

利用定量相衬成像消除 X 射线同轴 轮廓成像中散射的影响^{*}

刘丽想 杜国浩 胡 雯 骆玉宇 谢红兰 陈 敏 肖体乔[†]

(中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800)

(2006 年 4 月 3 日收到, 2006 年 6 月 26 日收到修改稿)

在所有的相衬成像方法中, X 射线同轴轮廓成像由于光路简单、不需要任何光学元件而备受关注. 其缺点是无法直接消除散射的影响, 从而限制了它在生物医学等领域中的应用. 利用数字模拟方法研究了引入散射前后轮廓像的质量随样品到探测器距离的变化情况. 模拟结果表明直接轮廓成像存在一个最佳成像距离, 因而无法通过改变样品到探测器距离来减小散射的影响. 利用定量相衬成像不受成像距离限制的特点, 研究了远距离成像时散射的影响. 结果表明, 样品到探测器的距离增大到一个临界值时, 散射对重构像的影响可降到一个极值, 此时成像质量得到了明显改善.

关键词: 散射, X 射线同轴轮廓成像, 定量相衬成像

PACC: 4230, 0785

1. 引 言

由于利用了 X 射线透过样品时携带的相位信息, X 射线相衬成像技术适用于生物软组织和低 Z 材料样品成像^[1,2]. 随着第三代同步辐射、X 射线管等光源技术的发展以及探测器技术的不断提高, X 射线相衬成像术正备受关注^[3]. X 射线相衬成像根据成像原理的不同主要有干涉法、衍射增强法和同轴轮廓法三种, 其中干涉法和衍射增强法对光源通量要求较高, 一般只能在同步辐射装置上进行成像. 受晶体以及光源尺寸的限制, 这两种方法只能对较小的样品进行成像. 利用部分相干光在样品中折射率突变处的衍射可对样品内部结构成轮廓像, 它不需要额外的光学元件, 通常这一方法称为同轴轮廓成像. 同轴轮廓法的理论依据是菲涅尔衍射原理^[4], X 射线透过样品时由于厚度或折射率变化导致相位变化, 包含相位变化信息的 X 射线在空域中传播一定距离后形成一定的衍射花样, 衍射花样不仅与样品密切相关还随样品到探测器的距离改变而改变.

与另两种方法相比, 同轴轮廓法具有光路简单、对光源空间相干性和通量要求相对较低等特点, 利用微聚焦 X 射线管等实验室光源也可以得到较好的结果^[5-9]. 正是由于同轴轮廓法的这种特点使得它受到越来越多的关注. 但是成像原理决定了同轴轮廓法所得到的相衬像中很难消除散射 X 射线的影响, 这种散射光使得像的衬度降低、误差增大, 甚至破坏部分细节的强度分布产生赝像. 对于散射较强的样品(如厚度较大的生物软组织等), 如何减小散射影响已经成为制约 X 射线同轴轮廓成像进一步发展的重要因素. 散射的强弱与样品的厚度及其折射率分布、入射光光谱分布、样品到探测器距离等因素关系复杂, 创建统一模型困难, 到目前为止, 作者见到 X 射线吸收成像中有关于散射影响的研究报道^[10], 而关于 X 射线同轴轮廓相衬成像中的散射影响的研究尚未见报道.

本文结合计算机模拟成像和定量相衬成像法, 研究 X 射线同轴轮廓成像中散射对成像质量的影响, 介绍了用于模拟研究的物理模型以及定量相衬成像原理, 给出了数字模拟的结果及相关分析, 并用

^{*} 国家自然科学基金(批准号: 10275087)、上海市自然科学基金(批准号: 02ZF14116)和上海市科技发展基金(批准号: 022261023)资助的课题.

[†] 通讯联系人. E-mail: tqxiao@sinap.ac.cn

定量相衬成像方法研究了对应不同记录距离散射对重构像的影响.

2. 物理模型

X 射线同轴轮廓成像的原理如下:相干或部分相干 X 射线,当波前通过样品时因为样品厚度或折射率变化形成畸变,空域中传播一定距离后由于波前的干涉效应形成强度变化,这样代表样品厚度或折射率变化的相位信息就以强度分布的形式被观测到.

同轴轮廓成像中 X 射线通过样品的过程即为 X 射线与物质相互作用的过程,通常这一过程可分为衍射、散射和吸收,直接透射光不参与成像,通常表现为像的背景.散射又可分为相干散射和非相干散射.相干散射为物质中的电子在 X 射线场的作用下,产生强迫振动.这样,每个电子在各方向产生与入射 X 射线同频率的电磁波,新的散射波之间发生的干涉现象称为相干散射,相干散射为衍射的物理基础.散射部分为 X 射线光子和电子碰撞后能量不变只是方向发生改变,改变后方向的分布是随机的.这部分光子在像面上表现为噪声并导致成像质量下降.吸收指的是 X 射线光子能量在通过样品时完全转化为其他形式的能量,光子数出现了损耗.光子数量的损耗在像中直接体现为强度分布的变化,并形成传统 X 射线成像中的吸收衬度.

对于同轴轮廓成像而言,探测器记录像的强度分布中直接包含相位信息、吸收信息和散射信息,其中相位变化导致的边缘增强效应要远大于吸收形成的衬度.散射会改变入射波的相位,因此无论对于传统 X 射线吸收成像还是 X 射线同轴轮廓成像都不可避免地受到散射的影响.无规则散射叠加到像的有用信息中造成图像衬度降低、失真,为进一步提高 X 射线同轴轮廓成像的精度并拓展其应用领域需要减小甚至消除散射影响.

为研究散射影响的变化规律,需要建立一个具有散射作用的样品模型,假设样品的散射部分和相衬部分相互分离,如图 1 所示.

图 1 中,采用单色平行光光源,散射屏表现为一个随机、各向同性、各态历经的分布,其透射函数可表示为

$$S(\xi, \eta) = \exp[ik(n_s - 1)T], \quad (1)$$

式中

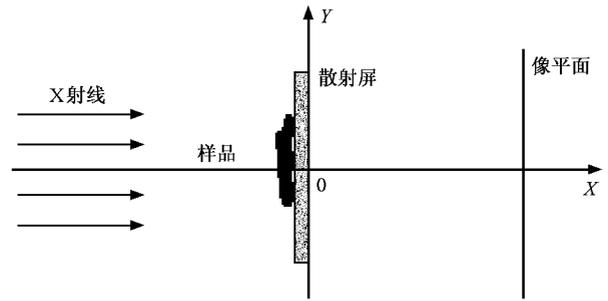


图 1 考虑散射时 X 射线同轴轮廓成像示意图

$$T = T_0 + R(\xi_0, \eta_0)$$

为散射屏的厚度分布函数,其中 T_0 为散射屏基底厚度, $R(\xi_0, \eta_0)$ 为粗糙表面随机分布函数,在入射波确定的情况下散射强度与表面粗糙度密切相关,可以用表面粗糙度的大小衡量散射强弱,散射屏复折射率

$$n_s = 1 - \delta_s - i\beta_s. \quad (2)$$

样品的透射函数为

$$Q(\xi, \eta) = \exp[-\mu(\xi, \eta) + i\phi(\xi, \eta)], \quad (3)$$

式中

$$\mu(\xi, \eta) = 2\pi\beta T_{\text{obj}}(\xi, \eta)\lambda,$$

$$\phi(\xi, \eta) = 2\pi\delta T_{\text{obj}}(\xi, \eta)\lambda,$$

其中 $T_{\text{obj}}(\xi, \eta)$ 为样品厚度分布函数.样品的复折射率为

$$n = 1 - \delta - i\beta.$$

傍轴近似情况下,根据菲涅耳衍射原理得到像的复振幅分布为

$$\begin{aligned} f(x, y, z) &= \frac{\exp(ikz)}{i\lambda z} \iint Q(\xi, \eta) S(\xi, \eta) \\ &\times \exp\left\{i\frac{k}{2z}[(x - \xi)^2 + (y - \eta)^2]\right\} d\xi d\eta \quad (4) \end{aligned}$$

则像的强度分布可表示为

$$\begin{aligned} I(x, y, z) &= |f(x, y, z)|^2 \\ &\approx 1 - \mathcal{A}[\mu(\xi, \eta) - k\beta_p(T_0 \\ &+ R(\xi_0, \eta_0))]^* F^{-1}(\cos\chi) \\ &+ \mathcal{A}[\phi(\xi, \eta) - k\delta_p(T_0 \\ &+ R(\xi_0, \eta_0))]^* F^{-1}(\sin\chi), \quad (5) \end{aligned}$$

式中, F^{-1} 表示傅里叶逆变换, $*$ 表示卷积,

$$\chi = \pi\lambda z(u^2 + v^2).$$

(5) 式给出了像的强度分布与 X 射线透过样品和散射屏后相位变化的对应关系,利用傅里叶变换的积

分性质可以通过计算机模拟相衬成像,就是通常所称的数字模拟^[11].本文根据(5)式进行添加散射屏后相衬像的模拟研究.

3. 数字模拟

通过数字方法模拟相衬成像不仅可以节省实验时间、减少实验操作过程中的各种误差,更可以进行暂时不能实现的较大距离成像.

根据文献[12]的研究结果,光子能量为 19 keV 的同步辐射 X 射线较好地实现了空间相干性、穿透能力等的折衷,较适合于生物样品的相衬成像,因此模拟中选取的光子能量为 19 keV.研究的样品选择对 X 射线吸收较小、密度均匀的尼龙纤维,对应复折射率参数为^[13]: $\delta = 7.0609 \times 10^{-7}$, $\beta = 1.7756 \times 10^{-10}$,直径分别为 50 和 100 μm . X 射线同轴轮廓成

像研究的一个重要的应用目标为生物学成像,以人体内微血管为例直径最细的为 2 μm ,最粗的也不过 100 μm ,平均直径为 6—8 μm .因此,研究直径为 100 μm 以内的样品对于实际应用具有指导意义.实际应用中 X 射线多为部分相干,相邻边界衍射 X 射线不会互相干涉,可分辨的相邻边界距离能够达到 1 μm 左右.模拟中采用了完全相干的 X 射线,距离足够近时相邻边界衍射会相互干涉.为了减小相衬成像时样品左右边界相互影响,实验中采用直径相对较大的 50 和 100 μm 的尼龙纤维来模拟生物体内的微管道,如图 2 所示.散射屏的材料同样选择对 X 射线吸收较弱的铍,表面粗糙度为 5 μm ,厚度为 50 μm ,对应光子能量为 19 keV 时复折射率为^[13]: $\delta_s = 9.4401 \times 10^{-7}$, $\beta_s = 5.05207 \times 10^{-11}$.计算采用 Pentium(R)4 CPU 2.00 GHz 计算机、Visual C++ 语言,采样间隔为 1 μm ,图像为 1024 \times 1024 像素,改变

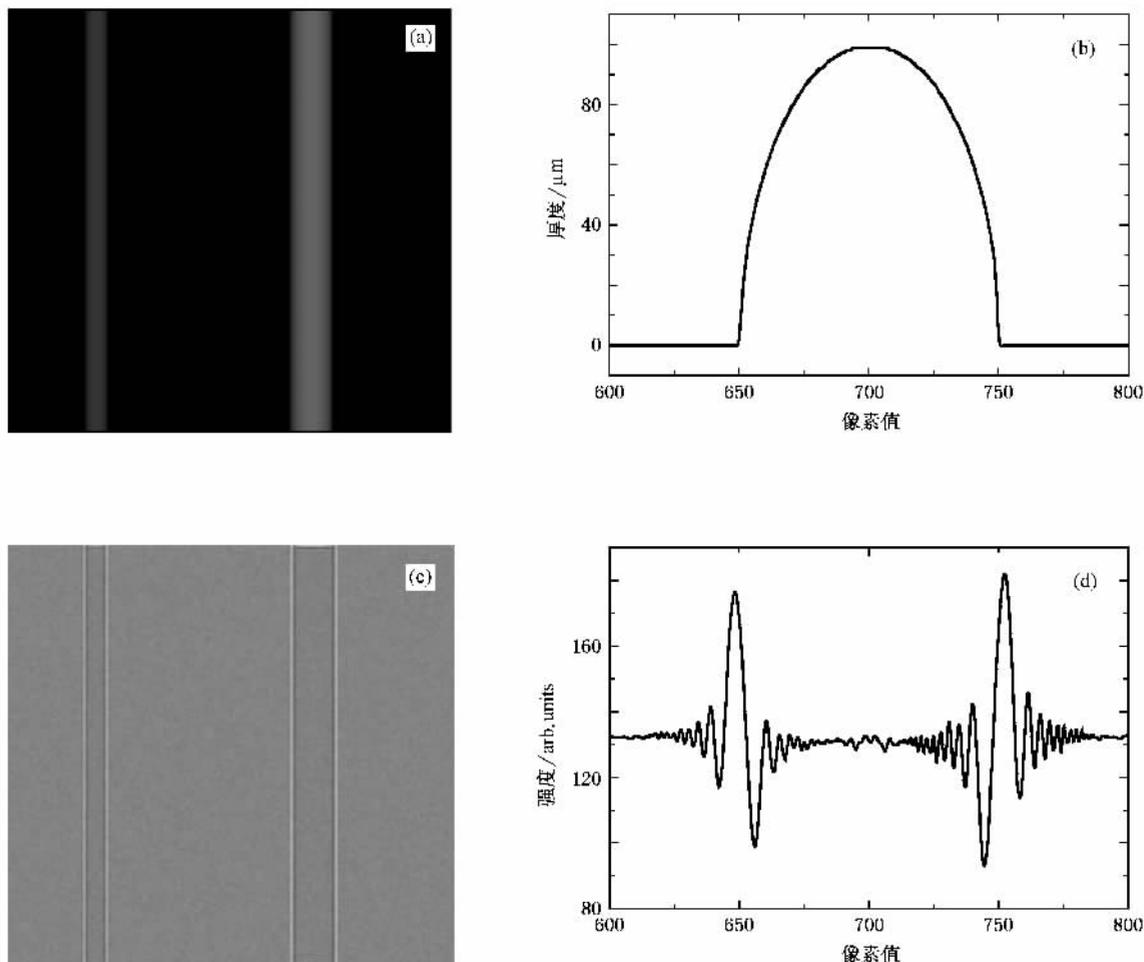


图 2 尼龙纤维样品及其轮廓像 (a)直径分别为 50 μm (左)和 100 μm (右)的尼龙纤维 (b)直径为 100 μm 的尼龙纤维横截面厚度分布 (c)样品到探测器距离 D_{sd} 为 1 m 时轮廓像 (d)直径为 100 μm 的尼龙纤维在样品到探测器距离 D_{sd} 为 1 m 时像的横截面强度分布.光子能量为 19 keV

样品到探测器距离 D_{sd} 得到不同的轮廓像, 图 2(c) 以 $D_{sd} = 1 \text{ m}$ 为例给出了记录结果.

图 2(a) 和 (b) 为已知样品的厚度分布信息, 利用数字模拟得到如图 2(c) 所示的衍射花样, 即通常所称的同轴轮廓像, 其中光子能量为 19 keV , D_{sd} 为 1 m . 由图 2(c) 相应的截面强度分布(图 2(d)) 可以看出, 通常的同轴轮廓成像只是样品内部厚度或折射率突变处的轮廓, 并不能得到样品的厚度或折射率的缓变信息. 图 2(b) 和 (d) 体现的只是在尼龙纤维的边缘部分出现较明显的衍射条纹, 靠近中心衍射条纹不明显. 由于样品厚度或折射率突变而形成对比明显的强度分布, 我们称之为边缘增强效应. 边缘增强效应本身有一定的分布, 并未对应于样品厚度或折射率变化的准确位置. 如图 2(b) 中尼龙纤维的左边界对应的像素为 652, 但是在图 2(d) 中强度最大值和最小值对应像素分别为 649 和 657. 简言之, 就是通过同轴轮廓像我们得到的是样品厚度或折射率的变化信息而不是厚度或折射率信息, 一定条件下只有厚度或折射率变化足够大才能被记录到, 并且能够记录到的轮廓分布也不是样品厚度或折射率变化的精确位置. 而通过一个重构过程可以获取样品厚度或折射率分布更为准确的信息, 这就是所谓的定量相衬成像.

引入文献 [12] 中所述衬度 (contrast) C 、边缘增强半高全宽 (FWHM) 和边缘增强系数 (EEI) 作为评价同轴轮廓成像质量的重要参数, 其中 $C = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min})$, EEI 为 $C \times 100 / \text{FWHM}$. 固定样品位置我们可以通过改变其他参数 (如 X 射线波长或 D_{sd}) 来改变一定厚度或折射率变化所导致的相位改变量. 一般情况下, 改变 D_{sd} 较为简单, 所以本文通过改变这一参数来观察像内尼龙纤维边界轮廓变化情况.

通过计算机模拟得到同一样品在添加散射屏前后两组不同轮廓像, 对两组结果进行分析比对得到以上三个参数随 D_{sd} 的变化规律. 图 3 为衬度 C 随 D_{sd} 的变化规律. 从图 3 可以看出, C 在 $D_{sd} < 1.5 \text{ m}$ 时随 D_{sd} 的增大迅速增大, 这与文献 [12] 中图 6 的实验结果相符, 从而也证明了此次计算机模拟的有效性. 1.5 m 以后 C 增长趋缓, 添加散射屏后 C 降低. 直径为 $50 \mu\text{m}$ 的尼龙纤维在 D_{sd} 增大到 13 m 后衬度大于直径为 $100 \mu\text{m}$ 的尼龙纤维的衬度, 这是由于随

着 D_{sd} 的不断增大 FWHM 也不断增大, 以至于左右边界相互叠加的结果, 如图 4 所示. FWHM 随 D_{sd} 的增大而增大, 样品边界轮廓逐渐变得模糊, 样品的确切边界更加难以确定, 因此需引入 EEI 来确定 D_{sd} 的最佳值, 如图 5 所示. 引入散射后边缘增强 FWHM 变化不明显, 是因为散射只是使 C 降低, 并不直接影响轮廓像的结构分布. 图 5 中 EEI 在 D_{sd} 增大到 1.3 m 左右时达到最大值, 即对于直接成像而言, 在 $D_{sd} = 1.3 \text{ m}$ 时样品成像效果最好, 添加散射屏后 EEI 降低但它随 D_{sd} 的变化规律基本未变.

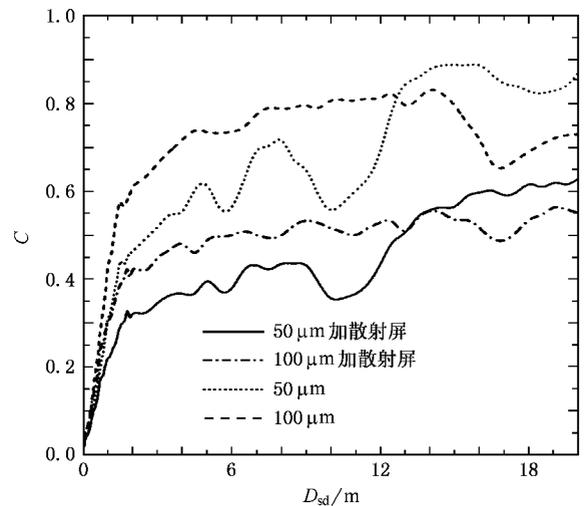


图 3 光子能量为 19 keV 时添加散射屏前后尼龙纤维边界衬度 C 随样品到探测器距离 D_{sd} 的变化

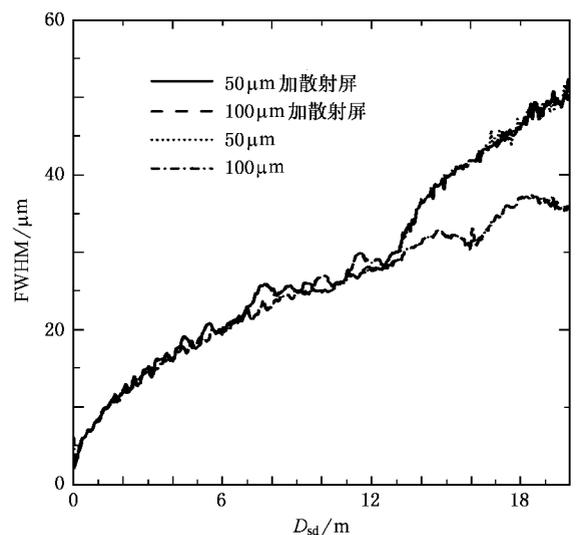


图 4 光子能量为 19 keV 时添加散射屏前后尼龙纤维边缘增强 FWHM 随样品到探测器距离 D_{sd} 的变化

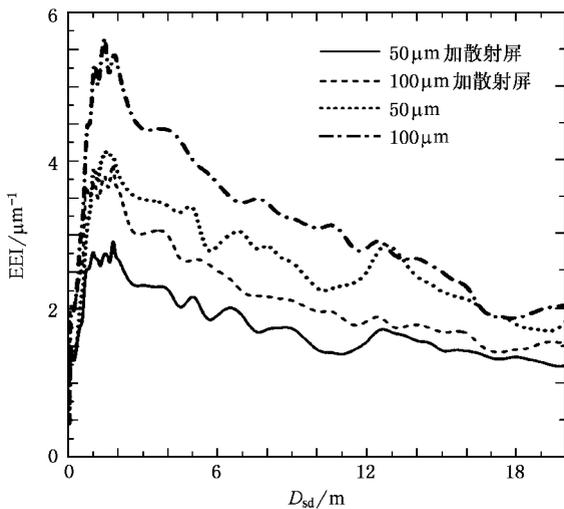


图5 添加散射屏前后尼龙纤维 EEI 随样品到探测器距离 D_{sd} 的变化

散射影响使轮廓像的衬度 C 降低, 这里定义一个系数 γ 用来衡量衬度 C 降低的程度,

$$\gamma = |C_s - C_o| / C_o,$$

其中 C_s 和 C_o 分别代表引入散射和理想成像时的衬度. 如图 6 所示, γ 随 D_{sd} 的增大而迅速增大, D_{sd} 增大到 1.3 m 以后散射影响相对较稳定. 散射还会导致成像背景噪声增大, 进而使成像质量下降. 研究中引入背景标准偏差 σ_b 来衡量散射背景和理想背景的标准偏差, 由于样品的纵向分布均匀, 纵向标准偏差主要是由于散射所造成, 故这里所提到的标准偏差为样品纵向分布的标准偏差, 如图 7 所示. D_{sd} 较小的情况下散射影响也较小. 由于考虑到样品到探测距离 D_{sd} 较小时像的衬度也比较低, 因此为得到质量较高的直接轮廓像应在衬度 C 和样品到探测距离 D_{sd} 之间折衷. 对于需要得到精确信息的样品不仅要考虑像的衬度还要考虑相位重构的精度. 虽然在 D_{sd} 较小时散射影响较小, 但像的衬度也较小, 利用衬度较小的轮廓像进行相位重构精度较低. 在 D_{sd} 较大时, 轮廓像的衬度较高, 散射影响逐渐减小, 不足之处是随着 D_{sd} 的增大 FWHM 也逐渐增大, 像的各细节信息会相互叠加而影响直接观察效果. 以提高探测精度得到样品的精确信息为目的的相位重构正好可以解决这个问题. 相位重构是利用像的强度分布信息与样品厚度或折射率变化信息之间的对应关系, 运用算法计算得到样品的厚度或折射率变化信息.

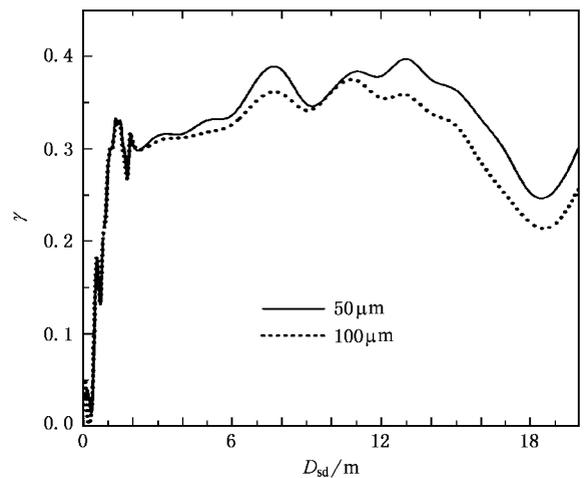


图6 衬度降低系数 γ 随样品到探测器距离 D_{sd} 的变化

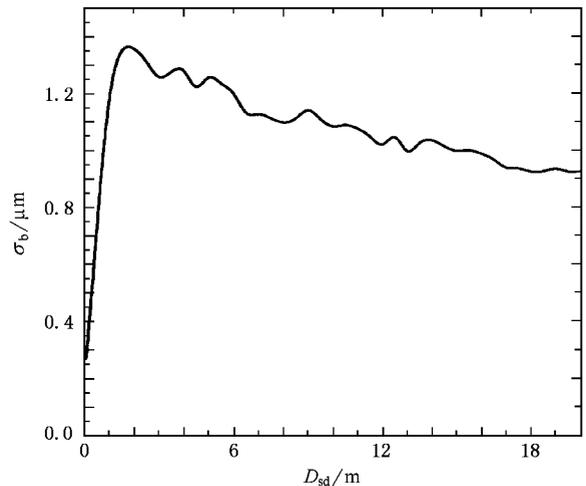


图7 散射背景标准偏差 σ_b 随样品到探测器距离 D_{sd} 的变化

4. 定量相衬成像

定量相衬成像就是通常所称的相位重构, 相位重构方法发展较早^[14, 15], 在信号处理领域发展较成熟且应用广泛. 自 X 射线相衬成像发展以来, 适合于同轴成像的相位重构方法也得到了相应的发展. 相位重构方法大致可以分为两类: 迭代算法和线性近似方法^[16, 17]. 迭代算法发展较成熟, 算法也较简单, 但效率较低, 要想得到较好的结果需要增大迭代次数, 计算量非常大. 线性近似方法是把非线性方程进行线性近似从而可以得到方程的解. 不同的方法适用的范围也不同, 能量传播方程方法适合于较近距离成像的相位重构; 波恩近似方法和 Rytov 近似

方法适合于较远距离成像,且两种方法结果相近.根据不同的成像样品,可以分四种情况进行重构(I)纯相位物体单图重构相位信息(II)均匀物体单图重构相位信息和吸收信息(III)改变距离成像,多幅图像重构相位信息和吸收信息(IV)改变波长成像,多幅图像重构相位信息和吸收信息.

由于 D_{sd} 值较大,我们这里采用波恩近似方法重构相位信息,为便于分析采用单图重构^[17].图8以 $D_{sd} = 10\text{ m}$ 为例,给出了成像样品的厚度分布、轮廓像和重构像.对添加散射屏前后的重构像进行分

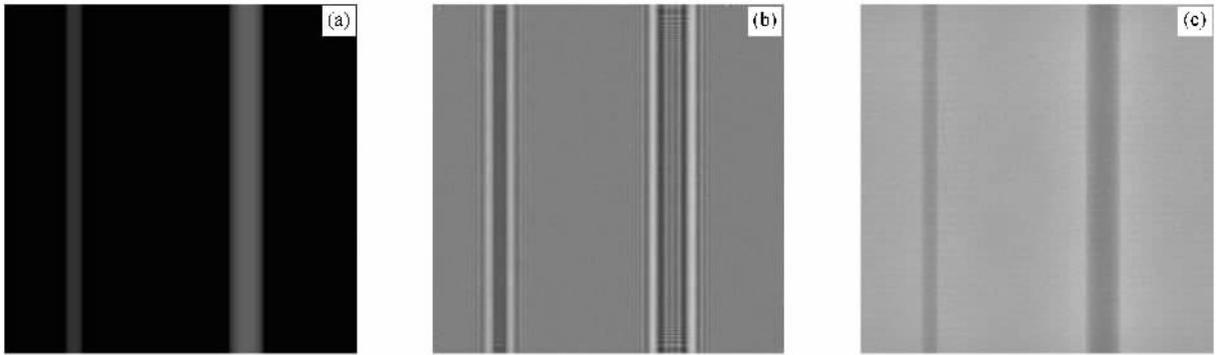


图8 尼龙纤维样品及其轮廓像和重构像 (a)尼龙纤维样品 (b)添加散射屏后在 $D_{sd} = 10\text{ m}$ 时轮廓像 (c)重构像.光子能量为 19 keV

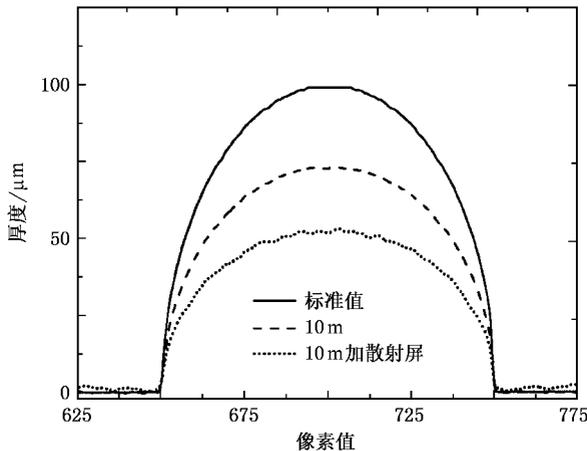


图9 直径为 $100\ \mu\text{m}$ 的尼龙纤维样品在 $D_{sd} = 10\text{ m}$ 时添加散射屏前后重构像横截面的厚度比较

对添加散射屏后的轮廓像进行相位重构,重构的样品横截面厚度分布如图10所示,同时给出了实际厚度分布作为比较.由图10可以看出,当 $D_{sd} < 1\text{ m}$ 时仍能重构出准确的样品边界,但中心部分的厚度分布误差较大.相对而言, D_{sd} 较大时重构精度有明显的提高.对于直径为 $100\ \mu\text{m}$ 的纤维,图11给出

析对比,得到横截面的厚度分布如图9所示.从图9可以看出,相位重构可以有效地利用边缘增强效应强度分布信息重构出样品的轮廓.尼龙纤维样品的厚度分布除了边界变化最为明显外,边界到尼龙纤维的对称中心也有一定的厚度分布变化.由X射线同轴轮廓成像的原理可知,若厚度分布变化在可分辨范围以内则像面内衍射花样包含这个厚度分布变化信息.对于尼龙纤维样品,相位重构结果在边界处最准确,对称中心处误差最大.添加散射屏后使得部分细节信息丢失,重构精度下降.

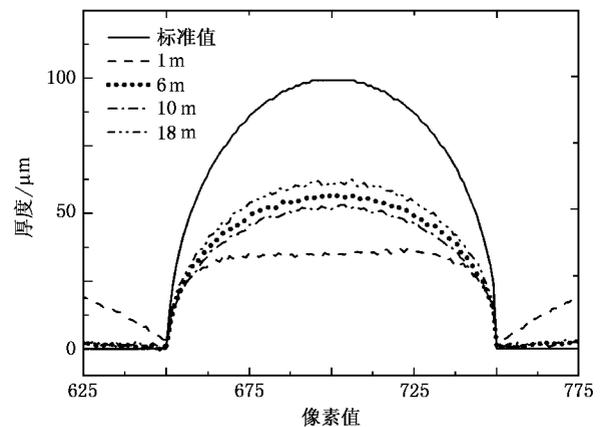


图10 添加散射屏情况下直径为 $100\ \mu\text{m}$ 的尼龙纤维在不同的 D_{sd} 值时重构像横截面的厚度分布

了从几百毫米到 20 m 一系列 D_{sd} 对应的重构厚度分布的标准偏差 σ_b .从图11可以看出:在 $D_{sd} < 6\text{ m}$ 时重构误差随着 D_{sd} 的增大而迅速减小,当 $D_{sd} = 6\text{ m}$ 时误差达到一个极小值,此后误差值没有明显的降低,只有在 $D_{sd} = 18\text{ m}$ 时达到一个较小的极小值.由此我们可以认为,对于直径为 $100\ \mu\text{m}$ 的尼龙纤维样

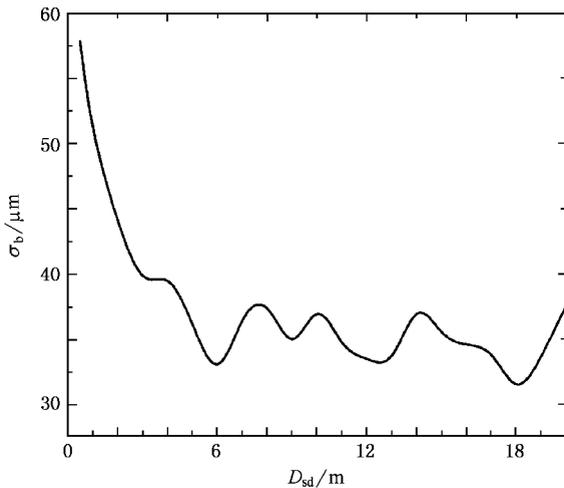


图 11 直径为 $100 \mu\text{m}$ 尼龙纤维重构像标准偏差 σ_b 随样品到探测器距离 D_{sd} 的变化

品最佳的 D_{sd} 值应为 6 m , 此时可以获得最佳成像质量, 同时将散射的影响降到最低. 考虑到实际应用中实验室空间的限制, 对于 D_{sd} 值为 18 m 的情形不予推荐.

5. 结 论

采用数字模拟方法研究了添加散射屏前后的 X 射线同轴轮廓成像随样品到探测器距离的变化规律. 结果表明, 像的衬度随样品到探测器距离的增大而增大, 散射会造成衬度降低和部分信息丢失, 但不影响像的结构分布. 轮廓像的质量由衬度和轮廓锐

度共同决定. 结合二者的影响发现存在一个临界值. 当样品到探测器的距离小于这个临界值时, 轮廓像的质量随距离的增大而提高; 大于临界值后轮廓像的质量逐步下降, 这主要是由边缘展宽导致的边界模糊. 对于本文中的研究条件, 这个临界值约为 1.3 m . 散射会导致成像质量的降低, 但不改变这一临界值.

直接轮廓成像存在一个最佳成像距离, 无法通过改变样品到探测器的距离来减小散射的影响. 利用图像重构实现的所谓定量相衬成像则不受成像距离的限制, 可以通过增大样品到探测器的距离来减小散射对成像质量的影响, 而且可以得到更为精确的样品信息. 研究表明, 考虑散射时增大成像距离可以显著提高图像重构精度, 样品尺度较小时可以获得更高的重构精度. 通过研究重构的样品信息与真实值的偏差随成像距离的变化发现存在一个临界值. 样品到探测器的距离小于这一个临界值时, 图像重构精度随成像距离单调提高, 之后趋于平缓. 在本文的研究条件下, 这一临界距离约为 6 m . 也就是当样品到探测器的距离达到 6 m 这一相对较大值时, 通过图像重构可以将散射的影响减到最小. 对于垂直发射度很小的第三代同步辐射, 可以算作准平行光. 6 m 的成像距离并不会导致成像光斑尺寸的显著增大, 这一方案应是切实可行的. 为便于分析本文中仅采用单幅衍射图重构, 实际应用过程中还可采用多幅图重构来减小误差、提高图像重构精度, 以获得更加精确的样品信息.

- [1] Davis T J , Gao D , Gureyev T E *et al* 1995 *Nature* **373** 595
- [2] Wilkins S W , Gureyev T E , Gao D *et al* 1996 *Nature* **384** 335
- [3] Fitzgerald R 2000 *Phys. Today* **53** 23
- [4] Goodman J W 1968 *Introduction to Fourier Optics* (New York : McGraw-Hill) pp64—68
- [5] Gao D C , Pogony A , Stevenson A W *et al* 2000 *Acta Phys. Sin.* **49** 2357 (in Chinese) [高大超、Pogony A、Stevenson A W 等 2000 物理学报 **49** 2357]
- [6] Gureyev T E , Nugent K A 1996 *J. Opt. Soc. Am. A* **13** 1670
- [7] Xiao T Q , Xu H J , Chen M *et al* 2003 *Nucl. Tech.* **26** 743 (in Chinese) [肖体乔、徐洪杰、陈 敏等 2003 核技术 **26** 743]
- [8] Chen M , Xiao T Q , Luo Y Y *et al* 2004 *Acta Phys. Sin.* **53** 2953 (in Chinese) [陈 敏、肖体乔、骆玉宇等 2004 物理学报 **53** 2953]

- [9] Wei X , Xiao T Q , Liu L X *et al* 2005 *Phys. Med. Biol.* **50** 4277
- [10] Joseph P M , Spital R D 1982 *Med. Phys.* **9** 464
- [11] Nugent K A , Gureyev T E , Cookson D F *et al* 1996 *Phys. Rev. Lett.* **77** 2961
- [12] Xiao T Q , Bergamashi A , Dreossi D *et al* 2005 *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A* **548** 155
- [13] Henke B L , Gullikson E M , Davis J C 1993 *At. Data Nucl. Data Tables* **54** 181
- [14] Gerchberg R W , Saxton W O 1972 *Optik (Stuttgart)* **35** 237
- [15] Fienup J R 1982 *Appl. Opt.* **21** 2758
- [16] Gureyev T E , Pogony A , Paganin D M *et al* 2004 *Opt. Commun.* **231** 53
- [17] Gureyev T E , Davis T J , Pogony A *et al* 2004 *Appl. Opt.* **43** 2418



Application of quantitative imaging to elimination of scattering effect on X-ray in-line outline imaging^{*}

Liu Li-Xiang Du Guo-Hao Hu Wen Luo Yu-Yu Xie Hong-Lan Chen Min Xiao Ti-Qiao[†]

(Shanghai Institute of Applied Physics , Chinese Academy of Sciences , Shanghai 201800 , China)

(Received 3 April 2006 ; revised manuscript received 26 June 2006)

Abstract

X-ray in-line outline imaging (XILOI) attracts much attention in recent years , for its simple setup compared with other approaches . Unfortunately , scattering effect cannot be removed directly , which restricts seriously the applications of this method to fields like biomedical radiography . The scattering effect in XILOI was investigated by digital simulation , in which the sample-detector distance (SDD) was changed step by step . The results show that there is a best imaging distance for the direct outline imaging and it is impossible to eliminate the scattering by arbitrarily changing the distance in this case . This difficulty could be overcome by quantitative phase contrast imaging (QPCI) , in which SDD can be adjusted freely using a reconstruction algorithm . According to the investigation using QPCI , the scattering effect can be reduced to a minimum by increasing the SDD to a critical value , at which distinct improvement of the image quality can be achieved .

Keywords : scattering , X-ray in-line outline imaging , quantitative phase contrast imaging

PACC : 4230 , 0785

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 10275087) , the Natural Science Foundation of Shanghai , China (Grant No. 02ZF14116) and the Science and Technology Development Foundation of Shanghai , China (Grant No. 022261023) .

[†] Corresponding author . E-mail : tqxiao@sinap . ac . cn