



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101356589 B

(45) 授权公告日 2013. 02. 27

(21) 申请号 200680036327. 8

(22) 申请日 2006. 07. 31

(30) 优先权数据

60/704, 411 2005. 08. 01 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 04. 01

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/029732 2006. 07. 31

(87) PCT申请的公布数据

W02007/016484 EN 2007. 04. 19

(73) 专利权人 纽约州立大学研究基金会

地址 美国纽约

专利权人 X 射线光学系统公司

(72) 发明人 C·A·麦克唐纳 N·马伊 陈泽武

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 黄睿 王英

(51) Int. Cl.

G21K 7/00 (2006. 01)

G21K 1/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

W0 0073773 A1, 2000. 12. 07,

W0 0044004 A1, 2000. 07. 27,

EP 0459833 A2, 1991. 12. 04,

US 6259763 B1, 2001. 07. 10,

CN 1543653 A, 2004. 11. 03,

W0 2004013867 A2, 2004. 02. 12,

US 6259763 B1, 2001. 07. 10,

Alienelli. L. et al.. Optical configurations for x-ray imaging by projection. 《Journal de Physique IV (Proceedings) EDP Science France》. 2003, 第 104 卷

审查员 叶红学

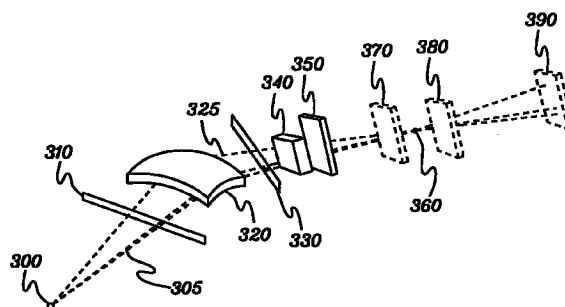
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 15 页

(54) 发明名称

采用点聚焦、弯曲单色光学器件的 X 射线成像系统

(57) 摘要

一种 X 射线成像系统, 包括具有至少一个将从 X 射线源 300 发出的 X 射线引向焦点 360 的点聚焦、弯曲单色光学器件 320 的光学设备。该至少一个点聚焦、弯曲单色光学器件提供指向焦点的聚焦单色 X 射线束, 并且探测器 350 与该聚焦单色 X 射线对准。当对象 340 置于聚焦单色 X 射线束范围内的光学设备和探测器之间时, 该光学设备有助于进行对象的 X 射线成像。在各种实施例中, 每个点聚焦、弯曲单色光学器件具有双弯曲的光学表面; 该光学设备有助于根据对象和探测器相对于焦点的放置进行被动式的图像缩小或者放大; 并且可采用至少一个第二点聚焦、弯曲单色光学器件以有助于进行对象的折射率或者偏振束成像。



1. 一种 X 射线成像系统,包括:

X 射线源;

第一光学设备,包括至少一个用于以第一聚焦单色 X 射线束的形式将从所述 X 射线源发出的 X 射线引向第一焦点的第一点聚焦、弯曲单色光学器件;

第二光学设备,与从所述第一光学设备引出的所述第一聚焦单色 X 射线束对准,所述第二光学设备包括至少一个用于以第二聚焦单色 X 射线束的形式将所述第一聚焦单色 X 射线束的 X 射线引向第二焦点的第二点聚焦、弯曲单色光学器件;

探测器,与从所述第二光学设备引出的所述第二聚焦单色 X 射线束对准,所述探测器为成像探测器;以及

其中,所述第一和第二光学设备有助于使用所述探测器对置于在所述第一聚焦单色 X 射线束范围内的、所述第一光学设备和所述第二光学设备之间的对象进行 X 射线成像。

2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线成像系统,其中,所述至少一个第一点聚焦、弯曲单色光学器件包括光学表面,并且所述至少一个第二点聚焦、弯曲单色光学器件包括光学表面,所述光学表面为双弯曲。

3. 根据权利要求 1 所述的 X 射线成像系统,其中,所述至少一个第一点聚焦、弯曲单色光学器件包括多个双弯曲光学晶体或者多个双弯曲多层光学器件,并且所述至少一个第二点聚焦、弯曲单色光学器件包括多个双弯曲光学晶体或者多个双弯曲多层光学器件。

4. 根据权利要求 1 所述的 X 射线成像系统,其中,所述至少一个第一点聚焦、弯曲单色光学器件包括关于所述 X 射线源和所述第一焦点定位的以限定出至少一个半径为 R 的罗兰圆的第一多个双弯曲光学器件,并且其中,所述第一多个双弯曲光学器件使从所述源发出的 X 射线聚焦到所述第一焦点,并且其中,所述第一多个双弯曲光学器件在所述罗兰圆的平面内有与所述半径 R 不同的表面轮廓半径,并且其中,所述至少一个第二点聚焦、弯曲单色光学器件包括关于所述第一焦点和所述第二焦点定位的以限定出至少一个半径为 R' 的罗兰圆的第二多个双弯曲光学器件,并且其中,所述第二多个双弯曲光学器件使来自所述第一焦点的 X 射线聚焦,并且其中,所述第二多个双弯曲光学器件在所述罗兰圆的平面内有与半径 R' 不同的表面轮廓半径。

5. 根据权利要求 1 所述的 X 射线成像系统,其中,当所述对象置于所述第一聚焦单色 X 射线束范围内的、所述第一焦点和所述第二光学设备之间时,所述第一和第二光学设备有助于使用所述探测器进行所述对象的成像。

6. 根据权利要求 1 所述的 X 射线成像系统,其中,当所述对象置于所述第一聚焦单色 X 射线束范围内的、所述第一光学设备和所述第一焦点之间时,所述第一和第二光学设备有助于使用所述探测器进行所述对象的成像。

7. 根据权利要求 1 所述的 X 射线成像系统,其中,所述第一和第二光学设备中的至少一个有助于进行所述对象的折射率成像。

8. 根据权利要求 1 所述的 X 射线成像系统,其中,所述第一和第二光学设备中的至少一个有助于进行所述对象的偏振束成像。

采用点聚焦、弯曲单色光学器件的 X 射线成像系统

[0001] 关于联邦资助的研究或开发的声明

[0002] 本发明得到了授权号为 DAMD 17-02-1-0517 和 DAMD 17-02-1-0518 的美国国防部乳腺癌研究基金的支持。因此,美国政府享有本发明的某些权利。

[0003] 相关申请的交叉引用

[0004] 本申请要求享有 2005 年 8 月 1 日提交的美国临时申请 No. 60/704, 411 的权益,其全部内容以引用方式并入本文中。

[0005] 本申请还具有涉及下列申请主题的主题,其每一项的全部内容以引用方式并入本文中:

[0006] 2005 年 2 月 1 日由 Zewu Chen 提交的美国序列号 11/048, 146 的标题为“An Optical Device For Directing X-Rays Having a Plurality of Optical Crystals”申请,该申请为 2003 年 7 月 25 日提交的 PCT 申请 PCT/US2003/023412、根据 PCT 条款以英文在 2004 年 2 月 12 日作为 W02004/013867A2 公布的延续,该 PCT 申请要求享有 2002 年 8 月 2 日提交的美国临时申请 60/400, 809 的优先权。

技术领域

[0007] 本发明通常涉及用于聚焦高能电磁辐射的设备和方法。具体而言,本发明提供改进的成像系统,用于引导和三维聚焦 X 射线以对象,例如生物对象进行低剂量、高清晰度的成像。

背景技术

[0008] X 射线分析技术是上个世纪中最重大科技发展的一些。X 射线衍射、X 射线谱、X 射线成像及其它 X 射线分析技术的使用带来了在几乎所有科学领域的知识方面的深厚增加。

[0009] 现在,X 射线成像用于包括医疗、科学和工业应用的各种应用中。这些应用的每一种都非常具有前途。例如,使用 X 射线成像的筛检式乳房摄影是一种重要且具有前途的应用,其中剂量、对比度、分辨率和成本都很重要。

[0010] 使用去除了低量光子(若未去除则这些低量光子大量将被患者吸收而对图像不做任何贡献),和去除了高量光子(其提供相对较低的对象对比度并引起降低图像质量的康普顿散射)的单色束减小了患者剂量而提高了图像质量。但是,一个问题是同步加速器昂贵并且一般在临床上不可用。还可通过使用常规源的单晶衍射获得单色束,但是因为仅仅可衍射正确能量和正确角度下的少量入射束所以这样的实现方式不会产生期望的强度。

[0011] 因而,本领域需要增强 X 射线成像系统,以便例如与当前可用的 X 射线成像系统相比在平衡剂量、对比度、分辨率和成本方面更加有利。

发明内容

[0012] 通过提供包括 X 射线源、光学设备和探测器的 X 射线成像系统克服现有技术的缺

点并提供其它优点。引导从 X 射线源发出的 X 射线的光学设备包括至少一个用于将从 X 射线源发出的 X 射线引导至焦点的点聚焦、弯曲单色光学器件。该至少一个点聚焦、弯曲单色光学器件将聚焦单色 X 射线束引导至焦点，并且探测器与从光学设备引导的聚焦单色 X 射线束对准。当对象置于在从光学设备引出的聚焦单色 X 射线束范围内的、光学设备和探测器之间时，光学设备有助于使用探测器进行对象的 X 射线成像。

[0013] 在增强的实现方式中，每个点聚焦、弯曲单色光学器件具有双弯曲光学表面，并且该至少一个点聚焦、弯曲单色光学器件包括多个双弯曲光学晶体或者多个双弯曲多层光学器件。

[0014] 当对象置于焦点前并且探测器与焦点之间的距离要比对象和焦点之间的距离小时，该光学设备有助于进行被动式的对象图像缩小。当探测器距离焦点要比对象距离焦点更远时，光学设备有助于进行被动式的对象图像放大。根据成像应用，和探测器一样，对象可置于焦点前面或后面。

[0015] 另一方面，提供一种包括 X 射线源、第一光学设备、第二光学设备和探测器的成像系统。第一光学设备包括至少一个以第一聚焦单色 X 射线束的形式将从 X 射线源发出的 X 射线引向第一焦点的第一点聚焦、弯曲单色光学器件。第二光学设备与第一聚焦单色 X 射线束对准，并且包括至少一个以第二聚焦单色 X 射线束的形式将第一聚焦单色 X 射线束引向第二焦点的第二点聚焦、弯曲单色光学器件。探测器与第二聚焦单色 X 射线束对准。当对象置于第一聚焦单色 X 射线束范围内的、第一光学设备和第二光学设备之间时，第一和第二光学设备有助于使用探测器进行对象的成像。

[0016] 另外，通过本发明的技术可实现其它特征和优点。本文将详细描述本发明的其它实施例和方面，并将其看作请求保护发明的一部分。

附图说明

[0017] 在说明书前的权利要求书中特别指出并清楚地请求保护认为是本发明的主题。从下面结合附图的详细描述中可清楚本发明的前面及其它目标、特征和优点，其中：

[0018] 图 1 描绘了用于根据本发明一方面的 X 射线成像系统的点聚焦、弯曲单色光学器件的一个实施例；

[0019] 图 1A 为图 1 的结构沿着线 A-A 的横截面正视图；

[0020] 图 2 描绘了用于根据本发明一方面的 X 射线成像系统一个实施例的光学设备（并且示出了罗兰圆的几何形状）的一个实施例；

[0021] 图 3 示意性地描绘了根据本发明一方面的 X 射线成像系统的一个实施例；

[0022] 图 4 示意性地描绘了根据本发明一方面的 X 射线成像系统的替代实施例；

[0023] 图 5 描绘了根据本发明一方面的 X 射线成像系统所采用的光学设备的双弯曲光学部分的 X 射线束曝光；

[0024] 图 5A-C 描绘了根据本发明某些方面的本文所公开系统中有助于在不需更大部件距离的情况下获得大面积覆盖的各种机械扫描元件的若干非排它实施例；

[0025] 图 6 示意性地描绘了根据本发明一方面的 X 射线成像系统的另一个实施例；

[0026] 图 7 示意性地描绘了根据本发明一方面的 X 射线成像系统的另一个实施例；

[0027] 图 8 为示出根据本发明一方面的 X 射线成像系统采用点聚焦、弯曲单色光学器件，

且 25kV 源电压、0.1mA 电流和 20 秒记录时间下的强度计数与能量的曲线图；

[0028] 图 9 描绘了根据本发明一方面用于测试图 7 中 X 射线成像系统的 5mm 阶梯聚丙烯模型附加于 10mm 聚甲基丙烯酸甲酯块的方块图；

[0029] 图 10 为根据本发明一方面使用例如图 7 所描绘的 X 射线成像系统成像的所探测强度与图 9 模型位置的曲线图；

[0030] 图 11 为根据本发明一方面使用例如图 7 所描绘的 X 射线成像系统成像的 6mm 和 7mm 不同深度的两个模型孔的图像，及通过虚线表示的它们的强度分布曲线；以及

[0031] 图 12 描绘了根据本发明一方面的从点聚焦、弯曲单色光学器件引导的聚焦单色 X 射线束，并标示了在测试例如图 7 所描绘的 X 射线成像系统中刀口分辨率测量值的各种位置。

具体实施方式

[0032] 在下面的讨论和权利要求书中，本发明的各个方面将根据它们对 X 射线辐射路径修改的应用来描述，但应当理解的是，本发明可应用到其它辐射类型，例如伽马射线、电子束和中子的操纵和使用。

[0033] 在 X 射线谱领域，较高的 X 射线强度是减小样品曝光时间并因此改进 X 射线分析测量的信噪比的基本要求。过去，昂贵且大功率的 X 射线源，例如大功率密封管、旋转阳极 X 射线管或同步加速器是可用于产生高强度 X 射线束的唯一选择。最近，X 射线光学设备的开发使其可通过聚焦 X 射线而收集从 X 射线源发出的发散辐射。X 射线聚焦光学器件和小型低功率 X 射线源的组合可产生强度可与用更昂贵设备获得的强度相比较的 X 射线束。因此，基于小型 X 射线源和收集光学器件的组的系统大大扩展了 X 射线分析仪器在例如小型实验室、或者原位场、临床、生产线或者工厂应用中的能力。

[0034] 一种现有的 X 射线光学技术基于 X 射线通过晶体例如锗 (Ge) 或者硅 (Si) 晶体的衍射。弯曲晶体可反射从 X 射线源向靶发出的发散辐射，并使到达靶的光子单色化。存在两种不同类型的弯曲晶体：单弯曲晶体和双弯曲晶体 (DCC)。使用本领域公知的罗兰圆几何形状，单弯曲晶体提供二维聚焦，使得 X 射线在第三或者正交平面上未聚焦。例如，如 Chen 和 Wittry 在 *Applied Physics Letters*, 71(13), 1884(1997) 中的标题为 “Microprobe X-ray Fluorescence with the Use of Point-focusing Diffractors” 的文章中所公开的，其内容以引用方式并入本文中，双弯曲晶体在所有三维中将从源发出的 X 射线聚焦到点靶。该三维聚焦在本领域中称为 “点对点” 聚焦。

[0035] 某些双弯曲晶体的点对点聚焦特性例如在材料科学的结构或组成分析中具有许多重要的应用。弯曲晶体还分为 Johansson 和 Johan 类型。Johansson 几何形状要求，例如晶体平面具有等于罗兰圆半径两倍的曲率，但是晶体表面被研磨为罗兰圆的半径，而 Johan 几何形状构型要求，例如罗兰圆半径两倍的曲率。

[0036] 提供高强度 X 射线束的一个优点在于可通常以更短的测量时间实现期望的样品曝光。提供更短测量时间的潜力在许多应用中都是关键的。例如，在一些应用中，减小的测量时间提高了测量的信噪比。此外，尽量减小分析时间提高了在例如工业应用中的样品吞吐量，从而改进了生产率。另一个重要应用为 X 射线成像，它是本发明所针对的应用。

[0037] 本文提供了用于采用光学设备例如点聚焦、单色弯曲光学器件有助于将具有衍射

特征的 X 射线进行三维聚焦的各种射线成像系统。采用点聚焦、单色弯曲光学器件例如在患者成像能量下演示了利用极低功率源实现高对比度单色成像。该弯曲光学器件可包括各种光学设备,其具有一个或多个双弯曲晶体 (DCC) 光学器件或者一个或多个双弯曲多层光学器件。在图 1 和 1A 中描绘了这种双弯曲光学设备的一个实施例,并在 2001 年 9 月 4 日颁布的美国证书专利 No. 6, 285, 506B1 中对其进行详细描述,其全部以引用方式并入本文中。

[0038] 在图 1 的实施例中,双弯曲光学设备包括柔性层 110、厚环氧树脂层 112 和垫板 114。在图 1A 的横截面正视图中进一步示出了该设备的结构。

[0039] 在该设备中,环氧树脂层 112 支持柔性层 110 并将其限制为具有曲率的选定几何形状。优选地,环氧树脂层的厚度大于 $20\ \mu\text{m}$,而柔性层的厚度大于 $5\ \mu\text{m}$ 。另外,环氧树脂层的厚度通常大于柔性层的厚度。柔性层可以是包括云母、Si、Ge、石英、塑料、玻璃等多种材料之一。环氧树脂层 112 可以为粘度约为 103 至 104 泊且适用期为 30 至 60 分钟的糊剂类型。垫板 114 可以为与环氧树脂粘接良好的固状物。垫板的表面 118 可以为平面的 (图 1A) 或者弯曲的,其精确的形状和表面光洁度对柔性层的形状和表面光洁度不重要。在图 1 及 1A 的设备中,不需要特别制备的垫板。

[0040] 围绕柔性层的可以为保护材料薄片 116,例如在柔性层边缘使用的薄塑料 (参见图 1A)。该保护材料保护制作模具,使得该模具可重复使用,并且不需要尺寸与柔性层相同或者更小的模具或者牺牲模具。

[0041] 双弯曲光学设备。例如双弯曲晶体 (DCC) 光学器件现在材料分析中用以从大立体角收集和聚焦 X 射线,并提高 X 射线源的可用通量。如上所述,可通过和小型电子轰击 X 射线源一起使用的环形晶体的衍射实现特征 X 射线的三维聚焦。图 2 中描述了该点对点 Johan 几何形状。每个晶体光学元件 200 的衍射平面可以和晶体表面平行。如果包括点源和焦点的焦圆 210 的半径为 R_0 ,则晶体表面在焦圆平面内曲率半径 R 为 $2R_0$,在垂直平面内曲率半径 $r = 2R_0 \sin^2 \theta_{\text{Brag}}$,该半径以源和焦点之间的线段为中心。从源发散并且以晶体摇摆曲线内的角度入射至晶体表面的 X 射线将被有效反射至焦点或者像点。在基于 DCC 的系统焦点上的单色通量密度比具有较高功率源和相似的从源到对象距离的常规系统大几个数量级。该提高产生了用于许多不同应用的非常高的灵敏度,包括 (如本文所述) 射线摄影成像。

[0042] 作为另一个改进,图 2 描绘的光学设备可包括多个以网格模式设置在罗兰圆周围的双弯曲晶体光学元件 200。这样的结构可设置为使经布拉格衍射的发散辐射的俘获和重定向最佳。一方面,具有不同原子衍射平面取向的多个光学晶体可用于俘获发散的 X 射线并使其朝焦点聚焦。另一方面,可相对于 X 射线源定位二维或三维晶体矩阵以在三维中俘获和聚焦发散的 X 射线。在上述并入的、共同申请的标题为 “An Optical Device for Directing X-Rays Having a Plurality of Optical Crystals” 的美国专利申请序列号 11/048, 146 中提供了该结构的其它细节。

[0043] 本文采用点聚焦、单色弯曲光学器件例,如上述的双弯曲晶体 (DCC) 以使从大立体角 X 射线源发出的 X 射线完成点聚焦和单色重定向以进行 X 射线成像。单色束改进了对比度并尽量减小辐射剂量,这一点在期望较低功率源或待成像对象为患者的情况下是重要的。尽管在本文后面将参考乳房摄影进行详细描述,但应当理解的是,本文所描述的 X 射线成像系统及技术可应用于一般的射线成像,而非任何特定的应用。例如,可采用所描述的系

统及技术对任何生物对象或者非生物对象例如集成电路芯片进行成像。

[0044] 本文通过采用点聚焦、单色弯曲光学器件实现单色束。在图 3 中描绘了采用这种光学器件的 X 射线成像系统的一个实施例。如所示出,从 X 射线源 300 发出的 X 射线 305 被包括至少一个点聚焦、弯曲单色光学器件的光学设备 320 引导,以可控制地会聚于焦点 360。X 射线源的尺寸可随着 X 射线成像应用而改变。通常,该源将是常规的 X 射线源,例如包括常规固定阳极或旋转阳极 X 射线管的电子撞击源。但是,对于某些应用,可使用例如低于 500 瓦的低功率源。

[0045] 弯曲单色光学器件 320 将从源发出的 X 射线引向焦点作为聚焦单色 X 射线束 325。可单独或者联合采用输入焦缝 310 和输出焦缝 330 以进一步限制背景辐射、限制发散或者对输出束整形。将待成像的对象 340 置于光学设备 320 后面的聚焦单色 X 射线束 325 内。对象 340 可如所示出地置于焦点 360 之前或者置于焦点 360 之后。当对象 340 置于焦点之前时,探测器 350 可置于焦点前或者焦点后。探测器 350 为产生 X 射线强度两维图的成像探测器。其可以为直接探测器或者耦合至荧光体(其将 X 射线转换为可见光)的间接探测器。该探测器可以为片、片/屏匣、耦合至荧光体的 CCD、非晶硒或非晶硅探测器、计算机射线摄影板、CdZnTe 探测器、或者任何其它模拟或者数字探测器。

[0046] 如果探测器 350 位于焦点 360 之前,则当探测器距离焦点更近,例如处于位置 370 或者 380 时,该图像可被缩小至探测器上。或者,该对象可被放大至位于位置 390 处的较大探测器上,即探测器距离焦点 360 比对象 340 远。如果系统分辨率受到探测器的限制,则放大有利,而如果期望使用更小、更廉价的探测器则缩小有利。

[0047] 可通过将探测器置于靠近对象 340 的位置 350 减小由于角度发散所引起的图像模糊,并且可如图 4 所示的通过增加对象与焦点之间的距离进一步减小由于角度发散所引起的图像模糊。在图 4 中,再次由包括点聚焦、弯曲单色光学器件的光学设备 420 将从 X 射线源 400 发出的 X 射线 405 引导为聚焦单色 X 射线束 425 以可控制地会聚于焦点 460。在该实施例中,待成像的对象 440 位于焦点后以便与在光学设备 420 和焦点 460 之间的可能布置相比更远离焦点。成像探测器 450 置于对象 440 附近。

[0048] 点聚焦、单色束的强度适合于特定的成像应用。强度部分取决于收集的立体角,可通过减小 X 射线源和光学设备之间的输入焦距、或者通过增大光学设备的尺寸或者通过设置成某个结构中的多个点聚焦、弯曲单色光学设备增加该强度,该结构例如上述并入的标题为“An Optical Device for Directing X-Rays Having a Plurality of Optical Crystals”的美国专利申请序列号 11/048,146 中所描述的结构。可通过减小点聚焦单色束的角度发散而改进图像的分辨率,这一点可通过增大对象至焦点的距离或者增大输出焦距而实现。还可通过采用具有相同输入和输出焦距的对称光学器件或者不同输入和输出焦距的非对称光学器件的光学设备调整强度和分辨率。

[0049] 例如本文所描述的双弯曲光学设备产生弯曲扇形束输出,例如在图 5 中通过实例方式所示出的。该扇形束输出可以以类似于常规狭缝/扫描系统的方式扫描整个对象。可通过(1)移动对象穿过该束或者(2)一起移动源和光学器件使得该束穿过对象,或者(3)通过旋转光学器件使得输入保持指向源而输出扫描整个对象来实现这样的扫描,使得在不需要极大的对象至光学器件距离的情况下有助于覆盖较大面积。分别参照图 5A-C 示出了这些选择。在这些附图中(其中相同的附图标记用于指示相同的元件),图 3 的系统用作

一个实例,但是本领域的技术人员应当领会到的是,这些原理可扩展至本文所描述的任何成像系统。图 5A 描绘了通过移动对象 340 和大面积探测器 380 通过束的机架 510 和 512。例如在垂直于通过其窄尺寸束的方向上移动该对象。例如可在相同方向上以等于放大倍数乘以对象速度的速度同时移动探测器。图 5B 描绘了用于支撑源 300、光学器件 320 和狭缝 310 和 330(如果有的话)的机架 520,这些元件共同扫描以移动束通过静止对象 340。图 5C 描绘了用于支撑光学器件 320 以及狭缝 310 和 330(如果有的话)的机架 530,其扫描以沿着以源为中心的圆移动光学器件 320,同时维持布拉格角度的对准。根据源几何形状的限制,有必要同时旋转源套。本领域的技术人员应当领会到的是,可组合这些扫描系统的特征以产生期望的结果。探测器可以为相对于对象固定的大面积探测器,或者例如为输出束尺寸的、相对于束固定并当对象相对于束移动时记录变化的较小探测器。该束可使用例如图 3 所描绘的狭缝限于直扇形,或者用作单个或多个弯曲部分。另外,使用扫描束明显减小了当对较大对象成像时的散射产生。

[0050] 双弯曲光学设备的输出焦斑可用作第二光学设备(如图 6 所示)的源以实现折射衬度(衍射增强)成像。该实施例中,双弯曲光学设备 620 收集 X 射线源 600 发出的辐射 605 并将该辐射引导成点聚焦单色 X 射线束 625 以会聚于第一焦点 630,其如所示出地为第二光学设备 650 的 X 射线源。包括第二双弯曲光学设备的设备 650 将聚焦的单色 X 射线束 625 引导为第二点聚焦单色 X 射线束 655 以会聚于第二焦点(未示出)。在该实施例中,将待成像的对象 640 布置在点聚焦单色 X 射线束范围内的第一光学设备 620 和第二光学设备 650 之间。成像探测器 660 与从第二光学晶体 650 输出的第二聚焦单色 X 射线束 655 的轴对准。对象中的折射率梯度偏转 X 射线,这在采用平面晶体时产生以称为“折射率成像”或者“衍射增强成像”的方式的衬度。

[0051] 作为图 6 实施例的改变,可以以接近 45° 的布拉格角使用第一光学设备 620 从而使其输出束偏振,并且第二光学设备 650 可设置为垂直于第一光学设备(且也具有接近 45° 的布拉格角)从而其可用作分析滤波器。例如,在该实施例中,如果从源发出的束在 x 方向上传播,则第一光学设备发出的衍射束在 y 方向上传播,而从第二光学设备发出的衍射束(除非在对象中发生消偏振否则其不会存在)在 z 方向上传播。这样就能得到可提高对比度和减少背景的偏振束成像。

[0052] 因而,本文采用双弯曲光学设备以产生用于各种成像应用的高强度和良好角度分辨率的点聚焦、单色束。该单色 X 射线和窄输出束减小了患者或者对象中产生的散射,这一点改进了对比度并减小了需要的剂量。如果不采用防散射滤线栅则这一点特别有利。采用如图 6 所描述的光学器件对允许采用常规 X 射线源或者更低功率 X 射线源(即小于 1kW 的源)获得高对比度折射率成像。

[0053] 下面参照图 7-12 描述各种单色射线摄影实现方式的实验结果。

[0054] 图 7 为根据本发明一方面的单色成像系统的另一个示意图。该系统再次采用包括点聚焦、双弯曲光学器件,例如双弯曲晶体(DCC)光学器件的光学设备。该成像系统包括 X 射线源 700,其提供的 X 射线 705 经狭缝 710 到达光学设备 720。设备 720 将 X 射线引导成通过第二狭缝 730 指向焦点 760 的聚焦单色 X 射线束 725。在该实例中,将待成像对象 740 布置在焦点 760 后,探测器 750 放置在对象附近。用于所进行实验的 DCC 光学器件的参数在表 1 中示出。该源为 Oxford Instruments, LTC 的微聚焦钨源,最大源功率为 120 瓦,该

探测器为富士的计算机射线摄影板。

[0055] 表 1:

[0056]

DCC 光学器件	能量 (keV)	θ_{Bragg} ($^{\circ}$)	输入焦 距 (mm)	输出焦 距 (mm)	垂直会 聚 ($^{\circ}$)	水平会 聚 ($^{\circ}$)
Si (220)	17.5	10.6	120	120	9	0.7

[0057] DCC 光学器件安装在与 X 射线束横向放置的两个平移台上,并且大致位于距离源点的指定焦距。首先用 CCD 照相机进行粗略的源和光学器件对准。该照相机置于距光学器件 180mm 处 $2\theta_{\text{Bragg}}$ 的角度下以截取衍射图像并且让该光学器件进行扫描的获得最大亮度。然后,用 Ge 探测器记录该衍射强度(其给出整个束中的总光子通量),该强度通过沿着 x 和 y 方向在不同的 z 位置扫描 DCC 光学器件而最大化。图 8 中示出了所产生的输出谱。在图 8 中,示出了一种用 DCC 光学器件在源电压为 25kV、电流为 0.1mA 且记录时间为 20 秒的情况下的衍射谱。注意测得的谱宽度受到探测器的限制。

[0058] 如图 9 所示用两个塑料模型进行对比度测量。如图 9 所示,采用 5mm 阶梯状聚丙烯模型 1100,其附加于 10mm 聚甲基丙烯酸甲酯块 1110。模型被置于图 7 所示出的输出焦点外 70mm 距离处,与计算机射线摄影板紧邻。该位置的束尺寸沿着水平轴大约为 1mm,沿着垂直轴大约为 10mm。模型和板安装在三个平移台上并沿着垂直方向进行扫描。用 10W 的源在 2-5 分钟的曝光时间内获得大约 200mm² 的图像尺寸。这将对应于 10kW 的脉冲源少于一秒的曝光。

[0059] 在阶梯高度为 5mm 的聚丙烯模型(参见图 9)上还执行单色对比度测量,然后在具有 6mm 和 7mm 深的两个孔的 12mm 厚的聚苯乙烯模型(未示出)上执行单色对比度测量。对于聚丙烯阶梯模型而言,图 10 示出了用单色束获得的图像及其强度分布曲线。表 2 中列出了实测对比度和计算的对比度。测量值与计算值非常一致。如表 2 所列出的,与用光学器件前的全谱辐射测得的对比度相比获得 2.5 的对比率。

[0060] 表 2:

[0061]

阶梯高度（mm）	对比度		对比率
	单束		
	数据	计算值	数据
5	0.45±0.05	0.38	2.5

[0062] 图 11 中示出了聚苯乙烯模型的图像及其强度分布曲线。该图示出了具有 6mm 和 7mm 不同深度的两个孔,且通过虚线表示它们的强度分布曲线。源电压在 10W 功率下为 35kV。模型在三分钟的曝光时间内以 0.1mm/s 的速度平移。表 3 中示出了实测对比度和计算的对比度。

[0063] 表 3:

[0064]

孔深 (mm)	对比度	
	数据	计算值
6	0.46±0.07	0.40
7	0.59±0.10	0.49

[0065] 对于任何成像系统,图像分辨率为重要参数。对于较厚对象或者较大的对象至探测器距离,空间分辨率大体上与也称为角度分辨率的角发散成正比。用 Oxford Instrument Microfocus 5011 钨源执行角度分辨率测量。该源具有较大的焦斑尺寸,大约为 60 μm ,且与 Oxford Microfocus 源的 15 μm 斑尺寸相比该尺寸稍接近于临床源的尺寸。

[0066] 通过用具有 50 μm 像素的富士可重新激励的 (restimable) 荧光粉计算机射线射影图像板记录刀口阴影来测量角度分辨率。该刀口置于晶体后以遮挡一半输出束。对探测器记录的强度分布曲线进行微分,并使用高斯拟合以获得半最大值下的全部宽度。探测器角度分辨率 σ_D 为在刀到探测器的距离进行 50 μm 的划分。表 4 和 5 中列出的结果具有正交相减 (subtracted in quadrature) 的探测器分辨率;假设测得的角度分辨率为 $\sqrt{\sigma^2 + \sigma_D^2}$, 其中 σ 为 X 射线束的实际角度分辨率。首先,用在输出焦点外 70mm 的刀口测量分辨率,该焦点距离光学器件 190mm 从而该束为发散而非会聚。图像板置于距刀口 50、200、300、450mm 的距离。因为会聚角不同,所以分辨率在水平和垂直方向上不同。对于该 50 微米像素的探测器,板距离增大超过 300mm 不会大大改进分辨率,因此用 300mm 的板距离进行剩下的测量。然后对图 12 所示出的不同刀口位置进行测量。表 5 中示出了测量结果。当对总会聚中的不同部分进行采样时,角度分辨率随着离光学器件的距离而变化。如所期望的,当模型与输出焦点之间的距离增加时,分辨率改进。但是,如图 10 及 11 所示在距离焦点 70mm 处非常好的均匀性在焦点至模型距离较大时稍差。通过在不对称光学设计中增加输出焦距可以在不降低均匀性的情况下进一步改进分辨率。如果束将要进行扫描,则沿着扫描方向上的均匀性不关键。

[0067] 表 4:

[0068]

刀到光学器件的距离 (mm)	板到刀的距离 (mm)	水平角宽度 (mrad)	垂直角宽度 (mrad)
190	50	4.83±0.24	6.05±0.12
190	200	1.68±0.15	2.97±0.26
190	300	1.07±0.15	2.78±0.42
190	450	1.06±0.27	2.73±0.26

[0069] 如图 8 所示,用 Ge 探测器测量 DCC 光学器件衍射的通量。作为通过孔径测量的,

从光学器件衍射的光子数与光学器件表面上的入射光子数之比的 DCC 光学器件的衍射效率 η 计算如下：

[0070]

$$\eta_{DCC} = \frac{C_D}{C_W} \frac{A_{\text{孔径}}}{A_{\text{光学器件}}} \left(\frac{d_{\text{光学器件}}}{d_{\text{孔径}}} \right)^2$$

[0071] 其中, C_D 为衍射计数, C_W 为没有光学器件的计数, $A_{\text{孔径}}$ 为孔径面积, $A_{\text{光学器件}}$ 为光学器件表面的有效面积, $d_{\text{光学器件}}$ 为光学器件至源的距离, $d_{\text{孔径}}$ 为孔径至源的距离。仅仅考虑 17 至 18keV 的 1keV 窗口内的这些输入光子, 衍射效率 η 为 1.8%。

[0072] 将效率 η 估计为晶体带宽 σ_c 与源发散 σ_s 和能量角带宽 σ_E 的正交和 (sum in quadrature) 之比值, 则：

[0073]
$$\eta = \frac{\sigma_c}{\sqrt{\sigma_s^2 + \sigma_E^2}} = 1.9\%$$

[0074] 其中, σ_s 为源尺寸与源距离之比, 大约为 0.5mrad, $\sigma_E \sim 0.2\text{mrad}$ 为根据布拉格法则计算、归于特征线的能量宽度的角宽度。计算的 η 与测量值非常一致。

[0075] 表 5：

[0076]

	刀到光学器件的距离 (mm)	自焦点的距离 (mm)	水平角宽度 (mrad)	垂直角宽度 (mrad)
1	113	-7	1.32+0.35	13.7+1.6
2	135	15	1.89+0.41	12.1+2.1
3	190	70	1.09+0.15	2.8+0.42
4	245	125	0.87+0.15	2.0+0.46
5	300	180	0.62+0.15	1.15+0.28

[0077] 表 6 中示出了采用 DCC 光学器件在 0.1mA 的电流、不同源电压下测量的衍射通量。

[0078] 表 6：

[0079]

源电压 (kV)	测量通量 (光子 /s/kW)
20	(1.0±0.01)*107
23	(7.2±0.03)*107
25	(1.4±0.03)*108
28	(2.6±0.05)*108

30	$(3.6 \pm 0.06) * 10^8$
----	-------------------------

[0080] 表 7 中示出了至光学器件不同距离下的强度。

[0081] 表 7:

[0082]

探测器至光学器件的距离 (mm)	探测器至焦点的距离 (mm)	测量强度 (光子 /s/cm ²)
230	110	$(2.2 \pm 0.001) * 10^{10}$
310	190	$(9.0 \pm 0.009) * 10^9$
390	270	$(5.1 \pm 0.007) * 10^9$
500	380	$(2.9 \pm 0.005) * 10^9$
630	510	$(1.8 \pm 0.004) * 10^9$

[0083] 本领域技术人员从上面的讨论中将注意到,本文介绍了这样的 X 射线成像系统,其使用一个或多个点聚焦、弯曲单色光学器件以导引出供在对诸如患者的对象进行成像中使用的聚焦单色 X 射线束。使用双弯曲晶体光学器件或者双弯曲多层光学设备容易实现 X 射线的单色化。此外,这种光学器件较易制成大尺寸使得本文提出的 X 射线成像系统与常规方法相比更简单且更容易地生产。可通过增加光学器件至对象的距离或者改变光学器件设计以提高输出焦距来控制 X 射线成像系统的束发散。

[0084] 上面讨论的光学器件包括弯曲晶体光学器件(例如参见 X-Ray Optical 公司的 2002 年 8 月 2 日提交、标题为“An Optical Device for Directing X-Rays Having a Plurality of Crystals”并且修改为 2003 年 7 月 25 日提交的 PCT 申请号 PCT/US2003/023412 以及根据 PCT 条款以英文在 2004 年 2 月 12 日公布的 W02004/013867A2 的美国专利号 6,285,506 和美国临时申请序列号 60/400,809-其每一项的全部内容以引用方式并入本文中);或者可相似地用作多层光学器件。这些光学器件可获得束增益以及一般束控制。

[0085] 并且,如上所述,可期望单色光学元件根据系统要求使辐射带变窄。如上面并入的美国专利中许多所提出的,可采用上述光学器件中的许多、特别是弯曲晶体光学器件和多层光学器件来实现该功能。

[0086] 还可使用光学器件/源组合,例如在 1996 年 10 月 29 日颁布的 X-Ray Optical Systems 公司的美国证书专利 5,570,408,以及如下美国临时申请中所公开的那些:
(1)60/398,968(2002 年 7 月 26 提交、标题为“Method and Device for cooling and Electrically-Insulating a High-Voltage, Heat-Generating Component”并修改为 PCT 申请 PCT/US02/38803);(2)60/398,965(2002 年 7 月 26 提交、标题为“X-Ray Source Assembly Having Enhanced Output Stability”并修改为 PCT 申请 PCT/US02/38493);(3)60/492,353(2003 年 8 月 4 提交、标题为“X-Ray Source Assembly Having Enhanced Output Stability Using Tube Power Adjustments and Remote Calibration”);和

(4)60/336,584(2001 年 12 月 4 提交、标题为“X-Ray Tube and Method andApparatus for analyzing Fluid Streams Using X-Rays”并修改为标题为“X-RayTube and Method and Apparatus for analyzing Fluid Streams Using X-Rays” 的 PCT 申 请 PCT/US02/38792-W003/048745)——所有这些专利的全部内容以引用方式并入本文中。

[0087] 尽管本文详细描述和描绘了优选实施例,但是对于相关领域的技术人员显而易见的是,在不脱离本发明精神的情况下可进行各种修改、添加、替代等,并且因此认为这些都在权利要求书中所限定的本发明的范围内。

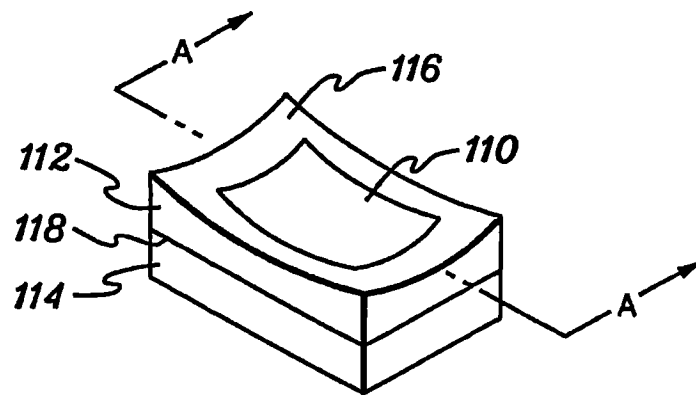


图 1

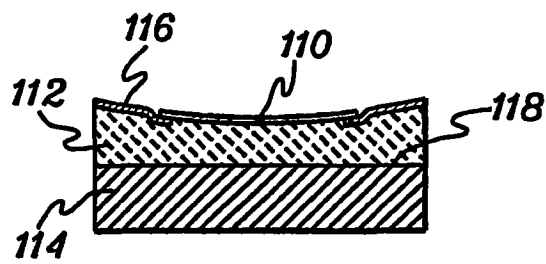


图 1A

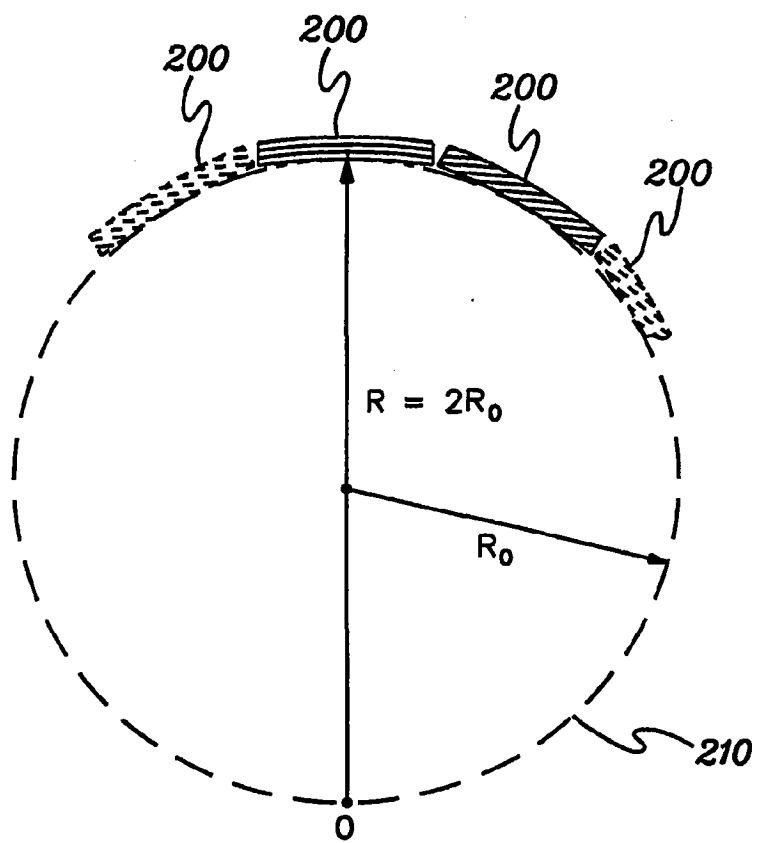


图 2

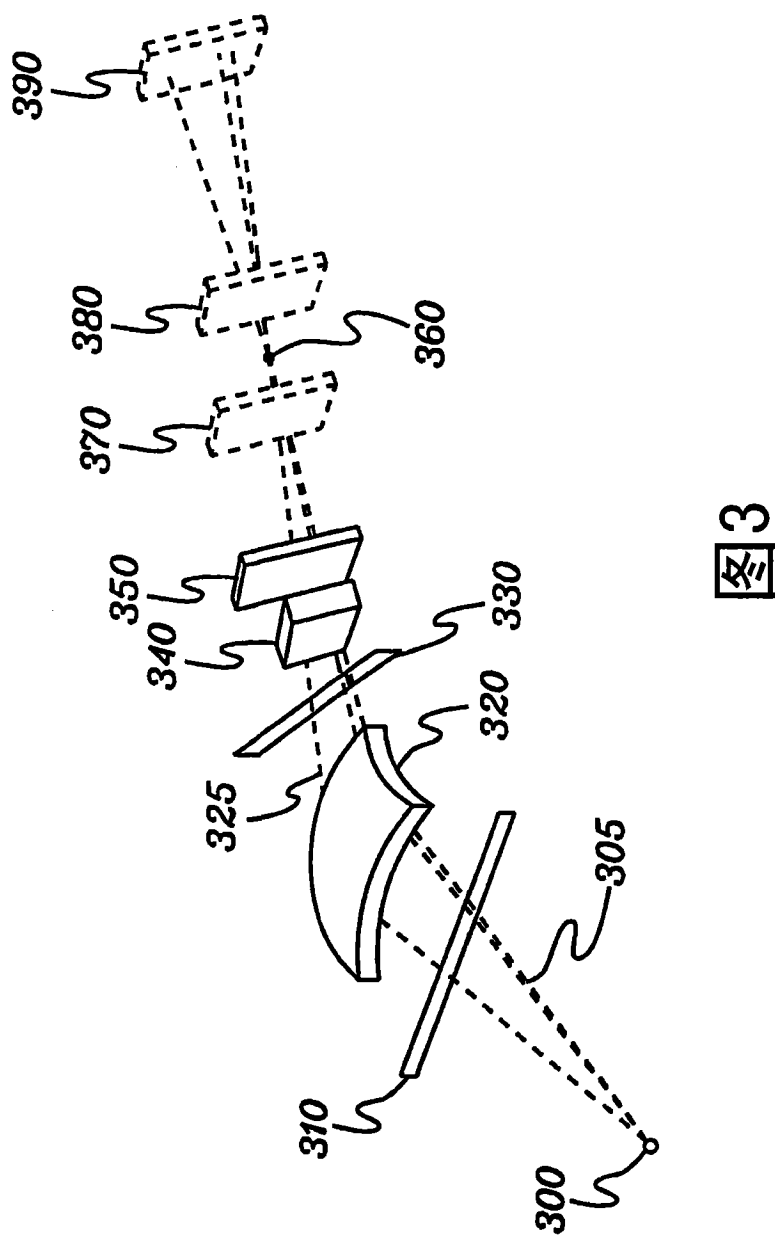
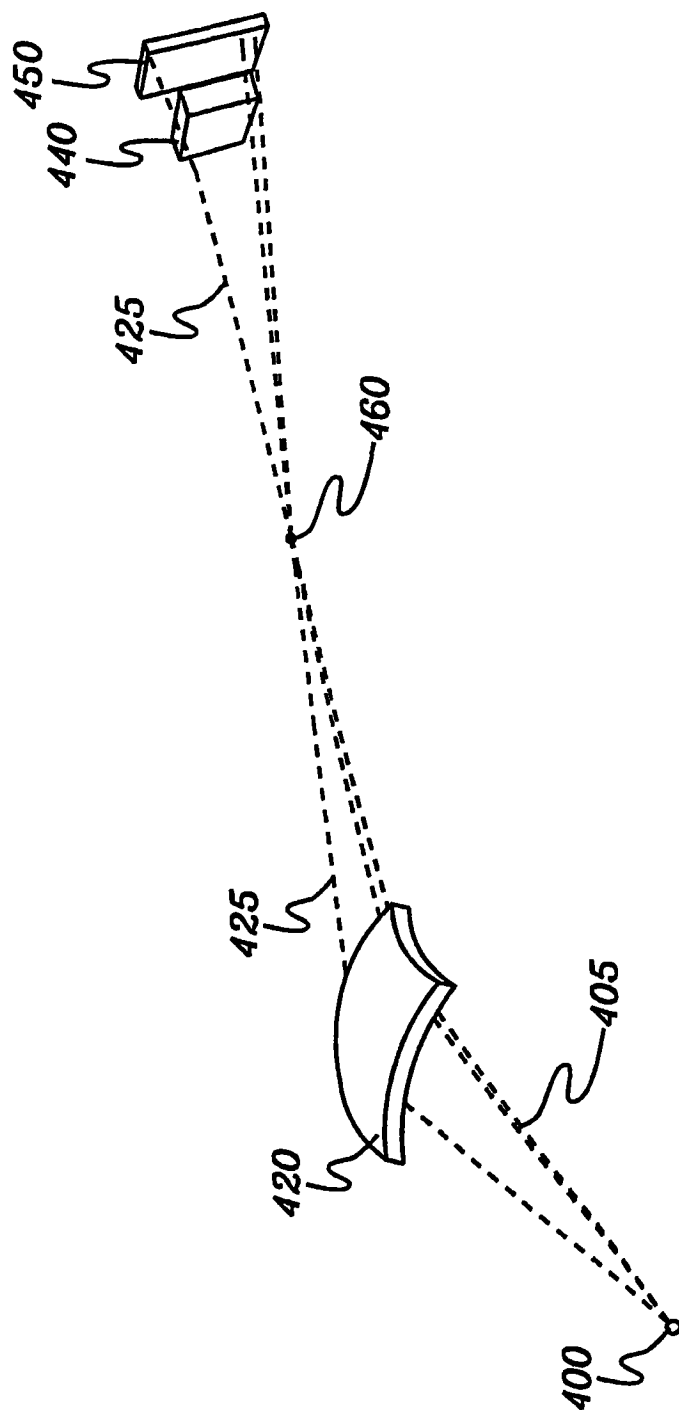


图3



4
全

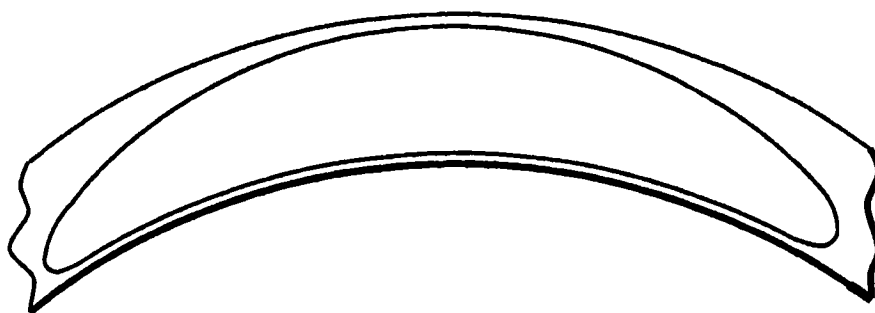


图 5

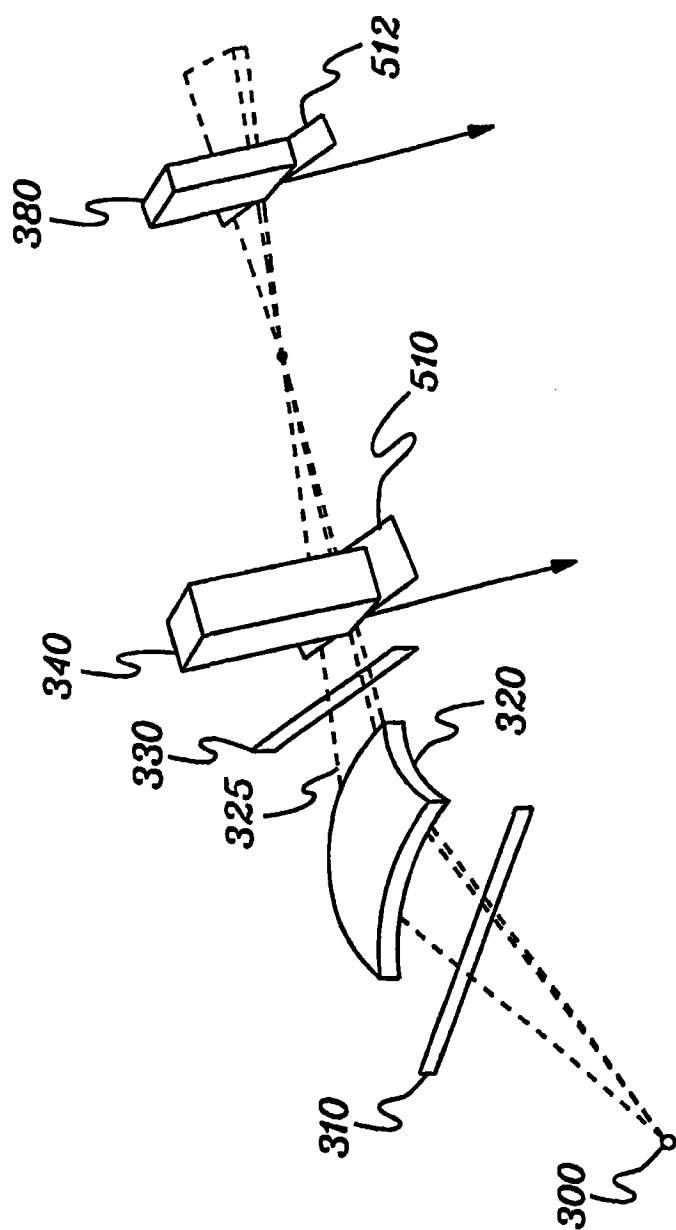


图5A

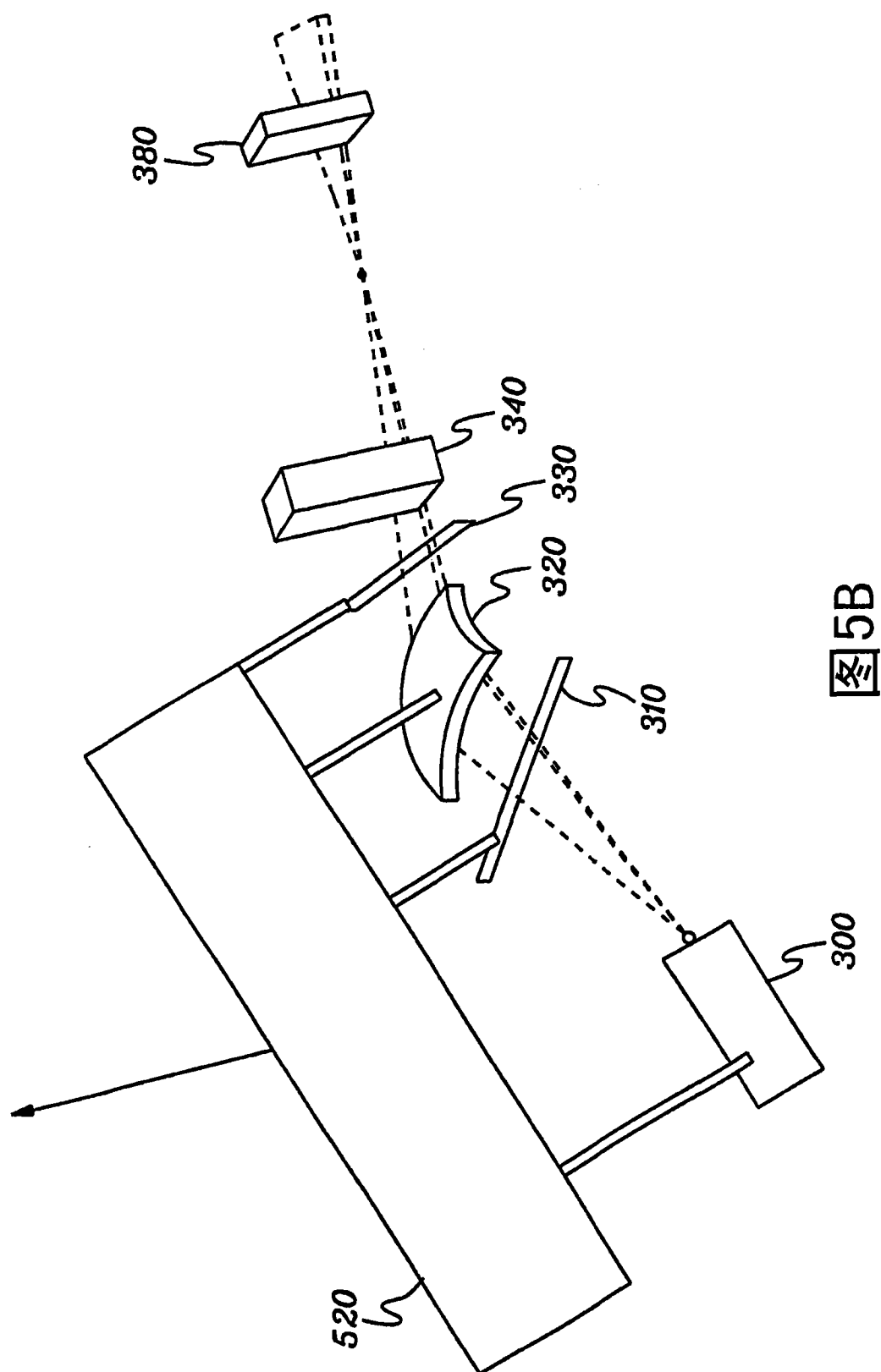


图5B

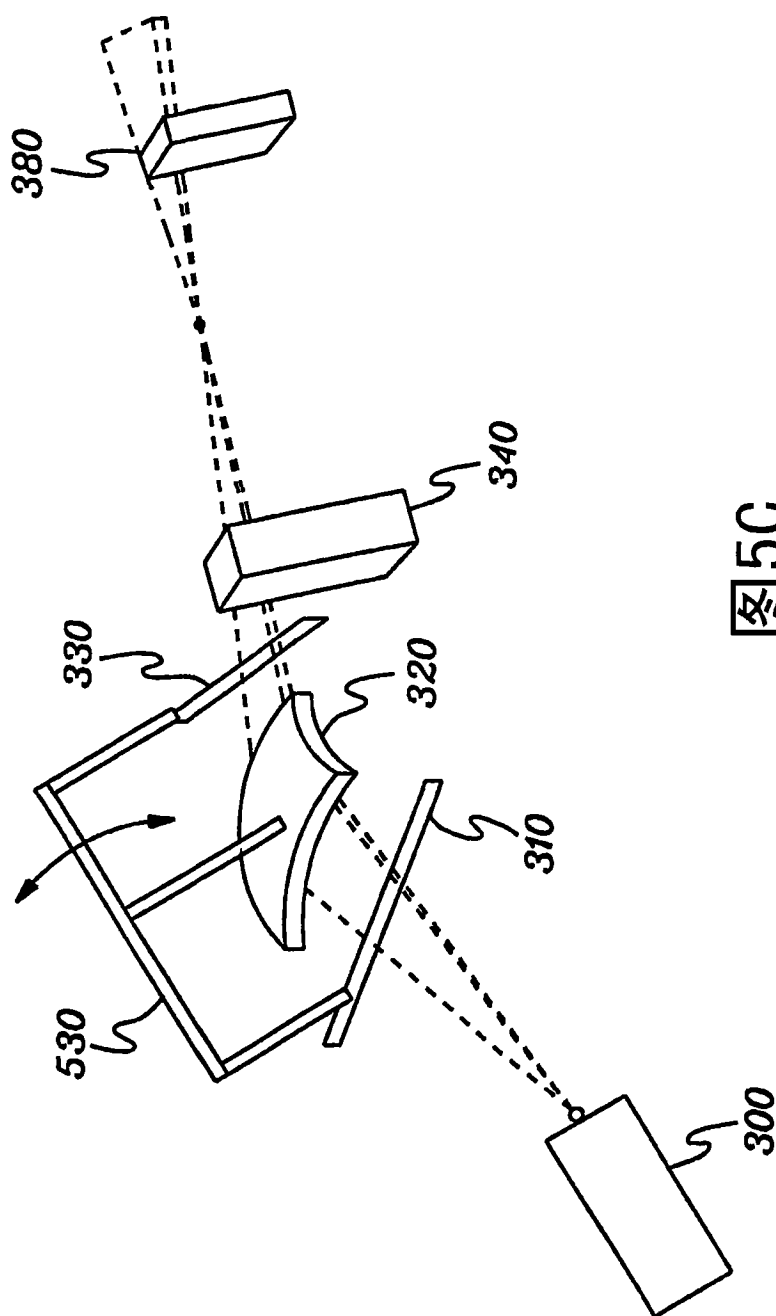


图 5C

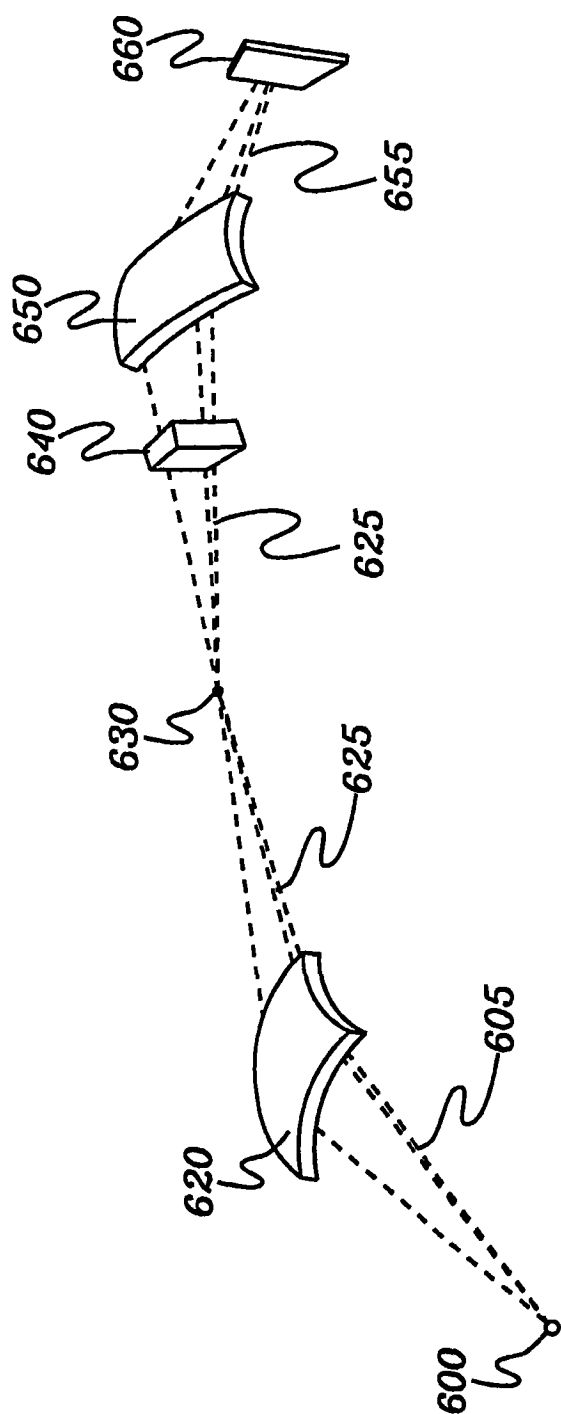


图6

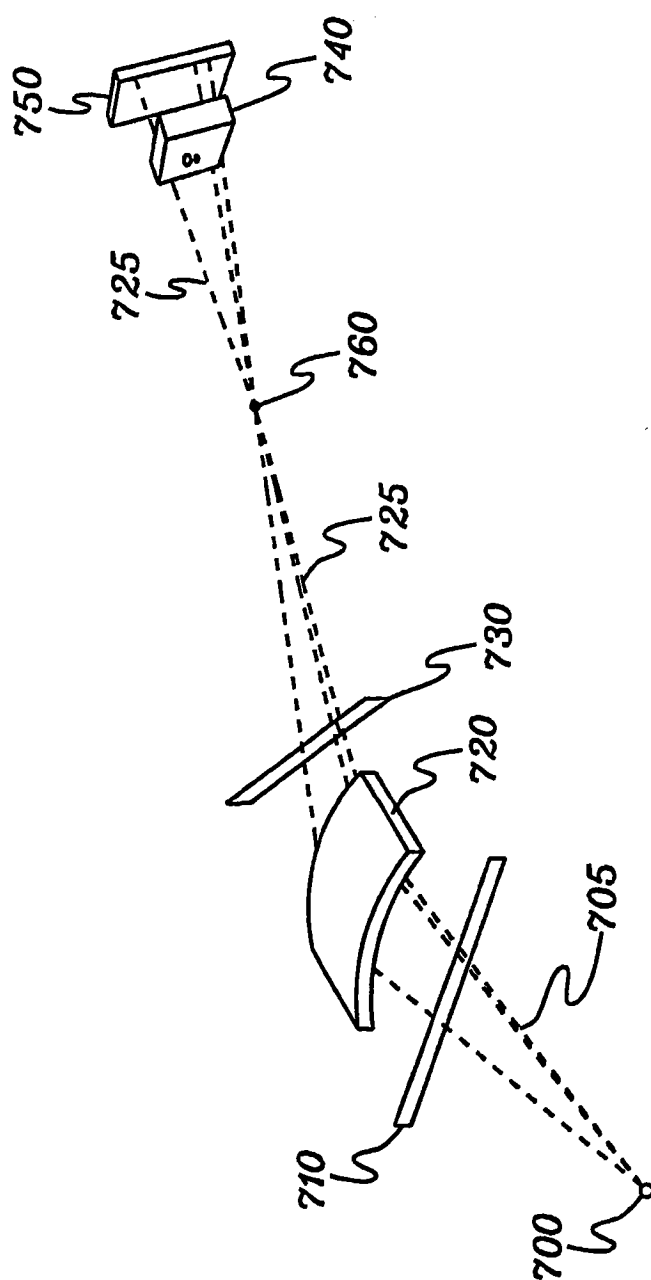


图7

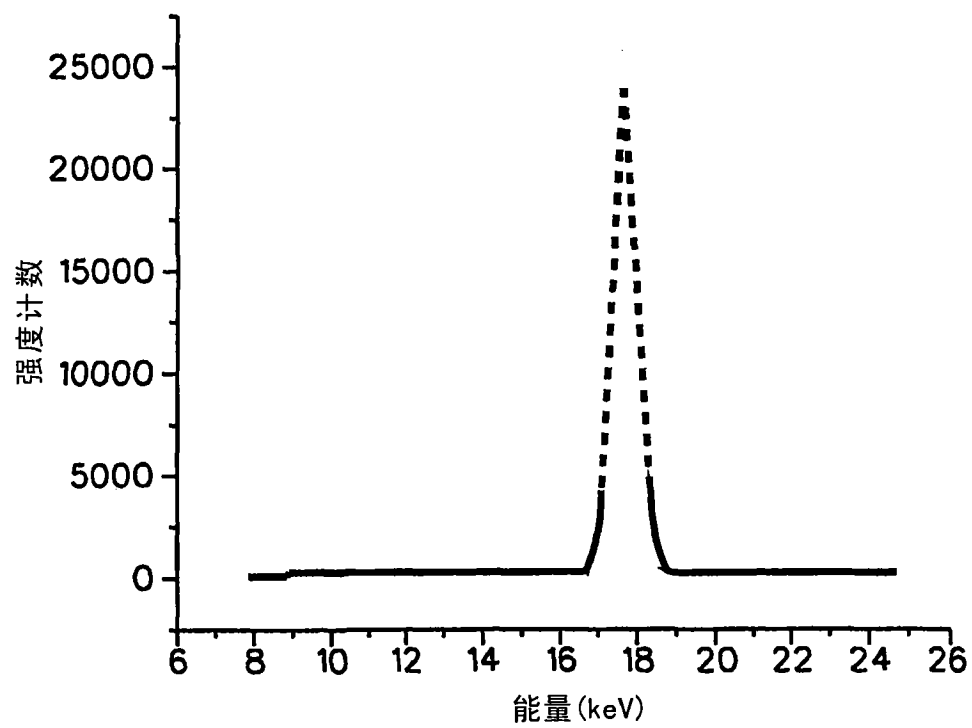


图 8

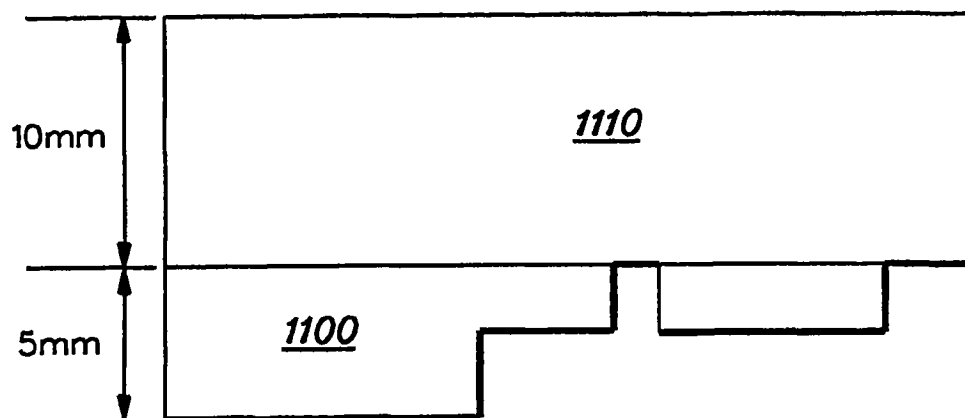


图 9

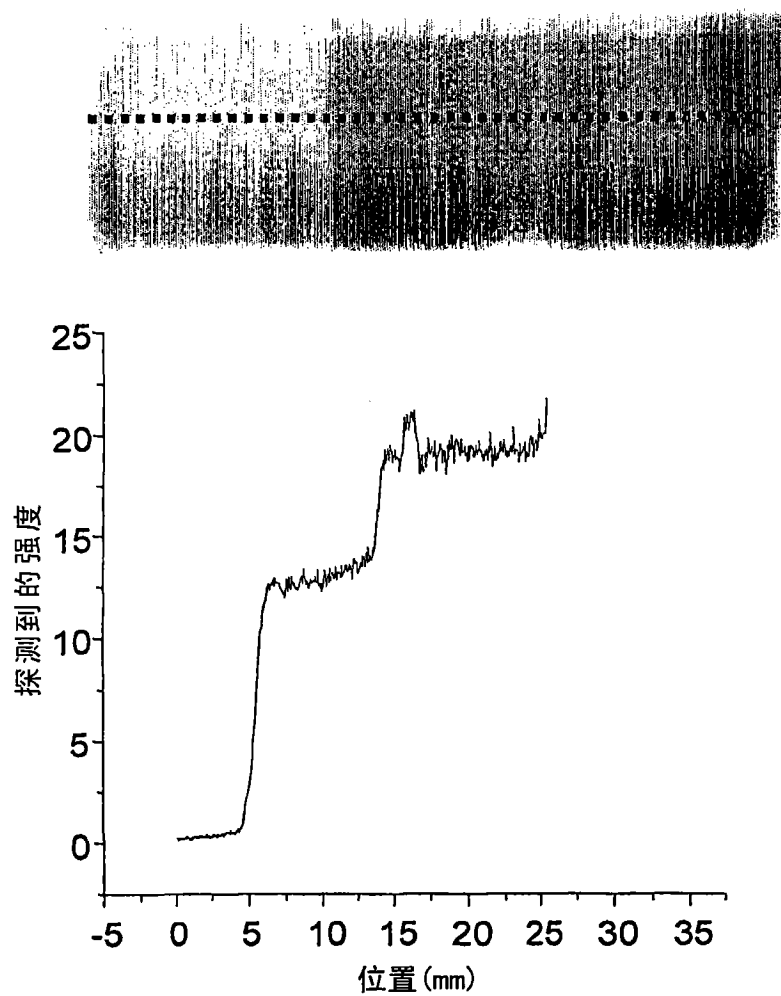


图 10

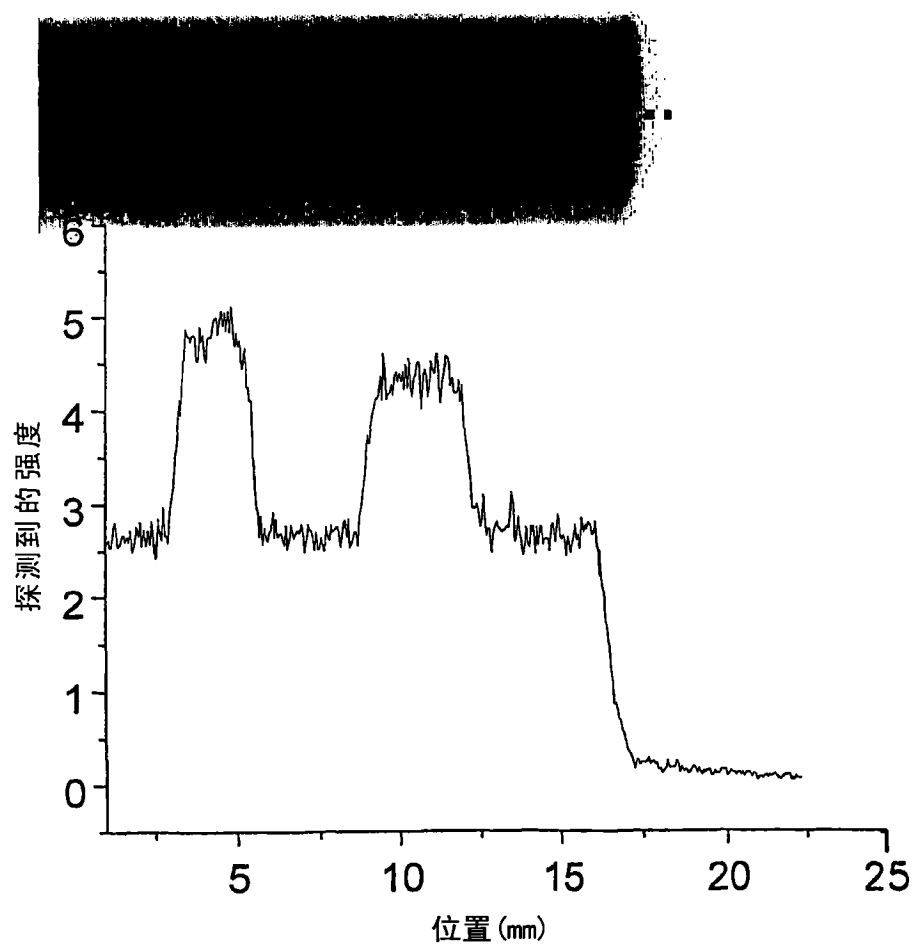


图 11

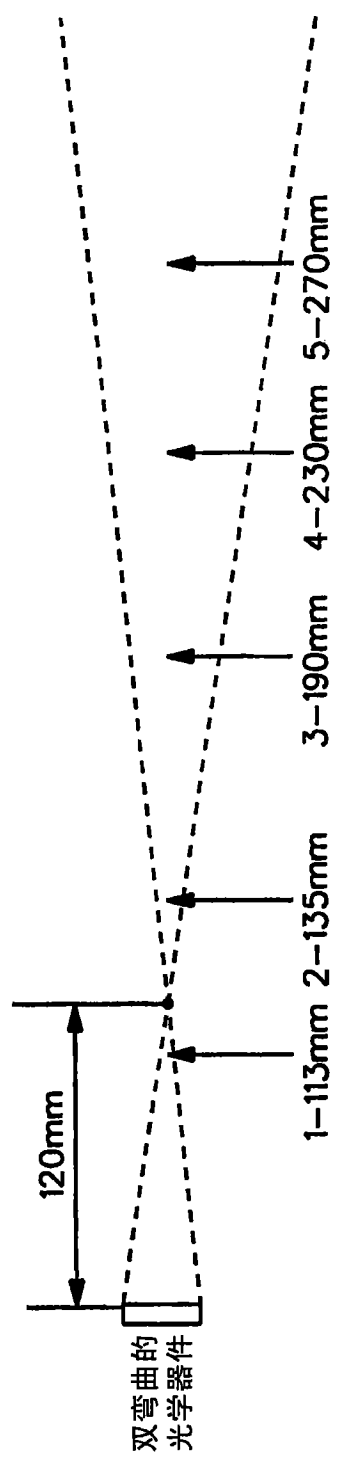


图12