

X 射线同轴轮廓成像中影响成像质量的 若干因素研究^{*}

刘丽想 杜国浩 胡 雯 谢红兰 肖体乔[†]

(中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800)

(2006 年 12 月 14 日收到, 2007 年 3 月 28 日收到修改稿)

采用数字模拟方法较为系统地研究了光子能量、样品直径和散射强度对成像质量的影响, 克服了已有实验结果的局限性. 研究得到成像质量随光子能量的变化关系, 模拟结果与已有实验结果相符. 研究发现, 当其他成像参数不变时, 同一样品存在多个光子能量可实现相近的成像质量, 且成像质量都较好, 这可用于定量相衬成像中多图像重构时图像的选择, 也为对辐射剂量有要求的样品提供理论依据. 得到了不同直径样品在成像质量最佳时所对应的样品到探测器距离, 发现这一距离随样品直径的增加而增加. 研究了样品厚度或折射率变化导致的散射 X 射线对成像质量的影响, 发现成像衬度随散射的增强呈指数下降, 在厚度或折射率分布不规则导致散射的情况下, X 射线同轴轮廓成像仍能得到较好的轮廓像.

关键词: X 射线同轴轮廓成像, 成像质量, X 射线散射

PACC: 4230, 0785

1. 引 言

对于轻元素而言, 硬 X 射线的相位漂移截面远大于吸收截面, 此时 X 射线相位衬度成像(X-ray phase contrast imaging, 简记为 XPCI), 要优于传统的 X 射线吸收成像. 随着 X 射线光源特别是第三代同步辐射装置的发展, X 射线的相干通量极大提高, 使得 XPCI 成为可能. 目前 XPCI 已获得较广泛的应用, 可对生物软组织、心脑血管、昆虫、软体动物、植物纤维、高分子聚合物等传统 X 射线成像无能为力的弱吸收样品成清晰像^[1-6]. 现有 XPCI 方法中, X 射线同轴轮廓成像(X-ray in-line outline imaging, 简记为 XIOI)法相对而言具有光路简单、对光源空间相干性和通量要求低以及成像面积大的特点, 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^[7-10]. 这种方法在实际应用中具有成本低、便于推广的优点. 已有文献对 XPCI 质量的报道多是关于光

源空间相干性和光源类型的影响研究^[11, 12], 但是成像质量除了与光源和样品密切相关外还受光子能量、成像距离(样品到探测器、光源到样品)和散射等多种因素影响. 文献[13]中利用 ELETTRA /SYRMEP (synchrotron radiation for medical physics) 成像线站较为系统地实验研究了光束横纵向、光子能量、狭缝宽度、样品到探测器距离以及探测器的分辨率对 XPCI 质量的影响, 并根据 XIOI 的特点, 提出综合评价成像质量的标准. 受客观条件的限制, 文献[13]中实验参数的选择存在一定的局限性, 如光子能量范围受到光束线设计参数的限制、光子能量点的数目也受到实验机时的限制、样品到探测器的距离受实验棚的限制也不可能选得太大等等.

本文采用数字模拟的方法, 克服了实验装置的局限性, 较为系统地研究了光子能量、样品直径以及散射强度对成像质量的影响. 成像距离对成像质量的影响在文献[14]中已有报道, 这里直接引用结果.

^{*} 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)和上海市科学技术发展基金(批准号: 022261023)资助的课题.

[†] 通讯联系人, E-mail: tqxiao@sinap.ac.cn

2. 物理模型

相干或部分相干 X 射线透过样品时,波前受样品内部结构的调制在厚度或折射率突变处发生传播方向的改变.透过样品后的 X 射线在空域中传播时遵循菲涅耳衍射原理,到达像平面时由于局域干涉效应产生边缘增强,从而形成样品的轮廓像,这就是所谓的 XIOI. XIOI 是一种基于空间相干 X 射线相位变化的成像方法,图 1 为 XIOI 原理示意图.

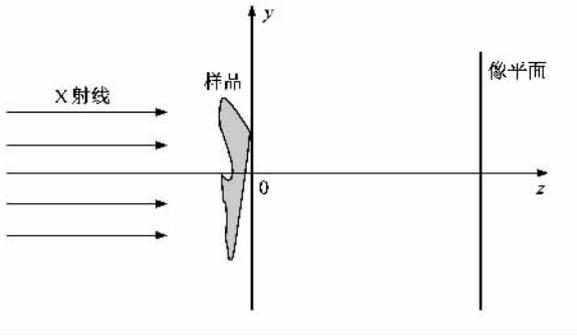


图 1 XIOI 原理示意图

单色平行 X 射线垂直入射到物平面,透过物体后在空域中传播一定距离后到达像平面.样品的复折射率可表示为

$$n_0 = 1 - \delta_0 - i\beta_0. \quad (1)$$

对于弱吸收和弱相位样品,其透射函数可表示为^[15]

$$Q(\xi, \eta) \approx 1 - \mu_0(\xi, \eta) + i\phi_0(\xi, \eta), \quad (2)$$

式中

$$\mu_0(\xi, \eta) = 2\pi\beta_0 T_0(\xi, \eta)\lambda,$$

$$\phi_0(\xi, \eta) = 2\pi\delta_0 T_0(\xi, \eta)\lambda,$$

其中 $T_0(\xi, \eta)$ 为样品厚度分布函数.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

$$\mathcal{J}(x, y, z) = \frac{\exp(i kz)}{i\lambda z} \iint Q(\xi, \eta) \exp\left\{i \frac{k}{2z} \times [(x - \xi)^2 + (y - \eta)^2]\right\} d\xi d\eta, \quad (3)$$

则像的强度分布可以表示为

$$\begin{aligned} I(x, y, z) &= |\mathcal{J}(x, y, z)|^2 \\ &\approx 1 - 2\mu_0(\xi, \eta) * F^{-1}(\cos \chi) \\ &\quad + 2\phi_0(\xi, \eta) * F^{-1}(\sin \chi). \end{aligned} \quad (4)$$

这里 F^{-1} 表示傅里叶逆变换, $\chi = \pi\lambda z(u^2 + v^2)$, u, v 为频域坐标,符号“ $*$ ”表示卷积.(4)式给出了像的强度分布与透射 X 射线的相位变化和振幅变化的对应关系.利用傅里叶变换的积分性质就可以在已知成像参数的情况下通过计算机模拟得到相衬像.

3. 结果及分析

与文献[14]相同,样品仍选择在医学临床诊断领域极为重要的微血管模型.为计算简便以及便于实验验证,样品材料选为与微血管复折射率相近且吸收较小的尼龙,对应复折射率参数引自文献[16].计算中所用计算机为 Pentium(R) CPU 2.00 GHz,计算机语言采用 Visual C++,采样间隔为 $1 \mu\text{m}$,图像大小为 1024×1024 像素.引入文献[13]中所述衬度(contrast) C 、边缘增强半高全宽(FWHM)和边缘增强系数(edge enhanced index) τ 作为评价同轴轮廓成像质量的主要参数.衬度 C 和边缘增强系数 τ 可分别表示为

$$C = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}},$$

$$\tau = C \times 100/w,$$

其中 w 为边缘增强 FWHM.

3.1. 光子能量对成像质量的影响

X 射线成像的实际应用中,需要寻求穿透能力、辐射剂量和衬度等因素的折衷,而光子能量选择是其中的关键.不同能量的 X 射线在样品中的复折射率不同,不同的样品组分对同一光子能量 X 射线的复折射率也不同,因此对于样品厚度或折射率变化十分敏感的同轴轮廓成像而言,在样品确定的情况下光子能量的选择将直接决定成像质量. XPCI 一个非常重要的应用领域就是医学成像,这样辐射剂量问题就变得尤为突出,而光子能量的高低直接决定了辐射剂量的大小.与衍射增强成像相比, XIOI 受原理限制不能直接消除散射光.由瑞利散射定律可知 X 射线散射系数正比于 λ^{-4} ,因此光子能量的选择同样决定了散射影响的程度.

目前 XPCI 大部分实验采用的光子能量在 50 keV 以下,本文取光子能量变化范围为 8—50 keV.

为保证成像质量以及以后可能进行相位重构的精度,根据文献[14]选择样品到探测器的距离为 2 m. 所用样品的直径为 $50\ \mu\text{m}$. 对这一样品改变光子能量,利用(4)式得到相衬像,对相衬像进行分析得到 C , w 以及 τ 的变化规律.

图 2 为边缘增强 FWHM 随光子能量的变化. 从图 2 可以看出,边缘增强 FWHM 总体上随光子能量的增加而递减. 一种可能的解释是,该值的大小与光束通过样品后的偏折程度有关. 对于同一种材料, X 射线折射率的实部随光子能量的增大而降低,其偏折角度也相应减小,产生局域干涉的空间范围相应减小,从而导致边缘轮廓的宽度减小.

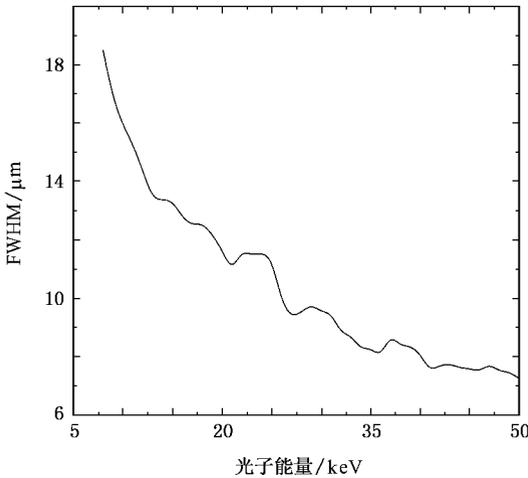


图 2 边缘增强 FWHM 随光子能量的变化. 样品直径为 $50\ \mu\text{m}$, 样品到探测器距离为 2 m

图 3 为衬度 C 随光子能量的变化. 从图 3 可以看出,衬度 C 在 14 keV 附近存在一个极大值,之后随光子能量的增大呈单调下降趋势. 文献[13]的实验中光子能量范围不够大,但给出的结果与模拟结果一致,这从一定程度上说明了模拟结果的有效性.

综合边缘增强的 FWHM 和衬度 C 两个因素后得到 τ 随光子能量变化的曲线,如图 4 所示. 从图 4 可以看出,边缘增强系数 τ 随光子能量的增大存在一系列的极大值和极小值,光子能量取 14 和 27 keV 时能获得较好的边缘增强效果. 因此,对于低密度或薄样品以及对辐射剂量要求不高情形,可采用 14 keV 的 X 射线来成像,此时还可以得到较高的衬度. 对于致密或厚样品以及对辐射剂量要求较高的情

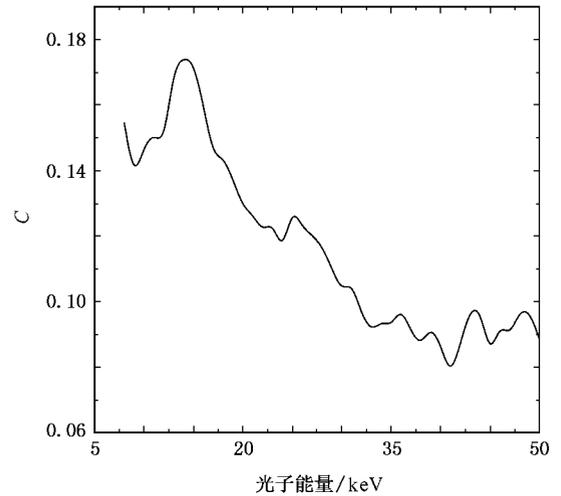


图 3 衬度 C 随光子能量的变化. 样品直径为 $50\ \mu\text{m}$, 样品到探测器距离为 2 m

形,则应该选择较高的光子能量,同时还能获得相对较高的边缘增强效果. 对于定量相衬成像^[17]而言,则建议采用 τ 第一个极大值所对应的光子能量来进行成像,选择这一光子能量的优点是保证像的衬度足够大,并且像的细节叠加影响较小,便于提高重构精度. 为提高重构精度而采用不同光子能量下的两幅图像来重构样品信息时,为保证所选两幅图像的质量都较好,可以选择 τ 取极大值时的相衬像. 利用文献[17]中的(31)式就可以同时得到样品的相位和吸收信息. 对于辐射剂量有要求的生物样品而言,则可以选择较高的成像光子能量,同时还能保证

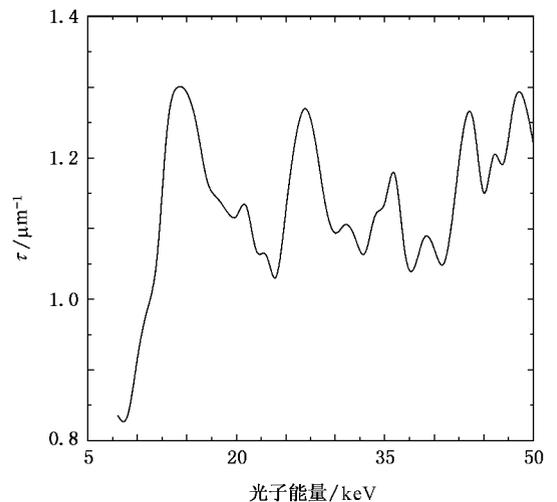


图 4 边缘增强系数 τ 随光子能量的变化. 样品直径为 $50\ \mu\text{m}$, 样品到探测器距离为 2 m

成像质量较好.

对 τ 取极值时相衬像及横截面强度分布进行了分析对比, 结果如图 5 所示. 图 5 中的光子能量为 14 和 27 keV 对应 τ 的极大值, 光子能量为 24 keV 对应 τ 的极小值. 图 5(a) 和 (c) 分别为光子能量为 14 和 4 keV 时的相衬像, 除边缘增强程度不同外, 中间结构也不同. 图 5(a) 两个非常明显的边界之间仍有较弱的明暗条纹, 图 5(c) 则相对不那么明显. 对横

截面强度分布进行了对比, 结果如图 5(b)(d)(f) 所示. τ 出现极值除与衬度增加直接相关外, 还与次级衍射条纹正相叠加相关. 实际光源为非理想光源, 边缘增强效应的次级衍射要弱很多, 这对提高同轴轮廓成像的质量是十分有利的. 随着光源技术的发展, X 射线的相干性有了很大提高, 在样品厚度或折射率变化足够大的情况下会有次级衍射条纹. 因此, 对于相干性较好的光源(如自由电子激光), 就有可

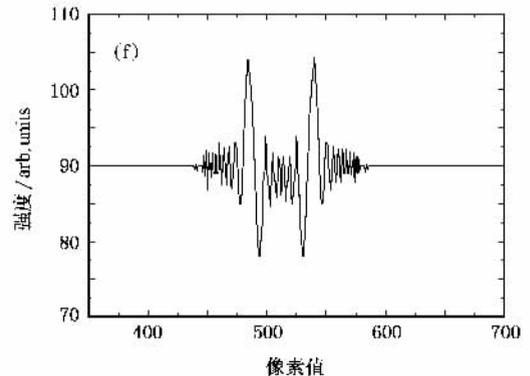
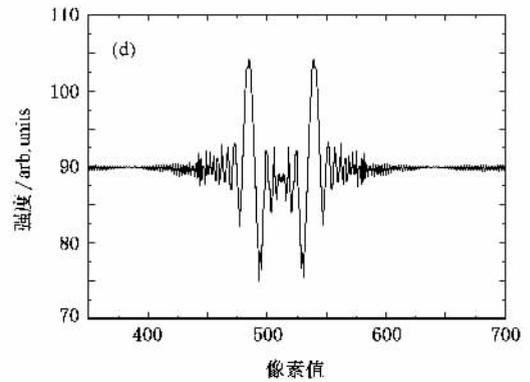
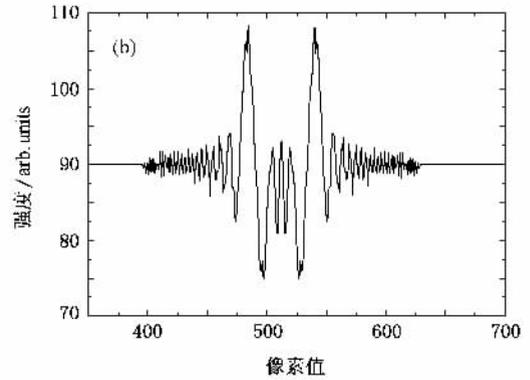


图 5 边缘增强系数 τ 取极值时相衬像及横截面强度分布 样品直径为 $50 \mu\text{m}$ 样品到探测器距离为 2 m. (a) 光子能量为 14 keV 时相衬像 (b) 光子能量为 14 keV 时相衬像横截面强度分布 (c) 光子能量为 24 keV 时相衬像 (d) 光子能量为 24 keV 时相衬像横截面强度分布 (e) 光子能量为 27 keV 时相衬像 (f) 光子能量为 27 keV 时相衬像横截面强度分布

能需要考虑次级衍射条纹叠加情况.这意味着已有的同步辐射光源或微聚焦光源是实现同轴轮廓成像的最佳光源.

3.2. 样品直径对成像质量的影响

由 XIOI 原理可知,样品的厚度或折射率变化不同时导致的相位改变也将不同.因此,在样品密度均匀时不同直径的样品在成像时形成的衬度也不尽相同.下面利用数字模拟的方法研究样品直径对成像质量的影响.实际的血管成像中,血管直径由若干微米至几十毫米不等,因此有必要研究不同直径样品的成像质量情况.本文中样品直径从 $2\ \mu\text{m}$ 增加到 $20\ \mu\text{m}$.考虑到实际光源与理想光源的不同,为避免理想光源时左右边界叠加产生的干扰,故对样品进行了模拟处理,处理前后样品横截面如图 6 所示.处理后的样品不仅避免了左右叠加,更可消除次级衍射影响.通过改变样品直径,就可观察不同直径对成像质量的影响.实验中光子能量根据文献 [13] 选择为 $19\ \text{keV}$.

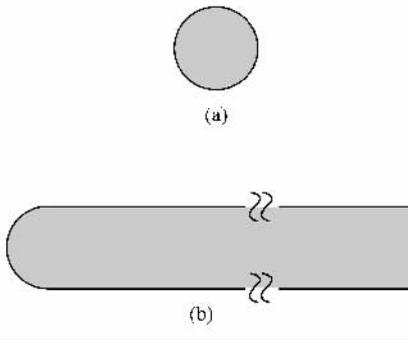


图 6 样品横截面示意图 (a) 处理前 (b) 处理后

图 7 为不同直径的样品在 τ 取极大值时所对应的样品到探测器的距离 D_{sd} ,这一距离随样品直径的增大而增大,如 D_{sd} 以 cm 为单位,样品直径以 μm 为单位,则拟合直线的斜率为 0.5603 .临床诊断中研究血管的形态对肿瘤早期诊断有着十分重要的意义.模拟中采用了血管的参数.由血管的复折率可知,对于直径约为 $10\ \mu\text{m}$ 的毛细血管而言, $D_{sd} = 10\ \text{cm}$ 时成像效果最佳.若探测器分辨率较低,则需要增大这一距离来提高衬度.可以肯定的是, D_{sd} 不应小于 $10\ \text{cm}$.模拟结果表明,大直径样品对应较高的轮廓成像质量.不同直径的样品对应的 τ 极大值如

图 8 所示.从图 8 可以看出, τ 随样品直径的增大而增大,增长趋势的直线斜率约为 0.56 .

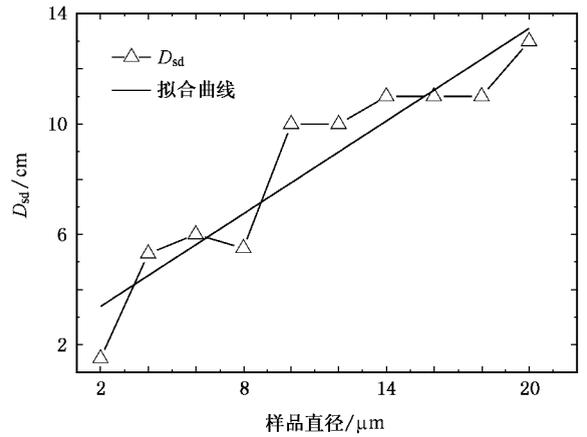


图 7 不同直径的样品在成像质量最佳时的样品到探测器距离 D_{sd} .光子能量为 $19\ \text{keV}$.拟合曲线方程为 $y = a(x - b)$,拟合参数分别为 $a = 0.5603 \pm 0.0737$, $b = -4.04543 \pm 2.11846$

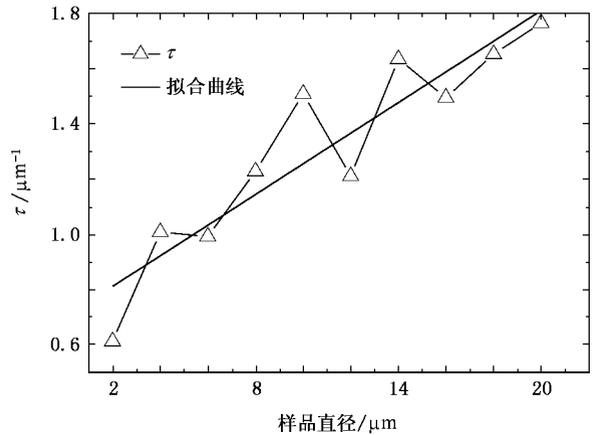


图 8 不同直径的样品在成像质量最佳时边缘增强系数 τ 的变化.光子能量为 $19\ \text{keV}$.拟合曲线方程为 $y = a(x - b)$,拟合参数分别为 $a = 0.5551 \pm 0.0083$, $b = -12.60513 \pm 3.63335$

上述结果表明,对复杂样品成像时可根据感兴趣的细节选择样品到探测器的距离.在分辨小的细节时,应选取较小的成像距离, $2\ \mu\text{m}$ 样品的细节对应的成像距离为 $15\ \text{mm}$.直径较大的样品能获得更高的衬度,而小的细节衬度相对较小, $2\ \mu\text{m}$ 样品的细节对应的边缘增强系数约为 $20\ \mu\text{m}$ 样品的边缘增强系数的 $1/3$.这就意味着,分辨率达 $1.0\ \mu\text{m}$ 的同轴轮廓成像对探测器的信噪比提出了高的要求,大直径细节的成像则要求探测器有较大的动态范围.由此进一步推广,对于同轴轮廓成像而言,要获得亚微

米分辨率面临的最大的问题就是如何提高成像衬度.

3.3. 散射强度对成像质量的影响

根据 X 射线与物质相互作用的特点, X 射线透过样品时除发生吸收、相位改变外, 还会伴随有散射. 散射信息叠加到相衬像中, 不仅降低了像的质量, 更有可能破坏部分细节信息从而产生赝像. 对于生物软组织等强散射介质, 散射光影响尤为明显. XIOI 不能像干涉和衍射增强方法那样直接滤掉大部分杂散光, 因此散射严重制约了 XIOI 应用的进一步推广. 另一方面, XIOI 具有光路简单、不需要任何光学元件和成像面积大等优点, 具有重要的应用前景. 因此, 研究散射对其成像质量的影响以及如何减小甚至消除散射影响, 是 XIOI 进一步扩大其应用领域的关键.

为便于分析, 假设样品中散射部分与不散射部分相互分离. 利用具有一定表面粗糙度的镀膜来产生散射, 紧贴其后的待成像结构为近似纯相位物体的尼龙纤维. 散射屏的复折射率为

$$n_s = 1 - \delta_s - i\beta_s. \quad (5)$$

总的透射函数为

$$Q(\xi, \eta) \approx 1 - [\mu_0(\xi, \eta) + \mu_s(\xi, \eta)] + [\phi_0(\xi, \eta) + \phi_s(\xi, \eta)]. \quad (6)$$

这里 μ_0 和 ϕ_0 的意义同(2)式,

$$\mu_s(\xi, \eta) = \frac{2\pi\beta_s T_s(\xi, \eta)}{\lambda},$$

$$\phi_s(\xi, \eta) = \frac{2\pi\delta_s T_s(\xi, \eta)}{\lambda},$$

其中 $T_s(\xi, \eta)$ 为散射屏厚度分布函数. 散射屏具有一定厚度, 通过粗糙表面来实现散射, 表面粗糙度为各态历经、各向同性、随机分布函数. 粗糙度的大小代表了散射的强弱. 虽然理论上知道散射越强成像质量越差, 但对于实际样品我们并不知道具体的对应关系. 根据文献 [14] 中研究结果, 样品到探测器距离为 2 m 左右时, 散射对成像质量的影响比较大, 此时像的衬度较大. 为便于分析对比, 同时也能满足相位重构方法对成像距离的要求来保证重构精度, 模拟中采用的样品到探测器的距离为 2 m, 同时取光子能量为 19 keV, 样品直径为 50 μm . 散射屏粗糙

度的变化范围取 0—30 μm , 变化步长为 0.5 μm . 由复折射率比值可知, 镀膜最大散射强度对应于厚度变化范围为 0—34.44 μm 的完全不规则生物软组织完全散射, 实际生物软组织导致散射还与光子能量和材料有关, 这里我们只研究厚度变化情况.

根据模拟结果, 衬度 C 随镀膜表面粗糙度的变化曲线如图 9 所示, 拟合曲线方程为

$$y = y_0 + A \exp[-(x - x_0)t],$$

拟合参数分别为 $y_0 = 0.03594 \pm 0.00055$, $A = 0.11918$, $x_0 = -1.85632$, $t = 23.94583 \pm 0.35743$. 从图 9 可以看出, 衬度 C 随散射强度的增强呈指数降低, 这与所添加散射模型的数学期望值相关, 从而也说明了衬度与样品直径为简单的线性关系, 与理论相符合.

为更加直观地观察散射强弱对成像质量的影响, 分析了相衬像及其横截面强度分布, 结果如图 10 所示, 其中 (a)(c)(e) 为散射不同时的相衬像, (b)(d)(f) 为相应的横截面强度分布. 从图 10 可以看出, 随着散射的增强, 像的衬度降低, 背景噪声也随之增大, 直至完全淹没在噪声中.

综合图 9 和图 10 可以发现, 在镀膜的表面粗糙度为 60 μm 时衬度 C 降低至 0.045, 此时相衬像中样品轮廓信息几乎全部被掩盖. 在厚度或折射率分布不规则导致散射的情况下, XIOI 的质量仍较好.

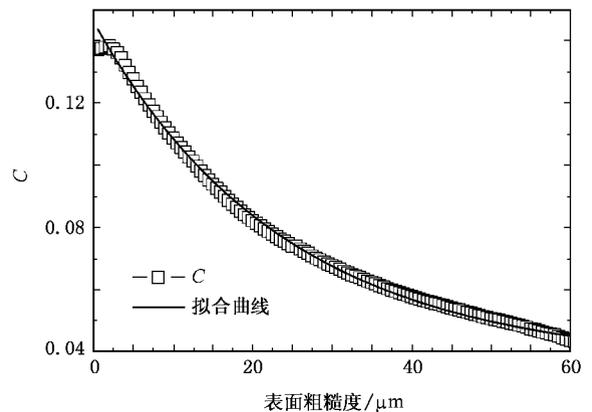


图 9 样品衬度 C 随镀膜表面粗糙度的变化. 样品到探测器距离 D_{sd} 为 2 m, 光子能量为 19 keV

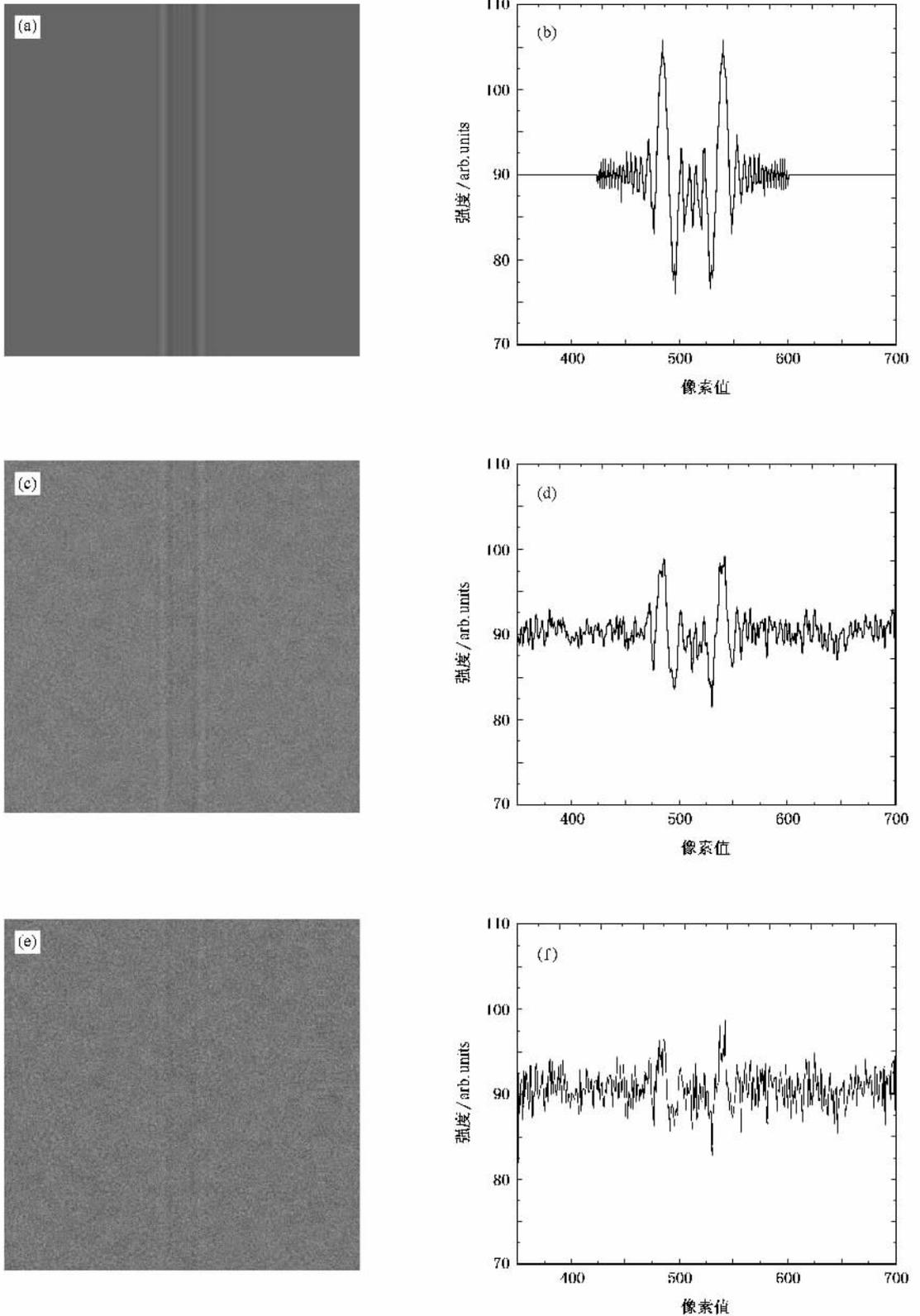


图 10 散射强度不同时相衬像及横截面强度分布 样品直径为 $50\ \mu\text{m}$ 样品到探测器距离 D_{sd} 为 $2\ \text{m}$ 光子能量为 $19\ \text{keV}$. (a) 散射屏表面粗糙度为 $0\ \mu\text{m}$ 时相衬像 (b) 散射屏表面粗糙度为 $0\ \mu\text{m}$ 时相衬像横截面强度分布 (c) 散射屏表面粗糙度为 $30\ \mu\text{m}$ 时相衬像 (d) 散射屏表面粗糙度为 $30\ \mu\text{m}$ 时相衬像横截面强度分布 (e) 散射屏表面粗糙度为 $60\ \mu\text{m}$ 时相衬像 (f) 散射屏表面粗糙度为 $60\ \mu\text{m}$ 时相衬像横截面强度分布

4. 结 论

采用数字模拟方法研究了光子能量、样品直径和散射对同轴轮廓成像质量的影响。较系统地对比 XPCI 实验的光子能量进行了比较研究,发现对于直接相衬成像而言存在最佳成像光子能量,光子能量大于 14 keV 时衬度随光子能量的增加而降低,这与已发表的实验结果相符合。作为综合评价成像质量的参数即边缘增强系数存在多个极大值,这对于 XIOI 的相位重构具有重要价值,有助于提高重构精

度进而扩大 XIOI 的应用范围。针对 XIOI 中成像衬度与样品到探测器的距离密切相关的特点和在医学成像应用广泛的 2—20 μm 直径范围,得到了不同直径样品成像质量最佳时样品到探测器的距离,并得到了这一距离的变化斜率,为实验操作提供了参考。通过调整散射强度,发现衬度随散射的增强而呈指数降低,衬度值低于 0.04 时样品轮廓肉眼不能分辨。由于厚度不规则导致的散射会使衬度降低、误差增大,但不会完全掩盖衬度信息。这表明 XIOI 虽不能直接消除散射影响,但仍具有广阔的应用前景。

- [1] Davis T J , Gao D , Gureyev T E , Stevenson A W , Wilkins S W 1995 *Nature* **373** 595
- [2] Wilkins S W , Gureyev T E , Gao D , Pogany A , Stevenson A W 1996 *Nature* **384** 335
- [3] Westneat M W , Betz O , Blob R W , Fezzaa K , Cooper W J , Lee W K 2003 *Science* **299** 558
- [4] Momose A , Takeda T , Itai Y , Hirano K 1996 *Nature Med.* **2** 473
- [5] Huang W X , Tian Y L , Zhu P P , Mai Z H , Hu X F 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 1040 (in Chinese) [黄万霞、田玉莲、朱佩平、麦振洪、胡小方 2002 物理学报 **51** 1040]
- [6] Huang W X , Yuan Q X , Tian Y L , Zhu P P , Jiang X M , Wang J Y 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 677 (in Chinese) [黄万霞、袁清习、田玉莲、朱佩平、姜晓明、王越 2005 物理学报 **54** 677]
- [7] Xiao T Q , Xu H J , Chen M , Du G H , Wei X , Luo Y Y , Liu L X 2003 *Nucl. Tech.* **26** 743 (in Chinese) [肖体乔、徐洪杰、陈敏、杜国浩、魏逊、骆玉宇、刘丽想 2003 核技术 **26** 743]
- [8] Chen M , Xiao T Q , Luo Y Y , Liu L X , Wei X , Du G H , Xu H J 2004 *Acta Phys. Sin.* **53** 2953 (in Chinese) [陈敏、肖体乔、骆玉宇、刘丽想、魏逊、杜国浩、徐洪杰 2004 物理学报 **53** 2953]
- [9] Wei X , Xiao T Q , Chen M , Liu L X , Luo Y Y , Du G H , Xu H J 2005 *Nucl. Tech.* **28** 889 (in Chinese) [魏逊、肖体乔、陈敏、刘丽想、骆玉宇、杜国浩、徐洪杰 2005 核技术 **28** 889]
- [10] Wei X , Xiao T Q , Liu L X , Du G H , Chen M , Luo Y Y , Xie H L 2005 *Phys. Med. Biol.* **50** 4277
- [11] Gureyev T E , Mayo S , Wilkins S W , Paganin D , Stevenson A W 2001 *Phys. Rev. Lett.* **86** 5827
- [12] Gureyev T E , Nesterets Y I , Paganin D M , Wilkins S W 2006 *J. Opt. Soc. Am. A* **23** 34
- [13] Xiao T Q , Bergamashi A , Dreossi D , Longo R , Olivo A , Pani S , Rigon L , Rokvic T , Venanzi C , Castelli E 2005 *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A* **548** 155
- [14] Liu L X , Du G H , Hu W , Luo Y Y , Xie H L , Chen M , Xiao T Q 2006 *Acta Phys. Sin.* **55** 6387 (in Chinese) [刘丽想、杜国浩、胡雯、骆玉宇、谢红兰、陈敏、肖体乔 2006 物理学报 **55** 6387]
- [15] Pogany A , Gao D , Wilkins S W 1997 *Rev. Sci. Instrum.* **68** 2274
- [16] Henke B L , Gullikson E M , Davis J C 1993 *At. Data Nucl. Data Tables* **54** 181
- [17] Gureyev T E , Davis T J , Pogany A , Mayo S C , Wilkins S W 2004 *Appl. Opt.* **43** 2418

Effect of some factors on imaging quality of X-ray in-line outline imaging^{*}

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

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

(Received 14 December 2006 ; revised manuscript received 28 March 2007)

Abstract

The imaging quality of X-ray in-line outline imaging (XIOI) is mainly related to the size of samples, X-ray photon energy, X-ray scattering, distance from sample to detector D_{sd} and also distance from source to sample for point X-ray source and so on. To maximize the resolution of the image under the practical limitations of laboratorial equipment in distance from sample to detector and range of adjustable photon energy etc., the present paper studies the effect of the above factors on the imaging quality using numeral simulation. We obtained the relationship between imaging quality and photon energy, and not only found that there are certain X-ray photon energies which are equally well suitable for imaging but also found that we can get some high quality images for phase retrieval through which we can get the exact phase and absorption information. We have determined the precise D_{sd} values at which the imaging quality is the best for samples of different size, and found that D_{sd} is proportional to the sample size and determined the factor of proportionality. Though the diffuse scattering of X-ray reduces the contrast of images, we can still have good contrast when the variation in thickness is the order of the sample size when the scattering are only caused by the variation in thickness. So under these unfavorable conditions XIOI still performs effectively.

Keywords : X-ray in-line outline imaging , imaging quality , X-ray scattering

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 Foundation of Science and Technology Development of Shanghai, China (Grant No. 022261023).

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