



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101726503 A

(43) 申请公布日 2010.06.09

(21) 申请号 200810224362.3

(22) 申请日 2008.10.17

(71) 申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华大学

申请人 同方威视技术股份有限公司

(72) 发明人 张丽 黄志峰 陈志强 王振天

李元景 赵自然 肖永顺 邢宇翔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 周红力 刘红

(51) Int. Cl.

G01N 23/083(2006.01)

G01N 23/04(2006.01)

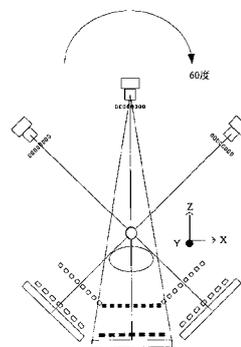
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 8 页

(54) 发明名称

X 射线相衬层析成像

(57) 摘要

涉及 X 射线层析相衬成像系统及方法,包括: X 射线装置,向被检测物体发射 X 射线束;光栅子系统,包括第一和第二吸收光栅,位于 X 射线束方向上,被检测物体折射的 X 射线经该第一和第二吸收光栅形成强度变化的 X 射线信号;检测单元,接收强度变化的 X 射线并转换为电信号;和数据处理单元,处理并提取该电信号中折射角信息,并利用折射角信息计算出像素信息;相对移动装置,用于使得所述被检测的物体相对于所述成像系统相对地移动。在所述成像系统与被检测物体的一定相对移动范围内,在多个位置处,所述成像系统对被检测物体进行相衬成像,由此取得被检测物体的多个图像。所述多个图像经过转换变成同一个重建平面上的图像,并由此进行三维图像重建。



1. 一种 X 射线成像系统,用于对被检测物体进行成像,该系统包括:
 - X 射线发射装置,操作用于向被检测物体发射 X 射线束;
 - 光栅子系统,包括第一和第二吸收光栅 (A, B),其设置在 X 射线束的发射方向上,操作用于取得 X 射线束经过所述物体的折射信息;
 - 光栅移动装置,操作用于使得所述第一和第二光栅之一相对于另一个进行步进移动;
 - 检测单元,位于被检测物体和所述光栅子系统的后面,操作用于接收经所述经被检测物体折射的 X 射线,并将其转换为可识别的电信号;以及
 - 数据处理子系统,用于处理所述电信号的数据并从中计算出所述 X 射线束的折射信息,以及并由此计算出被检测物体的像素信息;
 其中,所述成像系统还包括移动装置,操作用于使得所述被检测的物体相对于所述成像系统进行相对地移动;
 - 其中,在所述成像系统与被检测物体的一定相对移动范围内,在多个位置的每个位置处,所述成像系统对被检测物体进行相衬成像,由此取得被检测物体的多个 X 射线扫描图像;
 - 所述多个图像经过转换变成同一个重建平面上的图像,并由此进行三维图像重建。

2. 如权利要求 1 的系统,其中,所述 X 射线装置发射非相干的 X 射线束,并且所述 X 射线束为锥形。

3. 如权利要求 2 的系统,其中,该 X 射线装置包括 X 射线源,该 X 射线源的焦点尺寸 p_0 满足:

$$p_0 \gg \frac{l}{p_1} \lambda$$

其中 λ 为 X 射线的波长, p_0 为 X 射线发射装置的焦点尺寸, p_1 为所述第一吸收光栅 (A) 的周期, l 为所述第一吸收光栅与所述 X 射线发射装置的射线源之间的距离。

4. 如权利要求 3 的系统,其中所述 X 射线源的焦点尺寸不大于所述 X 射线发射装置的临界焦点尺寸的一半,其中所述 X 射线发射装置的临界焦点尺寸 $p_{0,\text{critical}}$ 为 $p_{0,\text{critical}} = \frac{l}{d} p_2$, 其中 p_2 为所述第二吸收光栅的周期, d 为所述第一吸收光栅与所述第二吸收光栅之间的距离。

5. 如权利要求 1 的系统,其中,所述光栅移动装置还可以使所述两个吸收光栅之一在 X 射线方向上移动。

6. 如权利要求 1 的系统,其中所述第一和第二吸收光栅 (A,B) 之间的距离满足方程式 $\frac{p_1}{p_2} = \frac{l}{l+d}$, 其中 p_1 、 p_2 分别为第一、第二光栅的周期, l 为所述 X 射线发射装置与第一吸收光栅之间的距离, d 为第一和第二吸收光栅之间的距离。

7. 如权利要求 4 的系统,其中所述光栅移动装置还可操作用于使得所述第一和第二光栅之一在 X 射线方向上移动;和 / 或使得所述第一和第二光栅在其平面内转动。

8. 如权利要求 6 的系统,其中所述第一吸收光栅和第二吸收光栅的周期 p_1 、 p_2 在 0.1 微米 -30 微米之间。

9. 如权利要求 4 的系统,其中所述 X 射线发射装置包括多缝准直器,以及所述多缝准直

器优选为源光栅。

10. 如权利要求 1 的系统,所述数据处理单元能够通过计算得出检测面上的 X 射线的光强变化,并利用所述光强变化的值计算得出 X 射线经过被检测物体的折射角。

11. 如权利要求 10 的系统,其中所述数据处理单元通过所述折射角信息,计算得出对于所述被检测物体成像的像素信息。

12. 如权利要求 1 的系统,其中所述被检测物体位于所述 X 射线发射装置与所述第一和第二吸收光栅 (A, B) 之间,或者位于所述第一和第二吸收光栅 (A, B) 之间。

13. 如权利要求 1 的系统,其中所述第一吸收光栅和第二吸收光栅与所述步进移动装置相连接,使得第一、第二吸收光栅之一不动,而另一吸收光栅在平行于光栅平面的方向上步进动作。

14. 如权利要求 1 的系统,其中,包括所述 X 射线发射装置、光栅子系统、检测单元的相衬系统部分相对于被检测的物体以一个圆弧轨迹进行转动;

其中,在圆弧轨迹的不同固定位置上,所述成像系统对被检测物体进行相衬成像并生成扫描图像;以及其中在所述数据处理子单元的计算中,所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像,并进行图像叠加合成为三维图像。

15. 如权利要求 1 的系统,其中,所述 X 射线源沿直线运动,同时所述检测单元和光栅子系统保持不动;

在直线轨迹的不同位置下,X 射线源固定,同时所述成像系统对被检测物体进行相衬成像并生成扫描图像;

以及所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像,并进行图像叠加合成为三维图像。

16. 如权利要求 1 的系统,其中,所述被检测物体和由所述 X 射线发射装置、光栅子系统、检测器单元构成的相衬成像子系统相对地作直线运动;

在不同的相对位置下相对固定,所述成像系统对被检测物体进行相衬成像并生成扫描图像;

以及所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像,并进行图像叠加合成为三维图像。

17. 如权利要求 1 的系统,特征在于,还包括图像显示单元,用于显示重建的图像。

18. 如权利要求 14-16 中任一所述的系统,特征在于,所述数据吃力子系统还可操作用于:

将在检测单元的探测面上所得到的图像分布转换到一个与图像重建平面平行的虚拟面上,以及

将所述不同虚拟面上的图像转换到一个相同的尺度下。

19. 一种 X 射线成像的方法,用于对被检测物体进行成像,该方法包括:

在一个相对位置,由 X 射线发射装置向被检测物体发射 X 射线束;

经过被检测物体的 X 射线束穿过第一和第二吸收光栅 (A, B),其中由两个吸收光栅 (A, B) 作相互步进移动,从而在所述光栅后的检测单元上产生强度变化的 X 射线信号;

所述检测单元接收所述强度变化的 X 射线,将 X 射线信号转换为可识别的电信号;以及利用数据处理单元,从所述可识别的电信号,计算 X 射线的光强变化,以及利用所述光

强变化值计算出 X 射线的折射角信息, 以及利用获得的折射角信息, 计算得出被折射物体的图像; 并且将所述图像转换到一个重建平面上;

变换所述相对位置, 重复以上的步骤, 由此取得多个图像, 以及将所述多个图像进行重建, 从而重建出三维图像。

20. 如权利要求 19 的方法, 其中, 所述 X 射线发射装置与所述第一和第二吸收光栅之间的几何距离满足方程式:

$$\frac{p_1}{p_2} = \frac{l}{l+d}$$

其中 p_1 为所述第一吸收光栅 (A) 的周期, p_2 为所述第二吸收光栅 (B) 的周期, d 为所述第一吸收光栅与所述第二吸收光栅之间的距离, l 为所述第一吸收光栅与 X 射线发射装置之间的距离。

21. 如权利要求 20 的方法, 其中使所述被检测物体位于所述 X 射线发射装置与所述第一和第二吸收光栅 (A, B) 之间, 或者位于所述第一和第二吸收光栅 (A, B) 之间。

22. 如权利要求 20 的方法, 其中所述第一和第二吸收光栅, 可以在其平面内转动。

23. 如权利要求 22 的方法, 其中所述光栅子系统在一个相衬成像过程中通过相位步进提取所述 X 射线经过被检测物体后的折射角信息。

24. 如权利要求 23 的方法, 其中所述相位步进包括, 第一和第二吸收光栅之一保持不动, 而另一吸收光栅在垂直于光栅缝隙和 X 射线束的方向上步进移动。

25. 如权利要求 24 的方法, 其中在所述的步进移动过程中, 检测单元测量 X 射线在检测面上的光强变化, 并且将所取得的光强变化曲线与未放置物体时的背景 X 射线的光强变化曲线相比较, 从而得到光强的变化量, 根据预定的关于光强变化和折射角之间的关系式得出 X 射线的折射信息。

26. 如权利要求 24 的方法, 其中, 包括所述 X 射线发射装置、光栅子系统、检测器单元的系统部分相对于被检测的物体以一个圆弧轨迹进行转动;

其中, 在圆弧轨迹的不同固定位置上, 所述成像系统对被检测物体进行相衬成像, 并生成一个或多个扫描图像; 以及所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像, 并进行图像叠加合成为三维图像。

27. 如权利要求 19 的方法, 其中, 所述 X 射线源沿直线运动, 同时所述检测单元和光栅子系统保持不动;

在直线轨迹的不同位置下, X 射线源固定, 所述成像系统通过光栅子系统的步进运动对被检测物体进行相衬成像, 并由此生成一个或多个扫描图像; 以及

所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像, 并进行图像叠加合成为三维图像。

28. 如权利要求 19 的方法, 其中, 所述被检测物体和由所述 X 射线发射装置、光栅子系统、检测器单元构成的相衬成像子系统相对地作直线运动;

在不同的相对位置下相对固定, 所述成像系统通过所述光栅子系统的步进运动对被检测物体进行相衬成像, 并生成相衬扫描图像; 以及

所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像, 并进行图像叠加合成为三维图像。

29. 如权利要求 26-28 中任一所述的方法,包括将在检测单元的探测面上所得到的图像分布转换到一个与图像重建平面平行的虚拟面上,以及
将所述不同虚拟面上的图像转换到一个相同的尺度下。

X 射线相衬层析成像

[0001] 相关引用

[0002] 本申请在此引入在先申请号为 2008100057663 的中国专利申请的全部内容作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及 X 射线辐射成像领域,具体涉及用 X 射线对物体进行相位衬度的层析成像。

背景技术

[0004] 常用的 X 射线成像一般利用物质材料对 X 射线的衰减特性来非破坏性地检查物体的内部结构。如果物体内部各部分结构组成的密度差异明显,则传统的 X 射线成像技术的效果尤为显著。但是,对于轻元素(例如氢、碳、氮和氧)构成的物质,它们对 X 射线来说是弱吸收物质,所以用传统的 X 射线成像技术几乎看不到它们内部的具体结构。即使是用其它辅助的手段,例如给生物组织打上造影剂也很难得到清晰的图像,这造成了很多的缺憾。

[0005] 二十世纪九十年代中期,产生了 X 射线相衬成像技术。所说的相衬成像是通过捕捉 X 射线的相移信息来观察物体内部的电子密度变化,从而揭示物体的内部结构。已有的相衬成像方法一般通过利用相干或者部分相干的 X 射线的干涉或衍射现象来增强辐射图像的低对比度分辨率。目前具有临床应用前景的相衬成像方法通常是基于通用 X 光机的光栅相衬成像。例如,瑞士的 Pfeiffer F 等人首先于 2006 年使用三块功能不同的光栅,根据 Talbot 效应原理实现了相衬成像。另外,清华大学的黄志峰等人于 2007 年提出了使用两块吸收光栅的非相干光栅相衬成像方法,并得到了较好的相衬成像效果。该方法可以工作在多色,非相干的射线源下(通用 X 光机),实验装置具有很高的实用性。另外,日本的柯尼卡公司基于类同轴相衬成像原理推出了一台乳腺相衬成像诊断仪,其依靠 X 射线的传播,得到的图像包含吸收衬度和相位衬度,是具有边缘增强效果的乳腺透视图像,但是由于设备体积限制,射线传播距离短,因此相比于常规的 X 射线透视图像,其衬度提高并不显著。

[0006] 另一方面,已出现 X 射线层析成像技术。这通过采集有限角度范围内的投影图像来重建物体的三维结构信息。层析成像同常规的照相成像相比,具有断层扫描成像能力。而同 CT 技术相比较,层析成像只需要少量角度的投影,从而扫描时间短,被检物的吸收剂量低。由此,层析成像适用于对剂量有严格要求的医学或生物学领域的三维成像。

[0007] 目前,常规的乳腺成像方法是 X 射线照相技术,其存在两个主要问题:一是组织的层叠问题,常规的乳腺 X 射线机只能给出乳腺一个角度或者几个角度下的透视图像,软组织和病灶彼此层叠在一起,导致很难发现癌症初期微小的病灶;另一个问题是成像对比度较低,常规乳腺 X 射线照相使用的是传统的 X 射线透视成像技术,主要利用物质对 X 射线的衰减特性成像,属于吸收衬度成像方式。但是,人体的乳腺组织主要是以轻元素构成,它们对 X 射线来说是弱吸收物质,通过吸收衬度得到的图像对比度低。这两方面原因都增加了

乳腺癌检查的漏报率。

发明内容

[0008] 由此,通过结合层析成像和光栅相衬成像,本发明提供了一种新型的快速准确地对被检测对象进行清楚成像的方法。特别地,例如针对医学乳腺成像,它能够解决常规乳腺 X 射线照相方法中组织层叠和对比度低的问题,并且在低照射剂量的条件下得到更高对比度的图像,从而提高得到的断层图像的质量。

[0009] 根据本发明的一个方面,提出了一种 X 射线层析相衬成像系统,用于对物体进行成像检测,该系统包括:X 射线发射装置,操作用于向被检测物体发射 X 射线束;光栅子系统,包括第一和第二吸收光栅(A, B),其设置在 X 射线束的发射方向上,操作用于取得 X 射线束经过所述物体的折射信息;光栅移动装置,操作用于使得所述第一和第二光栅之一相对于另一个进行步进移动;检测单元,位于被检测物体和所述光栅子系统的后面,操作用于接收经所述被检测物体折射的 X 射线,并将其转换为可识别的电信号;以及数据处理子系统,用于处理所述电信号的数据并从中计算出所述 X 射线束的折射信息,以及并由此计算出被检测物体的像素信息;其中,所述成像系统还包括移动装置,操作用于使得所述被检测的物体相对于所述成像系统进行相对地移动;其中,在所述成像系统与被检测物体的一定相对移动范围内,在多个位置的每个位置处,所述成像系统对被检测物体进行相衬成像,由此取得被检测物体的多个 X 射线扫描图像;所述多个图像经过转换变成同一个重建平面上的图像,并由此进行三维图像重建。

[0010] 根据本发明的另一个方面,提供一种利用 X 射线对物体进行层析相衬成像的方法一种 X 射线成像的方法,用于对被检测物体进行成像,该方法包括:在一个相对位置,由 X 射线发射装置向被检测物体发射 X 射线束;经过被检测物体的 X 射线束穿过第一和第二吸收光栅(A, B),其中由两个吸收光栅(A, B)作相互步进移动,从而在所述光栅后的检测单元上产生强度变化的 X 射线信号;所述检测单元接收所述强度变化的 X 射线,将 X 射线信号转换为可识别的电信号;以及利用数据处理单元,从所述可识别的电信号,计算 X 射线的光强变化,以及利用所述光强变化值计算出 X 射线的折射角信息,以及利用获得的折射角信息,计算得出被折射物体的图像;并且将所述图像转换到一个重建平面上;变换所述相对位置,重复以上的步骤,由此取得多个图像,以及将所述多个图像进行重建,从而重建出三维图像。

[0011] 根据本发明的一个优选实施例,包括所述 X 射线发射装置、光栅子系统、检测器单元的系统部分相对于被检测的物体以一个圆弧轨迹进行转动;其中,在圆弧轨迹的不同固定位置上,所述成像系统对被检测物体进行相衬成像,并生成一个或多个扫描图像;以及所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像,并进行图像叠加合成为三维图像。

[0012] 根据本发明的另一个优选实施例,其中所述 X 射线源沿直线运动,同时所述检测单元和光栅子系统保持不动;在直线轨迹的不同位置下, X 射线源固定,所述成像系统通过光栅子系统的步进运动对被检测物体进行相衬成像,并由此生成一个或多个扫描图像;以及所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像,并进行图像叠加合成为三维图像。

[0013] 根据本发明的又一个优选实施例,其中所述被检测物体和由所述 X 射线发射装置、光栅子系统、检测器单元构成的相衬成像子系统相对地作直线运动;在不同的相对位置下相对固定,所述成像系统通过所述光栅子系统的步进运动对被检测物体进行相衬成像,并生成相衬扫描图像;以及所述各个位置上所生成的相衬扫描图像经转变成同一缩放尺度下的图像,并进行图像叠加合成为三维图像。

[0014] 根据本发明的优选实施例,包括将在检测单元的探测面上所得到的图像分布转换到一个与图像重建平面平行的虚拟面上,以及将所述不同虚拟面上的图像转换到一个相同的尺度下。

[0015] 通过结合层析成像和相衬成像技术,本发明有效地解决了实践中例如乳腺成像存在的问题。其中,层析成像的三维重建能力可解决照相方法中的组织层叠问题,从而发现隐藏在软组织背景下的癌症病灶,降低乳腺癌检查的漏报率;而 X 射线相衬成像技术相比于常规的 X 射线吸收衬度成像方法,又能够减少被照者所受剂量,并检查过程也更加快速简洁。

[0016] 本发明优选地使用了非相干 X 射线源,从而摆脱了对射线源相干性的依赖。另外,根据本发明的实施例,优选地使用了用十微米量级以上的周期的光栅,从而实现近分米量级视场的相衬成像。

附图说明

[0017] 图 1 示出根据本发明的 X 射线光栅相衬成像系统的示意图;

[0018] 图 2 示出在不同焦点尺寸的射线源照射条件下,两个光栅使用相位步进技术时对应的模拟光强变化曲线;

[0019] 图 3 示出 X 射线与被检测物体作用后的波阵面变化;

[0020] 图 4 示出 X 射线被物体折射的示意图;

[0021] 图 5 示出两个吸收光栅的对于 X 射线的“光闸”作用;

[0022] 图 6 示出在利用光栅相位步进技术时检测面上某点在经被测物体折射后与未经折射情况下所检测的 X 射线的光强变化曲线的比较;

[0023] 图 7a-7d 分别示出使用 X 射线的折射信息重建图像的示例;

[0024] 图 8 示出被检测物体位于两个吸收光栅之间的情况的示意图;

[0025] 图 9 示出平行轨道层析扫描的结构示意图;

[0026] 图 10 示出圆弧轨道模式下相衬层析成像结构的示意图;

[0027] 图 11a、11b 示出固定探测器模式相衬层析成像结构的示意图;

[0028] 图 12a、12b 示出直线运动式相衬层析成像结构的示意图;

[0029] 图 13 示出等效成平行层析扫描系统的示意图;

[0030] 图 14 示出层析重建算法中图像等效到虚拟检测面上原理的示意图。

具体实施方式

[0031] <X 射线光栅相衬成像>

[0032] 参见图 1 所示,用于实现本发明的成像系统,其主要包括以下的组成部分:

[0033] X 射线发射装置,在附图 1 中用射线源表示,其用于向被检测物体发射 X 射线束;

光栅子系统,包括第一吸收光栅和第二吸收光栅部分(在图中分别表示为光栅 A 和光栅 B,其周期分别为 p_1 、 p_2),它们平行地依次位于 X 射线束的发射方向上;检测单元(图中用探测器表示),用于接收所述 X 射线,能够通过光电信号转换技术(例如,数字化摄影技术(DR))将 X 射线信号转换为可识别的电信号;光栅移动装置,用于使所述光栅子系统的光栅相对地作步进移动,或者还可以作其他的机械移动或转动;以及数据处理子系统(图 1 中未示出),用于从所述电信号计算得出 X 射线经过被检测物体后的光强变化信息,并利用所述光强变化值计算得出 X 射线的折射角信息,以及利用折射角信息计算出所述被检测物体的平面像素信息。其中,所述数据处理子系统优选地可包括模数转换单元,或者与之相连接,用于将模拟信号转换为数字信号。所述各部分详述如下。

[0034] X 射线发射装置

[0035] 根据本发明的相衬成像的原理,使用了非相干的 X 射线源直接照射。该相衬成像技术不依靠射线的相干性,也就不需考虑光栅衍射或 Talbot 效应。而当不需要考虑 X 射线的相干性时,光学的成像系统可用几何光学近似理论来描述。其中,根据光衍射原理, X 射线与光栅 A 不产生衍射的条件是:

$$[0036] \quad p_0 \gg \frac{l}{p_1} \lambda \quad (1)$$

[0037] 可以看出,当光栅 A 的周期即 p_1 越大,则方程式右侧的值越小。由此,采用较大周期的吸收光栅也能够得到相衬图像。例如,假设光栅 A 的周期为 20 微米,射线源到光栅距离 2 米,则

[0038]

$$p_0 \gg \frac{l}{p_1} \lambda = \frac{2m}{20\mu m} \cdot 1\text{\AA} = 10\mu m \quad (2)$$

[0039] 一般来说,通用 X 射线机的焦点尺寸至少几十微米或几百微米以上,所以这样的通用 X 射线机就可以符合要求。而 20 微米周期的光栅与现有光栅相衬成像技术要求 2 或 4 微米周期的光栅相比,制作难度将大大降低,这产生明显的技术优势。

[0040] 但射线源的焦点也不能过大,因为它受制于两个吸收光栅的相位步进技术的精度要求。如图 2 所示,在一定实验条件下,其中两吸收光栅的周期分别为 20 微米和 22 微米,源到光栅 A 距离 2 米,两光栅之间距离 0.2 米时,在不同焦点尺寸的射线源照射条件下,两光栅使用相位步进技术时某点所对应的模拟光强变化曲线,其中横坐标为步进大小(0.5 微米/步),纵坐标为光强值。从图 2 发现,焦点尺寸越大,光强变化曲线就越平滑,直至焦点尺寸等于 220 微米时成为一条直线。也就是说相位步进技术不再起作用。当焦点尺寸大于 220 微米时,光强变化曲线呈现其它变化趋势。可以推算出射线源焦点尺寸的上限临界值为 $p_{0, \text{critical}}$,其中

$$[0041] \quad p_{0, \text{critical}} = \frac{l}{d} p_2 \quad (3)$$

[0042] 又根据图 2 所示,当焦点尺寸大于这个临界值时仍有光强变化,仍可根据这一点获得相衬效果的图像,但衬度效果没有当焦点尺寸小于 $p_{0, \text{critical}}$ 的情况要好。可以得出,在 $p_{0, \text{critical}}$ 范围内,焦点尺寸越小,光强变化曲线越陡,那么提取出来的相衬图像的衬度也越高。优选情况下,射线源焦点尺寸大小 p_0 要求不超过 $p_{0, \text{critical}}$ 的一半。而如果射线源焦点

尺寸 p_0 大于该临界值,可以采用在焦点尺寸大于 p_0 的射线源前放置多缝准直器的方式将大射线源细分为一系列等效的小焦点射线源。每个小焦点射线源的焦点尺寸大小 $p_{0,i}$ 也要不超过 $p_{0,critical}$ 的一半。当然,射线源焦点大小也可以大于 $p_{0,critical}$,这样相衬图像的衬度由当时的光强变化曲线来决定。优选地,本发明的系统使用小焦点源,它的焦点尺寸优选在 10-1000 微米之间。

[0043] 本发明要求射线装置的工作电压最好设置在 5-40kVp 条件下,具体数值由吸收光栅的金高度决定,也就是说金的高度越高,允许使用的工作电压则越高。

[0044] 光栅子系统

[0045] 如图 1 所示,所述光栅子系统包括两个吸收光栅,即:光栅 A 和光栅 B,其相互结合作用可用于提取穿过物体的 X 射线的一阶相位变化,进而得出 X 射线的折射角信息,具体操作方式参见下文的相位步进式数据采集部分所述。通用 X 射线机发射的 X 射线束可以是扇束、锥束或平行束。本发明中优选地是锥束。由此,本发明的相衬成像系统所采用的两个吸收光栅的周期也优选地要求成几何比例关系,即:

$$[0046] \quad \frac{p_1}{p_2} = \frac{l}{l+d} \quad (4)$$

[0047] 其中,光栅 A 的周期为 p_1 ,光栅 B 的周期为 p_2 ,占空比一般为 1,但是也可以为其它值。优选地,两个吸收光栅的周期在 0.1-30 微米之间。其中, l 为射线源(一个理想点源)到第一个光栅 A 的垂直投影距离, d 为两个吸收光栅 A 和 B 之间的距离。光栅 A 和光栅 B 平面都平行于探测器平面。所述光栅的面积大小决定了整个相衬成像系统的视场大小。例如,若光栅的衬底为 4 英寸硅片,则系统的视场在直径 10cm 的范围内。所述光栅使用重金属作为吸收材料,以金(Au)为例,金的高度由使用的 X 射线的能量决定。

[0048] 检测单元

[0049] 所述检测单元包括探测器,图 1 中用探测器代表所述检测单元,用于检测和记录 X 射线的强度变化。优选地,所述探测器可以是矩阵探测器,其中每个探测元可以检测射到该单元上的 X 射线的强度变化。本系统中的探测器,与其它相衬成像方法相比,对探测器的空间分辨率的要求不高:不必要求十几微米、甚至几微米的高分辨率,而可只用几十微米或几百微米量级的分辨率。当然,如果探测器的空间分辨率越高,则最终相衬图像的信息越清晰。由于相衬成像的优点是能提高图像的密度分辨率(对比度分辨率),所以数字化摄影技术 DR 对探测器的动态范围有比较高的要求($> 12\text{bits}$)。每个探测器单元可以探测到射到其上的 X 射线的光强变化(例如图 6 所示)。其中,所述光强变化可以转变为可识别的电信号。

[0050] 数据处理子系统

[0051] 本发明中涉及到的电子信号的数据处理、计算过程实际上可以通过通用的或专用的计算机设备来实现。其中,可以对获得的投影数据进行处理,包括原始数据处理和折射角信息提取、对折射角投影数据重建出物体图像以及绘制三维立体图像等等。

[0052] 另外,所述处理子系统可以与显示单元相连接,从而将生成的图像显示出来。有益地,本申请所涉及的数据处理单元和显示单元可以由计算机的主机和显示器来实现。另外,检测单元和数据处理子系统及显示单元可以相互连接,且优选地可以集成在一个整体设备上。或者是,X 射线装置、光栅子系统、检测单元和相关的移动装置集成在一个设备上,而数

据处理子系统和显示单元由与之连接的计算机来实现。

[0053] X 射线经过被检测物体的折射

[0054] X 射线具有“波粒二象性”。以波动性来看, X 射线具备透射、反射、折射、偏振、相干和不相干散射、衍射等波动性质。当 X 射线穿过某一物体的时候, X 射线的振幅因为物体对它的吸收而减弱;同时, X 射线与物质原子相干散射使 X 射线还产生了相移,宏观上可表现为 X 射线的波阵面产生变形。也就是说, X 射线在穿过物体时发生了折射现象,如图 3 所示。

[0055] 在宏观上, X 射线与物质之间的相互作用可以用物质对 X 射线的复折射率 n 来描述:

$$[0056] \quad n = 1 - \delta - i\beta \quad (5)$$

[0057] 其中 δ 与物质的相移截面 p 相关, β 与物质的线性吸收系数 μ 相关,它们之间的关系如下表示

$$[0058] \quad p = \frac{2\pi\delta}{\lambda}, \mu = \frac{4\pi\beta}{\lambda} \quad (6)$$

[0059] 其中 λ 为 X 射线的波长, δ 被称为位相因子, β 被称为吸收因子。对 X 射线来说, δ 一般为 10^{-5} 左右,所以 n 小于 1。X 射线在物质分界面上只发生微小的折射,可用折射角 $\Delta\theta$ 表示,约为微弧度量级。假设在二维 XY 平面上, X 射线沿笛卡尔坐标系 X 轴方向传播,如图 4 所示,被物体折射的 X 射线的传播偏离原来方向的折射角近似为

$$[0060] \quad \Delta\theta \approx \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial\Phi(y)}{\partial y} \quad (7)$$

[0061] 其中 $\Phi(y)$ 表示 X 射线沿传播路径 M 上的总相移。经过物体内部某几何点的 X 射线的相移为 $p(x, y) dx$, 则沿传播路径积分可求得总相移为

$$[0062] \quad \Phi(y) = \int_M p(x, y) dx = \frac{2\pi}{\lambda} \int_M \delta(x, y) dx \quad (8)$$

[0063] 结合式 (7) 和 (8), 得出

$$[0064] \quad \Delta\theta = \int_M \frac{\partial\delta(x, y)}{\partial y} dx = - \int_M \frac{\partial n(x, y)}{\partial y} dx \quad (9)$$

[0065] 由公式 (9) 表明, 折射角 $\Delta\theta$ 是物体内部折射率一阶微分的沿传播路径的积分。只要我们能够测量出折射 X 射线的折射角 $\Delta\theta$, 就可根据式 (9) 并结合层析重建方法求解出物体内部折射率 n 的分布。因此, 如何测量折射角 $\Delta\theta$ 是本发明的两光栅相衬成像技术的关键。

[0066] 根据几何光学近似理论, 两吸收光栅的作用相当“光闸”一样。当两吸收光栅相对运动的时候, 光栅对 X 射线来说就像闸门一样时开时闭, 从而引起检测单元的探测元上的光强变化。例如参见图 5 所示, 从两光栅相衬成像系统的二维平面图观察。举例说明, 在没有物体的情况下, X 射线 1 被光栅 A 遮挡即被 Au 吸收, X 射线 2 不被两光栅遮挡而顺利到达探测元。当在光路上放上物体后, X 射线 1 被物体折射后的折射角为 $\Delta\theta_1$, X 射线 2 被物体折射后的折射角为 $\Delta\theta_2$ 。这时情况发生变化, X 射线 1 因折射而顺利避开两光栅的遮挡到达探测器, X 射线 2 则被光栅 B 遮挡从而被 Au 吸收。这样一来, 探测器所探测到的光强变化反映了 X 射线被物体折射的情况。

[0067] 具体地,例如利用数字化摄影技术通过相位步进方法可以得出所述折射角信息。另外需要注意的是,本发明涉及的光栅相衬成像使用的射线源是多色射线源,因此本系统所获得的信息都是平均能量($\bar{\lambda}$)意义下的折射角信息($\Delta\theta_{\bar{\lambda}}$)、一阶相位信息($\nabla\Phi_{\bar{\lambda}}$)和折射率信息($n_{\bar{\lambda}}$)。

[0068] 为帮助更好地理解本发明,下面进一步讨论相位步进 (Phasestepping) 技术。

[0069] 相位步进

[0070] 对于图 5 所示的示意性系统,两个吸收光栅 (A、B) 在所述光栅移动装置的致动下相对地作步进移动,所述致动受到系统所应潜在具有的控制器的控制。例如,第一光栅 A 固定不动,第二光栅 B 沿 X 方向在光栅周期 p_2 距离范围内平移 $N(N > 1)$ 步。或者是,第二吸收光栅 B 固定不动,光栅 A 沿 X 方向平移 N 步。所述光栅 B (或 A) 每平移一步,检测单元采集一次光强信号,所述信号可以由检测单元直接转换为数字信号,或者由模数转换单元转换成数字信号,并进一步由数据处理子系统进行一次数据计算和处理。在平移距离范围内采集 N 张图像后,可获得每个像素 (探测器的探测面上的每个点) 在一个光栅周期内光强变化曲线的分布情况。该光强变化函数的形状类似于一个正弦函数:

[0071]

$$y = A\sin(Bx + \varphi) \quad (10)$$

[0072] 其中 A 表示振幅, B 与光栅周期相关, φ 表示相位。

[0073] 举例说明,取模型内部的某个像素与背景部分的某个像素的光强变化曲线进行比较,见图 6 (为更好地表现差异,两光栅相对平移了一个半周期)。从图 6 可发现,当 X 射线被物体折射后,其光强变化曲线相对于背景的光强变化曲线发生了移动。光强变化曲线可用正弦函数来描述,那么光强变化曲线的移动 Δf 对应着正弦函数的相位变化 $\Delta\varphi$ 。显然,当两光栅相对运动一个周期 p_2 ,则正弦函数相位 φ 变化 2π , 所以有

[0074]

$$\Delta f = \frac{\Delta\varphi}{2\pi} p_2 \quad (11)$$

[0075] 而 Δf 是由于 X 射线被折射引起的,它与折射角的关系是:

[0076] $\Delta f = d\Delta\theta$ (12)

[0077] 联合式 (11) 和 (12),有

[0078]

$$\Delta\theta = \frac{p_2\Delta\varphi}{2\pi d} \quad (13)$$

[0079] 由此,得到折射角和 X 射线的相位变化 $\Delta\varphi$ 之间的关系,其中 $\Delta\varphi$ 可以通过比较和计算得出。

[0080] 举例说明一种示范性实验条件: X 射线源的焦点尺寸为 170 微米,光栅 A 和光栅 B 周期分别为 20 和 22 微米,源与光栅 A 距离 l 为 1916.4mm,两光栅距离 d 为 191.6mm,探测器分辨率 127 微米。X 射线发射装置设置为高压 27kVp,电流 9.6mA。两光栅相对运动的步长 1 微米,共步进 22 步,每步各采集一张投影数据。被测物体是直径 1 厘米的塑料模型 (如图 7a 所示)。为尽量消除噪声的影响,每张投影图像共采集 400 张图像进行叠加。最后根据式 (13) 计算的折射角图像如图 7b 所示。从图 7b 发现,塑料模型内部的三个孔地结构的

边缘清晰地表现出来了。图 7c 和 7d 显示了在同样系统条件下测量出来的小老鼠的后爪和尾巴的折射角图像。

[0081] 图像的像素转换

[0082] 利用前述方法获得的 X 射线折射角 ($\Delta \theta$) 信息, 可通过一定的算法, 例如线性映射法、查表算法, 等得出这个点上的像素信息。示例性地, 可以利用下述的线性映射法计算像素值的公式来实现折射角信息与像素信息的转换:

$$[0083] \quad z = \frac{(\Delta \theta)_i - (\Delta \theta)_{\min}}{(\Delta \theta)_{\max} - (\Delta \theta)_{\min}} \times 255 \quad (14)$$

[0084] 其中, z 为 0-255 范围内的像素数值。这样, X 射线经过物体上的每一点所发生的折射角 $\Delta \theta$ 就可以转化为这一点的像素信息。利用得到的关于物体每一点的像素信息, 可以得出物体的图像像素值并在显示器上显示。

[0085] 当然, 还可以有多种其他的像素转换计算方法。现有技术中已经有多种关于像素处理的具体方法, 例如拉伸和突出某部分的像素等, 本发明在此处可以借鉴使用。

[0086] <X 射线相衬层析扫描>

[0087] 根据非相干光栅相衬成像的条件, 射线源、光栅和探测器需要保持一定的几何关系, 如公式 (4) 所示。由射线源、光栅和探测器构成的系统设备之间相对固定。

[0088] 根据本发明的技术构思, 对于被检测物体的多角度相衬层析扫描成像的过程包括如下的步骤。

[0089] 首先, 系统的 X 射线发射装置以一个角度方向向被检测的对象发射 (非相干) X 射线。在这个过程中, 所述光栅子系统的第一和第二光栅 A、B 通过一个光栅移动装置相对地作步进移动, 即一个移动一个不动。其中每步进一下, 系统设备采集所述检测单元上的 X 射线光强, 所述光强可转换为电信号。通过完成一次一个周期的步进动作, 检测单元上的每个点的 X 射线光强变化经过一个周期, 与背景光强信号相比较后, 其可产生对应的电信号。所述可识别的电信号经电路的转换, 并经过计算, 可以得出这个点的像素信息。各个点的信息合成后生成一个所述被检测物体的平面图像。

[0090] 然后, 所述系统的 X 射线发射装置以另一个角度向被检测的物体发射 X 射线, 类似地又完成一次上述的过程并得到另一个图像。

[0091] 在一定的范围内, 可以得到多幅 (例如几十幅) 所述被检测物体的图像。所述的多个图像经过重建形成所述被检测物体的三维层析图像。

[0092] 实践中, 可以以三种方式实现所述设备同与被检测物体的相对角度变化的运动, 包括圆弧轨迹扫描方式、固定探测器扫描方式和直线轨迹扫描方式。但此处的三种扫描方式不能直接采用“平移-叠加”的重建方法。通过使给出的扫描结构可以等效为平行轨迹的层析系统, 可以使用“平移-叠加”方法来进行重建。但是, 对于某一重建平面来说, 不同角度下得到的投影的放大系数不同, 使得不符合“平移-叠加”的重建方法的要求。因此, 需要对投影图像进行一定的变换。本发明给出一种图像等效变换方法, 该方法分为两步, 可以将本专利的多种扫描结构下得到的图像变换为平行轨道层析扫描, 从而可以使用“平移-叠加”的三维图像重建方法。

[0093] 具体地, 以圆弧轨迹扫描方式 (如图 10 所示) 为例进行解释, 所述的变换方法分两步:

[0094] 1) 将实际探测器得到的图像数据变换到虚拟探测器平面。虚拟探测器平面的特点是与图像重建平面平行,从而重建平面上的任意点与在虚拟探测器上的放大系数相同。

[0095] 2) 将不同角度下的虚拟探测器平面数据缩放变换到同一尺度下。

[0096] 首先,将实际探测器得到的数据变换到虚拟探测器平面。

[0097] 扫描结构等效示意图见附图 13,算法示意图见附图 14。设光源到旋转中心的距离为 R ,源到探测器平面的距离为 D ,机架的旋转中心为 C ,在旋转角 $\Phi = 0$ 的时候重建平面距离旋转中心的距离为 L ,垂足为 O ,旋转中心 C 跟 O 在实际探测器平面的投影点为 O_1 ,旋转 Φ 角之后, O 点位置旋转到 P 点, P 在实际探测器平面上的投影为 P_1 。过重建平面的中心在实际探测器上的投影 P_1 点建立虚拟探测器平面,虚拟探测器平面的特点是与重建平面平行,则重建平面上的任意点在虚拟探测器上的放大系数相同。重建平面上任一点 Q 在实际探测器平面和虚拟探测器平面的投影分别为 Q_1 和 Q_2 。

[0098] 在三角形 SCP 中

$$[0099] \quad \frac{L}{\sin \beta} = \frac{R}{\sin(\Phi - \beta)} = \frac{R}{\sin \Phi \cos \beta - \cos \Phi \sin \beta}$$

[0100] 则有

$$[0101] \quad \tan \beta = \frac{L \sin \Phi}{(R + L \cos \Phi)}$$

[0102] O_1P_1 的距离

$$[0103] \quad h = D \tan \beta = \frac{DL \sin \Phi}{(R + L \cos \Phi)}$$

[0104] 在虚拟探测器平面以 P_1 点为原点建立坐标系,对于其上任意点 Q_2 ,设其在虚拟探测器上的投影坐标为 x_1 ,即 P_1Q_2 , Q 在实际探测器上的投影点为 Q_1 ,设投影坐标为 x ,在三角形 $P_1Q_1Q_2$ 中, P_1Q_1 与 P_1Q_2 之间的关系,及 x_1 与 x 的关系:

$$[0105] \quad \frac{x_1}{\sin \gamma} = \frac{x}{\sin(\pi - \Phi - \gamma)} = \frac{x}{\sin(\Phi + \gamma)} = \frac{x}{\sin \Phi \cos \gamma + \cos \Phi \sin \gamma}$$

[0106] 则有

$$[0107] \quad \tan \gamma = \frac{x_1 \sin \Phi}{x - x_1 \cos \Phi}$$

[0108] 又

$$[0109] \quad \tan \gamma = \frac{D}{h + x}$$

[0110] 所以虚拟探测器同实际探测器坐标之间的变换关系

$$[0111] \quad x_1 = \frac{Dx}{(h + x) \sin \Phi + D \cos \Phi}$$

[0112] 其次,将不同角度下的虚拟探测器平面数据缩放变换到同一尺度下。

[0113] 不同角度下虚拟探测器平面得到图像的放大因子不同,不能直接进行叠加重建,需要进行缩放变换到统一的尺度下。不同角度下的放大系数可以通过几何关系求出来,见附图 14。

[0114] 在 $\Phi = 0$ 情况下,虚拟探测器平面同实际探测器平面一致,重建平面的放大倍数

$$[0115] \quad f_0 = \frac{R + L}{D}$$

[0116] 在 Φ 角度下,重建平面的放大倍数

$$[0117] \quad f_{\Phi} = \frac{SP}{SP_1} = \frac{\sqrt{R^2 + L^2 - 2RL \cos(\pi - \Phi)}}{\sqrt{D^2 + h^2}}$$

[0118] 则缩放变换后的坐标

$$[0119] \quad x_1' = x_1 \cdot \frac{f_0}{f_{\Phi}}$$

[0120] 综合以上两步,可以将本专利中的圆弧轨道扫描方式转换成常规的平行轨迹层析扫描方式(如图9所示),从而使用“平移-叠加”的方法进行重建。对于 Φ 角度下的投影,需要已知的条件为 R , D 和 L 。

[0121] 实施例 1

[0122] 下面以圆弧轨道的扫描方式为例,给出 X 射线相衬层析成像的具体实施例。

[0123] 在该实施例的情况下,被检查对象固定保持不动,X 射线源同光栅子系统(包括双光栅)和检测单元的探测器固定在同一个支架上,如上图 10 所示。源、光栅子系统以及探测器在数据采集过程当中保持之间相对静止。为满足公式(4)的参数要求,需要调节 X 射线源,双光栅之间的距离。这可以通过固定射线源和第一光栅 B,调节第一光栅 A 在 Z 方向的位置来进行。第一光栅 A 在 Z 方向的运动,可由系统所具有的控制装置控制致动结构来完成,其精度在微米量级。同理,也可以固定 X 射线源跟第一光栅 A,而通过调节第二光栅 B 来的 Z 方向位置实现。整个支架可围绕旋转轴在 X-Z 平面内做圆弧型的旋转运动,运动的角度范围通常为 60 度,具体如上图 10 所示。

[0124] 具体地,所示的圆弧旋转轨迹上,每隔一定的角度间隔(例如可以为 5 度),系统的支架停止旋转并保持静止,然后系统发射 X 射线,同时双光栅子系统做相对运动,完成一次步进相位扫描:光栅 B 保持不动,光栅 A 通过 X 方向自由度的步进控制器做步进运动,每运动一步通过探测器采集一副图像。N 次步进之后完成一个角度下全部数据采集。

[0125] 一个角度下采集的 N 幅图像,通过计算机信息提取算法可以获得通过一阶相位信息(实际上或也能够得到散射信息和吸收信息)导出的投影图像。

[0126] 在圆弧轨道上的多个位置分别可以得到不同角度下的投影图像,使用这些投影图像,通过上述的两步变换方法可以得到被检查物体平行于 X-Y 平面的三维断层图像。系统根据需要可以在所在平面内进行旋转,这样在圆弧扫描轨道的每一个扫描角度下,光栅步进的方向可以不同(但是步进方向始终是垂直于光栅条纹方向的),能够得到物体不同方向的一阶相位信息。特例情况下,当支架不旋转,保持在 0 度时(探测器平行于 X-Y 平面),系统可以作为透视成像系统使用,得到物体的透视相衬图像。此时系统的结构类似于目前临床使用的普通 X 射线乳腺成像系统。

[0127] 实施例 2

[0128] 在一种示例的情况下,检测单元的探测器部分和光栅子系统保持不动,而射线源直线运动,如图 11a、11b 所示。此时,系统的机械运动更为简单。相对于圆弧轨迹扫描方式,它在同等大小探测器的条件下其有效的扫描角度较小。

[0129] 在一个位置状态的数据采集过程中,被检查物体(例如乳腺)、双光栅和探测器均保持静止不动,射线源做直线轨迹运动,如图 11a 所示。其中,射线源可以在轨迹上做等间隔的运动,也可以采用等角的方式。在等角方式下,物体运动间隔由角度间隔 θ 跟射线源

到样品的距离 L 决定, $H = L \sin \theta$ 。在固定探测器扫描方式下, 角度采样间隔 θ 比圆弧轨迹扫描方式小, 通常为 $3 \sim 4$ 度。例如, 可以采集 13 个角度下的图像。

[0130] 在不同的轨迹位置, 射线源的发射窗口需要旋转一定的角度, 如果它的前面设置了源光栅, 这该源光栅也应连带地作一定的转动, 其目的是使射线源束方向对准探测器中心, 从而提高 X 射线的有效利用率。

[0131] 在射线源直线轨迹的每个固定位置, 进行一次独立的相位步进扫描成像, 得到一个位置状态下的一个或多个投影图像。在多个不同的位置进行多个所述的相衬成像过程, 并得到多个相衬图像, 其中可以通过本发明给出的转换算法进行相衬成像。

[0132] 如上图 11b 所示, 固定探测器的扫描方式, 通过设置虚拟探测器可以等效成为圆弧轨迹的扫描方式, 等效于采集了不同角度下的物体的投影图像。类似地, 当射线源在途中所示的中心位置时, 系统可以作为透视成像系统使用, 得到物体的透视相衬图像。同圆弧轨迹扫描方式相同, 光栅子系统的两个平行光栅可以在所在平面内旋转, 从而得到物体不同方向的一阶相位信息, 以及相应的图像。

[0133] 实施例 3

[0134] 该实施例描述了直线轨迹运动扫描方式, 特点是射线源、光栅子系统和探测器保持相对静止, 而与被检测的对象做相对直线运动, 具体如图 12 所示。该模式下系统结构简单, 不包含相对复杂的旋转运动。取决于应用环境, 如图 12a 所示, 直线轨迹的方式有两种等效的方式: 射线源和光栅子系统不动, 而样品做直线轨迹的运动; 样品不动, 射线源同光栅子系统保持相对静止做直线运动。

[0135] 以第一种运动方式为例, 被检查物体在直线轨迹上运动, 在不同的位置上停止运动并保持静止, 完成一次相位步进扫描, 通过信息提取方法, 得到一幅或多幅投影图像。这种扫描方式同样可以等效为多个角度下投影, 如图 12b。

[0136] 同圆弧轨迹扫描方式相同, 双光栅可以在所在平面内旋转, 从而得到物体不同方向的一阶相位信息。

[0137] 尽管已经详细描述了本发明, 但是本领域技术人员将理解的是, 对于目前所给出的公开内容, 在不脱离这里所描述的本发明概念的精神范围内可以做出变形。因此, 并不意味着本发明的范围局限于所示出的和所描述的特定实施例。

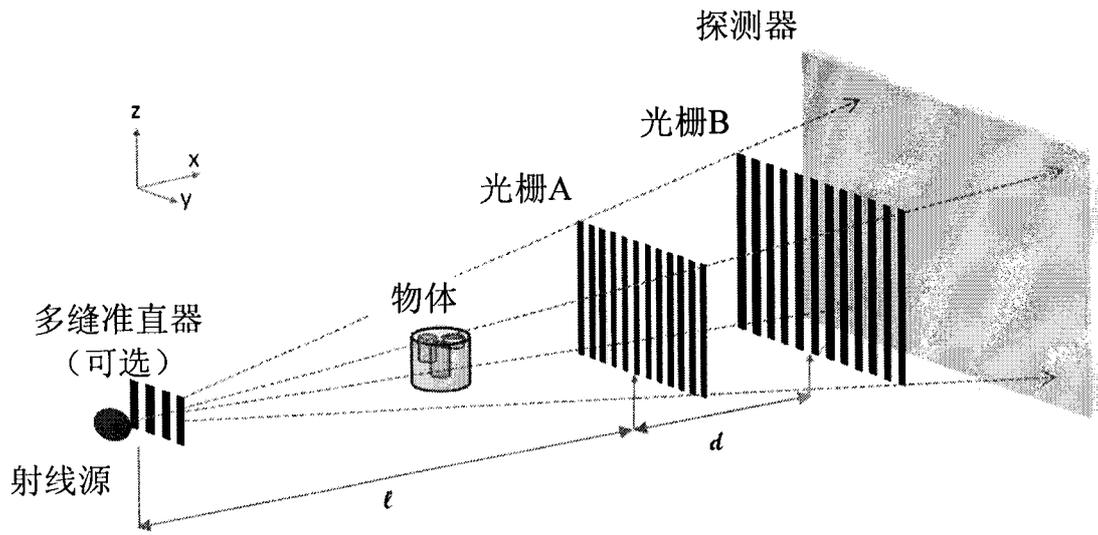


图 1

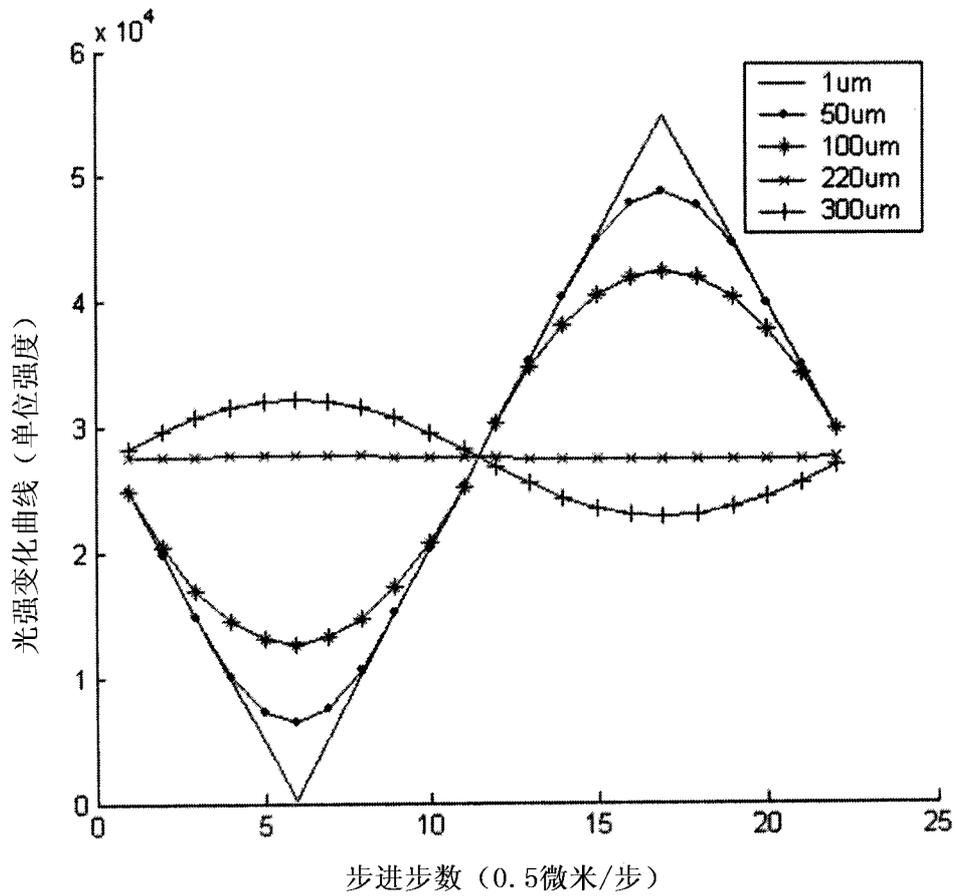


图 2

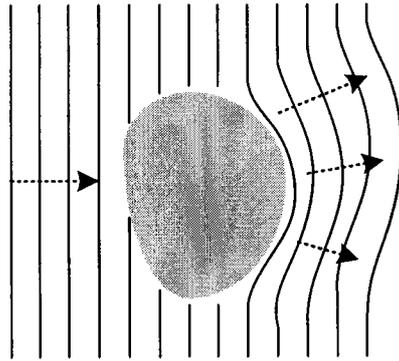


图 3

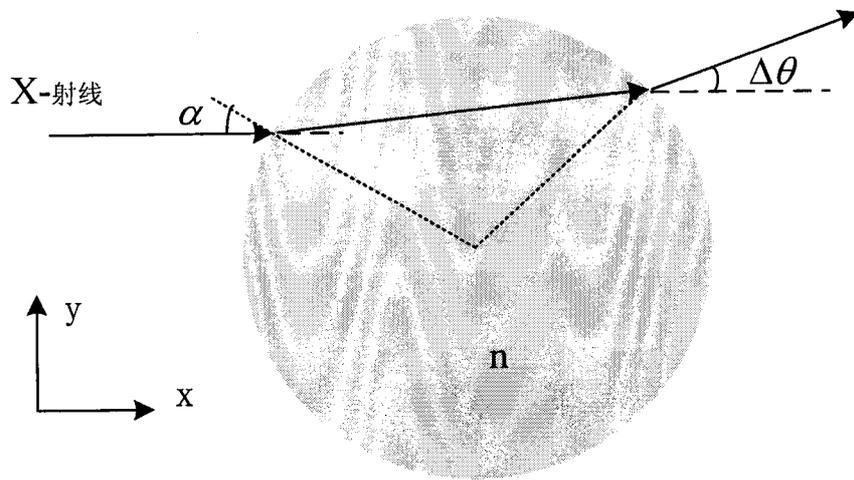


图 4

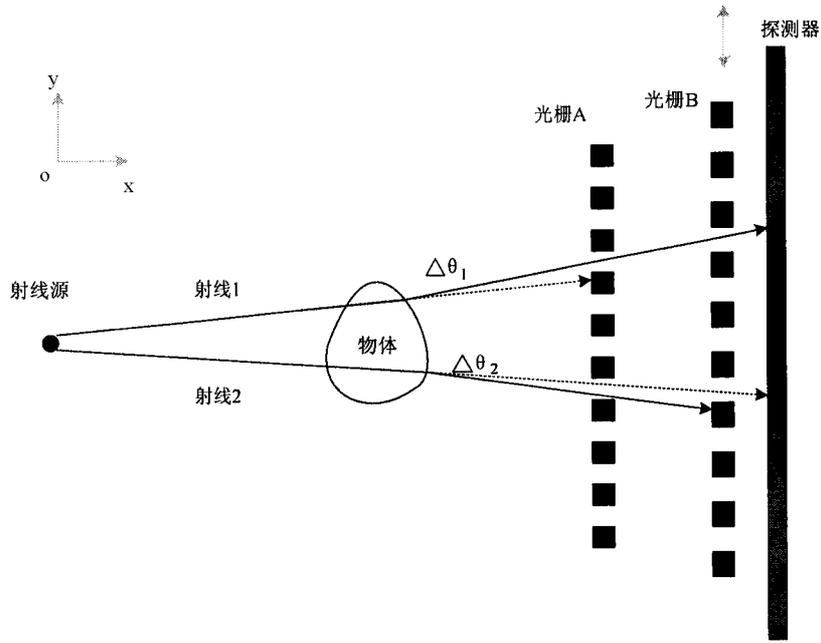


图 5

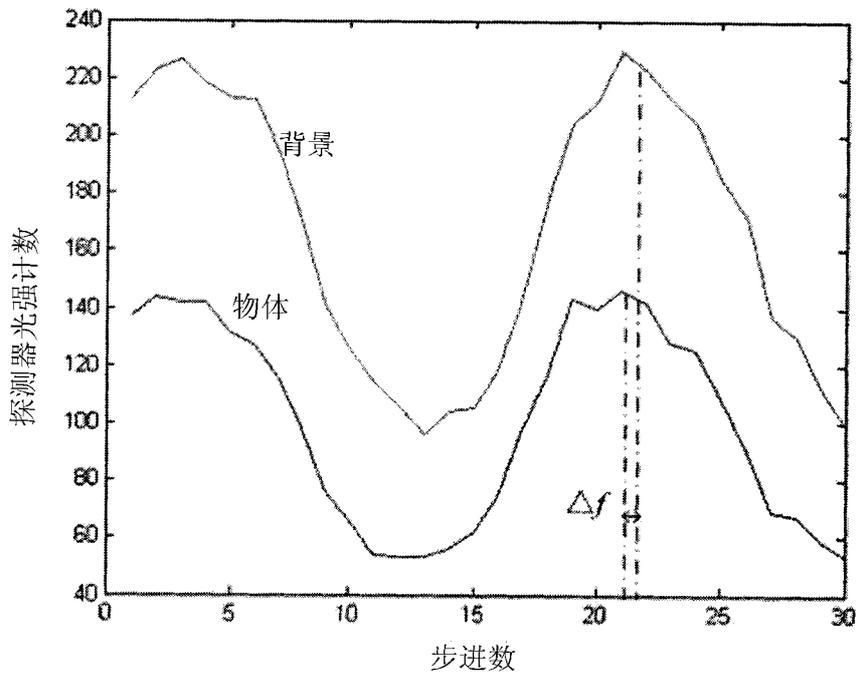


图 6

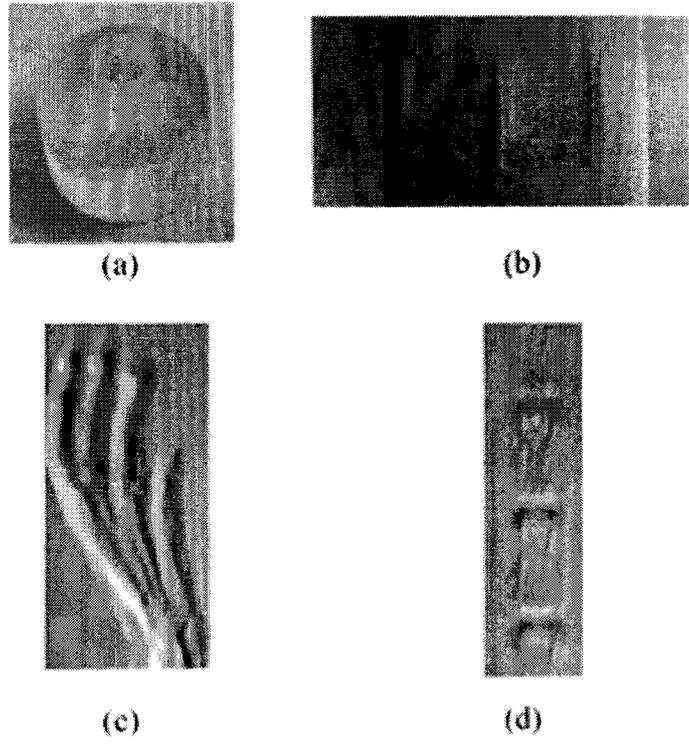


图 7

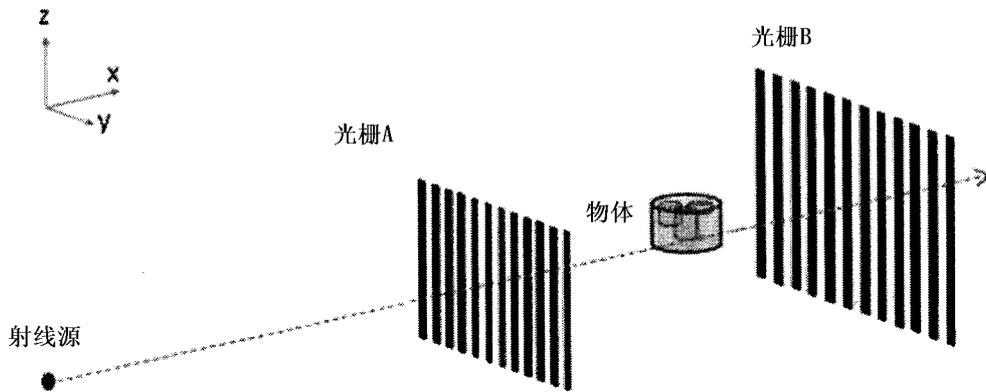


图 8

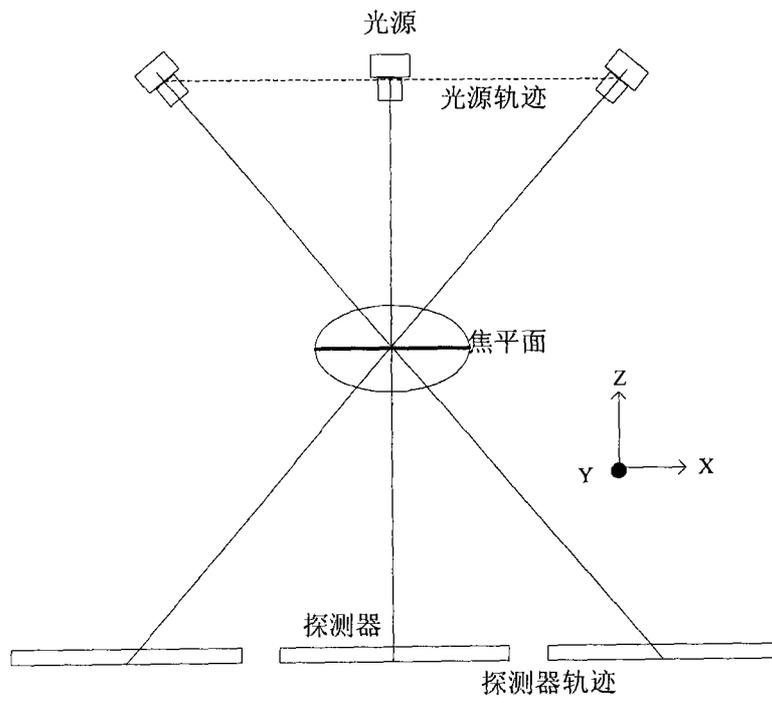


图 9

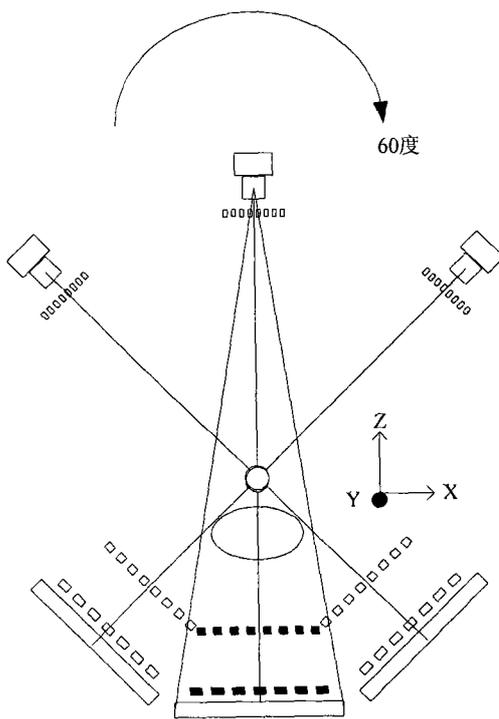


图 10

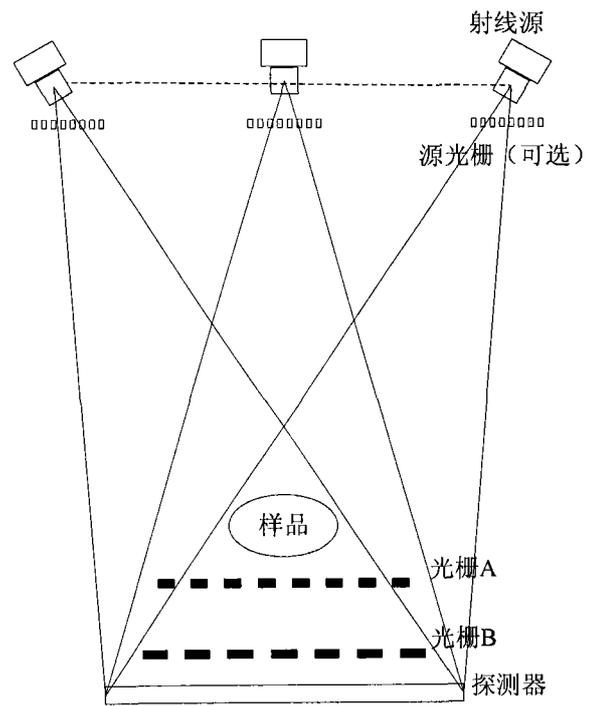


图 11a

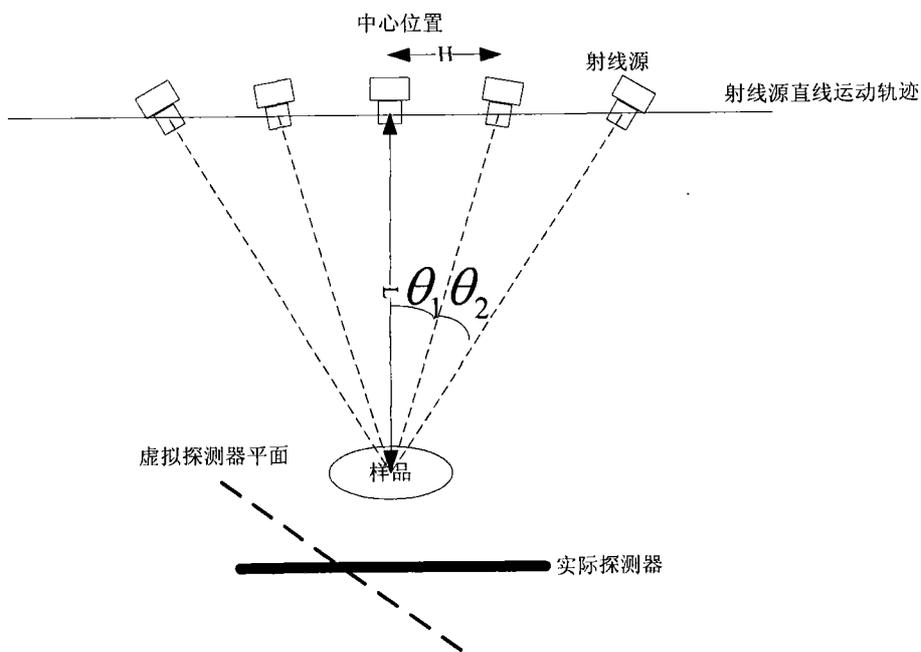


图 11b

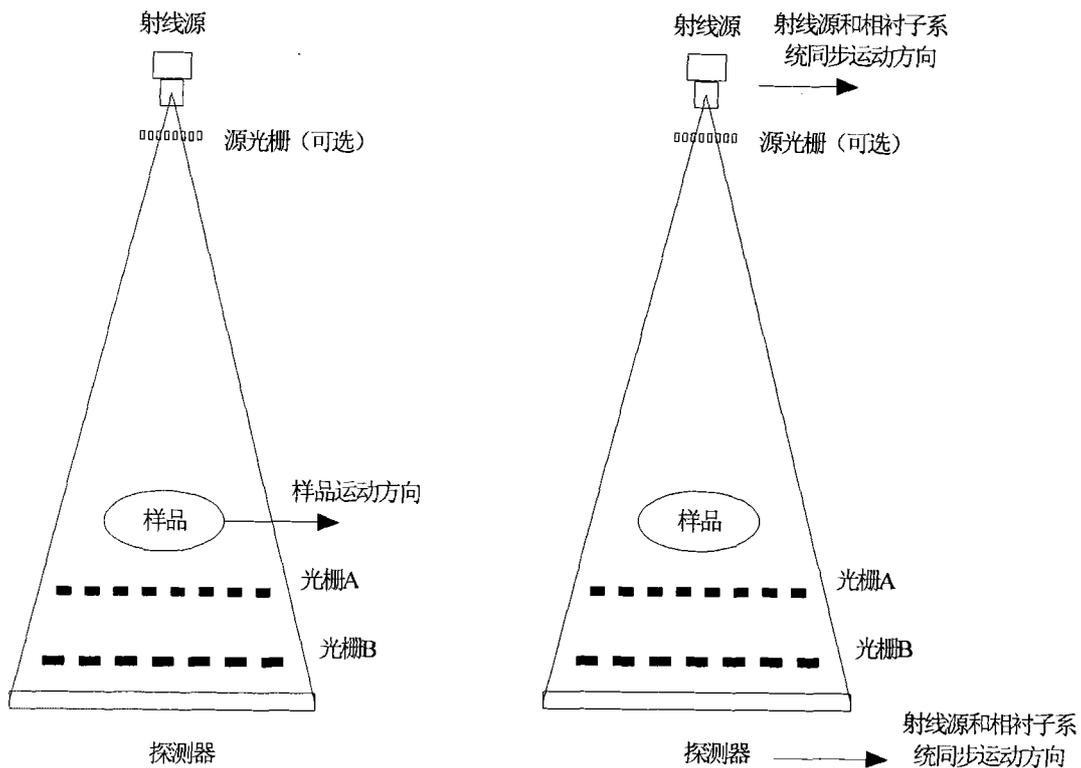


图 12a

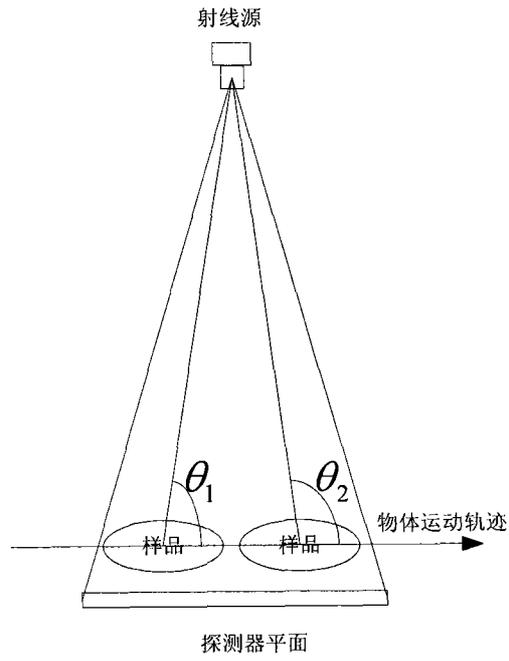


图 12b

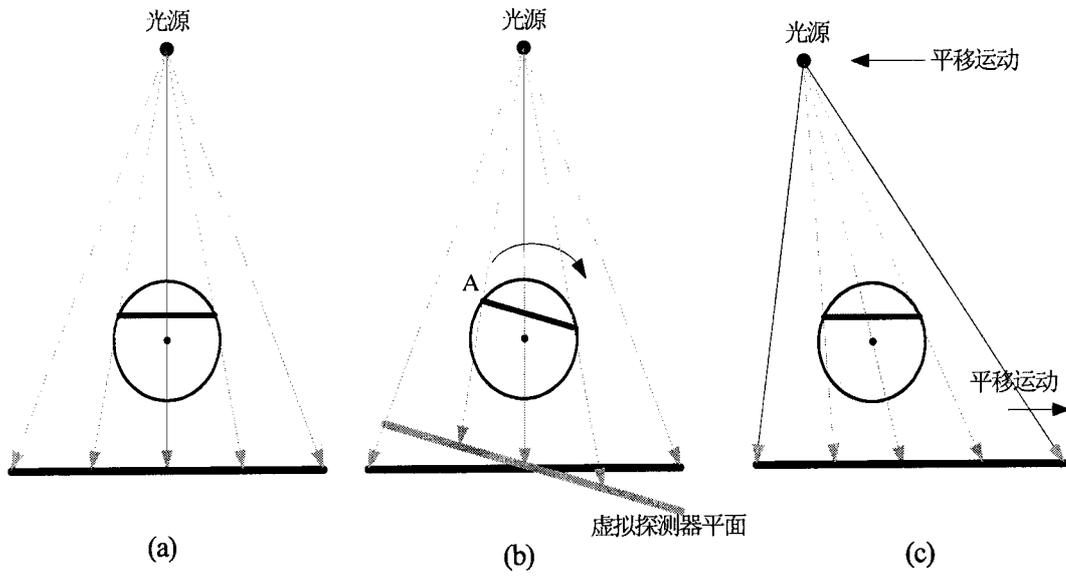


图 13

