将所述电压与第二阈值进行比较。所述第二电压比较器302可被配置为直接监测所述电压,或通过对一段时间内流过所述二极管或电触点的电流进行积分来计算电压。所述第二电压比较器302可以是连续比较器。所述第二电压比较器302可由所述控制器310可控地启动或停用。在所述第二电压比较器302被停用时,所述第二电压比较器302的功耗可以是启动所述第二电压比较器302时的功耗的不到1%、不到5%、不到10%或不到20%。所述第二阈值的绝对值大于所述第一阈值的绝对值。如本文所使用的,术语实数x的“绝对值”或“模数” $|x|$ 是x的非负值而不考虑它的符号。即,

$$|x| = \begin{cases} x, & \text{if } x \geq 0 \\ -x, & \text{if } x \leq 0 \end{cases}.$$

所述第二阈值可以是所述第一阈值的200%-300%。例如,所述第二

阈值可以是100mV、150mV、200mV、250mV或300mV。所述第二电压比较器302和所述第一电压比较器301可以是相同组件。即,所述系统121可以具有同一个电压比较器,其可在不同时间将电压与两个不同的阈值进行比较。

[0043] 所述第一电压比较器301或所述第二电压比较器302可包括一个或多个运算放大器或任何其他适合的电路。所述第一电压比较器301或所述第二电压比较器302可具有高速度以允许所述系统121在高通量的入射X射线光子下操作。然而,具有高速度通常以功耗为代价。

[0044] 所述计数器320被配置为记录入射在包括所述电触点119B的像素150上的至少若干个X射线光子。所述计数器320可以是软件组件(例如,电脑内存中存储的数字)或硬件组件(例如,4017IC和7490IC)。在实施例中,每个像素的所述计数器320与用于一个能量范围的多个仓关联。例如,计数器320A可以与能量为70-71KeV的粒子的仓相关联,计数器320B可以与能量为71-72KeV的仓相关联,计数器320C可以与能量为72-73KeV的仓关联,计数器320D可以与能量为73-74KeV的仓相关联。当X射线入射光子的所述能量由所述计数器320对应的所述仓决定时,所述计数器320所对应的所述仓内记录的数目增加一。

[0045] 所述控制器310可以是诸如微控制器和微处理器等的硬件组件。根据实施例,所述控制器310被配置为从所述第一电压比较器301确定所述电压的绝对值等于或超过所述第一阈值的绝对值(例如,所述电压的绝对值从低于所述第一阈值的绝对值增加到等于或超过所述第一阈值的绝对值的值)时启动时间延迟。在这里可以使用绝对值是因为电压可以是负的或正的,这取决于是使用二极管的阴极电压还是阳极电压或使用哪个电触点。所述控制器310可被配置为在所述第一电压比较器301确定所述电压的绝对值等于或超过所述第一阈值的绝对值之前,保持停用所述第二电压比较器302、所述计数器320、以及所述第一电压比较器301的操作中不需要的任何其他电路。在所述电压变得稳定(即,所述电压的变化率大体上为零)之前或之后,所述时间延迟可期满。短语“变化率大体上为零”意指时间变化小于0.1%/ns。短语“变化率大体上为非零”意指所述电压的时间变化至少为0.1%/ns。

[0046] 所述控制310可被配置为在所述时间延迟期间(其包括开始和期满)启动所述第二电压比较器。在实施例中,所述控制器310被配置为在所述时间延迟开始时启动所述第二电压比较器。术语“启动”意指使组件进入操作状态(例如,通过发送诸如电压脉冲或逻辑电平等信号,通过提供电力等)。术语“停用”意指使组件进入非操作状态(例如,通过发送诸如电压脉冲或逻辑电平等信号,通过切断电力等)。操作状态可具有比非操作状态更高的功耗

(例如,高10倍、高100倍、高1000倍)。所述控制器310本身可被停用,直到所述第一电压比较器301的输出电压的绝对值等于或超过所述第一阈值的绝对值时才启动所述控制器310。

[0047] 如果在所述时间延迟期间,所述第二电压比较器302确定所述电压的绝对值等于或超过所述第二阈值的绝对值,则所述控制器310可被配置为使所述计数器320记录的数目中至少有一个数目增加一。

[0048] 所述控制器310可被配置为使所述可选的电压表306在所述时间延迟期满时测量所述电压。所述控制器310可被配置为使所述电触点119B连接到电接地,以使电压复位并且使所述电触点119B上累积的任何载流子放电。在实施例中,所述电触点119B在所述时间延迟期满后连接到电接地。在实施例中,所述电触点119B连接到电接地并持续有限的复位时段。所述控制器310可通过控制所述开关305而使所述电触点119B连接到电接地。所述开关可以是晶体管,比如场效应晶体管(FET)。

[0049] 在实施例中,所述系统121没有模拟滤波器网络(例如,RC网络)。在实施例中,所述系统121没有模拟电路。

[0050] 所述电压表306可将其测量的电压作为模拟或数字信号馈送给所述控制器310。

[0051] 所述系统121可包括电连接到所述电触点119B的积分器309,其中所述积分器被配置为收集来自所述电触点119B的电流子。所述积分器309可在运算放大器的反馈路径中包括电容器。如此配置的所述运算放大器称为电容跨阻放大器(CTIA)。CTIA通过防止所述运算放大器饱和而具有高的动态范围,并通过限制信号路径中的带宽来提高信噪比。来自所述电触点119B的载流子在一段时间(“积分期”)内累积在电容器上。在所述积分期期满后,由所述ADC 306对电容器电压进行采样,然后通过复位开关进行复位。所述积分器309可包括直接连接到所述电触点119B的电容器。

[0052] 图7示意示出流过所述电触点119B的,由入射在包括所述电触点119B的像素150上的X射线光子产生的载流子所引起的电流的时间变化(上曲线)和所述电触点119B电压的对应时间变化(下曲线)。所述电压可以是电流相对于时间的积分。在时间 t_0 ,所述X射线光子撞击所述像素150,载流子开始在所述像素150中产生,电流开始流过所述电触点119B,并且所述电触点119B的电压的绝对值开始增加。在时间 t_1 ,所述第一电压比较器301确定所述电压的绝对值等于或超过所述第一阈值 $V1$ 的绝对值,所述控制器310启动时间延迟 $TD1$ 并且所述控制器310可在所述 $TD1$ 开始时停用所述第一电压比较器301。如果所述控制器310在时间 t_1 之前被停用,在时间 t_1 启动所述控制器310。在所述 $TD1$ 期间,所述控制器310启动所述第二电压比较器302。如这里使用的术语在时间延迟“期间”意指开始和期满(即,结束)以及中间的任何时间。例如,所述控制器310可在所述 $TD1$ 期满时启动所述第二电压比较器302。如果在所述 $TD1$ 期间,所述第二电压比较器302确定在时间 t_2 电压的绝对值等于或超过所述第二阈值 $V2$ 的绝对值,则所述控制器310等待电压稳定。所述电压在时间 t_e 稳定,这时X射线光子产生的所有载流子漂移出所述X射线吸收层110。在时间 t_s ,所述时间延迟 $TD1$ 期满。在时间 t_e 之时或之后,所述控制器310使所述电压表306数字化所述电压并且确定X射线光子的能量落在哪个仓中。然后所述控制器310使对应于所述仓的所述计数器320记录的数目增加一。在图7的示例中,所述时间 t_s 在所述时间 t_e 之后;即 $TD1$ 在X射线光子产生的所有载流子漂移出X射线吸收层110之后期满。如果无法轻易测得时间 t_e , $TD1$ 可根据经验选择以允许有足够的时间来收集由X射线光子产生的大体上上全部的载流子,但 $TD1$ 不能太长,否则会有另一

个入射X射线光子产生的载流子被收集的风险。即,TD1可根据经验选择使得时间 t_s 在时间 t_e 之后。时间 t_s 不一定在时间 t_e 之后,因为一旦达到 V_2 ,控制器310可忽视TD1并等待时间 t_e 。因此,电压和暗电流对电压的贡献值之间的差异的变化率在时间 t_e 大体上为零。所述控制器310可被配置为在TD1期满时或在时间 t_2 或中间的任何时间停用第二电压比较器302。

[0053] 在时间 t_e 的电压与由X射线光子产生的载流子的数目成正比,所述数目与X射线光子的能量有关。所述控制器310可被配置为使用所述电压表306来确定X射线光子的能量。

[0054] 在TD1期满或被所述电压表306数字化后(以较迟者为准),所述控制器使所述电触点119B连接到电接地310并持续一个复位时段RST,以允许所述电触点119B上累积的载流子流到地面并复位电压。在RST之后,所述系统121已准备好检测另一个入射X射线光子。若所述第一电压比较器301被停用,所述控制器310可在RST期满之前的任何时间启动它。若所述控制器310被停用,可在RST期满之前启动它。

[0055] 尽管本文已经公开了各个方面和实施例,但是其他方面和实施例对于本领域技术人员而言将是显而易见的。本文公开的各个方面和实施例是为了说明的目的而不是限制性的,其真正的范围和精神应该以本文中的权利要求书为准。

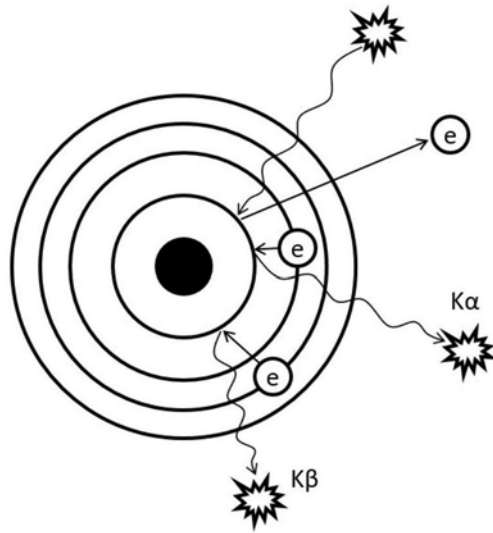


图1A

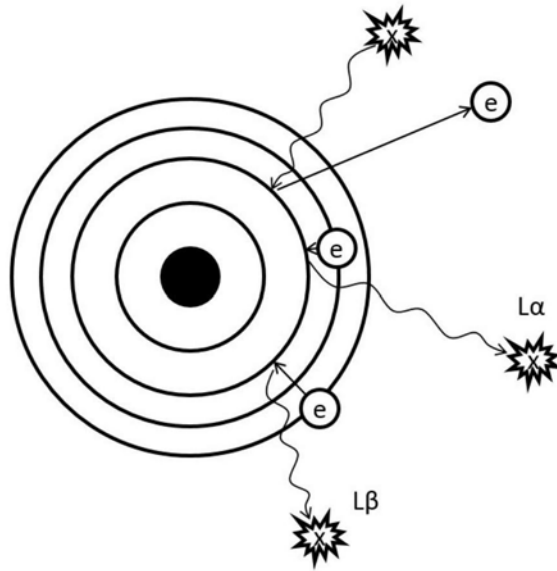


图1B

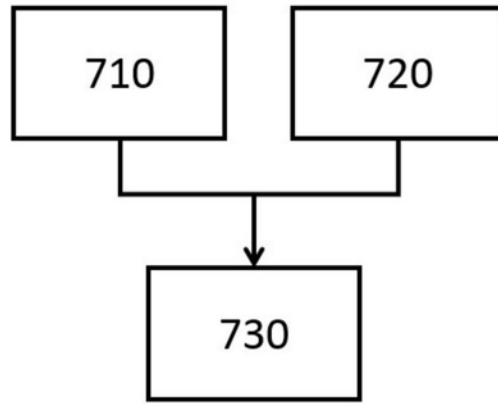


图2

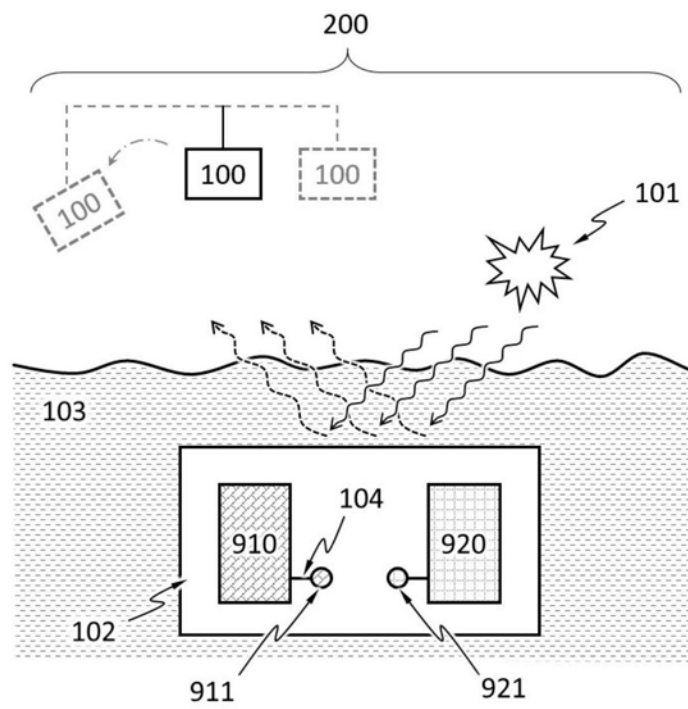


图3

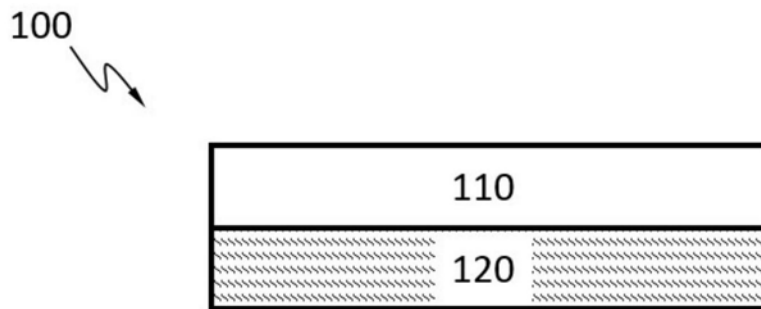


图4A

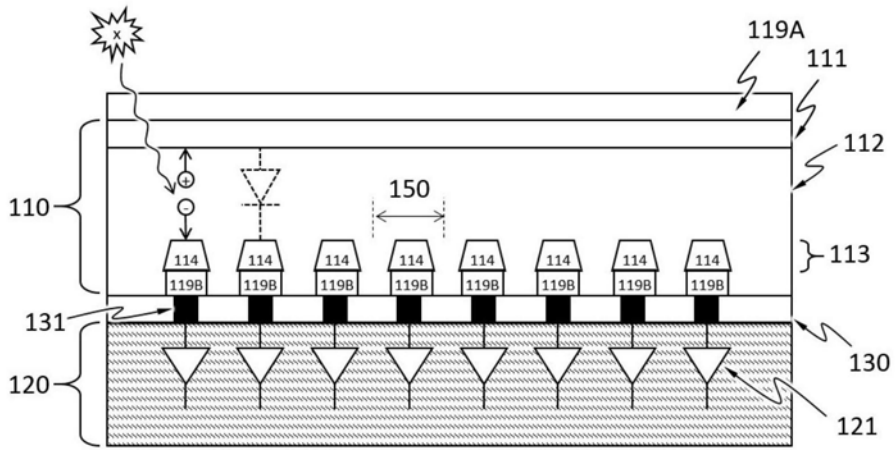


图4B

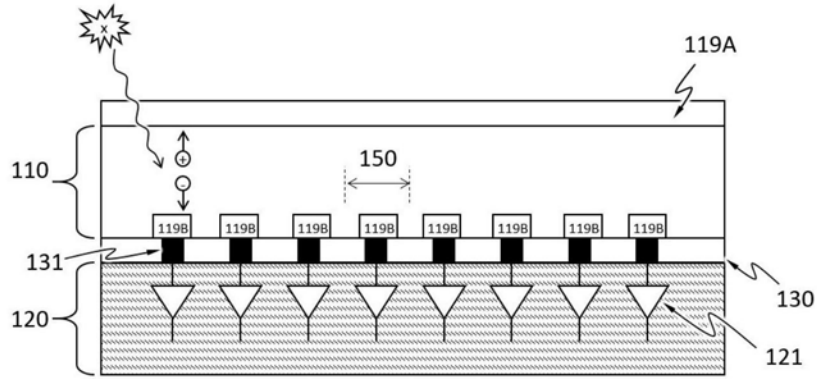


图4C

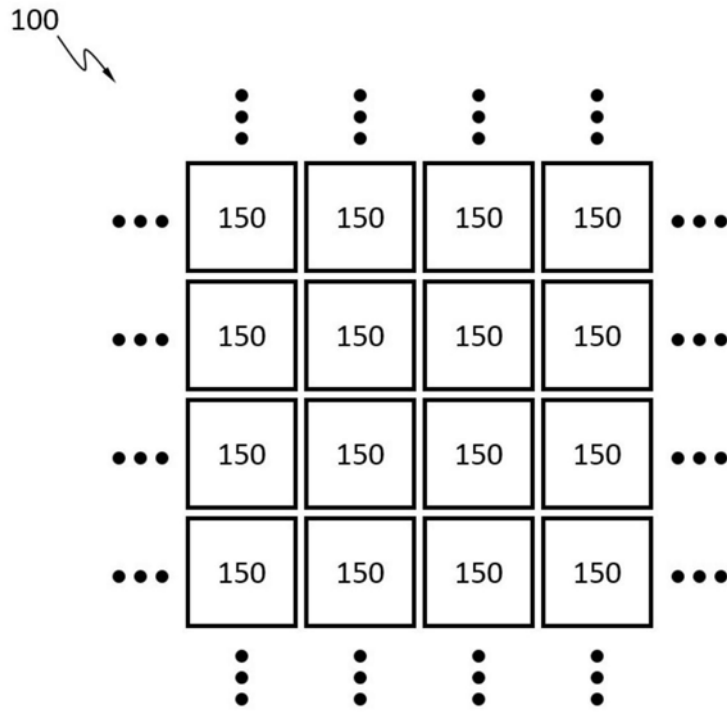


图5A

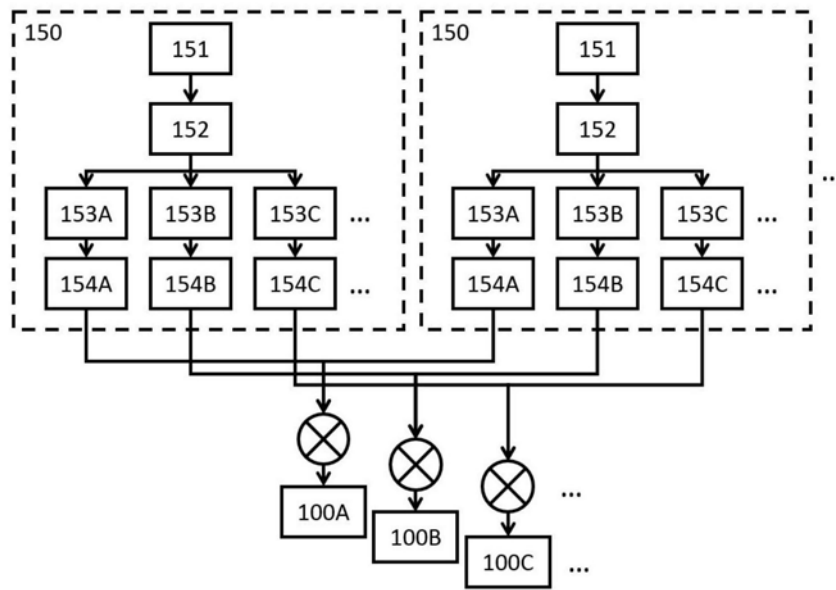


图5B

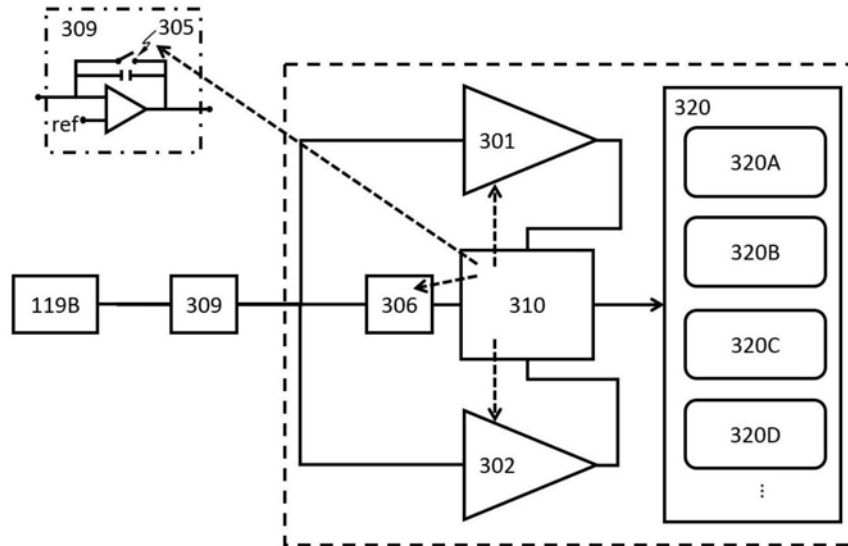


图6A

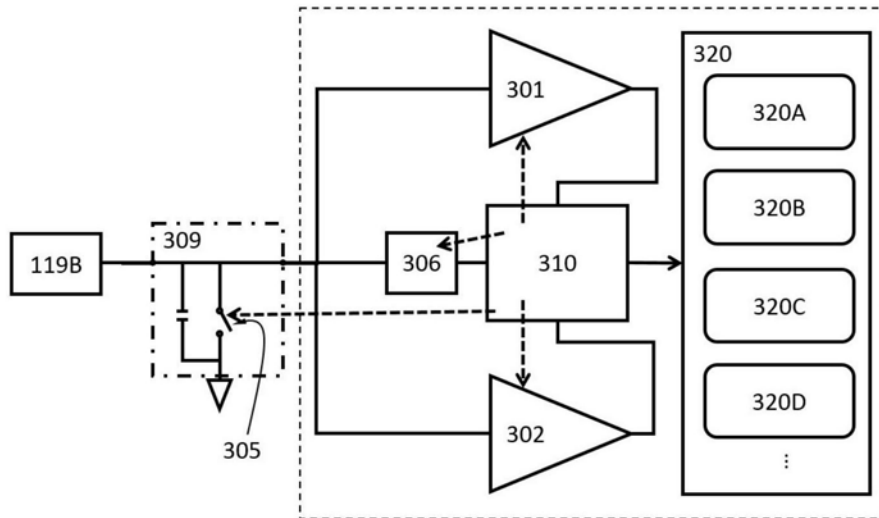


图6B

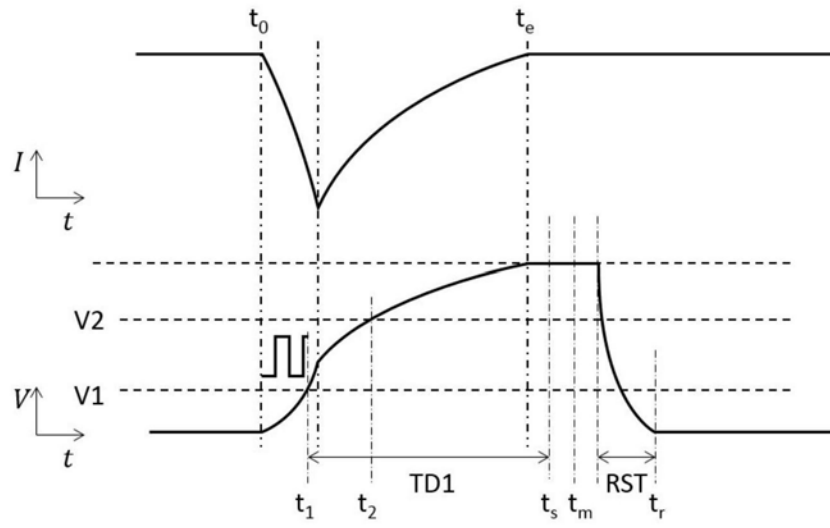


图7