



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101313214 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 06

(21) 申请号 200680043786. 9

(22) 申请日 2006. 09. 22

(30) 优先权数据

60/720, 176 2005. 09. 23 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 05. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/037046 2006. 09. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02007/038306 EN 2007. 04. 05

(73) 专利权人 北卡罗来纳大学查珀尔希尔分校

地址 美国北卡罗来纳

(72) 发明人 周子刚 卢健平 章健 杨光

李岳 邱齐 程远

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蹇炜

(51) Int. Cl.

G01N 23/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004/0017888 A1, 2004. 01. 29,

GB 679617 , 1952. 09. 24,

US 2004/0065465 A1, 2004. 04. 08,

CN 1488317 A, 2004. 04. 14,

US 5745437 A, 1998. 04. 28,

WO 2005/079246 A2, 2005. 09. 01,

EP 0268488 B1, 1994. 05. 25,

审查员 肖霞

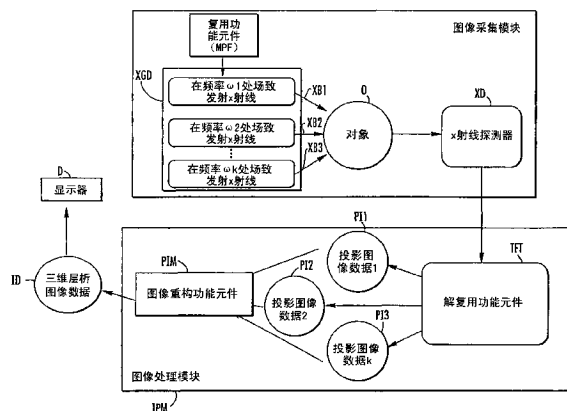
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 10 页

(54) 发明名称

用于复用计算机层析成像的方法和系统

(57) 摘要

公开了用于复用计算机层析成像的方法、系统和计算机程序产品。根据一个方面, 本文所述的主题可以包括: 从多个视角用多个 x 射线束照明对象, 其中每个 x 射线束具有区别的波形; 探测所述多个脉冲 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数; 以及基于所述 x 射线束的所述区别的波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据, 用于组合所述投影图像数据, 以生成所述对象的三维层析图像数据。



CN 101313214 B

1. 一种复用计算机层析成像系统,其包括:

(a) x 射线生成装置,其被配置成同时生成多个具有区别的时域波形的 x 射线束,并被配置成从多个不同视角向对象发射所述 x 射线束,所述区别的时域波形包括具有独特频率的周期函数;

(b) x 射线探测器,配置为探测所述多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数;以及

(c) 图像处理模块,配置为基于所述 x 射线束的所述区别的波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据,用于组合所述投影图像数据,以生成所述对象的三维图像数据。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述 x 射线生成装置包括多个可逐个寻址的 x 射线发射像素,其中可以控制所述 x 射线发射像素以同时和以任何时间次序从所述像素发射所述 x 射线束,且其中可以控制所述 x 射线发射像素来改变所述 x 射线束波形的频率、占空比和强度。

3. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述 x 射线生成装置包括多个焦斑,所述多个焦斑布置为使得能够从 360 度视角形成所述对象的 x 射线图像。

4. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述 x 射线生成装置包括电子源,所述电子源包括多个场致发射电子发射像素。

5. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述 x 射线生成装置包括电子源,所述电子源包括多个场致发射电子发射像素,所述像素包括碳纳米管或纳米线。

6. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述 x 射线探测器包括多个配置成围绕所述对象的探测器元件。

7. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述图像处理模块包括专用集成电路 (ASIC) 和嵌入式图像重构算法。

8. 如权利要求 1 所述的系统,包括显示器,配置为基于所生成的所述对象的三维图像数据显示所述对象的三维图像。

9. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述 x 射线探测器包括数字探测器,所述数字探测器配置为使得所述探测器的帧频快于所述 x 射线束的脉冲频率。

10. 如权利要求 1 所述的系统,还包括旋转台架,用于绕所述对象同时旋转所述 x 射线生成装置和所述 x 射线探测器以收集多幅图像用于重构。

11. 如权利要求 1 所述的系统,还包括载物台,用于旋转所述对象以收集多幅图像用于重构。

12. 一种复用计算机层析成像的方法,用于同时记录对象的多个投影图像,所述方法包括:

(a) 从多个视角同时用多个 x 射线束照明对象,其中每个 x 射线束具有区别的时域波形,所述区别的时域波形包括具有独特频率的周期函数;

(b) 探测所述多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数;以及

(c) 基于所述 x 射线束的所述区别的时域波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据,用于组合所述投影图像数据,以生成所述对象的三维图像数据。

13. 如权利要求 12 所述的方法,其中用多个 x 射线束照明所述对象包括用可逐个控制的多个 x 射线束照明所述对象以同时以及按任意时间次序发射 x 射线束,并可以控制所述多个 x 射线束以改变所述 x 射线束波形的频率、占空比和强度。

14. 如权利要求 12 所述的方法,其中,用多个 x 射线束照明所述对象包括用从多个焦斑发射的多个 x 射线束照明所述对象,所述多个焦斑布置为使得能够从 360 度视角形成所述对象的 x 射线图像。

15. 如权利要求 12 所述的方法,其中,利用多个 x 射线束照明所述对象包括利用 x 射线生成装置生成的多个 x 射线束照明所述对象,所述 x 射线生成装置包括多个电子发射像素,所述电子发射像素包括碳纳米管或纳米线。

16. 如权利要求 12 所述的方法,其中由专用集成电路 (ASIC) 和图像重构算法执行如下操作:从所探测的 x 射线强度提取个体的投影图像数据,用于组合所述数据以生成所述对象的三维层析图像数据。

17. 如权利要求 12 所述的方法,其中从所述探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据用于组合所述数据以生成所述对象的三维层析图像数据包括基于所生成的所述对象的三维图像数据显示所述对象的三维图像。

18. 如权利要求 12 所述的方法,其中从所探测的 x 射线强度提取个体的投影图像数据包括:

- (a) 对强度与时间的关系数据进行时域傅里叶变换;
- (b) 基于频率空间中的光谱确定来自每一所述 x 射线束的强度贡献;以及
- (c) 基于从所述频率空间提取的 x 射线强度从每一所述 x 射线束构建所述投影图像数据。

19. 如权利要求 12 所述的方法,其中以至少等于具有最快脉冲频率的 x 射线束的频率两倍的帧频探测所述 x 射线强度。

20. 一种用于操作复用计算机层析成像系统的方法,与单 x 射线束 CT 系统相比,该复用计算机层析成像系统中个体的束具有降低的 x 射线束通量和提高的采集速度,所述方法包括:

- (a) 从多个视角同时用多个 x 射线束照明对象,其中每个 x 射线束具有区别的时域波形并且与单束 CT 系统相比工作在降低的 x 射线通量下,所述区别的时域波形包括具有独特频率的周期函数;
- (b) 探测所述多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数;以及
- (c) 基于所述 x 射线束的所述区别的时域波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据,用于组合所述投影图像数据,以生成所述对象的三维图像数据。

21. 一种用于提高计算机层析成像系统的扫描速度的方法,所述方法包括:

- (a) 利用 x 射线源从不同视角同时收集和复用对象的多个投影图像,所述 x 射线源被配置成生成多个逐个可编程的 x 射线束,其中每个束源自 x 射线阳极上的不同点并且具有区别的时域波形,所述时域波形包括具有独特频率的周期函数;
- (b) 利用解复用算法从所述多个投影图像提取个体的图像;以及
- (c) 从所提取的个体的图像重构单幅图像。

22. 如权利要求 21 所述的方法,其中同时收集和复用多个投影图像包括频分复用。

23. 一种复用多能量层析成像系统,其包括:

- (a) x 射线生成装置,其被配置成同时生成多个具有区别的时域波形和区别的 x 射线能量特征的 x 射线束,并被配置成向对象发射所述 x 射线束,所述区别的时域波形包括具有独

特频率的周期函数；

(b) x 射线探测器,配置为探测所述多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数;以及

(c) 图像处理模块,配置为基于所述 x 射线束的所述区别的时域波形从探测的 x 射线强度中提取具有特定 x 射线能量特征的个体的投影图像数据,用于组合所述投影图像数据,以生成所述对象的层析 x 射线照相组合 3D 图像数据。

24. 如权利要求 23 所述的系统,其中处理具有不同 x 射线能量特征的投影图像以获得能量相减层析图像数据。

25. 如权利要求 23 所述的系统,其中处理具有不同 x 射线能量特征的投影图像以获得具有额外材料性质和 / 或属性的 3D 层析图像。

用于复用计算机层析成像的方法和系统

[0001] 资助声明

[0002] 本工作至少部分受到 National Institute of Health and National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIH-NIBIB) (资助号 1-R21-EB004204-01) 以及 National Institute of Cancer (NCI) (资助号 U54CA119343) 资助的支持。美国政府可以享有本公开的一定权益。

[0003] 相关申请

[0004] 本申请要求享有 2005 年 9 月 23 日提交的美国临时专利申请 No. 60/720176 的权益。本申请还是 2006 年 4 月 25 日提交的美国专利申请 No. 11/410997 的部分延续,后者要求享有 2005 年 4 月 25 日提交的美国临时专利申请 No. 60/674537 的优先权。在此通过引用将以上每个申请的公开全文并入本文。

技术领域

[0005] 本文所述的主体涉及 x 射线成像。更具体而言,该主体描述了用于复用计算机层析成像的方法、系统和计算机程序产品。

背景技术

[0006] 在诸如医疗诊断、安全甄别和工业检查的应用中广泛将 x 射线辐照用于探测材料的内部结构。在简单的成像方法中,通过对象传输 x 射线光子。用记录装置在一定时间内收集透射的 x 射线光子以形成具有重叠的结构特征的静态投影图像。更高级的成像方法,例如计算机层析成像 (CT),使用来自不同视角的多个投影图像进行图像重构,或使用多帧图像实现对比度增强目的。

[0007] 典型的 CT 扫描仪通过绕对象高速旋转 x 射线管实现多个视角。这需要大而复杂的台架,将当前的医疗 CT 扫描仪限制在每次扫描大约一秒。在需要同一对象的大量图像时,这样依次记录 x 射线图像效率不高。例如,对于具有单像素 x 射线管的 CT 扫描仪而言,x 射线管旋转 360 度一圈需要耗时约 0.5 秒。在旋转这一圈的过程中,大约拍摄 1000-2000 幅投影图像。每次曝光大约为 250-500 μ s。对于诸如医疗成像的应用来说,当前的 CT 系统曝光时间长使得它们不合乎需要或者效率低下。

[0008] 用于提高单像素 x 射线管系统数据收集速度的技术包括提高 x 射线管的转速或提高 x 射线通量。然而,这些技术受限于 x 射线管最大转速和阳极表面过热的物理限制。

[0009] 因此,考虑到与 x 射线成像相关的上述困难和需求,需要一种用于复用计算机层析成像的方法、系统和计算机程序产品。

发明内容

[0010] 本文所述的主体包括用于进行复用计算机层析成像的方法、系统和计算机程序产品。一个方面可以包括 x 射线生成装置,其被配置成同时生成多个具有区别的波形的 x 射线束,并被配置成从多个不同视角向对象发射所述 x 射线束。根据本文所述主题的一方面,

可以提供 x 射线探测器和图像处理模块, x 射线探测器可用于探测所述多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数, 图像处理模块可用于基于 x 射线束的区分的波形从探测到的 x 射线强度中提取个体的 (individual) 投影图像数据, 用于组合投影图像数据, 以生成对象的三维层析图像数据。

[0011] 根据本发明的一方面, 提供了一种复用计算机层析成像系统, 其包括: (a) x 射线生成装置, 其被配置成同时生成多个具有区别的时域波形的 x 射线束, 并被配置成从多个不同视角向对象发射所述 x 射线束, 所述区别的时域波形包括具有独特频率的周期函数; (b) x 射线探测器, 配置为探测所述多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数; 以及 (c) 图像处理模块, 配置为基于所述 x 射线束的所述区别的波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据, 用于组合所述投影图像数据, 以生成所述对象的三维图像数据。

[0012] 根据本发明的一方面, 提供了一种复用计算机层析成像的方法, 用于同时记录对象的多个投影图像, 所述方法包括: (a) 从多个视角同时用多个 x 射线束照明对象, 其中每个 x 射线束具有区别的时域波形, 所述区别的时域波形包括具有独特频率的周期函数; (b) 探测所述脉冲 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数; 以及 (c) 基于所述 x 射线束的所述区别的时域波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据, 用于组合所述投影图像数据, 以生成所述对象的三维图像数据。

[0013] 根据本发明的一方面, 提供了一种用于操作复用计算机层析成像系统的方法, 与单 x 射线束 CT 系统相比, 该复用计算机层析成像系统中个体的束具有降低的 x 射线束通量和提高的采集速度, 所述方法包括: (a) 从多个视角同时用多个 x 射线束照明对象, 其中每个 x 射线束具有区别的时域波形并且与单束 CT 系统相比工作在降低的 x 射线通量下, 所述区别的时域波形包括具有独特频率的周期函数; (b) 探测所述多个脉冲 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数; 以及 (c) 基于所述 x 射线束的所述区别的时域波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据, 用于组合所述投影图像数据, 以生成所述对象的三维图像数据。

[0014] 根据本发明的一方面, 提供了一种用于提高计算机层析成像系统的扫描速度的方法, 所述方法包括: (a) 利用 x 射线源从不同视角同时收集和复用对象的多个投影图像, 所述 x 射线源被配置成生成多个逐个可编程的 x 射线束, 其中每个束源自 x 射线阳极上的不同点并且具有区别的时域波形, 所述时域波形包括具有独特频率的周期函数; (b) 利用解复用算法从所述多个投影图像提取个体的图像; 以及 (c) 从所提取的个体的图像重构单幅图像。

[0015] 根据本发明的一方面, 提供了一种复用多能量层析成像系统, 其包括: (a) x 射线生成装置, 其被配置成同时生成多个具有区别的时域波形和区别的 x 射线能量特征的 x 射线束, 并被配置成向对象发射所述 x 射线束, 所述区别的时域波形包括具有独特频率的周期函数; (b) x 射线探测器, 配置为探测所述多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数; 以及 (c) 图像处理模块, 配置为基于所述 x 射线束的所述区别的时域波形从探测的 x 射线强度中提取具有特定 x 射线能量特征的个体的投影图像数据, 用于组合所述投影图像数据, 以生成所述对象的层析 x 射线照相组合 3D 图像数据。

[0016] 可以利用一种计算机程序产品实现本文所述的主体, 所述计算机程序产品包括体现在计算机可读介质中的计算机可执行指令。适于实现本文所述主体的示例计算机可读

介质可以包括芯片存储器件、磁盘存储器件、专用集成电路、可编程序逻辑器件和可下载电信号。此外,实现本文所述主题的计算机程序产品可以驻留在单个装置或计算平台上,或者可以跨过多个装置或计算平台分布。

附图说明

- [0017] 现在将参考附图描述本文所述的主体,附图中:
- [0018] 图 1 是根据本文所述主体的复用计算机层析成像系统的一个示例的方框图;
- [0019] 图 2 示出了根据本文所述主体的复用 CT 系统的透视侧视图;
- [0020] 图 3 示出了根据本文所述主体的静止平面复用 CT 系统的前视图;
- [0021] 图 4 是用于执行根据本文所述主体的复用计算机层析成像的过程的流程图;
- [0022] 图 5A-5F 是根据本文所述主体的二射束复用 CT 系统的模拟结果的曲线图;
- [0023] 图 6A-6F 是根据本文所述主体的八射束复用 CT 系统的模拟结果的曲线图;
- [0024] 图 7 是根据本文所述主体的多像素场致发射 x 射线源的示意截面侧视图;
- [0025] 图 8 是图 8 所示 x 射线源的 x 射线单元的示意截面侧视图,该 x 射线单元用于生成根据本文所述主体的单个脉冲 x 射线束;
- [0026] 图 9A-9C 是示出了由 x 射线强度探测器实验测量的两个 x 射线波形之和的曲线图;
- [0027] 图 10 是对数据进行傅里叶变换之后两个具有方波形的 x 射线束的曲线图;以及
- [0028] 图 11 示出了根据本文所述主体的具有旋转台架和可动载物台的复用 CT 系统的透视侧视图。

具体实施方式

[0029] 本文公开的主题描述了用于复用 CT 的系统、方法和计算机程序产品。本文所述的主题可以在用于包括 CT、层析 X 射线照相组合、荧光检查和血管造影术的射线照相成像中使用,具有特定的应用。根据本文所述主体的复用 CT 系统可以包括 x 射线生成装置,其被配置成同时生成多个具有区别的波形的 x 射线束,并被配置成从多个不同视角向对象发射 x 射线束。此外,根据本文所述主体的复用计算机层析成像系统可以包括 x 射线探测器,其探测多个 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数。此外,根据本文所述主体的复用 CT 系统可以包括图像处理模块,其基于 x 射线束的区别的波形从探测到的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据,用于组合投影图像数据,以生成对象的三维层析图像数据。

[0030] 在一个方面,根据本文所述主体的复用计算机层析成像系统可以同时生成具有可编程波形的像素化 x 射线束并将 x 射线束引导到要成像的对象。可以由多束场致发射 x 射线 (MBFEX) 源生成 x 射线束。可以由数字 x 射线探测器探测 x 射线束。图像处理模块可用于基于 x 射线的波形从探测到的 x 射线中提取个体的投影数据,用于组合投影图像数据,以生成对象的三维层析图像数据。平行成像过程可能是有利的,(例如)因为它可以减小 CT 成像所需的数据收集总时间和需要 x 射线源提供的 x 射线强度。在一个示例中,可以通过采用基于碳纳米管 (CNT) 的场致发射阴极的单像素 x 射线源生成每个 x 射线束,这种场致发射阴极具有生成可编程波形的 x 射线的的能力,其中能容易地改变强度、脉冲宽度和重复率。

[0031] 在美国专利 No. 6876724 (名称为 "Large-Area Individually Addressable

Multi-Beam X-Ray System and Method of Forming Same”)中描述了示例 CNT 基场致发射阴极 x 射线生成装置,在此通过引用将其公开全文并入。本专利公开了一种 x 射线生成结构,其具有多个静止且可单独电寻址的场致发射电子源,该电子源的衬底由诸如碳纳米管的场致发射材料构成。本专利中公开的 x 射线生成装置是可根据本文所述的主体使用的 x 射线生成装置的示例。

[0032] 图 1 是根据本文所述主题的一个方面的示例复用计算机层析成像系统(由 100 总体表示)的方框图。系统 100 可以收集对象 0 的三维层析图像数据 ID。为了收集图像数据 ID,复用功能元件(MPF)可以控制多束场致发射 x 射线(MBFEX)生成装置 XGD 以生成特定的复用 x 射线束 XB1、XB2 和 XBk,并不同投射角度向对象 0 引导所生成的 x 射线束。在一个示例中,MPF 控制 XGD,以由 x 射线生成器 XGD 的像素(x, y)在区别的时间频率 ω_k 处生成射束 XB1、XB2 和 XBk。在通过对象 0 之后,可以由高帧频 x 射线探测器 XD 探测所有的 x 射线束 XB1、XB2 和 XBk, x 射线探测器 XD 输出针对每个像素的时域数据 $I(x, y, t)$ 。X 射线束 XB1、XB2 和 XBk 可以具有区别的波形。如下所述,区别的波形允许下游处理组件区分出从不同投射角度获得的数据。

[0033] 可以由解复用功能元件(DMPF)处理时域数据集以提取个体的投影图像 PI1、PI2 和 PIk。可以组合这些投影图像以生成对象的 3D 层析图像数据 ID。例如,DMPF 可以包括时域傅里叶变换功能元件(TFT),用于基于时域数据获得频域谱 $I(x, y, \omega)$ 。可以由数值 n 波段滤波器滤除掉时域数据中的噪声,以获得 n 个区别的组成分量 $d(x, y, \omega_k)$ 。在 Lu 等人的名称为“X-Ray Imaging Systems and Methods Using Temporal Digital Signal Processing for Reducing Noise and for Enhancing Imaging Acquisition Speed by Obtaining Multiple Images Simultaneously”的美国专利申请 No. 11/410997 中描述了一种示例噪声滤波器,在此通过引用将其公开全文并入。

[0034] 功能元件 TFT 生成的组成分量可以对应于由 x 射线生成器装置 XGD 生成的特定 x 射线束。具体而言,组成分量可以对应于 x 射线束 XB1、XB2 和 XBk。功能元件 TFT 生成的第 k 个组成分量对应于工作在 ω_k 频率处的 x 射线生成器装置 XGD 生成的 x 射线束 XBk。此外,可以使用组成分量从 x 射线束 XB1、XB2 和 XBk 形成投影图像数据 PI1、PI2 和 PIk。区别的波形频率允许功能元件 TFT 区分开从不同投射角度获得的数据。结果,仅使用一个探测器,在单个投影图像的曝光时间期间可以同时获得 n 个投影图像。于是,根据本文所述主题的系统与常规 CT 系统相比可以有利地将投影图像数据采集速度提高 n 倍。

[0035] 可以将投影图像数据 PI1、PI2 和 PIk 传输到图像处理模块 IPM, IPM 用于将投影图像数据组合成对象 0 的三维层析图像数据 ID。可以将图像数据 ID 传输到显示器 D, D 可用于基于图像数据 ID 显示对象 0 的三维图像。

[0036] 图 2 示出了根据本文所述主题一方面的示例复用 CT 系统(由 200 总体表示)的透视图。参考图 2,复用 CT 系统 200 可以包括 x 射线生成装置 XGD,其包括多束场致发射 x 射线源,其用于从 x 射线阳极表面上的多个焦斑生成多个 x 射线束 XB1 和 XB2。

[0037] X 射线生成装置 XGD 可以具有形状为环形几何结构的阳极,其焦斑 FS 设置成用于形成 360 度的视角。具体而言,将所生成的 x 射线束向环形的中心引导,以瞄准位于载物台 OS 上的对象 0。可以安置 x 射线探测器 XD 以接收通过或经过对象 0 的 x 射线束。每个焦斑 FS 与对象 0 之间可以具有相等的距离。

[0038] 在一个方面,为了为图像处理模块进行 CT 重构提供足够多投影图像,所需焦斑数量可以在大约 100 到大约 3000 个的范围内,并覆盖大约 180 度到大约 360 度的视角。

[0039] 在另一方面,对于角度受限的层析 x 射线成像设施(例如 x 射线分层摄影和层析 X 射线照相组合)的应用而言,投影图像的总数和视角范围可以更小。对于胸部层析 X 射线照相组合应用而言,预计 x 射线束覆盖大约 30-50 度的视角就足够了。

[0040] 图 3 示出了根据本文所述主题一方面的静止平面复用 CT 系统 300 的示意图。参考图 3, X 射线生成器装置 XGD 包括安置在阳极表面上的多个焦斑 (1-N),例如焦斑 FS。可以将焦斑 FS 配置成在受到来自 x 射线源的 x 射线轰击时发射 x 射线束,用 XB 总地表示 x 射线束。X 射线束 XB 均可以具有区别的波形。可以从多个不同视角向对象 0 引导 x 射线束 XB。可以将 x 射线探测器 XD 配置成探测经过或通过对象 0 的 x 射线束。具体而言,X 射线探测器 XD 可以探测经过或通过对象 0 的 x 射线束的 x 射线强度作为时间的函数。图像处理模块可以基于 x 射线束的区别的波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据,用于组合投影图像数据,以生成对象的三维层析图像数据。可以存储三维层析图像数据和/或由适当显示器使用,以显示对象 0 的三维图像。

[0041] 图 4 是用于执行根据本文所述主题一方面的复用计算机层析成像的示例过程的流程图。参考图 4,在方框 400 中,用来自多个视角的多个 x 射线束照明对象。每个 x 射线束可以具有区别的波形,该波形是由复用功能元件 MFP 控制的。例如,可以控制图 1 中所示的 x 射线生成器装置 XGD 以生成具有区别的时域波形的 x 射线束 XB1、XB2 和 XBk 并将 x 射线束向对象 0 引导。在方框 402 中,可以作为时间的函数探测多个 x 射线束的 x 射线强度。例如,再次参考图 1,可以由 x 射线探测器 XD 探测照明对象 0 的 x 射线束。在一个示例中,X 射线探测器可以是阵列或区域数字 x 射线探测器,其中探测器的帧频快于 x 射线束的脉冲频率。

[0042] 在方框 404 中,可以由对应于具体 MPF 的解复用功能元件 DMPF 从所探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据。可以组合所提取的个体的图像数据以生成对象的三维层析图像数据。

[0043] 此外,在方框 404 中,可以显示基于所生成的对象的三维图像数据的对象的三维图像。例如,再次参考图 1,显示器 D 可以显示基于所生成的对象 0 的三维图像数据 ID 的对象 0 的三维图像。

[0044] 利用根据本文所述主题的系统和方法,可以显著减少收集来自所有视角的投影图像所需的总时间。例如,假设重构需要 1000 幅投影图像,且每幅图像需要 $500 \mu s$ 。使用串行方法的常规 CT 扫描仪可以以 $500 \mu s$ 依次进行 1000 次曝光。该过程可以耗时 0.5 秒。然而,根据本文所述主题的示例(其可以同时生成区别的波形的 x 射线束)复用多个同时的 x 射线束将整个扫描的总曝光时间减小到 1 毫秒,这比常规串行方法 (0.5s) 快 500 倍而没有牺牲成像质量。

[0045] 此外,利用根据本文所述主题的系统和方法,可以显著降低对 x 射线强度的要求并可以减少图像数据收集时间,或者至少等于常规串行 CT 扫描仪所需的图像数据总收集时间。为了比较,使用与上述相同的示例。假设重构需要 1000 幅投影图像且每幅图像需要 $500 \mu s \times 1$ 安培的 x 射线剂量,利用串行方法的常规 CT 扫描仪可以以均为 $500 \mu s \times 1$ 安培的 x 射线剂量依次俘获 1000 次曝光。该过程将需要大约 0.5 秒。为了进行比较,使用

包括 1000 个 x 射线发射像素、覆盖超过 180 度视角范围的根据本文所述主题的系统。在该示例中,同时打开 x 射线生成器装置的所有 x 射线束。以不同频率使每个 x 射线束脉冲化。在更具体的方面中,每个 x 射线束具有方波形和 50% 的占空比。1000 个 x 射线束的频率范围在 f 和 $3f$ 之间,其中 f 为该组的最低频率。不像常规系统中那样使用 1 安培 (A) 的管电流,该值被降低为每个像素 0.1A 的管电流。为了保持每次曝光相同的 x 射线剂量,以 10 的增加每束的总曝光时间。于是,对于复用 CT 过程而言,每个 x 射线束导通 10 毫秒 ($500 \mu s \times 10/50\%$)。每个脉冲的 x 射线管电流为 0.1A。由于所有射束是同时导通的,因此整个扫描的总曝光时间为 10 毫秒,这比利用串行方法的常规系统 (0.5 秒) 快 50 倍。此外,所需的 x 射线管电流仅是常规 CT 扫描仪所用值的 10%,而且没有牺牲成像质量。本文所述主题可能实现的 x 射线管电流的减小可能是很重要的,例如,因为与常规系统相比,更低的管电流导致更低成本、更长系统寿命和更小尺寸。

[0046] 在一个方面,可以根据能量相减成像技术使用本文所述的主体。在能量相减技术中,可以利用具有不同能量水平的 x 射线束获得同一对象的一个或多个图像。在一个示例中,依次向对象施加具有不同能量水平的 x 射线束,其中利用具有能量水平 E_1 的 x 射线束俘获对象的第一图像,随后利用具有能量水平 E_2 的第二 x 射线束俘获对象的第二图像。在该示例中,可以控制 x 射线生成器装置,使得生成具有不同能量水平的 x 射线束,其中能量水平 E_1 稍高于对象的吸收边缘,而能量水平 E_2 稍低于对象的吸收边缘。假设对象不移动,可以从第二图像的 x 射线强度减去一幅图像的 x 射线强度以提高所关心要素的对比度。然而,运动中的对象可能会使对准 (register) 两幅图像变得困难。

[0047] 在利用能量相减成像技术的一方面中,可以使用两个单像素 x 射线源和数字 x 射线探测器。可以在阳极能量 E_1 处操作源 1,可以在阳极能量 E_2 处操作源 2。可以在频率 f_1 和 f_2 处使两个 x 射线束脉冲化。两个脉冲化 x 射线束的占空比高于 50%。在该示例中,可以在比顺序俘获图像所需时间更短的时间内以同样的成像质量收集对象的两幅图像。结果,可以使运动引起的问题最小化。

[0048] 图 5A-5F 和 6A-6F 分别是根据本文所述主题的诸方面的两束和八束复用 CT 系统的模拟结果曲线图。图 5A 和 5B 的曲线图分别示出了由根据本文所述主题的系统生成的第一和第二 x 射线束的 x 射线强度与时间数据的关系曲线。以每秒接收到的光子来测度 x 射线强度,这也被称为每秒钟计数。图 5C 示出了第一和第二 x 射线束波形之和。图 5D-5F 分别示出了图 5A-5C 所示的每个波形的频域中的对应 x 射线数据。可以基于图 5D-5F 中它们的频率标识来自第一和第二 x 射线束的 x 射线束。图像处理模块可以利用该数据以基于 x 射线束的区分的波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据,用于组合投影图像数据,以生成对象的三维层析图像数据。

[0049] 在图 6 中,曲线图 6A-6C 示出了根据本文所述主题的八束系统生成的时域中在 x 射线探测器的像素处记录的总的 x 射线强度与数据采集时间的关系曲线, x 射线强度是按每秒光子数测量的,时间是以秒测量的。图 6D-6F 示出了频域中对应的 x 射线数据。然而,在图 6D 中不能清楚标识出 x 射线束波形,因为采集时间太短。如图 6E-6F 所示,对于大于 20 秒的采集时间,在频域中清楚分辨出 x 射线束。因此,可以使用采集时间充分长的投影图像数据来生成对象的三维层析图像数据。

[0050] 在一个方面,根据本文所述主题的 x 射线生成装置可以包括可用于同时生成具有

区别的波形的 x 射线束的多像素场致发射 x 射线源。根据本文所述的主体,多像素场致发射 x 射线源能够向对象引导 x 射线束。图 7 是根据本文所述主体一方面的多像素场致发射 x 射线源(由 700 总地表示)的示意截面侧视图。参考图 7,X 射线源 700 可以包括多个用于发射电子的电子场致发射器 FE。电子场致发射器 FE 可以包括一个或多个碳纳米管和/或其他适当的电子场致发射材料。此外,可以将电子场致发射器 FE 连接到相应的阴极 C、导电或接触线或其他适当的导电材料的表面。电子场致发射器可以是碳纳米管。

[0051] 在另一方面,根据本文所述主体的 x 射线生成装置可以包括被配置成同时生成具有不同 x 射线能量特征的多个 x 射线束的多像素场致发射 x 射线源。可以针对医疗成像应用,利用除 x 射线衰减系数(或者称为 CT 数)之外的材料性质或属性,用多能量 x 射线束来获得 3D 层析 x 射线图像。这些属性例如可以包括化学成分、原子序数或对象密度。示例应用还可以包括探测对象化学成分,用于爆炸物探测和国家安全的目的。在备选示例中,可以通过其弹性将肿瘤组织与正常组织区分开,肿瘤组织或者可能含有诸如钙的某些元素,可以利用根据本文所述主体的多能量 x 射线成像系统判断以上情况,以用于医学应用中。

[0052] 可以通过诸如适当的通用计算机的适当控制器来控制电子场致发射器 FE 以发射电子,用于生成相应的电子束 EB。在一个方面,控制器可以控制电压源 VS1 以在电子场致发射器 FE 和栅电极 GE 之间施加电压,以生成相应的电场,用于从电子场致发射器 FE 中提取电子。所施加的电压可以是以不同频率脉冲化的,用于生成不同频率的脉冲电子束 EB。具体而言,控制器可以逐个操作多个金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)T,用于逐个控制场致发射器 FE,以发射电子。控制器能够逐个控制施加到场致发射器 FE 的电压,以逐个导通或关闭晶体管。可以将晶体管 T 的漏极连接到多个阴极 C 中的相应一个。可以通过逐个向晶体管 T 的栅极分别施加高信号(例如 5V)和低信号(例如 0V)来导通和切断晶体管 T。当把高信号施加到晶体管的栅极时,导通晶体管漏极到源极的沟道,以在相应的阴极 C 和栅电极 GE 之间施加电压差。超过阈值的电压差可以在阴极 C 和栅电极 GE 之间生成电场,从而从相应的电子场致发射器 FE 提取电子。相反,当把低电压(例如 0V)施加到晶体管栅极时,切断相应的漏极到源极沟道,使得电子场致发射器 FE 处的电压为电浮置,相应阴极 C 和栅电极 GE 之间的电压差不能生成强度足以从相应电子场致发射器提取电子的电场。控制器可用于逐个向晶体管 T 的栅极施加不同频率的电压脉冲。于是,控制器能够逐个控制来自场致发射器 FE 的电子束脉冲的频率。

[0053] 此外,x 射线源 700 可以包括阳极 A,阳极 A 具有多个被对应电子束轰击的焦斑。可以在阳极 A 和栅电极 GE 之间施加电压差,从而生成相应的场,以向着相应的目标结构 TR 加速由相应电子场致发射器 FE 发射的电子。例如,目标结构 TR 可以由钨制成。目标结构 TR 能够在受到电子束 EB 轰击时生成期望脉冲频率的 x 射线束。X 射线源 800 可以包括聚焦电极 FEL,用于将从电子场致发射器 FE 抽取的电子聚焦到目标结构 T 上,由此减小电子束 EB 的尺寸。可以由电压源 VS2 向聚焦电极 FEL 施加电压来控制聚焦电极 FEL。可以根据所需的通量改变栅极电压。

[0054] 可以将电子场致发射器 FE 和栅电极 GE 包含在具有密闭内部的真空室内。真空室的内部可以被抽空以实现期望的内压力。电子束 EB 可以通过电子可穿透部分或窗口从真空室的内部迁移到其外部。在一个示例中,电子可穿透部分或窗口可以是 4" 直径的铍(Be) x 射线窗口。可以由区别的波形的电子束对阳极 A 进行电子轰击,从而生成区别的波形

的 x 射线束。此外,阳极 A 可以具有适当的形状和 / 或角度,从而使所生成的 x 射线束从多个不同视角向对象发射。

[0055] 图 8 是图 7 中所示的 x 射线源 700 的 x 射线单元 (由 800 总地表示) 的示意截面侧视图,该 x 射线单元用于生成根据本文所述主题的单脉冲 x 射线束 XB。X 射线单元 800 表示 x 射线源 700 的单个像素。参考图 8,X 射线单元 800 可以包括淀积在阴极 C 上的电子场致发射器 FE。在一个示例中,电子场致发射器 FE 可以是 1.5mm 直径的碳纳米管膜。碳纳米管膜可以淀积在金属衬底的表面上。此外,可以通过电泳工艺在表面上淀积碳纳米管膜。

[0056] X 射线单元 800 可以包括栅电极 GE,用于在被电压源 VS1 施加电压时提取电子。在一个示例中,栅电极 GE 可以是钨栅格。栅电极 GE 可以由介电间隔体 DS 与阴极 C 隔开。

[0057] 在一个方面,可以通过向阳极 A 施加恒定 DC 电压,向栅电极 GE 施加可变 DC 电压来生成 x 射线束 XB。N 沟道 MOSFET T 可以适于打开和关闭来自电子场致发射器 FE 的电子发射。可以通过施加 5V 信号以打开 MOSFET T 的沟道来激活像素,使得电子场致发射器 FE 与栅电极 GE 一起形成完整的电路。电子场致发射器 FE 可以电耦合到 MOSFET T 的漏极。MOSFET T 的源极可以接地。MOSFET T 的栅极可以连接到适于提供 5V DC 电压信号的数字 I/O 板的输出。

[0058] 当电压源 VS1 施加的电压大于发射临界场时,可以从场致发射器 FE 发射电子。可以由电压源 VS2 跨阳极和栅电极 GE 施加电压来加速所发射的电子。电子形成电子束 EB,电子束 EB 轰击阳极 A 的区域以生成 x 射线束 XB。可以向聚焦电极 FEL 施加电压以将电子束 EB 聚焦到阳极 A 的目标焦点上。

[0059] 再次参考图 7,通过扫过具有跨过 x 射线源 700 中的每个 MOSFET 的预定脉冲宽度的脉冲化控制信号,可以生成来自阳极目标上不同源的扫描 x 射线束。在扫过该信号的每个 MOSFET 处,可以打开 MOSFET 的沟道以从阳极靶上对应的焦点生成 x 射线束。

[0060] 可以激活像素的子集,使得像素子集发射具有相同脉冲频率的电子,其以相同频率从不同焦点生成 x 射线束。或者,可以激活像素的子集,使得像素子集发射具有不同脉冲频率的电子,其以不同频率从不同焦点生成 x 射线束。在一个方面,可以使用对像素子集来说独立的栅电极来激活该像素子集。可以向对应像素施加预定脉冲频率的提取电压,以生成具有期望脉冲频率和幅度的场致发射电子。

[0061] 在另一方面,可以使用对所有电子发射像素来说公共的栅极来激活像素子集。通过使施加到 MOSFET 电路的激活电压脉冲化可以使电子束脉冲化。例如,为了生成具有预定频率的脉冲化 x 射线束,可以施加具有预定频率的脉冲电压以打开对应的 MOSFET。

[0062] 图 9A-9C 是根据本文所述主题一方面的两束复用 CT 系统的试验结果之和的曲线图。图 9A 和 9B 示出了作为电压函数显示的示例波形与帧数的关系。图 9C 示出了实验测量的 x 射线强度,该强度是从这两个波形之和获得的按每秒光子数测量的。图像处理模块可以利用该数据基于 x 射线束的区别的波形从探测的 x 射线强度中提取个体的投影图像数据,用于组合投影图像数据,以生成对象的三维层析图像数据。

[0063] 图 10 示出了对数据进行时域傅里叶变换之后具有方波形的两个 x 射线束,该时域傅里叶变换可以是图像处理模块 IPM 的组件。

[0064] 图 11 示出了可以用台架使其绕要成像的对象旋转的 x 射线源和 x 射线探测器。此

外,可以将载物台配置成旋转的,从而可以从多个角度获取图像。

[0065] 以下美国专利和申请与本文所述的主体相关,在此通过引用将其全文并入。美国专利 No. 6553096 和 6850595(两者名称均为“X-Ray Generating Mechanism Using Electron Field Emission Cathode”)中描述的 x 射线生成装置公开了包括至少部分由含纳米结构的材料形成的场致发射阴极的 x 射线生成装置,在此通过引用将其公开全文并入。这些专利中公开的 x 射线生成装置是根据本文所述的主体使用的 x 射线生成装置的示例。

[0066] 在美国专利 7082182(名称为“Computed Tomography System for Imaging of Human and Small Animal”)中描述了另一个示例 x 射线生成装置,在此通过引用将其公开全文并入。该专利公开了一种包括 x 射线源和 x 射线探测单元的计算机层析成像装置。在该专利申请中公开的 x 射线源和 x 射线探测单元是根据本文所述的主体使用的 x 射线生成装置和 x 射线探测器的示例。

[0067] 在 Zhou 等人的未决美国专利申请 No. 11/051332(名称为“Computed Tomography Scanning System and Method Using a Field Emission X-Ray Source”)中描述了用于对振动对象进行 CT 成像的示例方法和系统,通过引用将其公开全文并入于此。该申请公开了一种示例微计算机层析成像扫描仪,其包括微焦点场致发射 x 射线源、x 射线探测器、放置于 x 射线源和探测器之间的载物台、电子控制系统和计算机,以及计算机软件,计算机控制 x 射线的辐射和探测器数据收集,计算机软件利用从不同投射角度收集的一系列投影图像重构对象的三维图像。与被成像对象的运动成一定关系使 x 射线束脉冲化。在该专利申请中公开的 x 射线源和 x 射线探测单元是根据本文所述的主体使用的 x 射线生成装置和 x 射线探测器的示例。

[0068] 应当理解,可以在不脱离本文所述主题的范围对本文所述主题的各种细节做出更改。此外,以上描述仅仅出于例示的目的,而不是为了限制的目的,因为本文所述的主体受到如下文所述的权利要求界定。

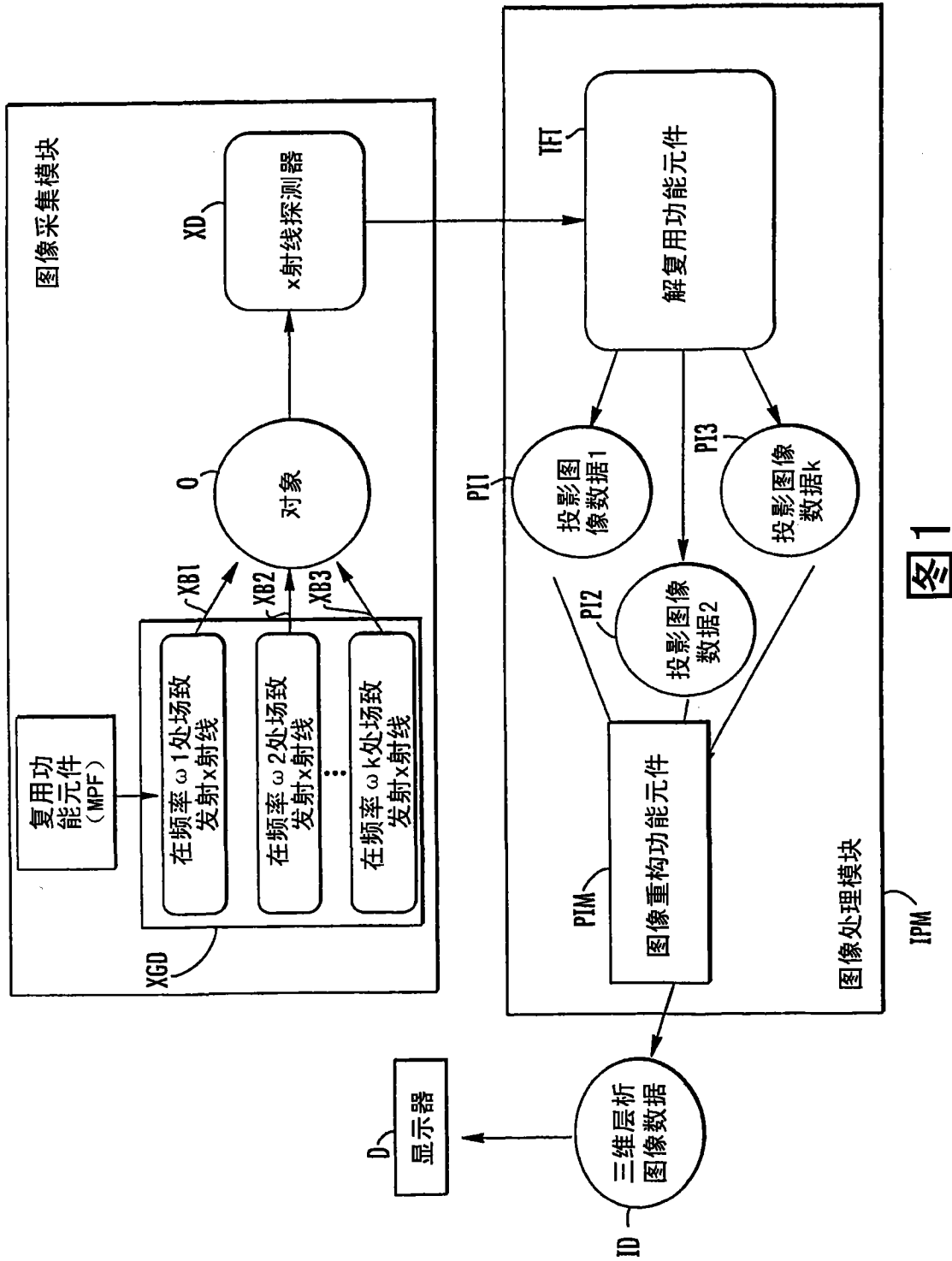


图1

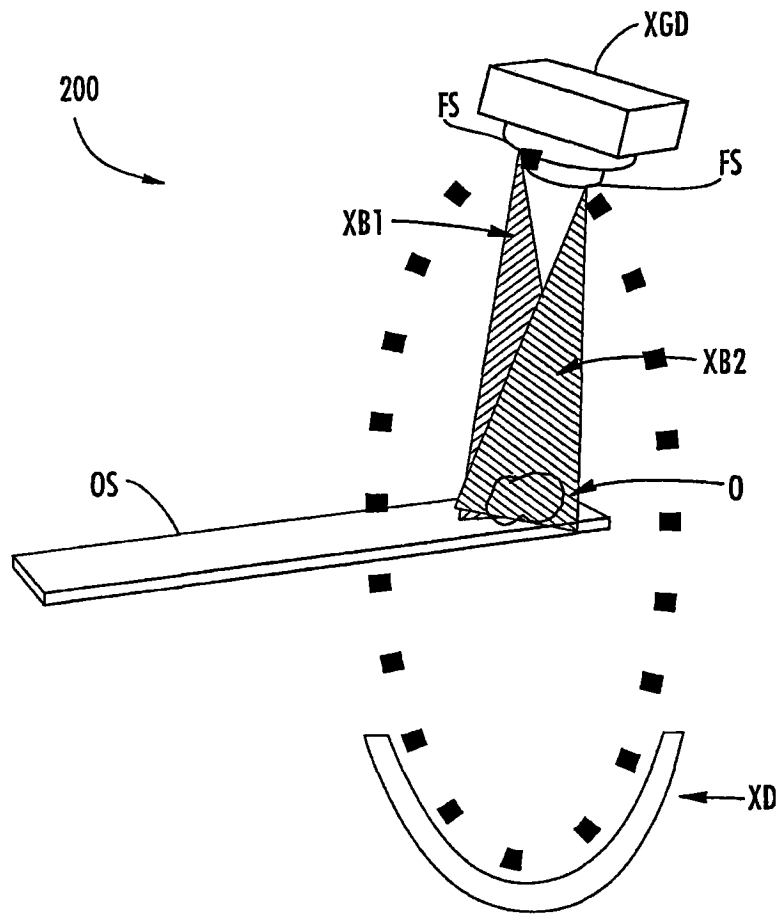


图 2

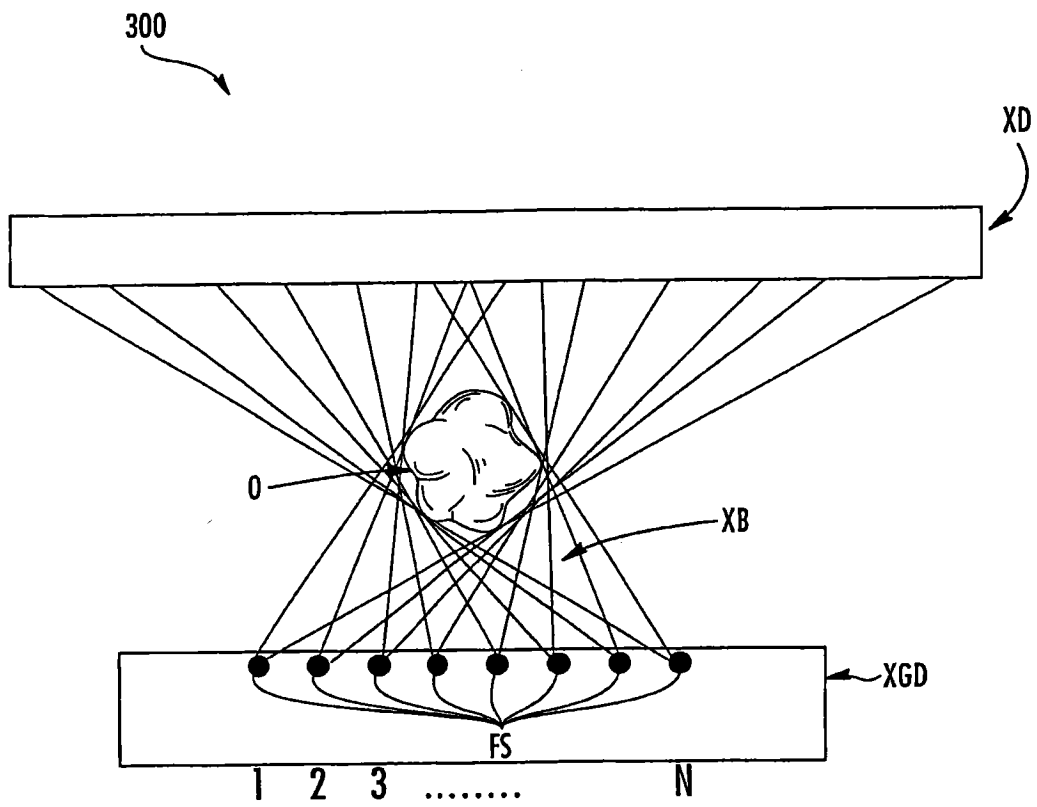


图 3

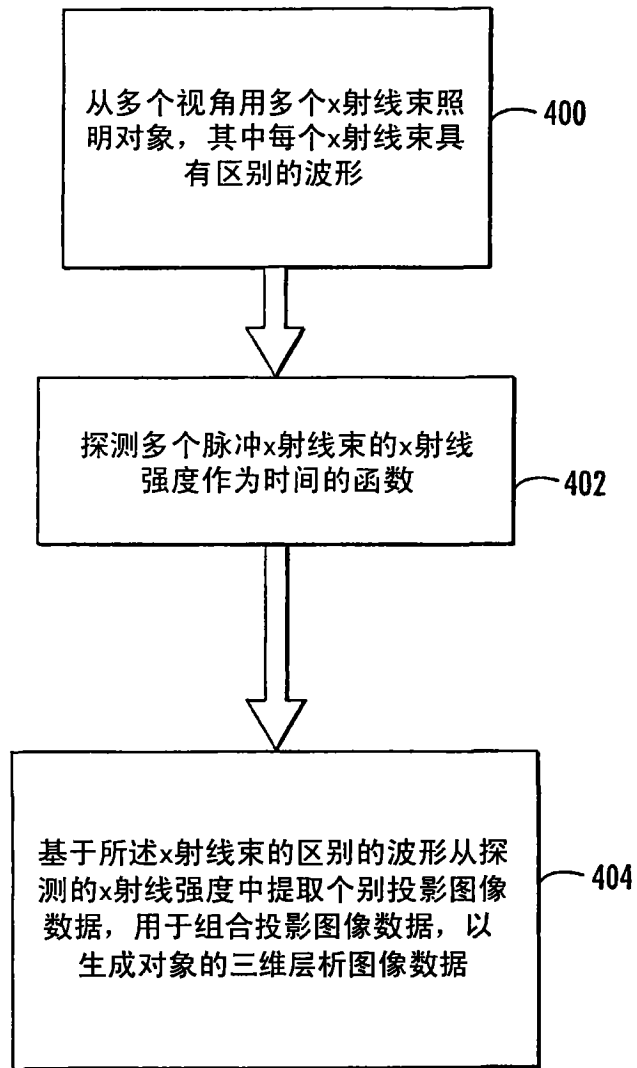


图 4

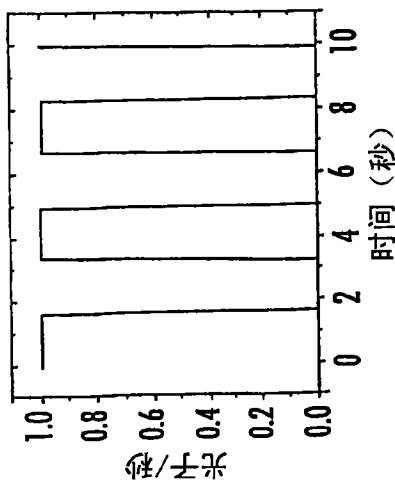


图5A

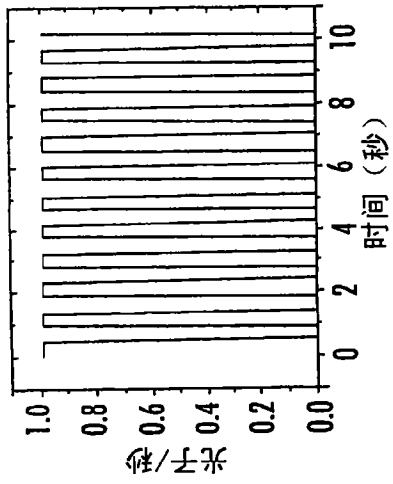


图5B

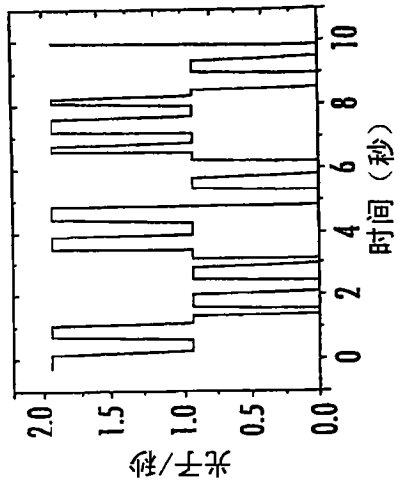


图5C

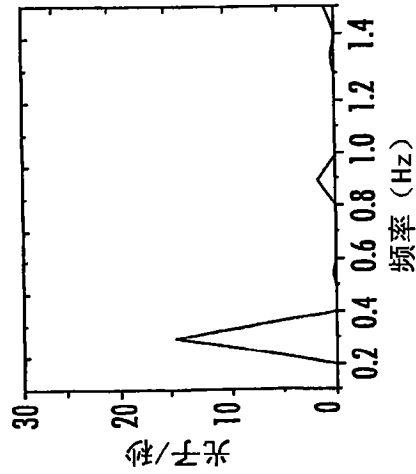


图5D

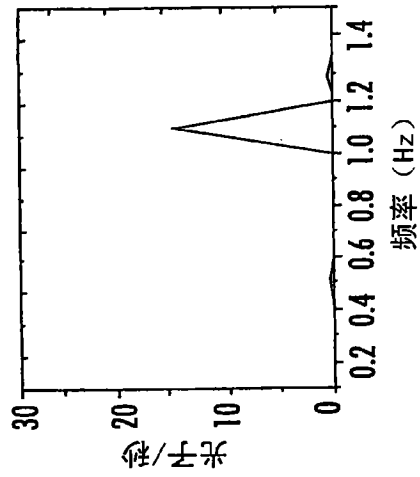


图5E

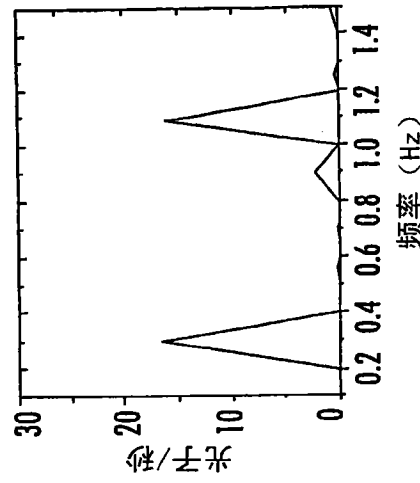


图5F

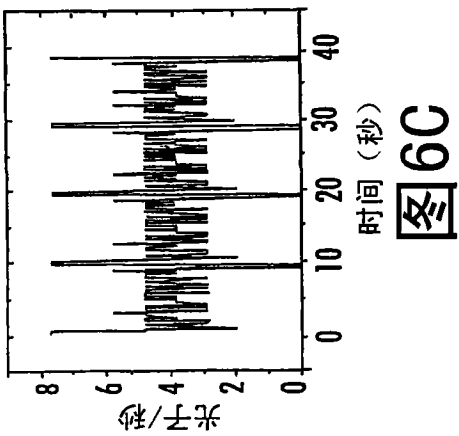


图6A

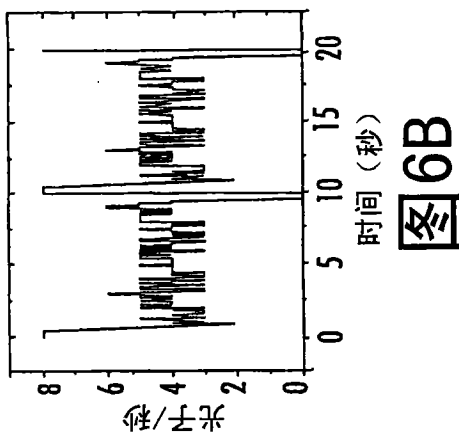


图6B

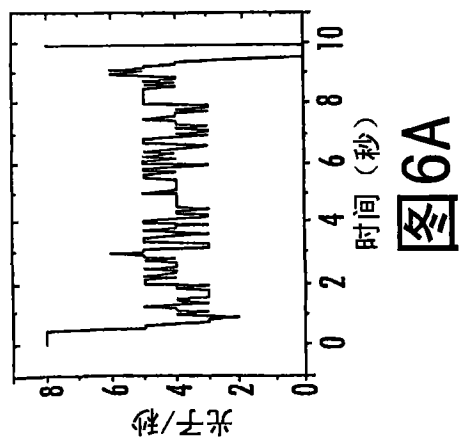


图6C

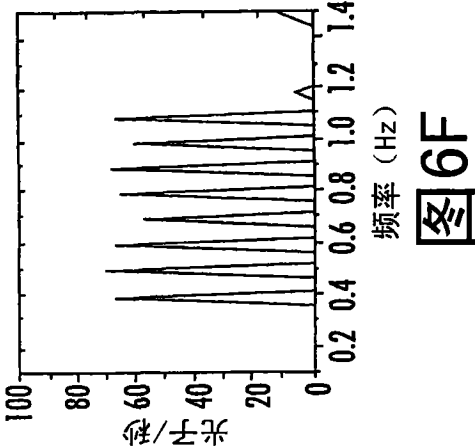


图6D

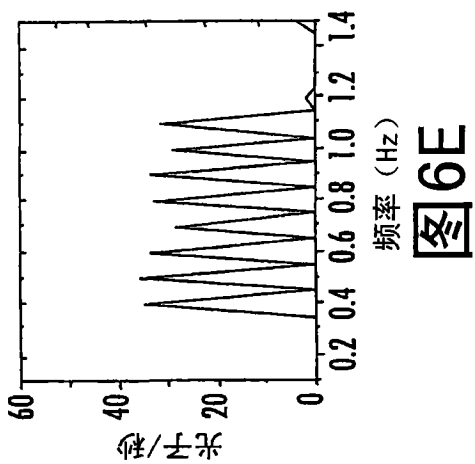


图6E

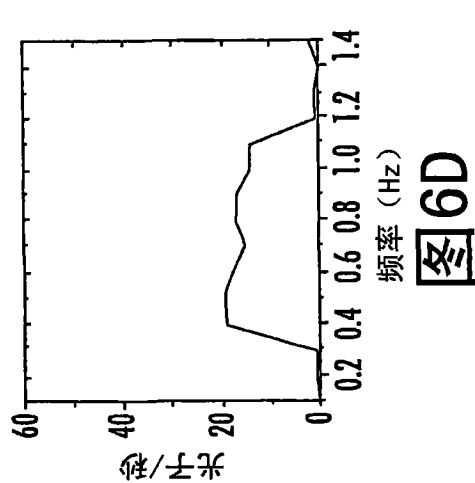


图6F

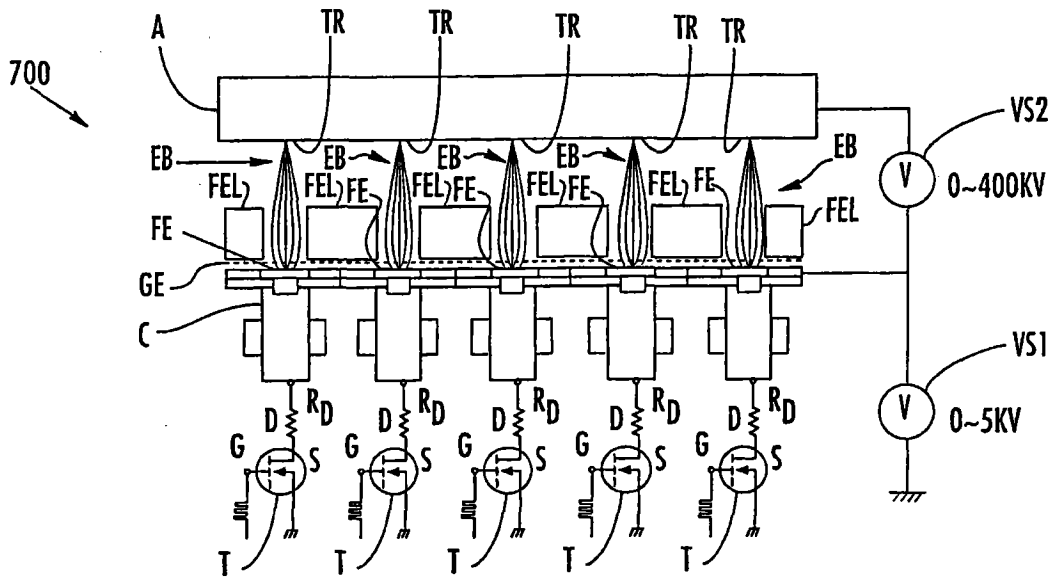


图 7

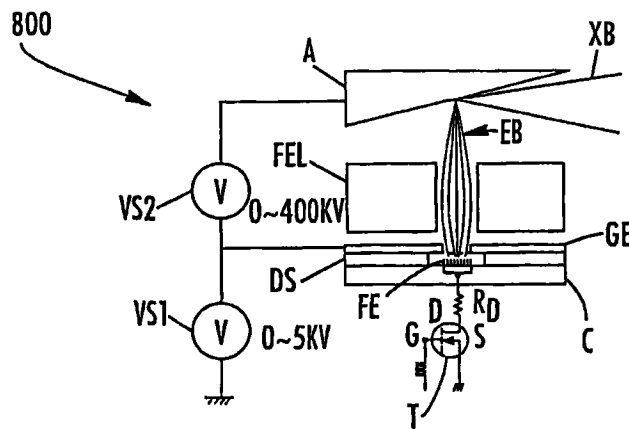


图 8

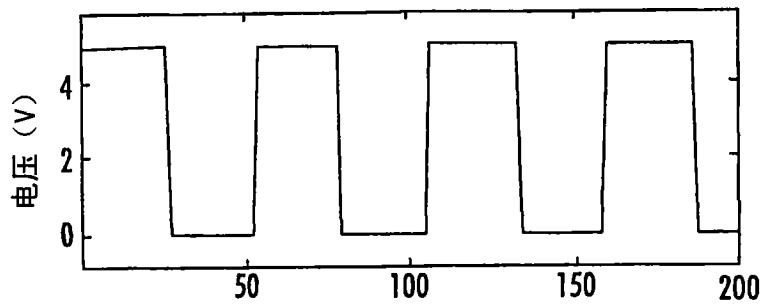


图 9A

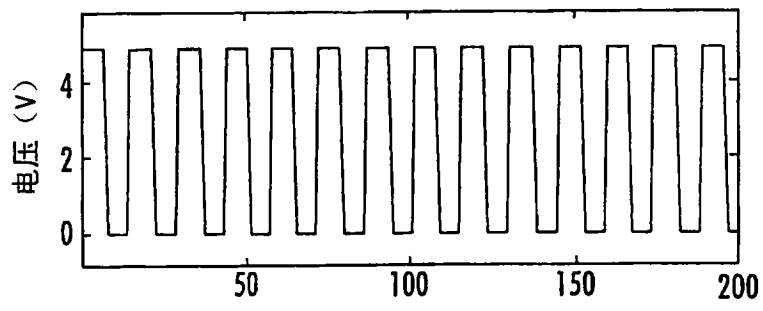


图 9B

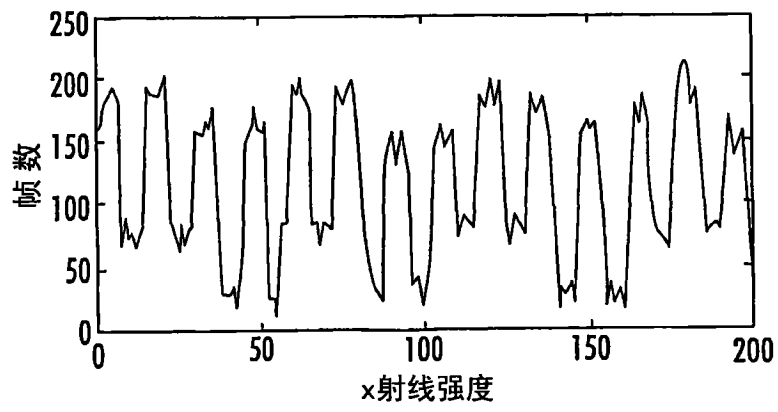


图 9C

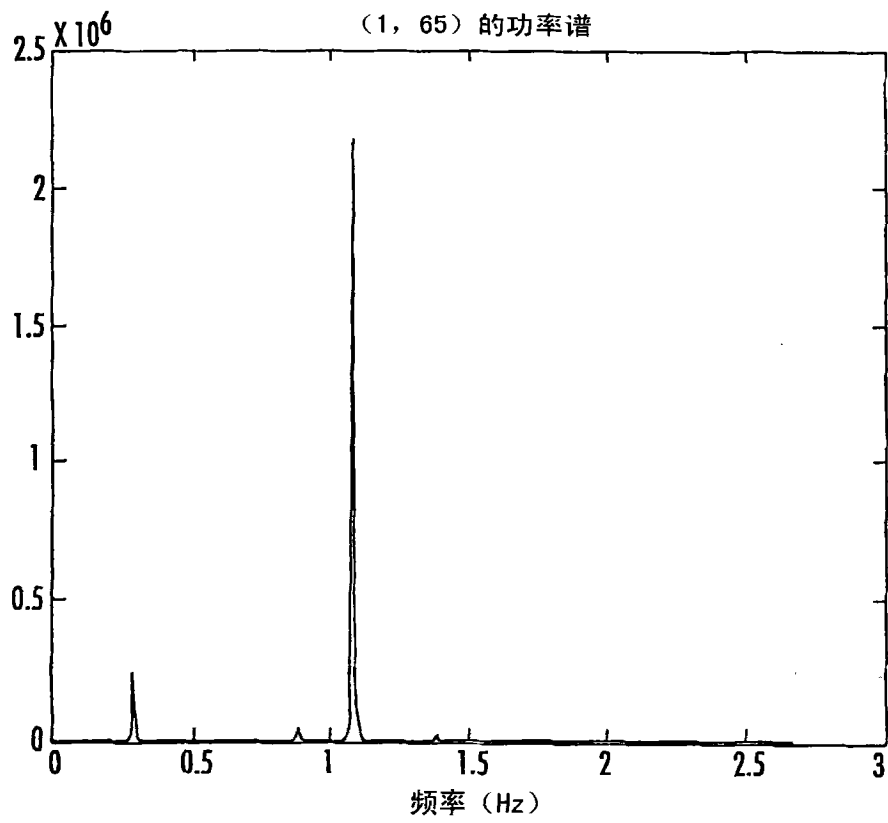


图10

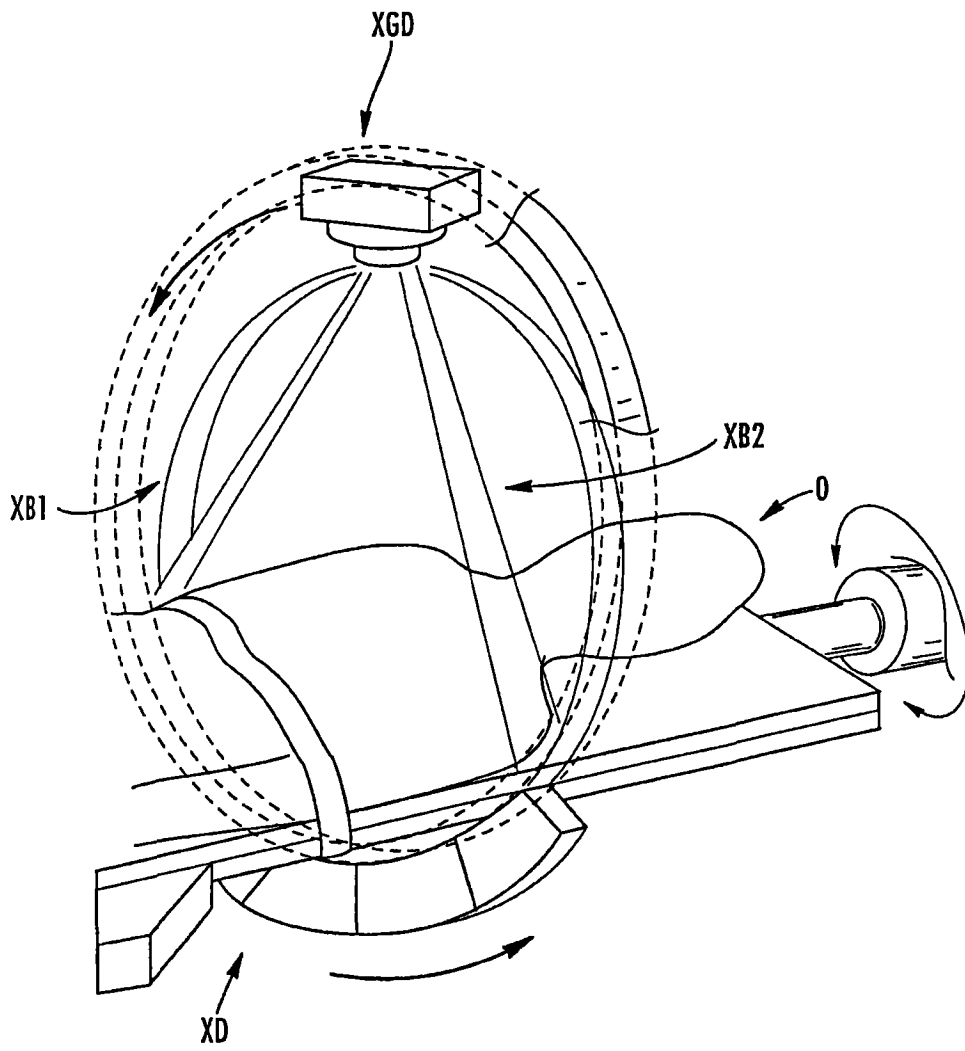


图 11