

文章编号 1004-924X(2015)增-0491-06

基于相位线积分恢复的锥束差分相衬 CT 图像重建

傅 健, 李 晨*

(北京航空航天大学 机械工程及自动化学院, 北京 100191)

摘要:针对 X 射线锥束差分相衬度 CT 图像的重建,提出了一种基于傅里叶变换微分性质与 FDK 算法框架的重建技术。基于该技术,差分相衬 CT 可与现有吸收衬度 CT 共享相关的重建软、硬件平台。该技术利用提出的相位线积分滤波函数对面板探测器在每个周向旋转采样视角下采集的二维差分相衬投影逐行滤波,获得物体相位函数的线积分锥束投影数据集。然后,将 X 射线吸收衬度锥束 CT 采用的 FDK 算法应用到恢复的线积分锥束投影数据集,重建物体三维相位图像。最后,基于三维 Shepp-Logan 模型,对提出的重建技术进行了仿真研究和性能分析。以塑料小球样品的 X 射线锥束差分相衬度实验数据集实验验证了该方法的有效性,并与传统方法进行了比较。结果显示新方法归一化均方根重建误差小于 0.2586;重建精度高于直接重建 88%,满足 X 射线锥束差分相衬 CT 高精度图像重建要求。

关键词:X 射线 CT;差分相衬度成像;图像重建;相位恢复

中图分类号:TP391;TG115.281 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20152313.0491

Image reconstruction of cone-beam differential phase contrast CT using phase line integral retrieval

FU Jian, LI Chen*

(School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191, China)

* Corresponding author, E-mail: stevenlee@buaa.edu.cn

Abstract: For the image reconstruction of an X-ray cone-beam differential phase contrast CT, a reconstruction technique based on the derivative property of Fourier transform and the FDK algorithm frame was proposed. By which the X-ray cone-beam differential phase contrast CT and absorption-based CT could share the reconstruction software and hardware. On the basis of the phase line integral filter function, the two dimensional differential contrast projection captured by an area array sensor at each rotation sampling view angle was filtered row by row, and the line integral cone-beam projection dataset of phase function for an object was obtained. Then three dimensional phase contrast CT images were reconstructed by applying the classical absorption-based FDK algorithm to the retrieved dataset. With the well-known three dimensional Shepp-Logan phantom, a numerical simulation was performed to validate the proposed method. Finally, the experimental reconstruction was verified by the dataset of a plastic sphere sample and compared with the current methods. Experimental results

收稿日期:2015-04-05;修订日期:2015-05-01.

基金项目:国家自然科学基金委员会-中国科学院大科学装置联合基金资助项目(No. 11179009, U1432101);北京市自然科学基金资助项目(No. 7152088);教育部新世纪优秀人才计划资助项目(No. NCET-13-0022);北京市科技新星计划资助项目(No. 2009A09)

indicate that normalized root square error of the new method is less than 0.258 6 and the reconstruction accuracy is improved by 88%. It satisfies the high-accuracy reconstruction requirements of X-ray cone-beam differential phase contrast CT.

Key words: X-ray Computed Tomography(CT); difference phase contrast imaging; image reconstruction; phase retrieval

1 引言

自 1895 年德国科学家伦琴发现 X 射线以来,百余年间,基于幅度吸收的 X 射线成像技术已广泛应用于医学、生命科学以及材料科学等领域,在疾病临床诊断、产品质量无损检测、细胞结构分析等方面发挥着重要作用。但这种吸收衬度 X 射线成像技术对由 C、H、O 等低原子序数物质构成的材料结构,成像衬度极低,难以满足低衰减样品的成像检测要求。

X 射线相位衬度成像是近年出现的一种新技术,利用物体对 X 射线波前相位的调制实现成像,对低原子序数材料结构,其成像衬度较传统吸收成像高 2~4 个数量级。根据相位信号调制解调方法的不同,先后形成了 4 种类型的 X 射线相位衬度成像技术,即干涉法、衍射增强法、同轴传播法及光栅差分法。其中,光栅差分法应用 TALBOT-LAU 光栅干涉仪,消除了对 X 射线相干性的要求,可利用普通 X 光管源实现^[1]。由于解决了工程可行光源的问题,光栅差分法 X 射线相衬成像技术展现了良好的应用前景,在业界得到广泛关注,获得快速发展。

X 射线差分相位衬度 CT 成像方法是经典层析理论^[2-4]与光栅差分相衬成像技术的结合,可无损实现低原子序数材料结构的高衬度三维成像。其发展经历了从平行束、扇束二维到锥束三维成像的过程。由于探测器直接采集的投影数据是 X 射线波前的一阶偏导数,直接利用传统吸收衬度 CT 的重建算法进行相位图像重建,将导致严重的重建伪影。为此,多种差分相衬 CT 重建技术被开发。在 2007 年,德国的 Pfeiffer 应用基于 Hilbert 虚滤波器的第二类滤波反投影重建算法成功重建了基于光栅的平行束差分相衬 CT 图像^[5];2010 年,瑞士的 Jerjen 将其扩展到了锥束情况^[6];2011 年,中国学者傅健实现了基于反投影滤波的差分相衬 CT 图像重建^[7],并在 2012 将

其扩展到了锥束情况^[8];2011 年,德国的 Köhler 实现了差分相衬图像的同时代数迭代重建^[9];2014 年,中国学者傅健提出了基于离散成像模型的差分相衬 CT 图像代数迭代算法^[10],并在 2015 年将其扩展到锥束情况^[11]。

本文根据傅立叶变换的偏微分属性,提出了一种新的适用于锥束差分相位衬度 CT 图像重建的算法。可利用相位线积分恢复滤波器从探测器记录到的一阶差分投影图像中提取出相位线积分投影,从而允许直接使用传统吸收 CT 图像重建算法。由于传统吸收 CT 发展已日臻成熟,形成了诸多的基于线积分投影的预处理技术和重建加速软、硬件平台,本文方法将使得差分相衬 CT 能共享传统吸收 CT 已有的资源,对推动差分相衬 CT 的发展和应用具有重要意义。该方法是作者前期工作从平行束到锥束的扩展^[12]。

2 锥束差分相衬 CT 重建算法

锥束差分相衬 CT 重建算法基于傅立叶变换微分性质和经典的 FDK 算法框架^[13],由两部分组成。第一部分是相位线积分滤波函数,第二部分是锥束相位线积分重建。

2.1 相位线积分滤波函数

图 1 所示为锥束差分相衬 CT 成像结构。X 射线源放置于源光栅 G_0 处,产生一组单独相干彼此互不相干的子源阵列;相位光栅 G_1 和吸收光栅 G_2 形成 TALBOUT 干涉仪,产生 X 射线干涉条纹;面阵探测器记录干涉条纹强度二维投影图像。成像扫描时,物体随转台旋转,并被 X 射线透照,探测器采集每个旋转视角下的投影图像,形成投影数据集。最后,利用图像重建算法根据投影数据集重建样品相位 CT 图像。

图 2 以探测器中间行对应的中心扇束为例,展示了相位线积分滤波函数的工作原理。根据 Fresnel 近场衍射理论和旁轴近似原理,探测器记录的干涉条纹信号可以被解调表达为如式(1)所

示的投影形式。式(1)中, α 为微分投影, θ 为旋转视角, x' 和 y' 是旋转坐标, δ 为样品相位函数。

$$\alpha_{\theta}(y') = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\partial \delta(x', y')}{\partial y'} dx'. \quad (1)$$

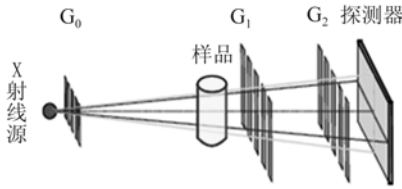


图 1 锥束差分相衬 CT 成像结构

Fig. 1 Schematics of Cone-beam differential phase contrast CT

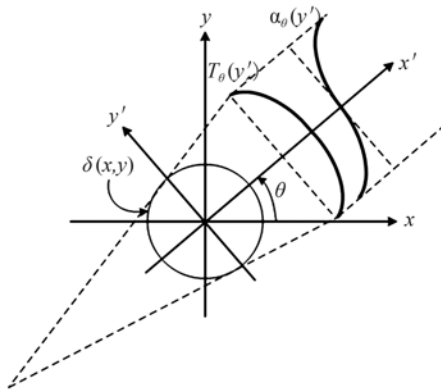


图 2 相位线积分滤波器

Fig. 2 Phase line integral retrieval filter

在一个有限支撑集 $[a, b]$ 内, 式(1)可以根据偏微分性质表达为:

$$\alpha_{\theta}(y') = \frac{\partial \int_b^a \delta(x', y') dx'}{\partial y'}. \quad (2)$$

根据傅立叶变换的偏微分属性, 可以通过对式(2)两边做傅立叶变换得到:

$$\bar{\alpha}_{\theta}(v') = FT(\partial T_{\theta}(y')/\partial y') = 2\pi i v' \bar{T}_{\theta}(v'), \quad (3)$$

$$T_{\theta}(y') = \int_b^a \delta(x', y') dx'. \quad (4)$$

式中, $\bar{\alpha}$ 是 α 的傅立叶变换, FT 代表傅立叶变换算子, v' 是频率变量, \bar{T} 是相位线积分 T 的傅立叶变换。

经过傅立叶逆变换:

$$T_{\theta}(y') = FT^{-1}(\bar{\alpha}_{\theta}(v')/R(v')), \quad (5)$$

$$R(v') = 2\pi i v'. \quad (6)$$

式中, FT^{-1} 代表傅立叶逆变换算子。

式(5)和(6)显示, 可以从探测器获得的一阶偏微分投影 α 中, 获得相位线积分投影 T 。由此, 等式(6)被称为相位线积分投影恢复滤波器。

2.2 锥束相位线积分重建

通过对图 1 所示锥束差分相位衬度 CT 系统采集的二维微分投影图像逐行做如式(5)所示的线积分滤波操作, 可获得与传统吸收 CT 成像对应的线积分投影数据, 从而可以直接采用如公式(7)~(9)表达的经典 FDK 滤波反投影重建算法进行图像重建^[13]。公式参数意义见图 3 所示。

$$\delta(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} \tilde{T}(X_1, Z_1, \theta) d\theta, \quad (7)$$

$$X_1 = \frac{D(x \cos \beta + y \sin \beta)}{D + x \sin \beta - y \cos \beta}, \quad (8)$$

$$Z_1 = \frac{Dz}{D + x \sin \beta - y \cos \beta}. \quad (9)$$

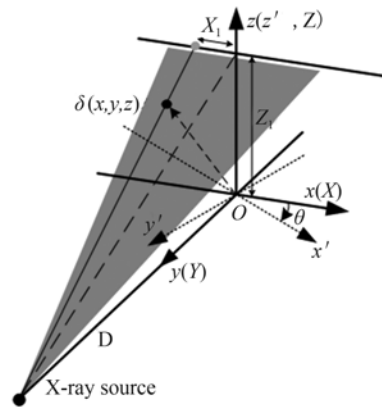


图 3 锥束重建几何参数关系图

Fig. 3 Geometrical parameters for cone-beam CT reconstruction

其中, \tilde{T} 是加权滤波后投影, U 为加权因子, D 为源到探测器距离, X 和 Z 是探测器通道坐标。

综上, 提出的锥束差分相衬 CT 成像图像重建算法流程为:

- 1) 应用式(5)和(6)到系统产生的微分投影 α , 逐行滤波, 获得相位线积分投影 T ;
- 2) 利用 Ramp-Lark 滤波器对 T 做加权滤波, 获得 \tilde{T} ;
- 3) 利用式(7)~(9)进行三维图像重建。

3 数值仿真

为验证本文方法正确性,首先以三维 Shepp-Logan 模型为例^[14],开展了数字仿真验证。该模型尺寸 $256 \text{ pixel} \times 256 \text{ pixel} \times 256 \text{ pixel}$,由一系列大小不等的椭球组成,分别被赋予从 $0 \sim 1 \times 10^{-6}$ 不同的相位系数值。锥角为 2.8° ,源到探测器距离 $1\ 000 \text{ mm}$ 。

图 4 以中心切片为例,展示了本文方法、传统滤波反投影算法以及基于 Hilbert 滤波器的第二类滤波反投影算法的重建结果。图 4(a)为某视

角下,探测器获得的二维微分投影图像。图 4(b)~(c)为传统方法得到的滤波后投影正弦图及 CT 图像;图 4(d)~(e)为第二类滤波反投影算法得到的滤波后投影正弦图及 CT 图像;图 4(f)~(h)为本文方法得到的滤波后投影正弦图及 CT 图像;图 4(i)绘制了 3 种方法重建 CT 图像中心行对应的灰度值曲线,并与模型进行了比较。由图 4 可知,本文方法和第二类滤波反投影算法均能正确重建相位 CT 图像,直接重建得到的则是错误的重建图像,产生了大量重建伪影。图 4(j)和 (k)给出了第二类滤波反投影算法和本文方法三维重建结果的体绘制效果。

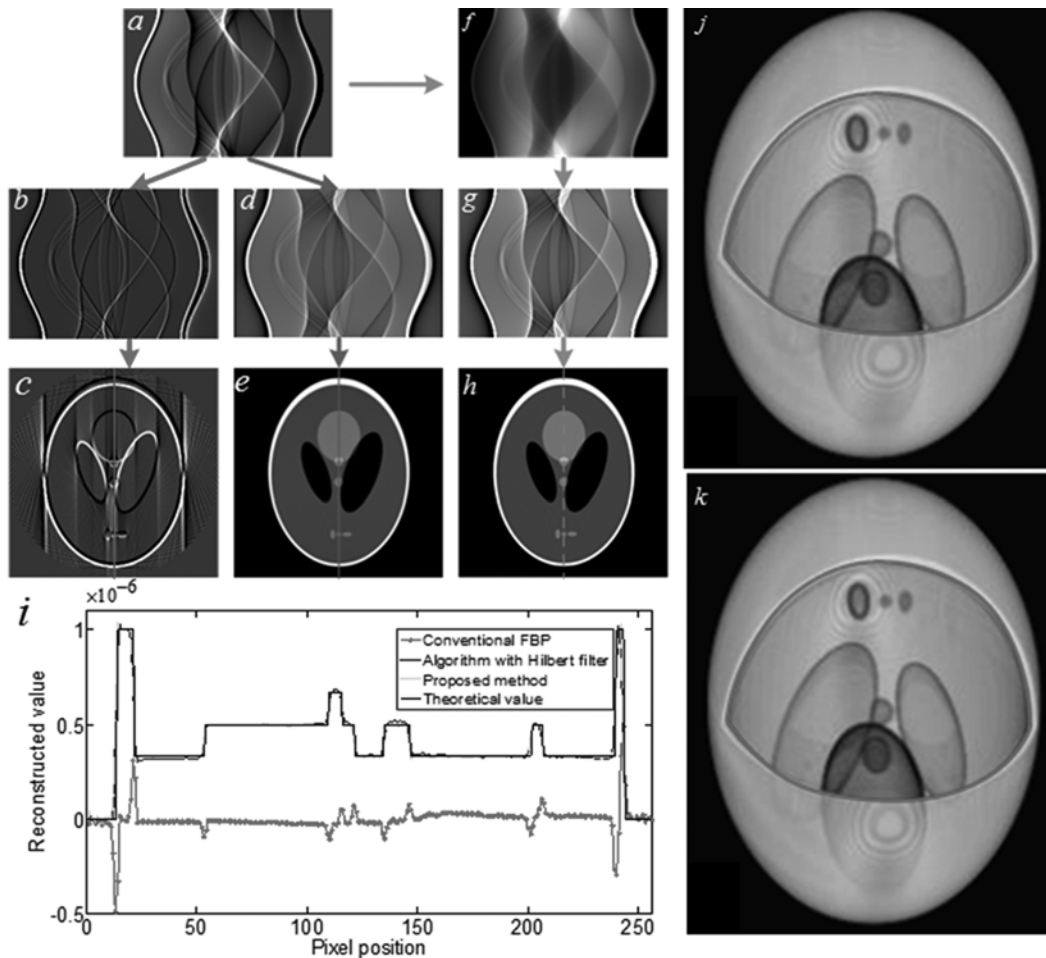


图 4 数值仿真结果

Fig. 4 Numerical simulation results

表 1 列出了 3 种方法偏离模型的归一化均方根重建误差^[15]。可见,本文方法重建误差与第二

类滤波反投影方法相当,但较直接重建降低了 88%。

表 1 重建结果归一化均方根重建误差

Tab. 1 Normalized root squared error of reconstruction results

重建方法	直接重建	第二类滤波反投影重建	本文方法	精度提高 (相对直接重建)
归一化均方根误差	2.195 9	0.267 3	0.258 6	88%

4 成像实验与结果

4.1 成像实验系统

以填满塑料小球的试管为样品,在德国慕尼黑工业大学物理系 Franz Pfeiffer 教授课题组锥束差分相衬 CT 实验系统上开展了本文方法实验验证。

实验系统如图 5 所示,主要由焦点尺寸为 $50\ \mu\text{m}$ 的钨靶 X 射线管(RTW, MCBM 65B-50 W)、像素尺寸 $50\ \mu\text{m}$ 大小为 $2\ 496 \times 2\ 304$ 的平板探测器(Hamamatsu C9312SK-06)、以及 TALBOT-LAU 光栅干涉仪(Microworks)构成。垂直方向锥角 3.4° ,水平方向锥角 6.8° 。射线源到样品距离 $270\ \text{mm}$,源到探测器距离 $200\ \text{mm}$ 。X 射线源管电压 $40\ \text{kV}$,管电流 $0.743\ \text{mA}$ 。 360° 周向采样 600 幅投影,投影数据集尺寸 $560\ \text{pixel} \times 1\ 110\ \text{pixel} \times 600\ \text{pixel}$ 。

图 6 展示了实验结果。图 6(a)为 4 个视角下的微分二维投影;图 6(b)为本文方法重建得到的 4 幅典型横向 CT 切片图像;图 6(c)为本文方法重建结果三维体绘制效果。作为比较,图 6(d)

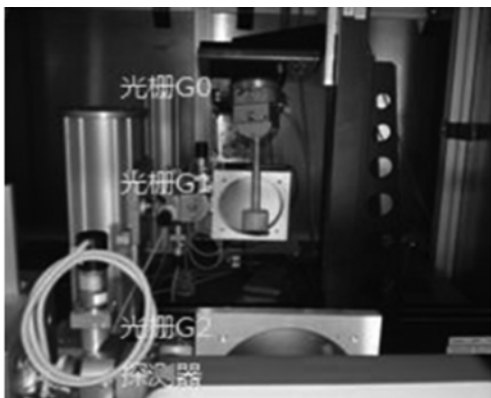


图 5 实验系统

Fig. 5 Experimental system

给出了第二类滤波反投影重建结果的三维体绘制效果。由图 6 可知,本文方法可与目前差分相衬成像普遍采用的第二类滤波反投影方法一样,实现物体相位信息的三维精确重建。

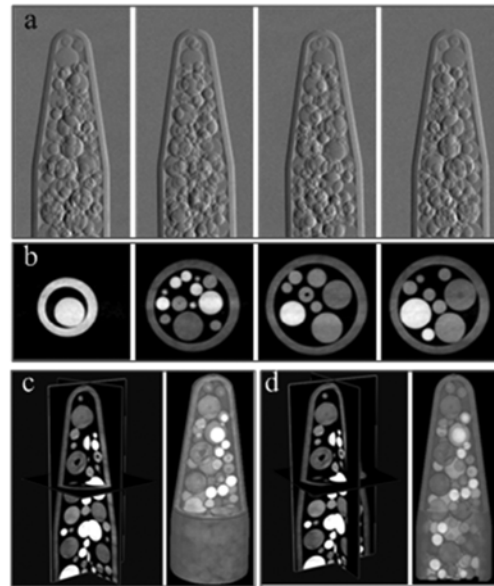


图 6 实验结果

Fig. 6 Experimental results

5 结 论

为满足实现 X 射线锥束差分相位衬度 CT 系统的图像重建,本文推导了基于傅立叶变换微分性质与 FDK 算法框架的重建技术。然后,采用三维 Shepp-Logan 模型,对提出的重建技术进行了仿真研究和性能分析。最后,以塑料小球为样品,在 X 射线锥束差分相位衬度 CT 实验系统上开展了本文方法的实验验证,并与传统方法进行了比较。仿真和实验结果表明:本文方法归一化均方根重建误差小于 $0.258\ 6$,重建精度高于直接重建 88% ,可满足满足 X 射线锥束差分相衬 CT 系统高精度图像重建要求。

本文方法利用相位线积分恢复滤波器从探测器记录到的一阶差分投影图像中提取出相位线积分投影,从而允许直接使用传统吸收 CT 图像重建算法,使得差分相衬 CT 能共享传统吸收 CT 已有的资源,对推动差分相衬 CT 的发展和应用具有重要意义。

参考文献:

- [1] PFEIFFER F, WEITKAMP T, BUNK O, *et al.*. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance x-ray sources[J]. *Nature Physics*, 2006, 2:258-261.
- [2] 邹晓兵, 曾理. 锥束螺旋 CT 半覆盖扫描重建[J]. *光学精密工程*, 2010, 18(2): 434-442.
ZOU X B, ZENG L. Half-cover scanning and reconstructing for helical cone-beam CT [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(2): 434-442. (in Chinese)
- [3] 张峰, 江桦, 闫斌, 等. 锥束 CT 圆轨迹半覆盖扫描的几何校正[J]. *光学精密工程*, 2013, 21(7): 1659-1665.
ZHANG F, JIANG H, YAN B, *et al.*. Geometric calibration for half-cover scanning in circular cone-beam CT [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(7): 1659-1665. (in Chinese)
- [4] 周凌宏, 李翰威, 徐圆, 等. 锥束 CT 圆轨道扫描的几何校正[J]. *光学精密工程*, 2014, 22(10): 2847-2854.
ZHOU L H, LI H W, XU Y, *et al.*. Geometry calibration for circular trajectory scanning in cone-beam CT [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(10): 2847-2854. (in Chinese)
- [5] PFEIFFER F, KOTTLER C, BUNK O, *et al.*. Hard x-ray phase tomography with low brilliance sources[J]. *Physical Review Letters*, 2007, 98: 108105.
- [6] JERJEN I, REVOI V, KOTTLER C, *et al.*. Phase contrast cone beam tomography with an x-ray grating interferometer[J]. *AIP Conference Proceedings*, 2010, 1236: 227-231.
- [7] FU J, LI P, WANG Q L, *et al.*. A reconstruction method for equidistant fan beam differential phase contrast computed tomography [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2011, 56: 4529-4538.
- [8] FU J, VELROYEN A, TAN R B, *et al.*. A reconstruction method for cone-beam differential x-ray phase-contrast computed tomography [J]. *Optics Express*, 2012, 20(9): 21512-21519.
- [9] KÖHLER T, BRENDEL B, ROESSL E, *et al.*. Iterative reconstruction for differential phase contrast imaging using spherically symmetric basis functions [J]. *Medical Physics*, 2011, 38: 4542-4545.
- [10] FU J, SCHLEEDE S, TAN R B, *et al.*. An algebraic iterative reconstruction technique for differential x-ray phase-contrast computed tomography [J]. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 2014, 23(3): 186-93.
- [11] FU J, HU X H, VELROYEN A, *et al.*. 3D algebraic iterative reconstruction for cone-beam X-ray differential phase-contrast computed tomography [J]. *Plos one*, 2015, 10(3): e0117502.
- [12] FU J, HU X H, LI C. X-ray differential phase-contrast tomographic reconstruction with a phase line integral retrieval filter [J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 2015, 778: 14-19.
- [13] FELDKAMP L A, DAVIS L C, KRESS J W. Practical cone-beam algorithm [J]. *Journal of the Optical Society of America*, 1984, 1(6): 612-619.
- [14] SHEPP L A. Computerized tomography and nuclear magnetic resonance [J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1980, 4: 94-107.
- [15] 庄天戈. CT 原理与算法[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1992.
ZHUANG T G. *CT Principle and Algorithms* [M]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University Press, 1992. (in Chinese)

作者简介:



傅 健(1976—),男,四川自贡人,副教授,硕士生导师,1999年于北京航空航天大学获得学士学位,2004年于北京航空航天大学获得博士学位,主要从事X射线、中子波动光学理论与应用技术方面的研究。E-mail: fujian706@buaa.edu.cn



李 晨(1992—),男,河南郑州人,2013年于北京航空航天大学获得学士学位,主要从事基于光栅的X射线差分相位衬度计算机层析成像技术研究。E-mail: stevenlee@buaa.edu.cn