

同步辐射硬 x 射线衍射增强成像新进展*

黄万霞[†] 袁清习 田玉莲 朱佩平 姜晓明 王 越

(中国科学院高能物理研究所, 北京 100039)

(2004 年 3 月 31 日收到, 2004 年 7 月 29 日收到修改稿)

对于相位衬度成像的实验方法研究及其在医学、材料等领域的应用研究已成为国际上研究的热点. 衍射增强成像方法(DEI)作为其中的一种方法通过测量相位衬度的一阶导数而成像. 在北京同步辐射装置(BSRF)4W1A 束线上, 对衍射增强成像方法进行了研究, 并对一系列生物医学样品及材料样品成像, 得到了非常清晰的相位衬度图像.

关键词: 衍射增强成像, 同步辐射, 硬 x 射线

PACC: 4230, 0785

1. 引 言

自一个多世纪前伦琴发现 x 射线以来, 硬 x 射线成像已经成为医学、生物以及材料科学领域的一个非常重要的诊断工具. 它能提供其他无损检测方法不能提供的样品内部的结构信息. 这种传统的硬 x 射线成像是建立在吸收衬度的基础上的, 通过记录样品各个部位对 x 射线吸收不同而成像. 而对于以轻元素为基的物质, 如生物、医学软组织、高分子材料、纤维或由吸收系数相近的若干部分组成的材料, 由于材料对硬 x 射线的吸收非常少或吸收的差别非常小, 所以只能得到衬度很差的吸收像. 基于这一原因, 近年来, 另一种硬 x 射线的成像手段, x 射线相位衬度成像技术越来越受到人们的重视, 成为国际上各大实验室研究的热点之一^[1-6], 国内许多实验室也逐步开展了相衬成像方法及应用方面的研究^[7-10].

相位衬度成像是通过记录 x 射线穿过物体后相位的改变量而成像的一种技术^[11-13]. 当 x 射线穿过物质时, 其折射率可以写成 $n = 1 - \delta - i\beta$, 其中 β 为吸收项, δ 为相位项. 在通常医学诊断使用能段 15—25keV, 相位项 $\delta \sim 10^{-7}$ 比吸收项 $\beta \sim 10^{-10}$ 大 1000 多倍. 因此在吸收衬度很难探测的情况下仍有可能观察到相位的衬度. 另外, 随着能量的增加, 相位项比吸收项降低的更缓慢, 在这里 $\delta \propto E^{-2}$, β

$\propto E^{-4}$. 在高能段, 物体对 x 射线的吸收剂量较低, 由于相位衬度依赖于 x 射线的相干散射, 而不是吸收, 因此可以在较高能段成像, 这就降低了射线对组织的潜在的损伤. 由此可见, 相位衬度成像在生物、医学方面的研究有着更重要的意义.

x 射线相位衬度成像的原理是: 当 x 射线穿过物体时, 由于物体的不同部位引起相位改变的不同, 相应的对 x 射线的折射也不同, 从而使波前产生了畸变. 这种相位的改变通过不同的相位衬度技术记录下来. 目前使用的相位衬度技术分为三类: 干涉法, 衍射增强法(DEI)和类同轴全息法. 这三种方法分别通过测量 ϕ , $\nabla\phi$, $\nabla^2\phi$ 而成像, 这里 ϕ 是 x 射线通过物体后引入的相位变化.

要获得相位衬度的图像, 要求光源有高度的空间相干性. 同步辐射光源具有亮度高、能谱范围宽、偏振性好、时间结构好、高准直性、光源点横截面和角发散度小等特点, 为开展材料科学研究和应用研究带来了广阔的前景. 目前同步辐射光源已经发展到第三代, 国外报道的硬 x 射线相位衬度成像大多是在第三代同步辐射装置上完成的. 北京同步辐射装置(BSRF)属于第一代同步辐射装置, 与第三代相比, 光源点偏大、亮度偏低. 其 4W1 扭摆器的光源尺寸约为毫米量级, 但由于光束线较长为 43m, 空间相干长度达到微米量级, 满足类同轴全息成像的部分条件, 并满足干涉法、衍射增强法的成像条件. 北京同步辐射装置形貌站的研究小组自 2001 年起在

* 国家自然科学基金(批准号: 10390014), 中国科学院高能物理研究所创新基金(探索项目 3)资助的课题.

[†] E-mail: huangwx@mail.ihep.ac.cn

4W1A 束线上开展了相位衬度成像方面的探索,到目前为止,已经对类同轴全息成像方法进行了深入的研究,并在生物、医学及材料等领域开展了应用研究.对一些复合材料、陶瓷材料、电子器件、植物、动物、医学病理切片等样品的内部结构进行相衬成像,取得了一系列成果^[7,9,10,14].

在 2003 年 11 月的同步辐射专用光实验中,我们对 DEI 进行了研究,利用此方法对生物医学样品及一些材料如桑蚕丝、塑料棒、陶瓷材料等成像,取得了很好的成果.获得了样品内部细观结构清晰的相衬图像,空间分辨率可达微米量级.

2. DEI 原理

衍射增强成像方法是一种基于相位衬度机理的成像方法.通过单色器产生一个特定能量的准平面波穿过样品,在样品中折射率的变化将对平面波的波前产生扰动,使波前的相位发生改变.相位的改变与样品中电子对 x 射线的散射作用有关.假设 x 射线沿 z 方向传播,相位改变可表示为^[15]

$$\phi(x, y) = -r_e \lambda \int_M \rho(x, y, z) dz, \quad (1)$$

式中 $\rho(x, y, z)$ 是位于样品内 (x, y, z) 点处的电子密度; r_e 为经典电子半径; λ 为 x 射线的波长; 积分式表示沿 x 射线在样品内传播路径 M 对电子密度的积分.

假设 x 射线最初是沿 z 方向传播,波数为 k,波函数为 ψ_0 .由于产生了一个在 x 方向上的相位改变 $\phi(x)$, x 射线的波函数可表示为

$$\psi(x, z) = \psi_0 e^{ikz + i\phi(x)}. \quad (2)$$

在 x 射线传播方向上的波矢量为

$$k'(x) = \frac{1}{i\psi(x, z)} \nabla \psi(x, z) = \frac{\partial \phi(x)}{\partial x} x + kz. \quad (3)$$

对于相位梯度(沿 x 方向的一阶导数)较小的情况,从样品出射的光束偏离初始方向的角度为

$$\Delta\alpha \approx \frac{1}{k} \frac{\partial \phi(x)}{\partial x}. \quad (4)$$

由此可见,波前的相位梯度相当于光束传播方向的改变.这些方向发生改变的光束携带着样品内部结构的信息,这些信息经分析晶体放大后记录下来,从而在图像中形成衬度.

一个典型的衍射增强成像系统由光源、单色器、样品、分析晶体和探测器组成.当由单色器获得的单

色光束穿过样品时, x 射线与样品之间将发生非常复杂的作用,可归纳为以下几类:光电吸收;相干散射(x 射线波长不变)和非相干散射(x 射线波长改变),其中相干散射包括小角散射(约几个 mrad)和折射(约几个 μrad)^[16-19].

分析晶体通常采用布拉格几何排列方式,起角度过滤器的作用.当从样品中穿过的 x 射线照射在分析晶体上时,只有在分析晶体接收角范围内的波长不变的 x 射线才能被衍射进入探测器,此接收角范围约为几个 μrad .这样,发生非相干散射的 x 射线被完全消除了.在样品中发生小角散射的 x 射线中的绝大多数(角度大于几 μrad)也被分析晶体滤掉.正是由于这种小角散射的消除提高了透射光强度损失的灵敏度,我们说透射光被“小角散射”了,像这种透射光因小角散射而引起的光强损失被称为二次消光,由此产生的增强的衬度称为消光衬度.这样,经过样品的 x 射线只剩下方向非常接近初始方向的那部分,这些光束在经过样品时可发生吸收和轻微的折射,其偏离初始方向的角度约为几 μrad .

进入分析晶体接收角范围内的 x 射线将被反射,而反射率依赖于入射角,这种关系称为摇摆曲线,如图 1 所示.

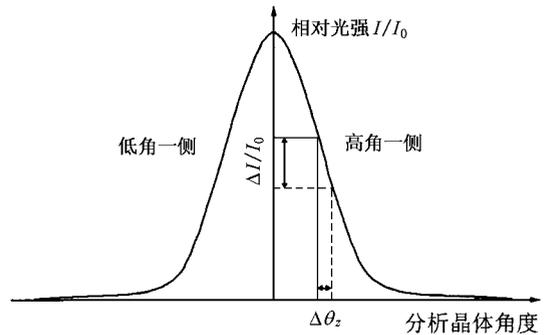


图 1 分析晶体的摇摆曲线示意图

当分析晶体放置在摇摆曲线的峰位,即分析晶体的接收角与单色器晶体的出射角重合时,它将滤掉所有角度大于几个微弧度的相干散射的 x 射线,最后在探测器上的图像类似于常规 x 射线照片,但是由于滤掉了散射光而显现出增强的衬度,我们称之为表观吸收像.表观吸收像与用常规 x 射线照相术所得的常规吸收像不同,常规吸收像中,小角散射的 x 射线无法从透射光中分离出来因而出现在图像中,因此在常规吸收像中没有消光衬度.而表观吸收像为吸收过程和消光过程的结合,由于消光衬度的

出现可以得到比常规吸收像大得多的衬度。

当分析晶体放置在摇摆曲线的一侧,即分析晶体的接收角偏离单色器晶体的出射角时,x 射线穿过样品时产生的微小的折射将改变其经分析晶体衍射的强度,从而产生折射衬度。如果放置在摇摆曲线的半高宽处($\theta_B \pm \Delta\theta_{D/2}$),此处为摇摆曲线两侧斜坡上最陡的点,对于穿过样品后未发生偏离的 x 射线,其反射率为 0.5。对于折射的 x 射线,摇摆曲线的斜坡将会引起强度的改变,当在高角一侧($\theta_B + \Delta\theta_{D/2}$)折射角 $\Delta\theta_z > 0$ 的光束被分析晶体衍射的反射率 < 0.5 ,而折射角 $\Delta\theta_z < 0$ 的光束其反射率 > 0.5 ;在低角一侧($\theta_B - \Delta\theta_{D/2}$)则反之。摇摆曲线陡峭的斜坡扮演了衬度放大器的角色,斜坡越陡峭,由折射引起的光强的改变越大,则相应的折射衬度越大。这种折射像对于携带样品中不同信息的折射率的梯度非常敏感,显现出很强的边缘增强,可以说提供了样品中折射率不同的各区域边界的一张地图。

3. 北京同步辐射装置的 DEI 实验

实验是在北京同步辐射装置 4W1A 束线形貌站

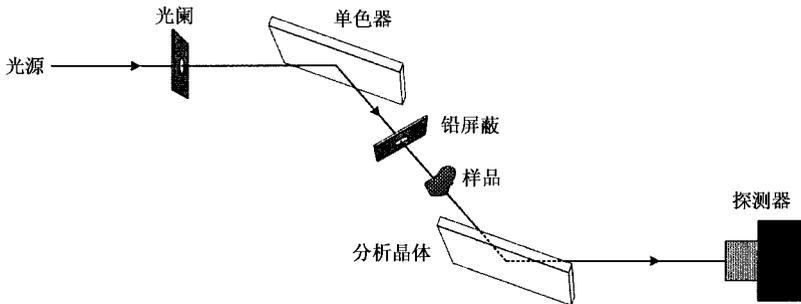


图 2 DEI 实验装置示意图

4. 实验结果

本次实验采用衍射增强成像方法对生物样品(苍蝇,蜘蛛)医学病理切片,陶瓷材料及其他材料(桑蚕丝,塑料棒)等进行成像,得到了材料内部微观结构的非常清晰的相衬图像。这里将其中部分结果展示如下。

图 3 是在摇摆曲线的峰位得到的苍蝇的表观吸收像。图 3(a)显示的是一只完整的苍蝇,从图中可见非常清晰的苍蝇的内部结构。图 3(b)是蝇眼局部

完成的。4W1 为单周期扭摆磁铁,4W1A 是从 4W1 磁铁引出硬 x 射线的白光束线,x 射线能量范围主要分布在 4—22keV。形貌学实验站建在 4W1A 光束线的出口处,距发光点距离 43m。

图 2 是本次 DEI 实验的装置示意图。从储存环引出的 x 射线先经过一块单晶单色器,此单晶为 Si(111)晶体,布拉格角选择在 14.2° ,经单色器出来的 x 射线变为能量为 8keV 的准单色光。第二块晶体为分析晶体,也是 Si(111)晶体。单色器晶体和分析晶体分别放置在双轴衍射仪的两个主轴上,晶体的转轴分别与衍射仪的两个主轴重合。分析晶体可以绕其轴心作角度的扫描,扫描范围为 $\pm 2.8^\circ$,角度分辨率为 $0.28''$ 。样品放在两块晶体之间。考虑到机械震动及晶体热膨胀对成像的影响,我们采取将两块晶体的转轴竖直放置(即垂直于同步辐射偏振面)的方法。探测器使用 Fuji IX80 胶片和 x 射线 CCD 成像系统,其中 Fuji IX80 胶片分辨率为 $0.3\text{—}0.8\mu\text{m}$,x 射线 CCD 为 Photonic Science X-ray FDI 18mm 成像系统,分辨率为 $10.9\mu\text{m}$ 。

放大图,可以清楚的看见苍蝇的须毛及复眼。通过对实物显微放大的方法测得苍蝇的须毛的直径约为 $5\mu\text{m}$,因此可以说,成像分辨率达到微米量级。

图 4 是玻璃纤维增强树脂材料的表观吸收像,样品厚度约 1mm,此复合材料在环氧树脂基体中掺入玻璃纤维以达到增加强度的目的,图中呈直线形的是玻璃纤维,其直径约为 $7\mu\text{m}$ 。图中的小圆圈是生长过程中产生的气泡。

图 5 为大鼠正常肝组织的医学病理切片的图像,切片厚度约为 3mm,图 5(a)是在摇摆曲线的峰位得到的表观吸收像,由于分析晶体滤掉了散射光

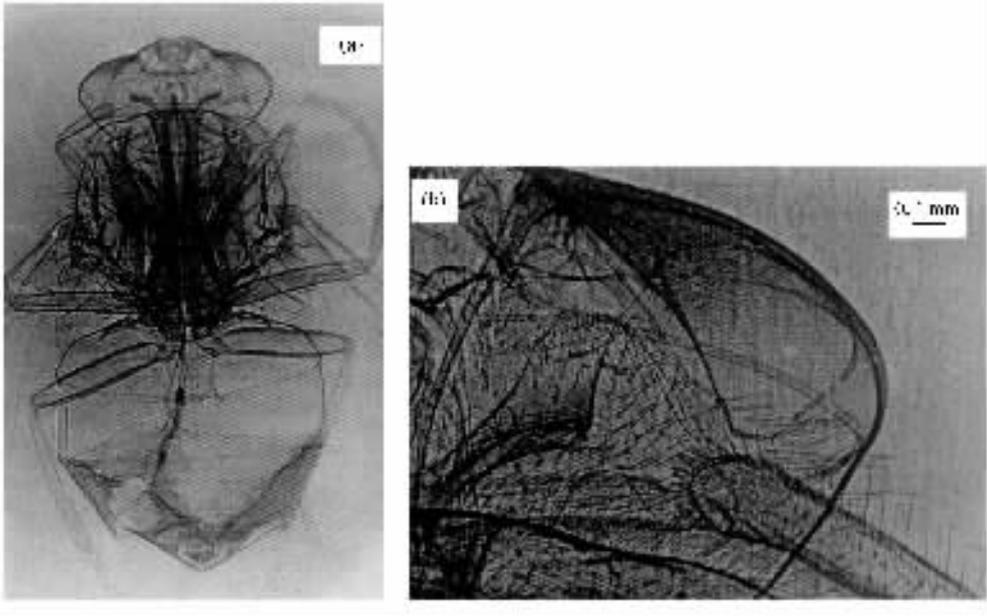


图 3 苍蝇的表现吸收像(图像进行了反相处理)

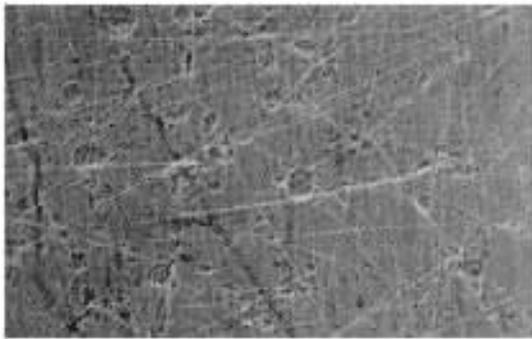


图 4 玻璃纤维的表现吸收像

而使透射光直接成像,因而可以看到血管清晰的边

界.图 5 (b)是在摇摆曲线一侧的半高宽处所得的折射像,可以看到血管周围很强的边缘增强效应,由于增强的衬度使得图像看起来有凸凹立体感.其中血管像是血管边缘的折射衬度与血管的吸收衬度的叠加.

5. 结 论

本次实验应用衍射增强成像方法成功获得了一系列低吸收材料的硬 x 射线衍射增强图像,空间分辨率达微米量级.为我国在医学诊断和材料研究等领域应用这一全新方法奠定了基础.

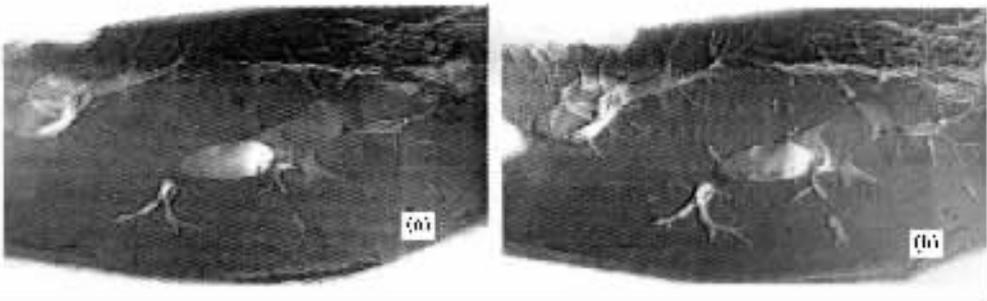


图 5 大鼠正常肝组织的图像 (a)为摇摆曲线的峰位得到的表现吸收像 (b)为摇摆曲线一侧的半高宽处所得的折射像

- [1] Snigirev A and Snigireva I 1995 *Rev. Sci. Instrum.* **66** 5486
 [2] Wilkins S W and Gureyev T E 1996 *Nature* **384** 335
 [3] Gureyev T E and Raven C 1999 *J. Phys. D : Appl. Phys.* **32** 563
 [4] Menk R H, Nuclear 1999 *Physics B (Proc. Suppl.)* **78** 604
 [5] Colonna S and D 'Acapito F 2001 *Phys. Med. Biol.* **46** 967
 [6] Baruchel J and Lodini A 2001 *Biomaterials* **22** 1515
 [7] Huang W X 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 1040 (in Chinese) 黄万霞 2002 *物理学报* **51** 1040]
 [8] Chen M 2004 *Acta Phys. Sin.* **53** 2953 (in Chinese) 陈 敏 2004 *物理学报* **53** 2953]
 [9] Tian Y L 2003 *Third national Conference on Synchrotron Radiation Instrumentation* 9 田玉莲 2003 全国第三届同步辐射学术年会 97]
 [10] Yuan Q X 2003 *Third national Conference on Synchrotron Radiation Instrumentation* 9 袁清习 2003 全国第三届同步辐射学术年会 99]
 [11] Richard F 2000 *Physics Today* July 23
 [12] Pogany A and Gao D 1997 *Rev. Sci. Instrum.* **68** 2774
 [13] Gao D C 2000 *Acta Phys. Sin.* **49** 2357 (in Chinese) 高大超 2000 *物理学报* **49** 2357]
 [14] Tian Y L 2004 *Nuclear Techniques* **27** 41 田玉莲 2004 *核技术* **27** 417]
 [15] Davis T J and Gao D 1995 *Nature* **373** 595
 [16] Chapman D and Thomlinson W 1997 *Phys. Med. Biol.* **42** 2015
 [17] Zhong Z 2000 *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* **450** 556
 [18] Kiss M Z 2003 *Phys. Med. Biol.* **48** 325
 [19] Oral O 2003 *J. Phys. D : Appl. Phys.* **36** 2152

Diffraction-enhanced imaging experiments in BSRF^{*}

Huang Wan-Xia Yuan Qing-Xi Tian Yu-Lian Zhu Pei-Ping Jiang Xiao-Ming Wang Jun-Yue

(Institute of High Energy Physics , Chinese Academy of Sciences , Beijing 100039 , China)

(Received 31 March 2004 ; revised manuscript received 29 July 2004)

Abstract

A new x-ray imaging technique , diffraction-enhanced imaging , has been recently developed in Beijing Synchrotron Radiation Facility(BSRF). Diffraction-enhanced imaging is a radiographic technique that derives contrast from an object 's absorption , refraction gradient and small-angle scatter properties(extinction). This imaging method may improve image quality for medical applications , industrial radiography for non-destructive testing and x-ray computed tomography .

Keywords : diffraction-enhanced imaging , synchrotron radiation , hard x-ray

PACC : 4230 , 0785

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 10390014) , and IHEP Science and Technology Innovation Fund.