

微焦点类同轴X射线相衬成像实验及相位恢复重建

张夏静¹, 夏天², 何培忠³

1. 上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 华东师范大学磁共振重点实验室, 上海 200062; 3. 上海健康医学院, 上海 201318

【摘要】目的:基于微焦点X射线源,进行相衬成像实验和相位信息提取。**方法:**根据Fresnel-Kirchhoff衍射理论,考虑空间相干性与时间相干性的影响,对连续X射线相衬成像的一般公式进行推导。根据从含有相位信息和吸收信息的图片里提取纯相位信息的方法,通过MATLAB对相衬图片进行处理。**结果:**实验一,对塑料吸管进行相衬成像,通过改变探测器与样品之间的距离,得到比传统X射线成像更清晰、放大且能够突出边界信息的图像;实验二,在电压分别为45 kVp和70 kVp的情况下得到硼硅酸盐玻璃的相衬图像,然后通过相位恢复重建得到含有纯相位信息的相衬图像。**结论:**对于轻元素物质,微焦点类同轴X射线相衬成像比传统X射线相衬成像的分辨率高、图像衬度好;相位信息提取技术将会大大促进微焦点类同轴X射线相衬成像技术在普通实验室应用和医学肿瘤检测等方面的应用进展。

【关键词】X射线;相位衬度成像;微焦点;边缘增强;相位提取

【中图分类号】R312;TP434

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)09-1050-06

Micro-focus in-line X-ray phase contrast imaging experiment and phase recovery reconstruction

ZHANG Xiajing¹, XIA Tian², HE Peizhong³

1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Key Laboratory of Magnetic Resonance, East China Normal University, Shanghai 200062, China; 3. Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China

Abstract: Objective To perform phase contrast imaging experiment and phase information extraction based on micro-focus X-ray source. **Methods** Based on Fresnel-Kirchhoff diffraction theory and considering the effects of spatial coherence and temporal coherence, the general formula of continuous X-ray phase contrast imaging was derived. According to the method of extracting pure phase information from the images containing phase information and absorption information, the phase contrast images were processed with MATLAB. **Results** In experiment 1, phase contrast imaging was conducted on a plastic straw. By changing the distance between the detector and the sample, the images which were clearer and larger than those obtained by traditional X-ray imaging and highlighted the boundary information were obtained. In experiment 2, the phase contrast images of borosilicate glass at tube voltage of 45 kVp and 70 kVp were obtained and then the phase contrast images containing pure phase information were obtained through phase recovery reconstruction. **Conclusion** For light elements, micro-focus in-line X-ray phase contrast imaging is superior to traditional X-ray phase contrast imaging in image resolution and image contrast. The technology of phase information extraction will greatly promote the applications of X-ray phase contrast imaging in general laboratory and clinical tumor detection.

Keywords: X-ray; phase contrast imaging; micro-focus; edge enhancement; phase extraction

前言

传统X射线成像是根据不同物质对X射线吸收的差异进行成像,对于骨骼和肌肉等重元素为主的

物质成像效果很好,但是对于以轻元素为主的材料或组织(如肿瘤与血管的交界面)而言,由于材料的弱吸收,形成的图像分辨率低,传统X射线成像效果很差。事实上,当X射线穿过样品时,不仅仅是其振幅因X射线被吸收发生减弱,相位也产生了漂移。近年来,许多研究学者发现轻元素物质引起X射线相位改变的幅度是其对X射线的吸收值的1 000倍到10万倍,因此如果可以利用相位信息形成的X射线进行相位衬度成像,其发展前景很广阔^[1-4]。1935年,获得诺贝尔物理学奖的德国科学家泽尼克提出了一种新

【收稿日期】2018-03-22

【作者简介】张夏静,硕士研究生,研究方向:生物医学仪器及医学信息技术,E-mail: 26751453@qq.com

【通信作者】何培忠,博士,教授,研究方向:医学影像设备,E-mail: hepz@sumhs.edu.cn

方法,即相衬法,可以把相位变化转化成强度的分布^[5]。相位衬度成像的基本原理是通过探测到的相位变化来引起光强变化。目前,根据成像原理可以分为4种:干涉成像、衍射增强成像、光栅剪切相位衬度成像和类同轴相衬成像。其中,类同轴相衬成像是基于微焦点X射线源,因其装置简单,所得图像分辨率高,且可在普通实验室进行试验,无需特殊条件等原因,受到越来越多人的重视。使用微焦点源进行相衬成像,对低密度、弱吸收的样品进行初步实验研究,可为相衬成像的临床应用打下基础。目前的X射线相衬技术并没有应用于临床检测,因为人体是一个非常复杂的组织系统,其内部结构、密度和厚度是有差异的,因此目前的难点是从已知的X射线携带相位信息的图像,反求出可量化的样品内部结构信息,也可以说是由图像强度测量信息来恢复物体的相位信息问题,即相位恢复重建问题,这是对X射线相衬成像进一步深入研究和应用的关键问题^[6-7]。

1 相衬成像原理

X射线相衬成像原理是当X射线穿过物体时,由于X射线被物体吸收其振幅减弱,且由于样品内部物质密度不同,传播时X射线的相位也发生改变。X射线波因为相位漂移产生畸变,改变了光波的传播方向,进一步传播时,这种畸变波能使相位变化成为可见的强度变化,即形成位相衬度。

相位改变的大小是由组织的折射率决定的,X射线的复折射因子为^[8]:

$$n = 1 - \delta + i\beta \quad (1)$$

其中, δ 表示相移项,是使入射X射线发生相位漂移的原因; β 为折射率 n 的虚部,与X射线振幅衰减相关; i 为虚数单位。在数值上,相移项 δ 远大于吸收项 β 。当X射线光子在一定范围时,正常组织中 δ 通常比 β 高出3个数量级^[9]。因此,利用X射线的这些特点对轻元素物质进行相位成像,可以得到比吸收成像更为清晰的X射线图像,从而更加深入地研究该物质的内部结构。

2 基本理论

Fresnel-Kirchhoff衍射理论描述了物体的折射率和像面强度直接的关系,类同轴相衬成像就是基于此理论^[10],其衍射公式表示如下:

$$u(r) = \frac{A}{i\lambda} \frac{e^{ik(r+\rho)}}{r\rho} ds \quad (2)$$

其中, A 是入射光振幅; k 是波数; λ 为波长; ρ 是光源到物面上任一点距离; r 为物面任一点到探测器上任

一点距离; ds 为平面上任一点的面积元。假设点 (η, ζ) 是物平面上的任一点的坐标,而探测器上任一点坐标是 (x, y) ,且物面坐标系与探测器平面坐标系的Z轴与光轴重合,如图1所示。

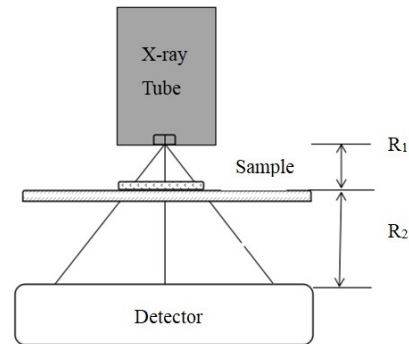


图1 微焦点类同轴X射线相衬成像装置图

Fig.1 Micro-focus in-line X-ray phase contrast imaging device

其中, R_1 为射线管到样品之间的距离, R_2 为样品和探测器平面之间的距离。

假设X射线沿Z轴方向入射,X射线的相移量由生物组织的相移项决定:

$$\phi(\eta) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(\eta, z) dz = -r_e \lambda \int \rho_e(\eta, z) dz = -r_e \lambda \rho_e(\eta) \quad (3)$$

其中, $\rho_e(\eta, z)$ 表示物面上点 (η, z) 处的电子密度, $\rho_e(\eta)$ 是X射线穿过生物组织积分路径的投影电子密度, r_e 为经典原子半径。

根据波函数和强度图像之间的关系,在探测器平面上的图像强度 $I(x)$ 为^[4,11-12]:

$$I(x) = E(x, y) \cdot E^*(x, y) = \frac{I_{10}}{\lambda M R_2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \exp \left[i\pi M \frac{(\eta_1 - \frac{x}{M})^2 - (\eta_2 - \frac{x}{M})^2}{\lambda R_2} \right] T(\eta_1) T^*(\eta_2) d\eta_1 d\eta_2 \quad (4)$$

其中, I_{10} 为入射到物面的X射线强度,且 $I_{10} = A^2/R_1^2$; M 为放大因子,且 $M = (R_1 + R_2)/R_1$ 。

如果满足吸收幅度的相似和相位缓变的条件就能应用于临床成像^[4]。在X线乳腺成像中,X线光子的能量范围从10 KeV到100 KeV,对应的波长是0.124 nm到0.012 4 nm, R_2 小于1 m,最大空间分辨率要求为201 p/mm。结果, $\pi \lambda z u^2 \ll 1$ 且 $\cos(\pi \lambda R_2 u^2 / M) \approx 1$ 。

根据如下式^[4]:

$$\tilde{I}(u) \approx \frac{I_{10}}{M^2} \left\{ \text{FT}[A^2(x)] + \frac{2\pi \lambda R_2 u^2}{M} \text{FT}[A^2(x) \phi(x)] \right\} \quad (5)$$

其中, $\tilde{I}(u)$ 为 $I(x)$ 的傅里叶变换, $A(x)$ 为X线的吸收幅度, u 为空间频率。当X射线的焦点 a 小于5 μm 时,空间相干效应可以忽略^[13]。

根据傅里叶变化的微分特性,当对软组织成像时,式(5)可以简化为:

$$I(x) \approx \frac{I_{10}}{M^2} \left\{ A^2(x) - \frac{\lambda R_2}{2\pi M} [A^2(x) \phi''(x)] \right\} \quad (6)$$

其中, $A^2(x)$ 表示吸收效应,但是式(6)应用范围比较小,只适用于准单色光源。因为临床应用中,X射线的光谱是连续的,因此需要对多色光的相干效应进行分析。假设X射线源发射的光子按照波长分布,分布函数是 $w(\lambda)$ 。根据球面波的分布特点,则可得到:

$$I_{10}(x) = I_{10} R_1 / (R_1 + R_2)^2 = I_{10} / M^2 \quad (7)$$

其中, I_{10} 为从光源到像平面没有穿过任何物体被探测器检测的光强。利用式(3)和式(6),可以得到归一化后的连续X射线相衬成像公式为^[14]:

$$\frac{I(x)}{I_{10}(x)} \approx \langle A^2(x) \rangle + \frac{R_2 r_e \rho_e''(x)}{2\pi M} \langle \lambda^2 A^2(x) \rangle \quad (8)$$

其中,

$$\langle A^2(x) \rangle = \frac{\int A^2(x, \lambda) E_p w(\lambda) d\lambda}{\int E_p w(\lambda) d\lambda} \quad (9)$$

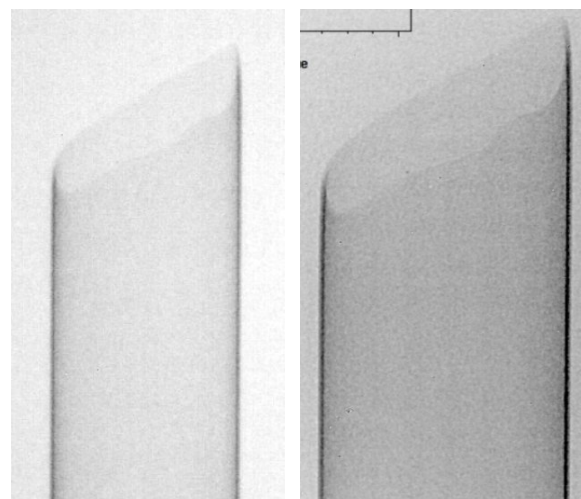
$$\langle \lambda A^2(x) \phi''(x) \rangle = \frac{\int \lambda A^2(x, \lambda) \phi''(x, \lambda) E_p w(\lambda) d\lambda}{\int E_p w(\lambda) d\lambda} \quad (10)$$

式(8)中, $I_{10}(x)$ 是参考光强,与入射光强大小没有关系,只与样品的电子密度分布和成像参数有关。 E_p 是光子能量,其值与波长有关。当 $R_2=0$ 时,式(8)中第二项的值为零,即相位效应为零,只有吸收效应,得到的是传统X射线成像下的图像。并且,式(8)包含了吸收信息和相位信息,而相位效应和 $\rho_e''(x)$ 成正比,即物体的厚度或投影电子密度急剧变化都会产生相位突变。因此,在软组织的交界面处(如正常组织和肿瘤的交界面),基于边缘增强效应的相位衬度成像比吸收衬度成像有更好的分辨率,成像效果更好^[15]。

3 实验结果

本实验中的设备是YXLON国际X射线公司生产的Y.Cougar系统。此设备的球管电压的范围是10~160 kV,有3种模式:纳焦模式($a=1 \mu\text{m}$)、微焦模式($a=2 \mu\text{m}$)和高功率模式($a>2 \mu\text{m}$)。

相衬成像实验是通过调节探测器和X射线源的相对位置进而改变图像的放大倍数,且样品平台固定不动。选择的样品需具有低密度和弱吸收特性的轻元素材料,本研究首先选择了常用塑料吸管为样品,焦点类型是microfocus。管电压被设定为40 kV,管电流为40 μA ,固定 $R_1=200\,000 \mu\text{m}$,改变 R_2 的值,得到衬度不同的图像(图2)。



a: Pure absorption image of straw ($R_2=0, M=1$) b: Phase contrast image of straw ($R_2=250\,000 \mu\text{m}, M=2.25$)

图2 吸管的纯吸收图和相位衬度成像

Fig.2 Pure absorption image and phase contrast image of straw

由图2可知,吸管的纯吸收图像边界信息模糊,而图2b的相位衬度图像可以清晰地看出吸管的边缘处的破损。相衬成像对于弱吸收吸管破损边缘能够清楚成像正是基于其对相位变化的敏感性,这样明显的边缘增强效果可以帮助医生在软组织X射线成像中进行判断。这种基于微焦点源的类同轴相衬成像,对生物组织、轻元素材料的无损检测和成像有着重大的意义。

4 相位提取方法和仿真结果

临床应用中,X射线光子能量范围是20~140 keV,样品对于X射线的吸收是依赖于X射线光子的波长。并且人体的主要组成元素除了C、H、O等轻元素,也有Ca等重元素。因此,X射线光子与人体作用后产生的吸收主要是由康普顿效应和光电效应引起的^[16]。所以,线性吸收系数可以写成:

$$\mu = \mu_p + \mu_c \quad (11)$$

其中, μ_p 和 μ_c 分别是光电线性吸收系数和康普顿线性吸收系数。

质量衰减系数为:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_p}{\rho} + \frac{\mu_c}{\rho} \quad (12)$$

线性衰减系数 μ 可以表示成波长 λ 的函数,即 $\mu = \mu(x, z, \lambda)$ 。(x, z)是X射线传播方向上的任意一点坐标,根据相应关系可得:

$$A^2(x, \lambda) = \exp[-\mu(x, \lambda)] = \exp[-\rho_e(x) f(\lambda)] \quad (13)$$

其中, $\mu(x, \lambda) = \int \mu(x, z, \lambda) dz$, $f(\lambda) = \sigma_p + \sigma_c$, σ_p 为光电效应的作用截面, σ_c 为康普顿效应的作用截面^[17]。

如果X射线波长改变,图像的衬度就会发生变化。

如果可以知道X射线源分布函数 $w(\lambda)$,就可以根据式(9)和(10)分别计算出吸收效应值和相位效应值^[18]。通常来说X射线的能谱分布是根据管电压而变化,因此分布函数 $w(\lambda)$ 的获取很困难。为了达到合适的精度,获取了钨靶在50 kVp和70 kVp管电压下的多色光的能

量分布函数^[19],拟合结果如图3所示。

考虑康普顿效应和光电效应,上述物质的质量衰减系数 μ/ρ 有确切的分布函数,当管电压分别为50 kVp和70 kVp时,可以准确地计算出不同厚度的3种物质(硼硅酸盐玻璃、空气、水)的吸收效应 $\langle A^2(x) \rangle$,计算结果如图4所示。

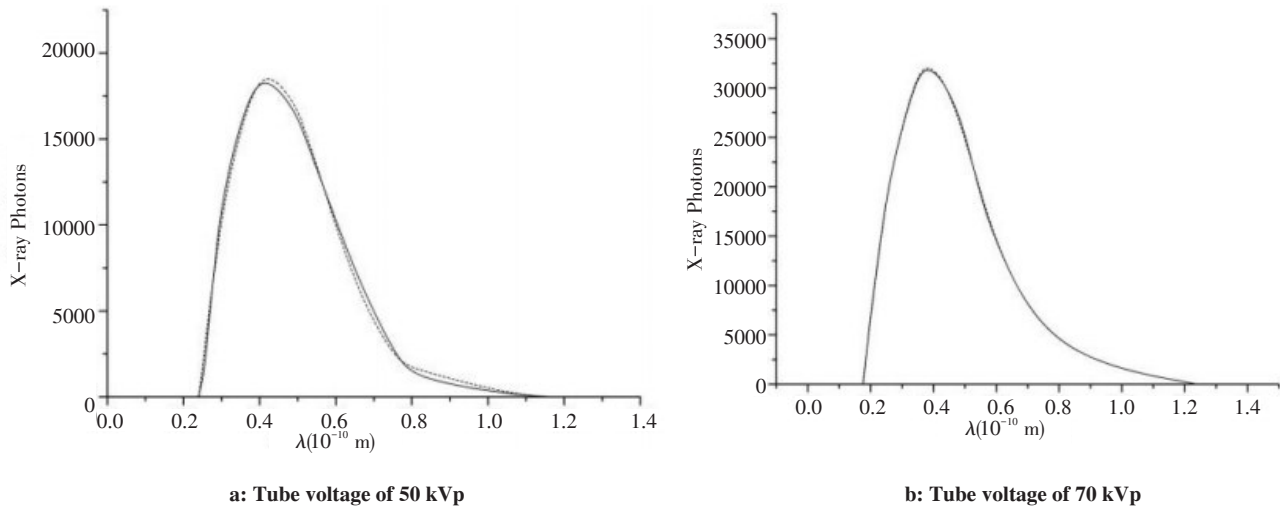


图3 X线谱与多项式拟合分布曲线比较
Fig.3 Comparison of X-ray spectrum and polynomial fitting distribution curve

根据图4可以看出,不同物质中 $\langle A^2(x) \rangle$ 的变化很明显,但是在同一种物质中,电压分别为50 kVp和70 kVp的情况下,它的值几乎没有变化。比如,在两种不同电压下,硼硅酸盐玻璃之间相差最大的值是0.06,而空气近似为0.00。根据上述结论,我们可以知道管电压的变化影响的只是X射线的能谱分布,对吸收效应 $\langle A^2(x) \rangle$ 并没有什么影响。因此,假设电压为50 kVp的吸收强度为 $\langle A^2(x) \rangle_{50}$,70 kVp的吸收强度为 $\langle A^2(x) \rangle_{70}$,将两种管电压条件下得到的图像相减,可以很大程度上弱化吸收效应,相位效应则在不同物质交界处被提取出来^[20]。

根据式(8)可以得到相减图像的公式:

$$\left[\frac{I(x)}{I_{10}(x)} \right]_{70} - \left[\frac{I(x)}{I_{10}(x)} \right]_{50} \approx \left[\langle A^2(x) \rangle_{70} - \langle A^2(x) \rangle_{50} \right] + \frac{R_2 r_e \rho_e(x)}{2\pi M} \left[\langle \lambda^2 A^2(x) \rangle_{70} - \langle \lambda^2 A^2(x) \rangle_{50} \right] \quad (14)$$

上述公式表示的是非均匀电子投影密度即 $\rho_e(x) \neq 0$ 的条件下,提取出的相位效应。并且 $\rho_e(x)$ 的数量级很大,使得 $\rho_e(x)$ 的值很大,因此相位效应远大于吸收效应。因此,依据此种方法,本研究选取硼硅酸盐玻璃为样品进行相衬成像实验,当管电流

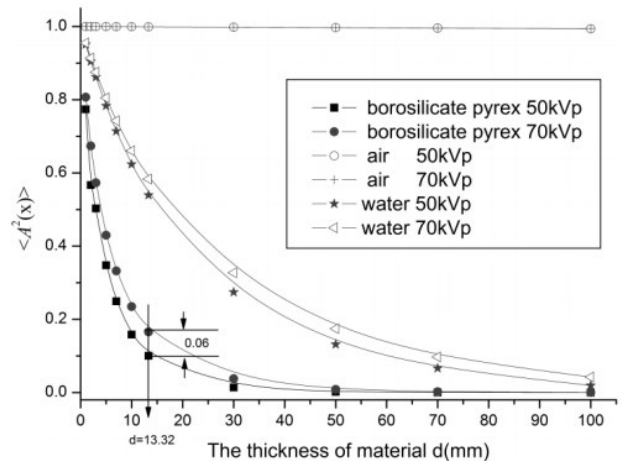


图4 不同物质和不同厚度在管电压50 kVp和70 kVp成像条件下吸收效应比较

Fig.4 Absorption effects of different materials and different thicknesses under tube voltage of 50 and 70 kVp

为40 μ A、 $R_1=200\ 000\ \mu$ m、 $R_2=120\ 000\ \mu$ m时,分别得到管电压为45 kVp和70 kVp的相衬图像。实验结果如图5所示。

微焦点类同轴所成图像包含了吸收效应和相位效应,两种效应的结果在图像的同一位置进行叠加,通常很难提取。本研究通过实验得到的硼硅酸盐玻

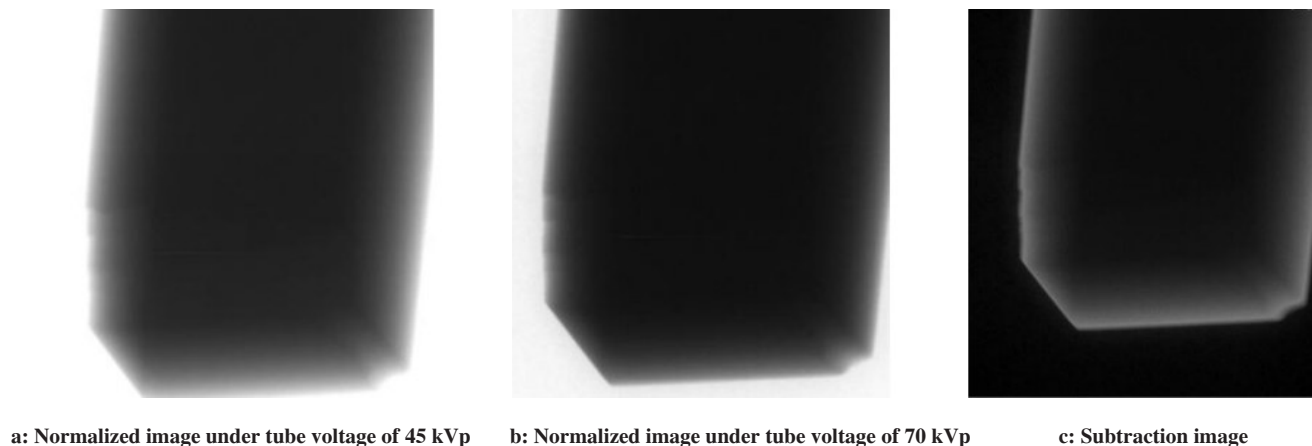


图5 硼硅酸盐玻璃的相衬图像和减影图像
Fig.5 Phase contrast image and subtraction image of borosilicate glass

璃相衬图像相减,可以极大弱化吸收效应,使相位效应凸显出来。由于人体中软组织中的水分含量占大多数,其吸收可以等效于水对射线的吸收。另外,归一化图像不需要严格限定光源大小和光源单色性,通过优化实验中各参数就可以清楚地区分物体内部厚度或密度突变的边缘位置。

5 讨论

本研究通过对吸管进行微焦点类同轴X射线相衬成像,得到了两幅对比图。无论是从成像模式还是在成像效果上,相比传统基于吸收的X射线成像技术,微焦点类同轴X射线相衬成像都具有巨大的优越性。本研究通过两幅归一化图像相减,进而得到硼硅酸盐玻璃的纯相位效应图像,为今后的生物体样品打下基础。今后的研究工作将从物品扩展到生物体,并且将利用计算机仿真,找到最合适的实验参数,从而进行微焦点类同轴X射线相衬成像的实验和相位提取。

【参考文献】

- [1] ZHOU S A, BRAHME A. Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications[J]. Phys Med, 2008, 24(3): 129-148.
- [2] 陈建文, 高鸿奕, 李儒新, 等. X射线相衬成像[J]. 物理学进展, 2005, 25(2): 175-194.
CHEN J W, GAO H Y, LI R X, et al. X-ray phase contrast imaging[J]. Progress in Physics, 2005, 25(2): 175-194.
- [3] 王燕, 陈家璧, 张学龙. 优化X射线同轴相位衬度成像的理论研究[J]. 光学与光电技术, 2008, 6(1): 78-81.
WANG Y, CHEN J B, ZHANG X L. Theoretical research on optimize the in-line X-ray phase contrast imaging [J]. Optics & Optoelectronic Technology, 2008, 6(1): 78-81.
- [4] TIAN X, ZHANG X L, ZHANG G Y. Analysis of the absorption and the phase-effect on micro-focus X-PCI[J]. Acta Photonica Sinica, 2009, 38(10): 2516-2519.
- [5] BORN M, BHATIA A B. Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light [M]. 7th ed, Cambridge: Cambridge University Press, 1999.
- [6] BURVALL A, LUNDSTRÖM U, TAKMAN P A, et al. Phase retrieval in X-ray phase-contrast imaging suitable for tomography[J]. Opt Express, 2011, 19(11): 10359-10376.
- [7] MOMOSE A. Recent advances in X-ray phase imaging[J]. Jpn J Appl Phys, 2005, 44(9A): 6355-6367.
- [8] 高鸿奕, 谢红兰, 陈建文, 等. 硬X射线相位衬度成像的实验研究[J]. 中国激光, 2005, 32(2): 167-169.
GAO H Y, XIE H L, CHEN J W, et al. Experimental research on hard X-ray phase-contrast imaging[J]. Chinese Journal of Lasers, 2005, 32(2): 167-169.
- [9] MOMOSE A. Demonstration of phase-contrast X-ray computed tomography using an X-ray interferometer[J]. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, 1995, 352(3): 622-628.
- [10] 龚绍润, 高峰, 徐雅洁, 等. X射线同轴相衬成像实验[J]. 纳米技术与精密工程, 2010, 8(1): 63-69.
GONG S R, GAO F, XU Y J, et al. Experiment of in-line X-ray phase-contrast imaging [J]. Nanotechnology and Precision Engineering, 2010, 8(1): 63-69.
- [11] XIA T, ZHANG X L, MA J S, et al. Effect of spatial coherence and in incident X-ray photon energies on clinical X-ray in-line phase-contrast imaging[J]. Acta Photonica Sinica, 2011, 40(4): 627-635.
- [12] WU X, LIU H. A general theoretical formalism for X-ray phase contrast imaging[J]. J X-ray Sci Technol, 2003, 11(1): 33-42.
- [13] 武杰, 陈家璧, 张学龙, 等. 基于微焦点X射线源的相位衬度成像实验研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2010, 24(7): 621-625.
WU J, CHEN J B, ZHANG X L, et al. Experimental research on phase contrast imaging using micro-focus X-ray source [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2010, 24(7): 621-625.
- [14] 张学龙, 杨君, 夏天. 类同轴X线相衬成像中空间相干性[J]. 中国医学物理学杂志, 2015, 32(4): 506-509.
ZHANG X L, YANG J, XIA T. Spatial coherence in the in-line X-ray phase-contrast imaging[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2015, 32(4): 506-509.
- [15] 胡仁芳. X射线光栅相位衬度成像实验技术和应用研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2017.
HU R F. Experimental technique and application of X-ray grating phase contrast imaging [D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2017.
- [16] 杜继星. 医用诊断X射线的特性、测量与防护研究[D]. 北京: 中国

- 人民解放军军事医学科学院, 2016.
- DU J X. Study of characteristics, measuring and protection of medical diagnostic X-ray[D]. Beijing: Academy of Military Medical Sciences, 2016.
- [17] YAN A, WU X, LIU H. An attenuation-partition based iterative phase retrieval algorithm for in-line phase-contrast imaging[J]. Opt Express, 2008, 16(17): 13330-13341.
- [18] CHOU C Y, HUANG Y, SHI D, et al. Image reconstruction in quantitative X-ray phase-contrast imaging employing multiple measurements[J]. Opt Express, 2007, 15(16): 10002-10025.
- [19] BOONE J M, SEIBERT J A. An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 kV[J]. Med Phys, 1997, 24(11): 1661-1670.
- [20] XIA T, MA J, ZHANG X, et al. A new approach for extracting phase effect based on in-line X-ray phase imaging[J]. Opt Rev, 2014, 21(3): 286-291.

(编辑:谭斯允)