

两块晶体的硬 X 射线衍射增强成像

黎刚* 王楠 吴自玉*

(中国科学院高能物理研究所同步辐射实验室, 北京 100039; 北京工业大学机电学院, 北京 100022. *联系人,
E-mail: lig@ihep.ac.cn, wuzy@ihep.ac.cn)

摘要 硬 X 射线衍射增强成像(DEI)方法利用一块或一对放在样品和探测器之间的完美晶体(分析晶体), 把 X 射线(经过多块晶体单色化, 具有较高单色性和准直性)穿过样品时产生的透射光、折射光和散射光彼此分开来成像, 是一种和 X 射线相位变化梯度有关的成像方法, 能够大大提高弱吸收体硬 X 射线成像的衬度和空间分辨率. DEI 成像的光路通常较为复杂, 入射光要经过多块晶体的衍射, 调节不便, 不利于实用化. 为了探索简化 DEI 方法的可行性, 在北京同步辐射装置(BSRF)仅用两块 Si(111)单晶体(一块作同步辐射白光的单色器, 另一块作为 Bragg 模式的分析晶体)作了一系列 DEI 成像实验, 在摇摆曲线的十多个位置获得了衬度和分辨率均比吸收像明显提高的硬 X 射线衍射增强像, 并解释了分析晶体位于摇摆曲线不同位置时所得图像在明暗对比和成像衬度等方面的差别. 这是目前使用晶体最少的 Bragg 模式的 DEI 成像.

关键词 硬 X 射线衍射增强成像 相位衬度成像 摇摆曲线 同步辐射

1895 年伦琴发现 X 射线后, X 射线成像就开始被广泛应用于临床诊断, 成为医生观察骨骼、肺部等器官病变的最重要的无损活体检测方法. 100 多年来, 基于几何光学近似和吸收衬度的 X 射线成像(包括 CT)方法一直是无损检测的主流方法, 但是其原理基本没有改进. 由于轻元素(C, H, O 等)对硬 X 射线的吸收非常少, 以它们为主的生物软组织(如早期肿瘤、血管等)和高分子材料中的微结构等只能得到衬度很差的 X 射线吸收像^[1,2].

具有高亮度、高准直性和高空间相干性等优点的同步辐射光源的出现, 使硬 X 射线成像的基础正在从几何光学走向波动光学, 成像的衬度机制也大大丰富. 除吸收衬度外, 还可通过测量 X 射线与样品相互作用后, 多种物理量(诸如相位改变、衍射、折射、散射、荧光和光电子的激发等)的二维分布来获得样品内部的结构信息. 其中硬 X 射线相位衬度成像, 因为具有高空间分辨率(μm 量级)和高密度分辨率(在硬 X 射线能段, 轻元素光学常数中的相位项比吸收项高 1000 倍以上)等优点, 可以获得弱吸收衬度样品的清晰的微结构图像. 再加上硬 X 射线的无损和高穿透等优点, 使硬 X 射线相位衬度成像在生物医学和材料科学等领域有广泛的应用前景^[11].

目前, 实现硬 X 射线相位衬度成像有四种方法, 分别是: 干涉法、类同轴全息法、Zernike 相位衬度显微术和衍射增强成像(DEI). 干涉法(包括 Bonse-Hart 型干涉仪^[3-6]和剪切型干涉仪^[7])对晶体平行度和机械稳定性等要求较高, 实现较难. Zernike 相衬显微术^[8,9]分辨率可到几十纳米, 但要用多块高质量 X 射线聚焦元件, 如最外环宽度只有几十纳米的波带片, 对光源和光学系统的要求也较高, 目前开展得还较少. 类同轴全息相位衬度成像^[10-21]的特点是: 对实验设备要求相对简单, 比较容易实现, 此方法国外在 1996 年以后开展较多. 2001 年我们在 BSRF 上得到了我国第一批清晰的硬 X 射线相位衬度图像^{2), 3)}. 此后, 国内很多单位陆续开展了这方面的研究及应用工作.

DEI 方法^[22,23]利用一块或一对放在样品和探测器之间的晶体(分析晶体, 有 Laue 和 Bragg 两种工作模式, Bragg 模式效率高)把准直的单色 X 射线穿过样品时产生的散射光从折射光和透射光中剔除掉, 可得到折射角分布图等, 是一种和相位变化梯度有关的相位衬度成像方法, 在光学常数变化的边界会产生明显的衬度增强, 对弱吸收体可以得到很清晰的图像和样品内部丰富的细节, 大大提高了 X 射线成像的衬度

1) Li Gang. Recommend on X-Top 2002 at BSRF, IHEP, 2002

2) 黎刚. BSRF 2001 用户大会报告. 大连

3) 国内首次实现硬 X 射线相位衬度成像. 科技日报, 2001 年 7 月 12 日, 第 1 版

和空间分辨率. DEI成像不必像类同轴全息成像那样, X射线要经过在自由空间的较长距离传播, 像和物之间有较大变化, 必须经过图像重建才能得到较为定量的结果. DEI图像通常不需要经过重建. DEI方法一般要求发散度小、单色性高的入射X射线和高精度的分析晶体控制设备. DEI方法通常需要多块晶体连用, 近年来, 在国外同步辐射装置上有较多开展^[22~30], 但此前国内没有开展这方面工作. DEI成像的最大问题是光路较为复杂, 入射X射线要经过三到五块晶体的衍射, 例如文献^[22~26]报道的工作用双晶单色器加单晶分析晶体, 晶体均为Si(333); 文献^[27, 28, 30]报道的工作用双晶预单色, 再用斜切的单晶进一步减小入射光发散度, 在样品后用单晶作分析晶体; 文献^[29]报道在APS的DEI成像中要用五块晶体, 先用Si(220)双晶预单色, 再用Si(333)双晶进一步单色, 最后用Si(333)单晶作分析晶体. 用如此复杂的单色系统, 固然可以得到单色性和平行度很高的入射光, 但调节的复杂性也大大增加, 很不利于DEI方法的实用化. DEI方法之所以在常规X光机光源上开展得很少, 主要就是经过这么多晶体的衍射, 到达探测器的光强太弱, 曝光时间太长.

为了探索简化 DEI 方法光路的可行性, 我们在BSRF 仅用两块晶体(一块把同步辐射白光单色化, 另一块作为 Bragg 模式的分析晶体)作了一系列 DEI 成像实验, 在摇摆曲线的十多个位置获得了成像衬度和分辨率明显提高的衍射增强像, 观察到并解释了不同位置图像间衬度明暗和边界增强等方面的异同. 这是目前使用晶体最少的 Bragg 模式的 DEI 成像. 和以前报道的工作相比, 光路大大简化. 我们的实验表明 DEI 方法对入射光的单色性和准直性的要求并不象以前人们认为的那么苛刻, 这将有助于该方法更广泛的应用. 特别是将推动 DEI 方法在基于常规 X 光机光源上的实际应用.

1 DEI 原理

X射线在样品中被吸收和散射(散射角~mrad), 并且由于样品内部折射系数梯度的存在, X射线还会被样品折射(折射角~μrad)^[23], 即: 穿透样品的X射线中, 透射光仍沿入射光的方向出射, 折射光和散射光的出射方向将偏离入射光方向. 在折射光、散射光与入射光的夹角内, X射线是连续分布的. 传统X射线成像中, 折射光、散射光混在透射光中参与成像, 使得成像的分辨率和衬度都降低. 在DEI成像过程中,

利用一块放在样品和探测器之间的完整晶体来分别选择透射光、折射光或散射光成像. 折射角的大小和穿过样品后X射线的相位变化在垂直于X射线光路方向上的梯度有关, 在样品折射率(和电子密度有关)变化的边界, 会形成明显地光强重新分布. 因而DEI方法可以大大提高成像的衬度和空间分辨本领. 在硬X射线能段, 完美单晶摇摆曲线的半高宽只有微弧度量级, 它是很好的X射线角度滤波器. 摇摆曲线描述的是在Bragg角附近, 晶体对X射线的反射率随入射角的变化, 是晶体的本质属性和特征.

典型 DEI 光路布置是: 同步辐射白光经过双晶单色器, 变成平行的单色硬 X 射线后, 入射到样品上; 在样品和探测器之间放一块或两块分析晶体, 把从样品出射的不同方向的 X 射线中满足 Bragg 条件的成分衍射到探测器. 分析晶体的使用是 DEI 成像和传统 X 射线成像的最主要区别. 令 I_R 表示从样品出射的 X 射线强度, 令样品位于 $Z = 0$ 平面, 因此从物平面(XY 平面)上的小面元 P (中心在 (x, y) 点, 面积为 $\Delta x \Delta y$)单位时间出射的 X 射线光子数为 $I_R \Delta x \Delta y$, 令这些光子的折射角在垂直平面(YZ 平面)的投影为 $\Delta \theta(x, y)$. 到达探测器和小面元 P 相应像素上的光强 $I(x, y)$ 为:

$$I(x, y) = I_R(x, y)R[\theta_B + \Delta \theta(x, y)] \quad (1)$$

其中 $R(\theta)$ 是摇摆曲线, $\theta = \theta_B + \Delta \theta(x, y)$ 是分析晶体的衍射晶面和所考虑光子方向的夹角. 在一般的 DEI 成像中, 多是把分析晶体放在摇摆曲线两侧半高位置分别取两幅图. 分析晶体分别位于摇摆曲线低角侧 $\theta_L = \theta_B - \Delta \theta_D/2$ 和高角侧 $\theta_H = \theta_B + \Delta \theta_D/2$ 处, 其中 $\Delta \theta_D$ 是摇摆曲线的半高全宽(FWHM). 在这两个点上, 方程(1)可以分别改写为

$$I_L(x, y) = I_R(x, y) \left[R(\theta_L) + \frac{dR}{d\theta} \bigg|_{\theta_L} \Delta \theta(x, y) \right], \quad (2)$$

$$I_H(x, y) = I_R(x, y) \left[R(\theta_H) + \frac{dR}{d\theta} \bigg|_{\theta_H} \Delta \theta(x, y) \right], \quad (3)$$

注意, 上式中摇摆曲线在 $\theta_L + \Delta \theta(x, y)$ 和 $\theta_H + \Delta \theta(x, y)$ 位置的值已经被 $\Delta \theta(x, y)$ 的一级 Taylor 展开代替了. $\Delta \theta(x, y)$ 远小于 $\Delta \theta_D/2$ 时, 这是很好的近似, 因为摇摆曲线在其斜边有很好的线性. 需要指出的是方程(2)和(3)适用于摇摆曲线两侧的任意位置, 并不局限于半高度位置. 方程(2)和(3)是独立的, 从它们可以解出 $I_R(x, y)$ 和 $\Delta \theta(x, y)$,

$$I_R(x, y) = \frac{I_L(x, y)(dR/d\theta)|_{\theta_H} - I_H(x, y)(dR/d\theta)|_{\theta_L}}{R(\theta_L)(dR/d\theta)|_{\theta_H} - R(\theta_H)(dR/d\theta)|_{\theta_L}}, \quad (4)$$

$$\Delta\theta(x, y) = \frac{I_H(x, y)R(\theta_L) - I_L(x, y)R(\theta_H)}{I_L(x, y)(dR/d\theta)|_{\theta_H} - I_H(x, y)(dR/d\theta)|_{\theta_L}}. \quad (5)$$

把方程(4)和(5)分别应用于 $I_L(x, y)$ 和 $I_H(x, y)$ 两幅图中的每一个像素,便可以得到两幅新的图像。 $I_R(x, y)$ 的两维分布叫表观吸收像,因为其中不仅包含吸收衬度还有消光衬度^[27],由于在样品中发生小角散射的那部分X射线和入射光方向的夹角在mrad量级,通常不会被分析晶体衍射到探测器,所以这部分由于散射丢失的光子形成的衬度,称之为消光衬度。 $\Delta\theta(x, y)$ 的两维分布叫折射角像,是从样品出射光子的折射角的垂直分量的两维分布图。表观吸收像和折射像都包含着样品结构的重要信息。从后面的讨论中,我们将会看到折射角的大小和X射线穿过样品后相位变化的梯度有关,相位变化又和样品中电子密度的积分有关。

上述算法的前提是探测器像素的尺寸小于样品结构的特征尺寸。只有这样,和每个像素相对应的样品中的特定小面元才能有明确定义的折射角。在样品特征尺度比探测器像素小的情况下,可以在摇摆曲线的顶部和底部各取一幅图像,并考虑从小面元出射的X射线折射角的分布,再用相应的后处理算法,便可以定量的得到吸收和折射像^[26]。

上述算法中由于只用了两幅图像,所包含的信息很有限,无法把消光衬度和吸收衬度分开。如果在摇摆曲线的不同位置取多幅DEI原始图像,并考虑到折射和散射效应对分析晶体本征摇摆曲线的展宽等因素,便可以分别得到消光衬度,吸收衬度和折射角衬度等^[25]的图像。

2 实验

用BSRF的4W1单周期电磁扭摆器作为光源,其磁极间隙66 mm,周期长度1.392 m,峰值磁场强度1.8 T。电子能量为2.2 GeV时,所产生同步辐射的临界能量为5.8 KeV,电子束团大小: $\sigma_x = 0.786$ mm, $\sigma_y = 0.279$ mm。通过43 m长的4W1A束线把同步辐射白光引入到实验棚屋中。束线上安装有两个相距16米的四刀可狭缝,用来准直同步辐射白光,挡掉

杂散光。曝光时间用束线上的光子光闸控制。该束线最大水平接收角为1.0 mrad,最大垂直接收角为0.3 mrad,真空度为 $\sim 1.33 \times 10^{-5}$ Pa,两端由铍窗隔绝大气,末端封有铝窗用来保护铍窗。

我们利用一套在空气中使用的双晶单色器实现DEI成像,光路如图1所示。双晶单色器的第1块晶体作为单色器,第2块晶体作为分析晶体,样品放置于两块晶体之间。两块晶体均为Si(111)平晶,晶体尺寸为150 mm×40 mm×10 mm。两块晶体可同步旋转任意角度,其间距在5 mm到15 mm可调。在步进电机的驱动下,分析晶体可以在 $\pm 1^\circ$ 范围内相对单色器晶体单独转动投角和滚角。实验所用单色光的能量为8.9 KeV。实验中所用白光光斑面积为22 mm×10 mm,单色光光斑面积为20 mm×8 mm。实验样品是活的未经任何处理的北京地区常见的七星瓢虫(*Coccinella septempunctata*)。

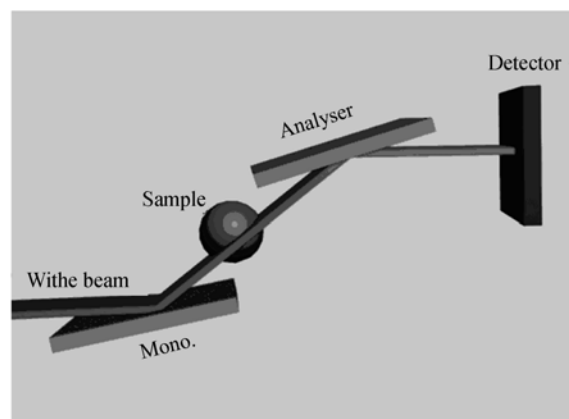


图1 利用两块晶体实现 DEI 成像的光路示意图

首先测量分析晶体的摇摆曲线。用充Ar气电离室作为探测器,6517弱电流计读出电离室的电流信号。实测的单晶Si(111)在8.9 KeV的摇摆曲线如图2所示。图中横坐标为步进电机移动的步数,而不是角度,因为控制分析晶体转动的系统没有进行过绝对标定。整条摇摆曲线是分析晶体在100多个投角位置上测量的,说明我们对分析晶体投角角度的控制精度是足够完成DEI成像的。

作DEI成像时,把样品放在两块晶体之间的光路中,通过调整分析晶体的角度,使之处于摇摆曲线¹⁾的不同位置,把X射线底片放在电离室前面记录

1) 样品放在单色器和分析晶体之间时,在Bragg角附近转动分析晶体,可以得到衍射光强随分析晶体角度的变化而变化的曲线。本文和不少DEI成像的文献中仍把该曲线叫做摇摆曲线。请读者注意它和无样品时晶体的本征摇摆曲线是有曲别的

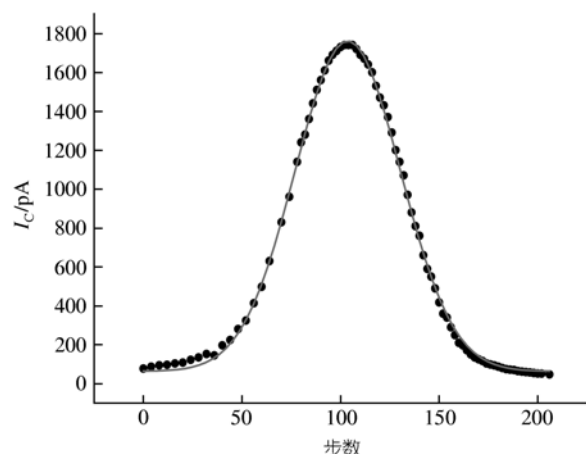


图 2 实测摇摆曲线

图中原点是实验值, 曲线是用 Gauss 函数作的拟合, $y(x) = (113803/26.7)e^{-(x-103.6)^2/1431} + 64$, 其中 $a = 103.6$, $\sigma^2 = 712.9$

DEI 图像. 曝光后, 取走 X 射线底片显影定影, 再通过电离室的信号把分析晶体调到摇摆曲线的下一个位置. 实验中, 我们在摇摆曲线上十多个不同位置进行了成像, 采样点分布如图 3 所示. 由于样品的吸收、折射和散射作用, 有样品时的吸收、摇摆曲线会变低变宽, 摇摆曲线的斜率变缓.

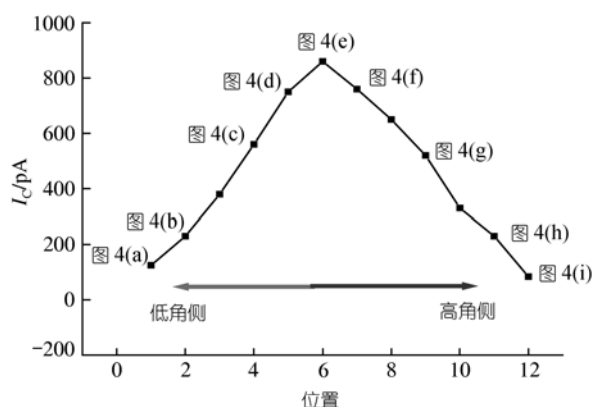


图 3 DEI 成像时, 所取 DEI 图像在摇摆曲线上的分布

3 结果和讨论

将分析晶体置于摇摆曲线的不同位置(见图 3), 得到一系列 DEI 图片, 如图 4 所示. 实验中底片到样品的距离都是 250 mm, 储存环电子束流从开始的 29 mA 减小到最后的 25 mA, 曝光时间 1~5 min, 根据分析晶体在摇摆曲线上位置的变化, 调整曝光时间, 尽量保持曝光量基本不变. 二十几毫安的束流强度对

BSRF 而言是较低的, 对我们的实验有一定的不利影响. 如果实验在 100 mA 左右的束流强度下进行, 曝光时间能够大大减小, 可降低震动等因素的影响. 需要说明的是图 4 中的图像获取的时间顺序和它们的编号并不完全一致, 且在实验过程中瓢虫体内的气泡在变化, 因此拍摄的时间比图 4(h)晚的图 4(f)和图 4(g)中的气泡和前后的图片比较, 变得更扁了.

在摇摆曲线峰值位置的图 4(e), 衬度比两侧位置的图都低, 细节不清楚, 几乎看不到边缘的衬度增强, 表现为典型的吸收像特征. 同一个气泡的上下边缘(如图 4(b)中箭头 A 和 C 所示的地方)的明暗是相同的. 因为在峰值位置, 分析晶体对直通光的衍射效率最高, 图像中折射和散射成分较少, 所以该位置的 DEI 图像以吸收衬度为主, 也有一定比例的消光衬度. 该图的衬度和分辨率比传统吸收像(图 4(j))要强很多.

在摇摆曲线峰值两侧, 半高宽位置往上(低角侧图 4(c)和(d); 高角侧图 4(e)和(g)), 无论高角侧还是低角侧, 均成像衬度高, 细节丰富清楚, 边缘处衬度增强明显, 箭头 A、C 和 D(在图 4(b)中标示的微结构在图 4(c), 图 4(d), (e)和(g)中的清晰程度明显比在峰值位置的图 4(e)高. 这 4 幅图像中有较强的折射衬度, 因为在这种偏离峰值角度较小的位置, 分析晶体对折射光的衍射效率较高.

在低于半高位置, 高角侧得到的图像, 图 4(h)和(i), 仍然很清晰, 细节也很丰富, 边缘处衬度增强明显. 但是低角侧得到的图 4(a), 衬度很差, 细节较少. 比图 4(a)接近峰值的图 4(b), 衬度明显提高, 细节增加, 边缘衬度增强明显.

低角侧的四幅图像, 随着它们在摇摆曲线上的位置向峰值的靠拢, 图像的衬度逐渐增加, 例如接近峰值位置的图 4(d)比远离峰值的图 4(b)要清晰很多. 而在高角侧的四幅图像的变化规律正好相反, 例如接近峰值位置的图 4(f)的衬度并没有比它远离峰值的图 4(i)好. 位于低角侧最下端的图 4(a)虽然和位于高角侧最下端的图 4(i)处于摇摆曲线的对称位置, 但图 4(a)衬度差, 细节少. 位于高角侧接近峰值位置的图 4(f)中, 直通光的成分比同侧的其他图像多, 所以该图更接近吸收像. 高角侧离峰值位置越远的图片中折射成分越多吸收成分越少, 所以图像衬度不断增加.

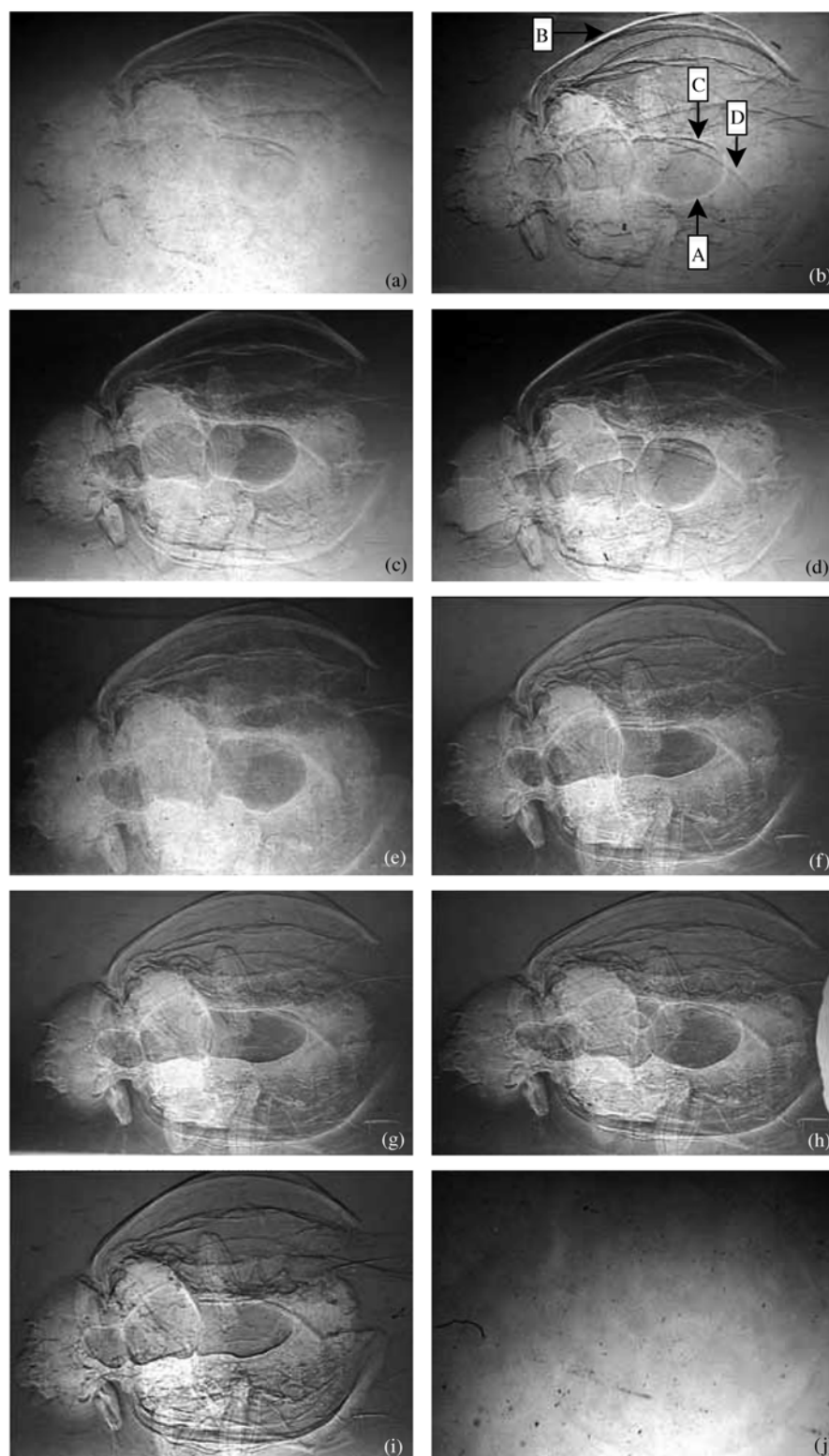


图 4 位于摇摆曲线不同位置的 DEI 图像

(a) $I_c = 0.125$ nA, 5 min 曝光; (b) $I_c = 0.23$ nA, 3 min 曝光; (c) $I_c = 0.56$ nA, 2 min 曝光; (d) $I_c = 0.75$ nA, 1.5 min 曝光; (e) $I_c = 0.86$ nA, 1 min 曝光; (f) $I_c = 0.76$ nA, 2 min 曝光; (g) $I_c = 0.52$ nA, 3 min 曝光; (h) $I_c = 0.23$ nA, 3 min 曝光; (i) $I_c = 0.084$ nA, 5 min 曝光; (j) 传统的 X 射线吸收像, 1 s 曝光

造成上述不对称的原因应和某些实验条件的不对称有关, 例如样品含水量的变化¹⁾. 和摇摆曲线两侧的斜率相反无关. 根据前面的方程(2)和(3), 在低角侧 $(dR/d\theta)|_{\theta_L} > 0$, 而在高角侧 $(dR/d\theta)|_{\theta_H} < 0$; 但是低角侧的 $\Delta\theta(x, y) < 0$, 高角侧的 $\Delta\theta(x, y) > 0$. 所以, 理论上讲摇摆曲线在高角侧和低角侧的影响是对称的.

仔细比较高角侧图像和低角侧图像还会发现它们中特定结构的明暗是相反的, 例如箭头 B 所标示的瓢虫鞘翅外沿在低角侧图像中是亮的, 而在高角侧图像中却是暗的; 箭头 A 和 C 所标示的瓢虫内部气泡边沿的内侧, 在低角侧图像中箭头 A 标示的下沿是亮的而箭头 C 标示的上沿内侧是暗的, 但在高角侧图像中情况却相反, 箭头 A 标示的下沿内侧暗而箭头 C 标示的上沿处亮. 峰值的吸收像明暗比较一致. 要想弄清楚造成上述差别的原因, 需要先稍微详细的分析一下折射过程.

穿过样品时由于电子的散射, X 射线的相位将发生变化, 设 X 射线沿 Z 方向传播, 波数为 k, 波函数为 ψ_0 , 相位变化 $\phi(x, y)$ 为

$$\phi(x, y) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int_M \delta dz = -r_e \lambda \int_M \rho(x, y, z) dz$$

其中 δ 为 X 射线光学常数中实数部分的相位项, $\rho(x, y, z)$ 是位于样品内 (x, y, z) 点的电子密度, r_e 是电子半径, λ 为 X 射线波长. 积分是沿着 X 射线在样品内的路径 M 进行的. 穿过样品后, 在 X 方向, X 射线的波函数可表示为

$$\psi(x, z) = \psi_0 e^{ikz + i\phi(x)},$$

并且 X 射线的波矢变为^[20]

$$k'(x) = \frac{1}{i\psi(x, z)} \nabla \psi(x, z) = \frac{\partial \phi(x)}{\partial x} x + kz.$$

由于相位变化梯度的存在, 从样品出射的 X 射线的传播方向将偏离最初的方向, 偏转角为

$$\Delta\theta \approx \frac{1}{k} \frac{\partial \phi(x)}{\partial x} \quad (6)$$

因为 $\phi(x)$ 与 $\rho(x, y, z)$ 有关, 所以这些发生折射的 X 射线会携带着关于样品内部结构的信息. 再结合方程(2)和(3), 我们就不难理解上述差别的原因了. 气泡的上下边沿引起的 X 射线的相位变化是相同的, 但相位变化在垂直方向的梯度是相反的. 因为从下往

上看, 在下边沿处是从组织到气泡, 而在上边沿处是从气泡到组织. 因此, 由(6)式可知, 同一气泡在上下边沿引起的 X 射线的偏转角也是相反的. 又由于摇摆曲线两侧的明暗相反, 所以造成了上述区别.

摇摆曲线的半高宽对 DEI 成像的质量有很大影响, 它可用完美晶体的 Darwin 宽度 ω ^[29] 表征, $\omega = 2\lambda / \pi \xi_s \sin 2\theta_B$, 其中 θ_B 为 Bragg 角, λ 是 X 射线的波长, ξ_s 是 X 射线在晶体中的穿透深度, 和晶胞体积, 晶体的结构因子和偏振特性等有关. Darwin 宽度是 X 射线在晶体中的穿透深度有限, 因而只有有限的晶面参与衍射引起的. Darwin 宽度反应的是分析晶体能有较高衍射效率所允许的入射角的宽度. 在保证效率的前提下, DEI 成像时多选择波长短的 X 射线和晶面指数高的分析晶体, 可以有效地减小 X 射线的 Darwin 宽度. 如果用两块晶体作分析器, 利用两块晶体的失谐, 也可有效减少摇摆曲的半高宽^[30].

4 结论

在 BSRF 用两块晶体组成的 DEI 成像系统上获得了一系列具有典型 DEI 成像特征(如折射引起的衬度增强等)的图像. 通过对在摇摆曲线十多个不同位置上得到的 DEI 图像的比较, 我们发现仅使用双晶时, 在摇摆曲线半高位置附近成像衬度最好.

我们相信这种只用两块晶体的 DEI 成像方法会对该方法的进一步实用化有很大帮助. 尽管现在 DEI 都是在能够提供高通量单色 X 射线的同步辐射装置上进行的, 但目前应用上最急需解决的是如何在非同步辐射的普通 X 射线源(通常光子通量较低)上实现 DEI 成像. 最有效的办法就是简化 DEI 成像的光路, 提高通光效率. 本文的工作还表明 DEI 方法对入射光的单色性和准直性的要求并不像以前人们认为的那么苛刻^[27-29], 这将有助于该方法更广泛的应用, 特别是将推动 DEI 方法在基于 X 光管光源上的应用, 提高对诸如乳腺癌等的成像衬度和分辨率.

致谢 作者感谢 BSRF 胡天斗研究员对相关工作的关心和帮助, 感谢 BSRF 姜晓明研究员的有益讨论, 感谢巫祥等同学在实验中的帮助. 特别要感谢意大利 INFN-LNF 的 A. Marcelli 教授对文稿的批评指正. 本工作为国家自然科学基金(批准号: 60172042 和 69902008)资助项目.

1) 黎刚等. 含水量对 DEI 成像专门衬度的影响

参考文献

- 1 Richard Fitzgerald. Phase-sensitive x-ray imaging. *Physics Today*, 2000, 53: 23~28
- 2 姜晓明. 同步辐射的医学应用. *物理*, 2001, 30: 641~646
- 3 Bonse U, Hart M. An x-ray interferometer with long interfering beam paths. *Appl Phys Lett*, 1965, 7: 99~101
- 4 Ando M, Hosoya S. In: Shinoda G. and Kohra eds. *Proceedings of the 6th International Conference on X-ray Optics and Microanalysis*. Tokyo: University Tokyo Press, 1972. 63~68
- 5 Momose A. Demonstration of phase-contrast computed tomography using an x-ray interferometer. *Nucl Instrum Methods A*, 1995, 352: 622~628
- 6 Momose A, Tohoru Takeda, Yuji Itai, et al. Phase-contrast x-ray computed tomography for observing biological soft tissues. *Nature Medicine*, 1996, 2: 473~475[DOI]
- 7 Tohoru Takada, Atsushi Momose, Ei Ueno, et al. Phase-contrast X-ray CT image of breast tumor. *J Synchrotron Rad*, 1998, 5: 1133~1135[DOI]
- 8 Hiroki Yoksouka, Norio Watanabe, Takuji Ohigashi, et al. Zernike-type phase-contrast hard X-ray microscope with a zone plate at the Photon Factory. *J Synchrotron Rad*, 2002, 9: 179~181[DOI]
- 9 Awaji M, Suzuki Y, Takeuchi A, et al. Zernike-type X-ray imaging microscopy at 25 KeV with Fresnel zone plate optics. *J Synchrotron Rad*, 2002, 9: 125~127[DOI]
- 10 Margaritondo G, Tromba G. Coherence-based edge diffraction sharpening of X-ray images: a simple model. *J Appl Phys*, 1999, 85: 3406~3408[DOI]
- 11 Pogany A, Gao D, Wilkins S W. Contrast and resolution in imaging with a microfocus X-ray source. *Rev Sci Instrum*, 1997, 68(7): 2774~2782[DOI]
- 12 Cloetens P, Ludwig W, Baruchel J, et al. Hard X-ray phase imaging using simple propagation of a coherent synchrotron radiation beam. *J Phys D: Appl Phys*, 1999, 32: A145~A151[DOI]
- 13 Snigirev A, Snigireva I, Kohn V, et al. On the possibilities of X-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation. *Rev Sci Instrum*, 1995, 66(12): 5486~5492[DOI]
- 14 Wilkins S W, Gureyev T E, Gao D, et al. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-ray. *Nature*, 1996, 384: 335~338[DOI]
- 15 Cloetens P, Ludwig W, Baruchel J, et al. Holotomography: quantitative phase tomography with micrometer resolution using hard synchrotron radiation X ray. *Appl Phys Lett*, 1999, 75: 2912[DOI]
- 16 Gureyev T E, Mayo S, Wilkins S W, et al. Quantitative in-line phase-contrast imaging with multienergy X rays. *Phys Rev Lett*, 2001, 86: 5827~5830[DOI]
- 17 Jose Baruchel, Peter Cloetens, Jurgen Hartwig, et al. Phase imaging using highly coherent X-rays: radiography, tomography, diffraction topography. *J Synchrotron Rad*, 2000, 7: 196~201[DOI]
- 18 Mark W. Westneat, Oliver Betz, Richard W Blob, et al. Tracheal respiration in insects visualized with synchrotron X-ray imaging. *Science*, 2003, 299: 558~560[DOI]
- 19 Nugent K A, Gureyev T E, Cookson D F. Quantitative phase imaging using hard x rays. *Phys Rev Lett*, 1996, 77: 2961[DOI]
- 20 Tsai W L, Hsu P C, Hwu Y, et al. Building on bubbles in metal electrodeposition. *Nature*, 2001, 417: 139[DOI]
- 21 Gao D, Pogang A, Stevenson A W, et al. Hard X-ray phase contrast imaging. *Acta Phys. Sin.*, 2000, 49: 2357
- 22 Davis T J, Gao D, Gureyev T E, et al. phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays. *Nature*, 1995, 373: 595~598[DOI]
- 23 Chapman D, Thomlinson W, Johnston R E, et al. Diffraction enhanced X-ray imaging. *Phys Med Biol*, 1997, 42: 2015~2025[DOI]
- 24 Pisano E D, Eugene Johnston R, Chapman D, et al. Human Breast Cancer Specimens: diffraction-enhanced imaging with histologic correlation—improved conspicuity of lesion detail compared with digital radiography. *Radiology*, 2000, 214: 895~901
- 25 Dilmanian F A, Zhong Z, Ren B, et al. Computed tomography of index of refraction using the diffraction enhanced imaging method. *Phys Med Biol*, 2000, 45: 933~946[DOI]
- 26 Luigi Rigon, Hans-Juergen Besch, Fulvia Arfelli, et al. A new DEI algorithm capable of investigating sub-pixel structures. *J Phys D: Appl Phys*, 2003, 36: A107~A112[DOI]
- 27 Oral Oltulu, Zhong Zhong, Moumen Hasnah, et al. Extraction of extinction, refraction and absorption properties in diffraction enhanced imaging. *J Phys D: Appl Phys*, 2003, 36: 2152~2156[DOI]
- 28 Arfelli F, Assante M, Bonvicini V, et al. Low-dose phase contrast medical imaging. *Phys Med Biol*, 1998, 43: 2845~2852[DOI]
- 29 Zhong Z, Thomlinson W, Chapman D, et al. Implementation of diffraction-enhanced imaging experiments: at the NSLS and APS. *Nucl Instrum Methods in Phys Res*, 2000, A 450: 556~567
- 30 Hirano K J. Angle-resolved X-ray imaging using a resolution-tunable double-crystal analyzer. *Phys D: Appl Phys*, 2003, 36: 1469~1472[DOI]

(2003-11-17 收第1次稿, 2004-06-21 收第2次稿,
2004-08-31 收修改稿)