

基于 X 射线光栅成像的多衬度显微计算层析系统

戚俊成^{1,2} 任玉琦¹ 杜国浩¹ 陈荣昌¹ 王玉丹¹ 和 友¹ 肖体乔^{1,2}

(¹ 中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800)
² 中国科学院大学, 北京 100049

摘要 第三代同步辐射为 X 射线成像提供了一个单色、能量可调谐的高亮度光源。对于由低 Z 材料组成的样品来说, 相比于传统成像方法, X 射线光栅微分相位成像可以实现更高的相位衬度灵敏度, 与计算机层析(CT)技术相结合还可以实现三维高密度分辨成像和折射率的测量。在上海光源 X 射线成像及生物医学应用线站, 成功搭建了一套 X 射线光栅成像系统。基于此成像系统, 利用同一套扫描数据可重构出吸收、相位和散射三种衬度信息; 对于标准聚合物样品, 系统可以高精度定量测量样品的折射率信息。测试结果表明, 建成的 X 射线光栅成像系统可以实现低 Z 材料和生物医学样品的多衬度成像, 有望在生物医学、聚合物材料等领域的无损、高衬度及定量成像研究中发挥重要作用。

关键词 成像系统; X 射线光学; 微分相位衬度成像; 光栅干涉仪; 暗场成像; 同步辐射

中图分类号 O434.1; O436.1; O436.2 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.1034001

Multiple Contrast Micro-Computed Tomography System Based on X-Ray Grating Imaging

Qi Juncheng^{1,2} Ren Yuqi¹ Du Guohao¹ Chen Rongchang¹ Wang Yudan¹
He You¹ Xiao Tiqiao^{1,2}

(¹ Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China)
² University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract The third synchrotron radiation facility provides a brilliant source for X-ray imaging taking the advantages of its monochromaticity and tunability. For low-Z materials, X-ray grating based on differential phase contrast imaging can provide higher sensitivity than conventional X-ray imaging. Combined with computed tomography (CT), it also can realize three-dimension high resolution imaging and measurement of refractive index. A set of X-ray grating based on imaging system is installed at the X-ray imaging and biomedical application beamline at Shanghai Synchrotron Radiation Facility. Based on this system, three kinds of contrast including absorption, phase and scattering can be retrieved separately based on a single set of projections. According to test results for the standard sample of three different kinds of polymer, the refractive index decrement can be achieved. All these results demonstrate that the established X-ray grating imaging system can provide multiple contrast imaging and may play an important role in the nondestructive and quantitative imaging to biomedical and material samples.

Key words imaging systems; X-ray optics; differential phase contrast image; grating interferometer; dark field imaging; synchrotron radiation

OCIS codes 340.7440; 110.7440; 340.7450; 110.6760

1 引 言

由于第三代同步辐射、自由电子激光等高亮度 X 射线光源的广泛使用, X 射线相衬成像近年来得

到了快速发展。相较传统的吸收成像, X 射线相衬成像对低 Z 元素组成的生物软组织样品或聚合物等的密度变化分辨率要高 3 个数量级以上, 具有明

收稿日期: 2013-04-15; 收到修改稿日期: 2013-05-20

基金项目: 国家 973 计划(2010CB834301)

作者简介: 戚俊成(1987—), 男, 博士研究生, 主要从事 X 射线光栅成像方面的研究。E-mail: qijuncheng@sinap.ac.cn

导师简介: 肖体乔(1966—), 男, 研究员, 博士生导师, 主要从事成像光学和 X 射线光学等方面的研究。

E-mail: tqxiao@sinap.ac.cn(通信联系人)

显的优势。根据相移信息的获取方式可将相衬成像方法大致分为 4 种:干涉法^[1-3]、衍射增强法^[4-5]、同轴法^[6-10]和光栅微分法^[11-15]。干涉成像法的优点是灵敏度高,但是对光学元件的机械稳定性要求非常苛刻,通常情况下光学元件相对位置的稳定度要小于晶格常数。由于在成像过程中,X 射线要穿过 3 块晶体,因此还需要光源亮度足够高。衍射增强成像主要依赖于样品对 X 射线的折射,最大的优点是信噪比高。但是该方法在实验过程中使用了 2 块晶体,这就要求光通量足够大或者曝光时间足够长。同轴相衬成像的装置比较简单,类似不同的 X 光透射,无需借助额外的光学元件,光子利用率高,适合原位动态成像。由于透射光与折射光同轴,实验过程中得到的图像并不是纯相位信息,叠加的吸收衬度会影响相位衬度。

与其他 3 种相衬成像方法相比,光栅微分法的起步比较晚,却得到了很多人的关注。最早开展光栅微分相衬成像(DPC)是 David 等^[14]于 2002 年在欧洲同步辐射(ESRF)上采用 2 块相位光栅和 1 块分析晶体实现的。2003 年,Momose^[16]利用由 2 块吸收光栅组成的泰伯干涉仪在 SPring-8 开展了光栅相衬成像方法研究,并用相位步进方法测量出样品结构的一阶相移信息。随后的 2004 年,Weitkamp 等^[17]进一步采用 1 块相位光栅和 1 块吸收光栅组成泰伯干涉仪(或称为光栅干涉仪)结合相位步进技术,在欧洲同步辐射装置同样实现了一阶微分相衬成像。对于光栅成像技术,另一个标志性的突破是 Pfeiffer 等^[18]于 2008 年将光栅微分相位成像与小角散射信息相结合,提出了基于光栅的暗场成像(散射成像)的概念。这样通过一组实验数据,不仅可以得到样品的吸收信息和相位信息,而且

还可以得到其散射信息。

目前,光栅成像系统在国内的很多同步辐射光源上已经成功搭建并且投入使用。为适应生物医学、材料科学及古生物学等领域研究的需要,在国内的第三代同步辐射光源—上海光源(SSRF)建立一套光栅成像系统并向用户开放是十分必要的。SSRF 是一台电子能量为 3.5 GeV、自然发射度为 3.9 nm·rad 的高性能同步辐射光源,其亮度比普通 X 光管高 12 个量级。X 射线的空间相干性有了大幅度提高,这对发展与光源相干特性密切相关的相位衬度成像十分有利。在上海光源 X 射线成像及生物医学应用光束线站(BL13W1)上发展最为成熟且应用最为广泛的是同轴相衬成像方法^[19]。但是当样品内不同成分密度差异很小时,特别是针对生物软组织样品,利用同轴相衬成像方法^[6-9]很难获得高衬度的图像。另外,在同轴成像光路中,X 射线透过样品后其透射光、折射光和散射光同轴,不能从空间上分开。从而导致其吸收像、相衬像及散射像(暗场像)重叠,最终一定程度上降低了成像质量、限制了该方法的适用范围。X 射线光栅成像具备很高的相位分辨灵敏度,且可以通过图像重构将样品的吸收信息、相位信息和散射信息分开,对装置稳定性的要求也相对较低,应该是进一步提高 BL13W1 光束线站成像衬度和信噪比的有效手段。本文报道了基于搭建的一套 X 射线光栅成像装置,可实现样品吸收、折射和散射信息的分离成像。

2 X 射线光栅成像原理

X 射线光栅成像系统主要由相位光栅 G_1 和吸收光栅 G_2 组成(如图 1 所示)。当 X 射线光束穿过

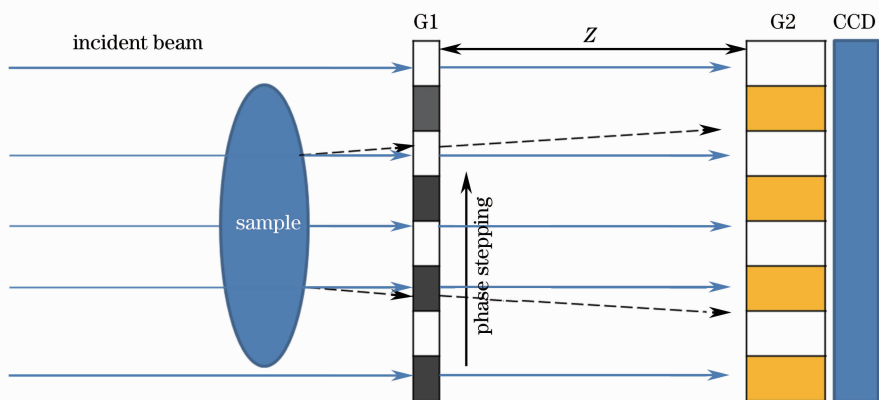


图 1 X 射线光栅成像系统基本布局图

Fig. 1 Layout for the X-ray grating imaging system

相位光栅 G_1 后,由于泰伯效应^[20],在 G_1 后泰伯距离的像面上,将会得到光栅 G_1 的自成像^[21]。

在相位光栅前放置相位物体后,当 X 射线透过样品后,由于 X 射线被折射,使得入射波前发生变化,从而导致相位光栅泰伯像条纹产生扭曲,光栅成像系统的作用之一就是测出此条纹的扭曲。一般而言,样品的折射越强,条纹扭曲幅度越大。因此扭曲的程度反映了折射角的大小,同样也反映了 X 射线波前的变化程度。原则上可以通过测量扭曲后的条纹偏离原始位置的距离,测得 X 射线透过样品后折射角的大小,从而得到样品的折射率。对于 X 射线来说,透过样品的折射角通常非常小,引起的条纹扭曲也非常小,因此探测非常困难。由于探测器的分辨率限制,通常用叠栅条纹方法探测此微小条纹扭曲。在 G_1 泰伯自成像面上放置一块周期相同的吸收光栅 G_2 ,二者叠加时会产生叠栅条纹,探测此叠栅条纹的形变,即可测得 X 射线穿过样品后的折射角。

3 信息提取和计算机层析重构原理

3.1 信息提取方法

为了从探测器所得到的信息中分离出相位信息和其他信息,在此采用在可见光领域广泛使用的相位步进技术^[22]。根据相位步进技术原理,首先调整两光栅 G_1 和 G_2 的空间位置,使 G_2 所在位置是 G_1 光栅泰伯自成像的位置。两块光栅所在平面保持平行,并沿垂直于刻线的方向移动其中一块光栅(这里是相位光栅 G_1)在一个或者多个光栅周期内做步进运动。步进运动的步长保持固定,每移动一步,在探测器上采集一幅图像。这样探测器每个探测单元也就是像素点上都得到了一条随着步进数变化的光强曲线,称之为位移曲线。光路中有样品存在的情况下得到的位移曲线称之为样品位移曲线,在没有样品存在的情况下得到的位移曲线称之为背景位移曲线。图 2 所示为同一像素点的样品位移曲线和背景位移曲线。

在忽略高次项的情况下,位移曲线方程可以傅里叶展开为^[16,18,23]

$$I(m, n, x_g) = \sum_i a_i(m, n) \cos[ikx_g + \varphi_i(m, n)] \approx a_0(m, n) + a_1(m, n) \cos[kx_g + \varphi_1(m, n)], \quad (1)$$

式中 m 和 n 代表不同的像素点坐标, $k = 2\pi/d$, d 代表光栅 G_2 的周期, x_g 代表相位步进扫描过程中相位光栅所处的位置, a_i 为振幅系数, φ_i 为相对应的相位系数。

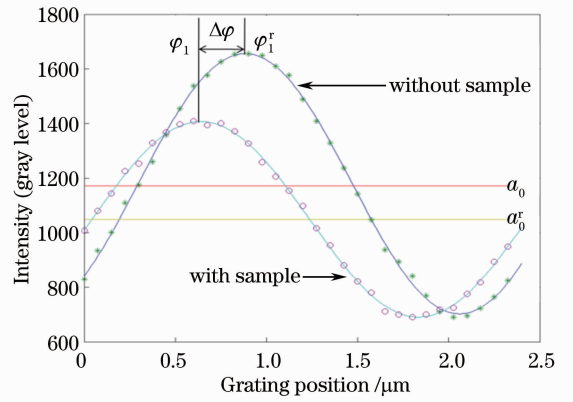


图 2 同一像素点的样品位移曲线和背景位移曲线
Fig. 2 Intensity oscillation curves with and without sample at the same pixel

样品的吸收信息与每一像素点位移曲线的 0 阶振幅系数有关,微分相位信息由位移曲线的相位系数 φ_1 定义^[22];散射信息主要反映了样品的局部散射能力,通过这套装置同样也可以获得样品的散射信息^[18],样品的散射信息由条纹的可见度 $V = a_1/a_0$ 定义。

3.2 计算机层析重建

通过与 CT 技术相结合,由光栅成像系统得到样品的各种图像也可以进行三维重构。对于样品来说,折射率可以描述为 $n = 1 - \delta - i\beta$,虚部 β 代表样品的吸收信息,可以通过 X 射线透过样品的衰减而得到^[23],即

$$T_\theta(x') = a_0/a_0' = \exp\left[-\int_{-\infty}^{\infty} \frac{4\pi}{\lambda} \beta(x', z') dz'\right], \quad (2)$$

式中 x' 和 z' 代表在 CT 过程中沿着转轴 y 随着样品一起转动的坐标系, λ 是入射 X 射线波长,没有上标代表样品位移曲线,上标 r 代表样品的背景位移曲线。

对于微分相位成像,折射率的虚部 δ 可以反映 X 射线透过样品以后波前相位的变化,所以微分相位 $\nabla_x \Phi_\theta$ 与折射率实数部分的关系可以描述为^[23]

$$\nabla_x \Phi_\theta = \frac{\partial \Phi_\theta(x')}{\partial x'} = \frac{d}{\lambda Z} (\varphi_1 - \varphi_1') = \frac{d}{\lambda Z} \Delta\varphi = \frac{2\pi}{\lambda} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial \delta(x', z')}{\partial x'} dz', \quad (3)$$

式中 Φ_θ 为 X 射线穿过样品后总的波前相位变化。 Z 代表两光栅之间的距离, x 代表相阶扫描的方向。

对于散射成像,位移曲线可见度的衰减主要由样品的散射引起,散射信息与样品的厚度可以描述

为^[23]

$$V_{\theta}(x') = \frac{V}{V_r} = a_0^{\downarrow} a_1 / a_0 a_1^{\uparrow} = \exp\left[-\int_{-\infty}^{\infty} \frac{2\pi^2 d^2}{p_2^2} \epsilon(x', z') dz'\right], \quad (4)$$

式中 ϵ 代表样品的线性扩散系数。

为了通过投影图重构得到样品各种信号的三维分布,一般采用滤波反投影(FBP)CT 重构算法^[25-26]进行计算。对于(2)式所表示的传统吸收成像,CT 重构的方程可以表述为

$$\beta(x, z) = -\frac{\lambda}{4\pi} \int_0^{\pi} \mathcal{F}^{-1}\{\mathcal{F}[T_{\theta}(x')]\}k(u')d\theta, \quad (5)$$

式中 \mathcal{F} 代表傅里叶变换, \mathcal{F}^{-1} 代表逆傅里叶变换, u' 代表与实空间坐标系 x' 所对应的傅里叶空间坐标系,滤波函数 $k(u') \equiv |u'|$ 。

对于由(3)式表述的微分相位成像结果,CT 重构的方程可以写为^[27-28]

$$\delta(x, z) = \int_0^{\pi} \mathcal{F}^{-1}[\mathcal{F}[\nabla_x \Phi_{\theta}]h(u')]\omega, \quad (6)$$

滤波函数 $h(u') \equiv 1/(4\pi^2 i) \text{sgn}(u')$, 其中 $\text{sgn}(u')$ 代表符号函数。注意到此滤波函数在实空间正好对应希尔伯特变化,所以可以直接对数据进行希尔伯特变换然后进行反投影即可得到原始函数。

由于散射成像的可见度方程(4)式和传统吸收成像的透射方程表述形式非常相似,所以对散射成

像的 CT 重构可以写为^[23]

$$\epsilon(x, z) = \frac{p_2^2}{2\pi^2 d^2} \int_0^{\pi} \mathcal{F}^{-1}\{\mathcal{F}[V_{\theta}(x')]\}k(u')d\theta. \quad (7)$$

4 实验装置

X 射线光栅成像系统搭建于 SSRF X 射线成像及 BL13W1,该线站采用 1.9T 的 Wiggler 光源和液氮冷却双晶单色器,能提供 8~70 keV 的单色 X 射线。成像系统由旋转样品台、相位光栅、吸收光栅及探测器组成,如图 3 所示,整套系统均置于距离光源约 34 m 处的大理石隔震平台上。为方便 CT 较轴,样品台配套有一套六维精密运动控制平台。相位光栅安装在由德国 PI 公司生产的 Pizeo 纳米台上,用以实现高精度的相位步进扫描,其标称位移精度 0.2 nm,行程 100 μm 。成像过程中,除了高精度的相位步进扫描外,调整吸收光栅和相位光栅刻线之间的夹角也很重要。因此,将吸收光栅安装在一个精密转台上,可根据实验同步调整两光栅刻线之间的夹角。两光栅之间的水平距离和垂直高度可分别通过安装在其底座上的精密位移台远程控制。在采集图像过程中,使用 Photonic Science 公司生产的 9 μm X 射线 CCD 记录叠栅条纹变化。

此外,为满足不同实验对 X 射线能量的要求,配备了 3 套不同能量的光栅。具体参数如表 1 所示。

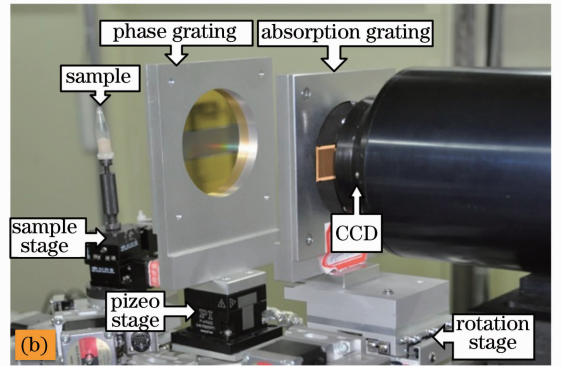
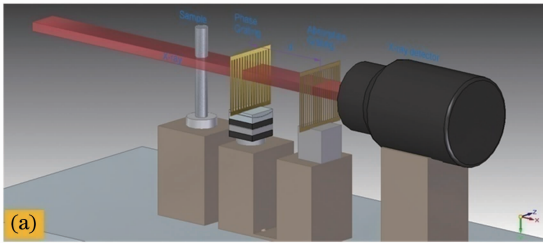


图 3 X 射线光栅成像系统。(a)基本布局示意图;(b)实物照片
Fig. 3 Grating imaging system of X-ray. (a) Layout; (b) picture

表 1 光栅参数

Table 1 Parameters for the grating

Design energy /keV	Period of $G_1/\mu\text{m}$	Phase shift of G_1	Period of $G_2/\mu\text{m}$	Gold height of $G_2/\mu\text{m}$
15	2.392	$\pi/2$	2.4	55
20	2.389	$\pi/2$	2.4	55
33.2	2.394	$\pi/2$	2.4	60

5 实验结果和分析

5.1 标准样品

为了定量测试成像系统的性能,采用标准样品进行验证,样品由聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)棒材一根(直径为 1 mm)、聚四氟乙烯(PTFE)管一根和尼龙 6(PA6)管一根组成,均由 Goodfellow 公司生产。实验条件为,光子能量为 20 keV,两光栅之间

的距离为 4.65 cm(一阶分数泰伯距离),探测器像素尺寸为 $9\ \mu\text{m}$,曝光时间为 20ms,样品以步长 0.25° 在 $0^\circ\sim 180^\circ$ 范围内旋转,每一个角度相位步进扫描 4 次。样品每旋转一次,相位光栅便在一个周期内相对吸收光栅进行 4 次步进扫描,共采集了 2880 张投影。图 4 所示为上述实验条件下采集得到的原始数据和定量测试结果。

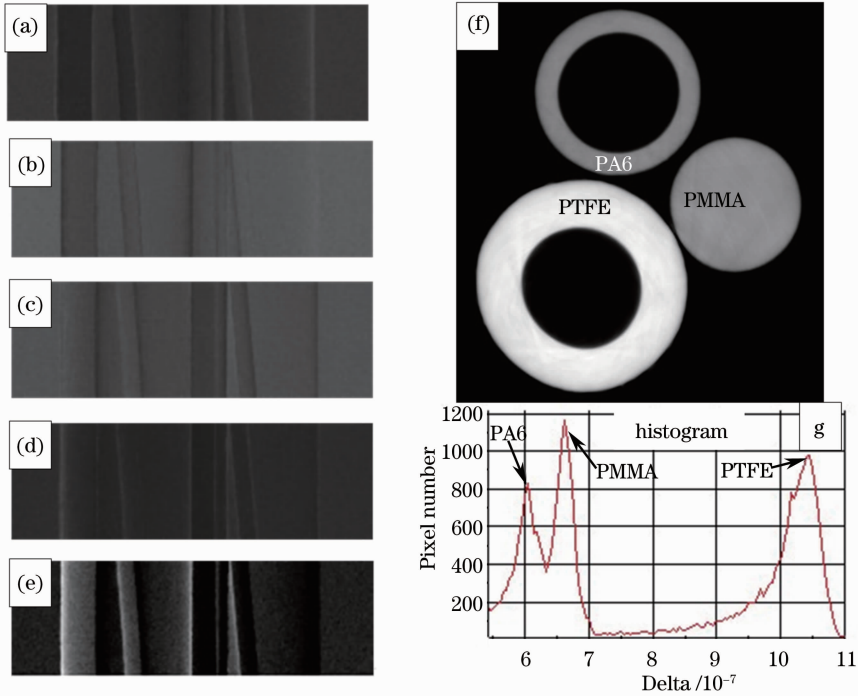


图 4 标准样品的光栅微分成像结果以及三维切片重建图。(a)~(d) 分别代表在相阶扫描过程中相位光栅处于不同位置时探测器所采集得到的图像;(e) 代表由(a)~(d) 经过相位提取得到的光栅微分成像结果;(f) 光栅微分相位成像投影图进行三维切片重构而得到的折射率三维分布切片;(g) 折射率三维分布切片图所对应的直方图

Fig. 4 DPC images and reconstructed 3D slice of the tested samples. (a)~(d) Interferograms of tested samples taken at the different relative positions in the phase stepping procedure; (e) DPC image for (a)~(d); (f) tomographic slice through the refractive index distribution; (g) histogram of the slice

图 4(a)~(d) 分别为相位步进扫描过程中,相位光栅处于不同位置时探测器所采集到的投影图。由于在实验之前通过旋转吸收光栅,已经将相位光栅和吸收光栅的刻线调整到近似相互平行,得到的叠栅条纹的周期无穷大,所以探测器采得的实验结果中看不到明暗相间的叠栅条纹。在相位光栅扫描过程中也无法看到叠栅条纹的移动,但是在得到的图 4(a)~(d) 中,可以明显地看到由于相位步进扫描而引起的图片明暗变化。图 4(e) 为由图 4(a)~(d) 通过(1)式计算得到的样品的微分相位像。由于图 4(e) 图显示微分相位信息是波前 Φ 沿 X 方向从左向右求偏微分的结果,因此可以看出相位波前 Φ 增大的图像地方偏亮,而减小的地方偏暗。图 4(f)

是由图 4(e) 通过(6)式进行 CT 重构而得到的样品相位信息的切片,图 4(g) 为相位切片所对应的直方图,由于在图中已经将背景所对应的峰值滤掉,所以可以明显看到三个独立的峰值,而这三个峰值即展示了三种样品所对应的折射率信息。当光子能量为 20 keV 时,PTFE、PMMA 和 PA6 所对应折射率的理论值^[28] 和实际测量结果以及测量误差如表 2 所示,其中测量结果为各自材料所在区域灰度值的平均值。由于折射率 δ 与密度成正比的关系,而 PMMA 和 PA6 的折射率差别很小,仅仅为 4.5%,亦即密度差为 4.5%,而由图 4(g) 所对应的直方图可以看出,PMMA 和 PA6 两个峰虽然有部分重叠,但两个峰可以看作是两种物质。而在表 2 所显示的

测试结果中,PMMA 的测量结果比较准确,所测结果与理论值的差别仅仅为 1.35%,而 PA6 和 PTFE 的测量误差相对较大。造成这种现象的主要原因是重构过程的边缘效应导致管状样品的密度测量失真,而对于柱状样品来说,测量精度要高一些。对于这三种样品来说,所有的测量结果都比理论值小,造成这种现象的原因为边缘效应也会使直方图呈现高

表 2 实验测得聚合物标准样品的折射率平均值和误差

Table 2 Measured values of the refractive index and deviation of the polymer

Sample	Refractive index		
	Calculated	Measured	Deviation
PTFE	1.09×10^{-6}	1.05×10^{-6}	3.66%
PMMA	6.67×10^{-7}	6.58×10^{-7}	1.35%
PA6	6.42×10^{-7}	6.10×10^{-7}	4.98%

5.2 生物医学样品

对于生物软组织样品,由于不同组织间吸收差异小,传统的吸收成像通常无能为力。具有更高密度分辨灵敏度的光栅微分成像,有可能解决此类样品在高分辨成像过程中所遇到的问题。同时,光栅微分成像除相位信息外,还可以得到样品的吸收信息和散射信息。这三种信息的综合,可以获取样品内部更加丰富的结构和成分分布信息。

为了研究动物骨骼以及内部器官的生长发育过程,往往需要选择生长发育过程中不同时期的动物

斯分布,当取一定的区域求平均值时,会使得测量结果偏小。另一个造成整体测量误差的原因是光栅等光学器件引起的,由于光栅生产工艺所限,此实验所用光栅并不是严格的标准线状光栅,而是在线状刻线上存在一定的间断点,所以测量结果和实际结果相比,有一定的误差。

进行对比研究。对于骨骼等器官还没有生长发育完全的小动物,传统的吸收成像无法满足要求,即使可以得到一些信息,也仅仅是吸收信息,相位和散射信息无法得到,所以光栅成像为此类研究提供了一个很好的工具。如图 5 所示为青鳞样品的光栅微分成像结果,图 5(a)~(c)分别为吸收像、相位像和散射像。在实验前,先将样品进了梯度酒精脱水处理。实验条件为,光子能量为 20 keV,曝光时间为 20 ms,两光栅之间的距离为 4.65 cm,相位步进扫描次数为 32 次。

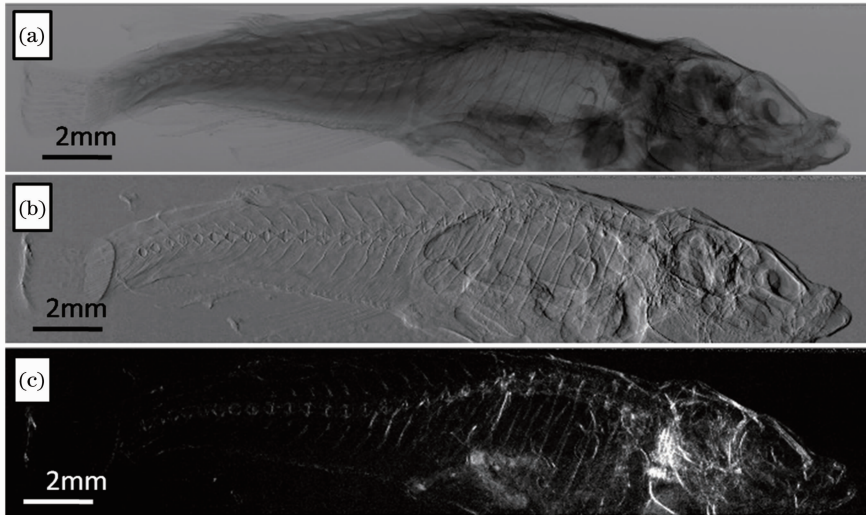


图 5 青鳞样品的光栅成像结果。(a) 吸收像; (b) 相位像; (c) 散射(暗场)像

Fig. 5 Grating imaging results for medaka. (a) Absorption image; (b) phase image; (c) scattering (dark field) image

在图 5 所示的结果中,分别为利用同一组原始数据通过(1)式处理得到的不同衬度像。图 5(a)为青鳞样品的吸收像,图像灰度代表吸收强弱。颜色越深代表此区域的吸收越强,从图中可以清楚地分辨青鳞脊骨等所有吸收比较强的器官。图 5(b)为青鳞样品的微分相位像,给出了 X 射线透过样品后

波前相位一阶偏导数信息。从图中可以明显地观察到在青鳞的肚中,存在有很多圆弧形边缘,是内脏或者气泡的边缘,而这些信息在普通的吸收像中很难看到,图 5(c)为青鳞样品的散射像,给出了 X 射线透过样品后的散射信息,衬度代表散射的强弱。由于软组织的散射较小,所以在图中只能看到青鳞样

品的整个骨架和部分内脏等强散射结构信息。这也充分体现光栅成像的优越性,同一组数据,不仅可以得到高灵敏度的相位信息,而且同时可以获得吸收和散射等样品信息,使得成像信息更加的丰富,更加有利于开展相关研究。

类似传统吸收成像方法,采集不同角度的投影信息,由光栅成像得到的各种衬度信息同样可以对样品实现 CT 成像。经过图像重构,可以得到样品三维成像信息,在这里以健康老鼠大脑为研究对象进行三维重构。由于老鼠大脑不同组织之间密度差异很小,是测试光栅成像系统性能理想样品。在实验前,先对小鼠大脑进行了脱水处理,以保证样品在做 CT 扫描过程中不会因干燥而变形。实验中的光子能量为 20 keV,两光栅之间的距离为 4.65 cm,探测器像素尺寸为 $9\ \mu\text{m}$,曝光时间为 20 ms,样品以步长为 0.25° 在 $0^\circ\sim 180^\circ$ 范围内旋转,每一个角度相位步进扫描 4 次。样品每旋转一次,相位光栅便在一个周期内相对吸收光栅进行 4 次步进扫描,共采集了 2880 张投影。图 6 为小鼠大脑光栅成像结果。

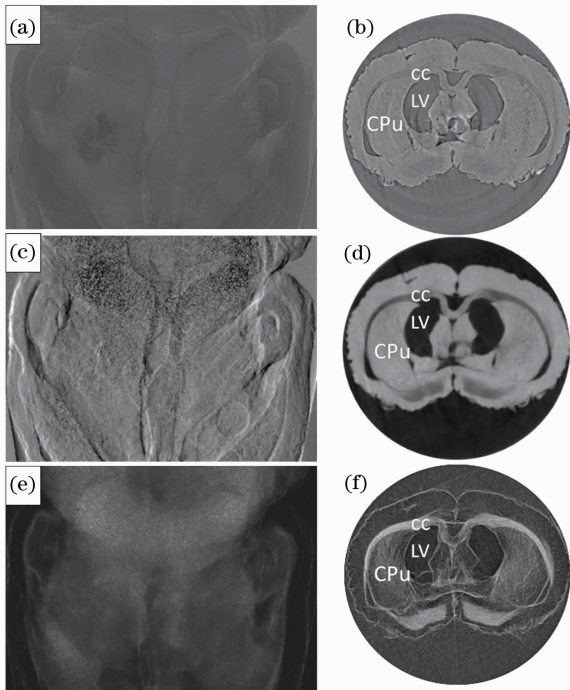


图 6 鼠脑的成像结果。(a)吸收像;(b)吸收切片图;(c)微分相位像;(d)相位切片图;(e)散射像;(f)散射切片图

Fig. 6 Imaging results of the mouse brain. (a) Absorption image; (b) tomographic slice of absorption image; (c) DPC image; (d) tomographic slice of phase image; (e) scattering image; (f) tomographic slice of scattering image

图 6(a)是利用原始数据计算得到的吸收像,图 6(b)是直接通过滤波反投影算法利用(5)式重构得到样品的吸收切片图;图 6(c)是原始数据计算得到的微分相位像,图 6(d)通过(6)式进行 CT 重构而得到的切片;图 6(e)是利用原始数据计算得到的散射信息,图 6(f)是通过(7)式得到散射信息的切片。由上面几幅图中可以看出,由于样品在干燥脱水过程中发生变形导致小鼠大脑侧脑室(LV)明显膨大;在图 6(b)中,胼胝体(cc)、尾壳层(CPu)和侧脑室可以区分开来,但是灰度差别不大;在图 6(d)中,不仅可以分开不同组织,而且灰度差别要比吸收成像大很多;在图 6(f)所代表的散射图像中,明显可以看出样品散射比较强的部分是胼胝体,而在与之对应相位切片中,胼胝体部分比较暗,说明此处密度较小,因此,密度小的样品也有可能散射很强。所以由光栅成像系统得到样品的不同信息代表不同的物理意义,相互补充,当将其综合起来考虑时,光栅成像可以得到更好的成像结果和更加丰富的样品信息,并且将会在生物医学领域发挥更好的作用。

6 结 论

X 射线光栅成像系统巨大优势在于通过一次扫描成像,就可以准确获得吸收、相位和散射三种信息,三种信息可以满足不同领域的研究需求,相互补充。为了使上海光源成像方法更加丰富,应用更加的广泛,在 SSRF X 射线成像及生物医学应用光束线站成功搭建了光栅成像装置,并利用 Matlab 软件编写了信息提取和 CT 重构等相关数据处理软件。在对标准聚合物样品的微分相位成像结果中,不仅可以分辨密度差为 4.5% 的样品,而且密度测量精度可达 1.35%。对于青鲮和鼠脑等生物样品,利用光栅成像系统可以同时获得样品的相位、吸收和散射信息,与 CT 技术结合后,同样可以得到样品不同衬度的三维切片信息。这也间接证明了光栅成像装置成功搭建以及与之配套的软件程序的正确性。结果表明,建成后的系统已能用于实际样品研究。下一步将实现该成像系统的一体化,方便在不同成像模式之间的切换,并向用户开放,有望在生物医学、聚合物材料等领域的无损、高衬度及定量成像研究中发挥重要的作用。

参 考 文 献

- 1 U Bonse, M Hart. An X-ray interferometer [J]. Appl Phys Lett, 1965, 6(8): 155-156.
- 2 A Momose, T Takeda, Y Itai, *et al.*. Phase-contrast X-ray

- computed tomography for observing biological soft tissues [J]. *Nature medicine*, 1996, 2(4): 473–475.
- 3 F Beckmann, U Bonse, F Busch, *et al.*. X-ray microtomography (microCT) using phase contrast for the investigation of organic matter [J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1997, 21(4): 539–553.
- 4 T J Davis, D Gao, T E Gureyev, *et al.*. Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays [J]. *Nature*, 1995, 373(6515): 595–598.
- 5 D Chapman, W Thomlinson, R E Johnston, *et al.*. Diffraction enhanced X-ray imaging [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1997, 42(11): 2015–2026.
- 6 S W Wilkins, T E Gureyev, D Gao, *et al.*. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays [J]. *Nature*, 1996, 384(6607): 335–338.
- 7 C Peter, B Raymond, B José, *et al.*. Phase objects in synchrotron radiation hard X-ray imaging [J]. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 1996, 29(1): 133–146.
- 8 P Cloetens, W Ludwig, J Baruchel, *et al.*. Holotomography; quantitative phase tomography with micrometer resolution using hard synchrotron radiation X-rays [J]. *Appl Phys Lett*, 1999, 75(19): 2912–2914.
- 9 A Snigirev, I Snigireva, V Kohn, *et al.*. On the possibilities of X-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation [J]. *Rev Sci Instrum*, 1995, 66(12): 5486–5492.
- 10 Liu Huiqiang, Wang Yudan, Ren Yuqi, *et al.*. Investigation on X-ray micro-computed tomography suitable for organic compound samples based on modified bronnikov algorithm [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(4): 0434001.
刘慧强, 王玉丹, 任玉琦, 等. 采用吸收修正 Bronnikov 算法的有机复合样品的 X 射线显微计算机层析研究 [J]. *光学学报*, 2012, 32(4): 0434001.
- 11 A Momose, S Kawamoto, I Koyama, *et al.*. Demonstration of X-ray talbot interferometry [J]. *Japanese Journal of Applied Physics Part 2-Letters*, 2003, 42(7B): L866–L868.
- 12 C David, T Weitkamp, F Pfeiffer, *et al.*. Hard X-ray phase imaging and tomography using a grating interferometer [J]. *Spectrochimica Acta Part B-Atomic Spectroscopy*, 2007, 62(6-7): 626–630.
- 13 T Weitkamp, A Diaz, C David, *et al.*. X-ray phase imaging with a grating interferometer [J]. *Opt Express*, 2005, 13(16): 6296–6304.
- 14 A Momose. Phase-contrast X-ray imaging based on interferometry [J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2002, 9(3): 136–142.
- 15 Zhu Peiping, Zhang Kai, Wang, Zhi Li, *et al.*. Low-dose, simple, and fast grating-based X-ray phase-contrast imaging [C]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2010, 107(31): 13576–13581.
- 16 A Momose, S Kawamoto, I Koyama, *et al.*. Phase tomography using an X-ray Talbot interferometer [J]. *Developments in X-Ray Tomography Iv*, 2004, 5535: 352–360.
- 17 T Weitkamp, A Diaz, B Nohammer, *et al.*. Hard X-ray phase imaging and tomography with a grating interferometer [J]. *Developments in X-Ray Tomography Iv*, 2004, 5535: 137–142.
- 18 F Pfeiffer, M Bech, O Bunk, *et al.*. Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer [J]. *Nature Materials*, 2008, 7(2): 134–137.
- 19 Chen Rongchang, Xie Honglan, Du Guohao, *et al.*. Experimental investigation on X-ray micro-computed tomography by phase retrieval with Born approximation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, 30(4): 1106–1111.
陈荣昌, 谢红兰, 杜国浩, 等. 基于波恩近似相位恢复的 X 射线显微 CT 实验研究 [J]. *光学学报*, 2010, 30(4): 1106–1111.
- 20 H F Talbot. Facts relating to optical science [J]. *Philos Mag*, 1836, 9(56): 401–407.
- 21 T Weitkamp, I Zanette, C David, *et al.*. Recent developments in X-ray Talbot interferometry at ESRF-ID19 [C]. *SPIE*, 2010: 780406.
- 22 K Creath. V phase measurement interferometry techniques [J]. *Progress In Optics*, 1988, 26: 349–393.
- 23 M Bech, T H Jensen, O Bunk, *et al.*. Advanced contrast modalities for X-ray radiology: phase-contrast and dark-field imaging using a grating interferometer [J]. *Zeitschrift Fur Medizinische Physik*, 2010, 20(1): 7–16.
- 24 Wang Zhentian, Kang Kejun, Huang Zhifeng, *et al.*. Quantitative grating-based X-ray dark-field computed tomography [J]. *Appl Phys Lett*, 2009, 95(9): 094105.
- 25 F Pfeiffer, T Weitkamp, O Bunk, *et al.*. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources [J]. *Nature Physics*, 2006, 2(4): 258–261.
- 26 Sun Yi, Zhu Peiping, Yu Jian, *et al.*. Absorption, refraction and extinction contrast computerized tomography of X-ray diffraction enhanced imaging method [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, 27(4): 749–754.
孙 怡, 朱佩平, 于 健, 等. X 射线衍射增强成像中吸收、折射以及散射衬度的计算层析 [J]. *光学学报*, 2007, 27(4): 749–754.
- 27 G W Faris, R L Byer. Three-dimensional beam-deflection optical tomography of a supersonic jet [J]. *Appl Opt*, 1988, 27(24): 5202–5212.
- 28 F Pfeiffer, C Kottler, O Bunk, *et al.*. Hard X-ray phase tomography with low-brilliance sources [J]. *Physical Review Letters*, 2007, 98(10): 108105.
- 29 Ren Yuqi, Zhou Guangzhao, Wang Yudan, *et al.*. Study of multi-component sample using quantitative X-ray phase contrast imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, 31(8): 0834002.
任玉琦, 周光照, 王玉丹, 等. 复合组分材料的 X 射线定量相衬成像研究 [J]. *光学学报*, 2011, 31(8): 834002.

栏目编辑: 韩 峰