

文章编号:1004-4213(2011)02-0242-5

微分相衬成像阵列光源

刘鑫,郭金川

(深圳大学 光电工程学院;光电子器件与系统教育部重点实验室,广东 深圳 518060)

摘 要:通过对用于微分相衬成像吸收光栅效率及光源空间相干性分析,提出一种新型阵列光源替代现有普通光源加吸收光栅模式. 根据相位光栅自成像强度分布及吸收光栅效率对干涉成像对比度的影响分析,吸收光栅厚度一般应大于 $100 \mu\text{m}$,而目前微加工工艺难以完成所要求的吸收光栅结构. 结合光源亮度及成像对比度分析,给出阵列优化结构,并制作该光源,相关测试验证其可行性.

关键词:X 射线;X 射线管;相位衬度成像;相干性

中图分类号:O434.19

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20114002.0242

0 引言

微分相衬作为 X 射线相衬成像技术中的一种,由于其对光源相干性要求相对较低、并不要求高空间分辨率探测器及可大面积成像等优点,而受到人们广泛关注^[1-5]. A. Momose 和 T. Weitkamp 较早开展了这种相衬技术的研究^[6-7],他们率先利用同步辐射源完成微分相衬成像相关实验. 同步辐射可提供高亮度、单色性较好的 X 射线束,尽管此时获得了效果极佳的相衬图像,但光源庞大体积及昂贵价格限制了该种技术的推广和实用化. 2006 年 F. Pfeiffer 提出用普通 X 射线管作为成像系统光源,靠近光源放置一吸收光栅产生一个等效的结构光源,满足微分相衬所要求的光源空间相干性的同时,也解决了光源亮度问题^[8]. 结构光源相当于多个独立光源同时参与成像,降低了对单个光源的亮度要求,因此,低亮度的 X 射线管也可成像. 该方案的提出,部分解决了实用技术所要求光源体积紧促、价格低廉及易于实现等难题,有利于相衬技术在医学中推广应用^[9-14]. 目前微分相衬成像系统中需两个吸收光栅:一个靠近光源产生等效结构光;另一个作为分析光栅以降低对探测器空间分辨率的要求. 吸收光栅效率直接影响光栅成像对比度,进而影响物体相位信息获取. 相位光栅干涉条纹一般为 $4 \sim 1.5 \mu\text{m}$,硬 X 射线波段的高效率光栅要求其高度大于 $100 \mu\text{m}$,以目前微制作技术水平,如此大深高比光栅制作仍然是一个极大的挑战.

基于吸收光栅效率对干涉图像对比度分析,本文提出一种新型阵列光源为微分相衬成像系统提供部分相干光,该光源可直接提供微分相衬成像所要求的结构光,无需吸收光栅. 从建立的阵列光源结构模型中分析了该种光源结构参量对光栅成像质量的影响,数值计算给出其光源焦斑大小及占空比参考值. 最后,根据数值分析的数据制作了这种新型光源,并给出相关测试,验证了该光源的可行性.

1 阵列光源成像

1.1 光栅干涉条纹

利用吸收光栅或阵列光源微分干涉成像系统如图 1(a). 相位光栅后干涉成像强度分布为^[9]

$$I(x) = I_s\left(\frac{x}{z/R}\right) \otimes I_p(x) \quad (1)$$

式中, R, z 为图 1(a)所示距离,为简化,这里采用一维系统分析; $I_s(x)$ 为光源出射强度分布, $I_p(x)$ 为点源相位光栅干涉成像; \otimes 记为一维卷积. 经过吸收光栅后的等效光源或阵列光源强度分布可用式(2)描述

$$I_s(x) = \left[\gamma \text{rect}\left(\frac{x-a/2}{a}\right) + \text{rect}\left(\frac{x-p_0/2}{p_0-a}\right) \right] \otimes \sum_{n=-N}^N \delta(x-np_0) \quad (2)$$

式中 γ 为吸收光栅不透明部分 X 射线透过率, $\text{rect}()$ 为矩函数, p_0 为周期(见图 1(b)),并假设阵列光源或吸收光栅共有 $2N+1$ 个周期. 对吸收光栅: $0 < \gamma < 1$; 对阵列光源: $\gamma = 0$.

基金项目:国家自然科学基金(No. 10774102)资助

第一作者:刘鑫(1978-),男,博士,讲师,主要研究方向为 X 射线相衬成像及数字图像处理. Email:liu5221@gamil.com

通讯作者:郭金川(1964-),男,副研究员,博士,主要研究方向为 X 射线相衬成像及太阳能. Email:jcguo@szu.edu.cn

收稿日期:2010-08-19;修回日期:2010-09-17

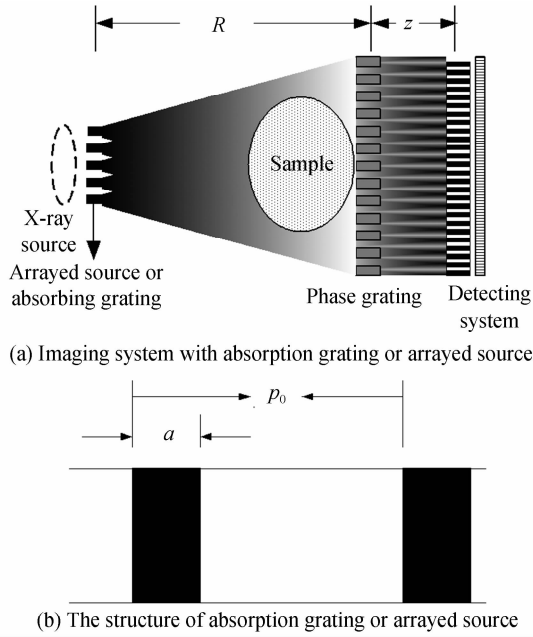


图1 成像系统及阵列光源结构
Fig.1 Imaging system and structure of arrayed source

相位光栅为周期性物体,特定距离处在相干光照明下会出现自成像的 Talbot 效应,此时相位光栅后的干涉条纹也为周期性结构,取干涉条纹 Fourier 展开级数 ± 1 级近似,光栅对入射 X 射线相位移动为 π ,则干涉条纹近似写为

$$I_p(x) = 1 + \cos\left(\frac{2\pi}{p_2}x\right) \quad (3)$$

式中 p_2 为干涉条纹周期, p_2 和光源处吸收光栅周期 p_0 满足

$$p_0/R = p_2/z \quad (4)$$

1.2 吸收光栅效率

基于式(1)~(3),可以计算吸收光栅效率对干涉条纹对比度的影响.若成像光子能量为 40 keV,相位光栅周期为 $4 \mu\text{m}$,光源到相位光栅距离 $R = 1.5 \text{ m}$,成像距离 $z = 64.5 \text{ mm}$,光源周期 $p_0 = 13.3 \mu\text{m}$, $a = 3.3 \mu\text{m}$,干涉条纹周期 $p_2 = 2.86 \mu\text{m}$.干涉条纹波形随吸收光栅透过率变化如图 2,随着光栅透过率的增加,条纹的强度虽然在增加,但本底越来越强,导致条纹对比度 $v = (I_{\text{max}} - I_{\text{min}})/(I_{\text{max}} + I_{\text{min}})$ 下降.从所得到一系列干涉条纹中可进一步计算对比度随光栅透过率的变化,结果如图 3.由于光源焦斑具有一定大小,即便使用 100% 吸收效率光栅,干涉条纹对比度接近 0.9,随透过率增加,对比度下降很快,即使只有 7% 的入射光透过吸收光栅,对比度仍然低于 0.7,如果考虑光源的多级衍射及光源谱宽,实际对比度要更低.若理论上设计对比度为 0.6,则只能允许 10% 的 X 射线透过吸收光栅.对通常所采用的金吸收光栅,对比度所允许光栅厚度随能量的变化如图 4.医学应用光子能量一般在 60~120 keV,图 4 中数据显示,此时需要吸收光栅高度要在 $250 \mu\text{m}$ 以上,而时吸收光栅周期却不足 $1.5 \mu\text{m}$,吸收光栅如此高的宽高比,以目前制作工艺水平,实现非常困难.同时,吸收光栅位置在 X 射线管外部,距离靶面总存在一定距离,这样必然要减小光源出射发散角,影响成像视场大小.

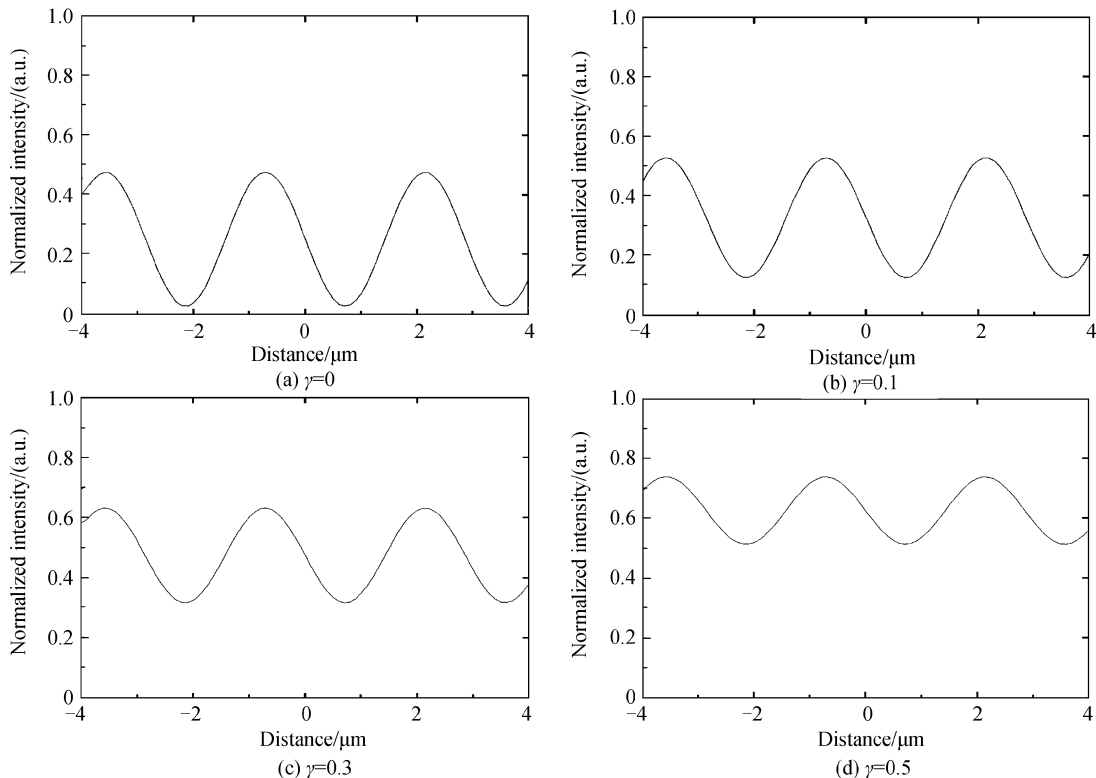


图2 干涉条纹随吸收光栅透过率的变化
Fig.2 The profiles of interferogram with various transmissivity of absorption grating

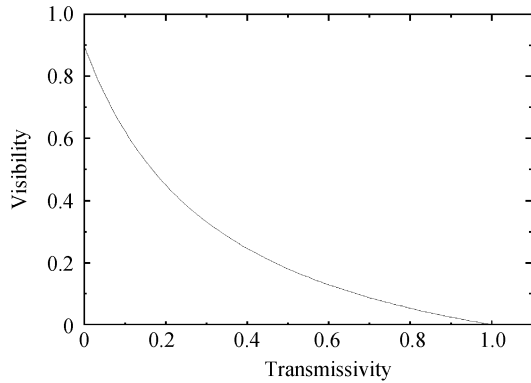


图 3 干涉条纹对比度随吸收光栅透过率变化
Fig. 3 The visibility of interferogram with respect to various transmissivity of absorbing grating

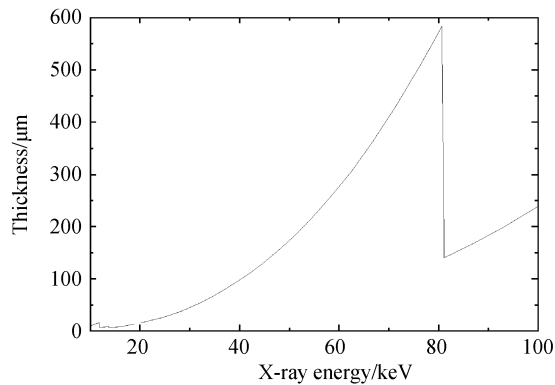


图 4 吸收效率为 90% 时不同能量下吸收光栅厚度
Fig. 4 The thickness of absorption grating with 90% absorptivity for different X-ray energy

2 阵列光源

2.1 光源靶结构

光源处吸收光栅功能为产生结构光,如果光源能直接提供结构光束,则可避免吸收光栅使用.对普通 X 射线管,设计特殊靶结构,同样可提供结构光.特殊设计的靶结构如图 5,黑色部分为高 Z 物质,如钨、钼或铜等.聚焦电子束沿垂直方向入射,同普通 X 射线管相同,X 射线由电子束轰击靶靶面产生.由于靶为高低相间的齿状结构,顶端和底端反射面方向相反,所产生的 X 射线束传播方向相反.同时齿

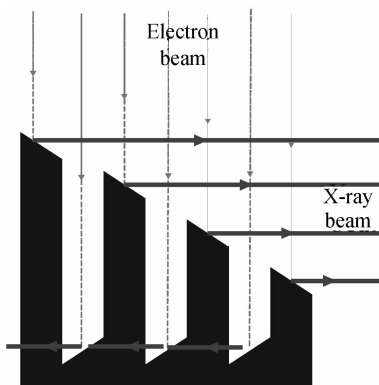
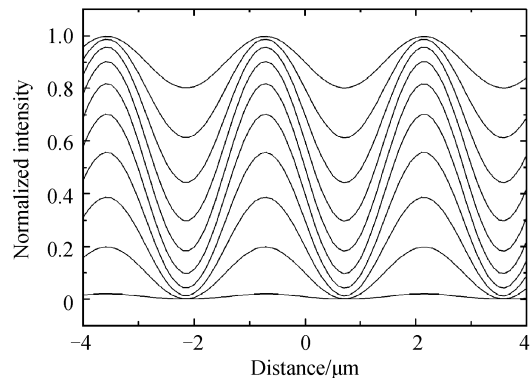


图 5 阵列光源靶结构
Fig. 5 Structure of target of arrayed source

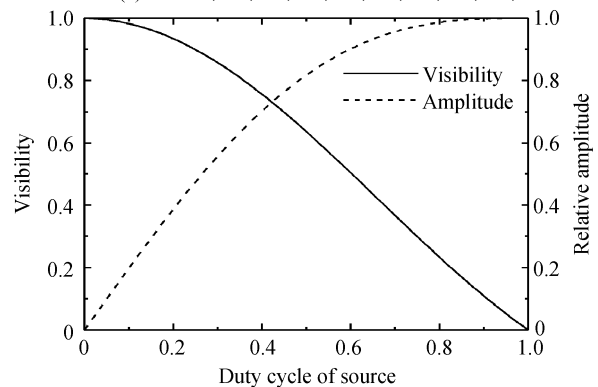
壁面同电子束传播方向平行,只有少量的电子束可轰击到壁面,而齿结构可吸收这部分杂散 X 射线光,因此 X 射线管出射面的 X 射线光束主要为齿结构上端面所发射的 X 射线,显然,此部分 X 射线为结构光.阵列光源相当于普通光源加上 100% 效率的吸收光栅,不仅避免了吸收光栅使用,而且更有利于提高光栅干涉成像的对比度、降低系统的复杂度,克服了由吸收光栅存在带来的视场变小的问题.

2.2 结构优化

根据式(4),阵列光源周期由 R, z, p_2 确定,还需确定的结构参数为占空比 $k = (p_0 - a) / p_0$,如图 1(b). k 影响单个独立光源空间相干性及光源面积,进而影响干涉条纹对比度和光源亮度.前者关系到物体相位信息能否获取,后者影响物体 X 射线剂量的吸收及曝光时间长短.通常增加光源电流以增加亮度,由于散热关系,大的电流需要大的焦斑面积,以免损毁光源靶面.但增大焦斑面积会降低光源空间相干性,致使光栅干涉条纹对比度下降.因此,需要权衡光源亮度和干涉条纹对比度做合适的选择.当 $\gamma = 0$,利用式(2)可计算干涉条纹强度分布.图 6 为占空比对干涉条纹具体影响.图 6(a)中,随着占空比增加,条纹幅度在增加,本底也在增加.计算图 6(a)条纹的幅度及对比度得到图 6(b).图中数据给



(a) $k = 0.01, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9$



(b) The visibility and amplitude of interfering fringes vary with k of arrayed source.

图 6 干涉条纹随阵列光源占空比变化
Fig. 6 The profile of interferogram with various duty ratios of arrayed source

出,当占空比为 0.25 时,条纹对比度可接近 0.9,但条纹幅度较弱,只有最大值(占空比为 1 的情况)的 1/3.另一可选的方案,如果阵列光源占空比为 0.5,干涉条纹对比度要高于 0.6,而条纹幅度将达到最大值 80%,对相位信息的获取及条纹探测都是合适的选择.对医学成像,在保证干涉条纹足够的对比度的情况下,尽量增加光源的亮度,降低成像时间及物体剂量吸收.

3 阵列光源实现

同普通 X 射线管相同,阵列光源原理是利用电子束轰击高 Z 物质产生 X 射线,除需制作阵列结构,其它部件同现有 X 射线管部件基本兼容,可充分利用现有的技术制作 X 射线阵列光源.这里采用钨材料作为结构阳极靶,将靶嵌入易导热的铜底座上,电子加速聚焦系统将电子束聚焦到结构靶上,产生结构 X 射线束.图 7(a)为钨靶显微图,周期结构占空比为 0.25,以产生高对比度干涉条纹.图中靶面同出射面存在一定倾角,有效阵列周期为 10 μm .为验证光源所发出光束为结构光束,利用小孔成像拍摄了 X 射线管焦斑图像,如图 7(b),焦斑图像验证了该方案的可行性.

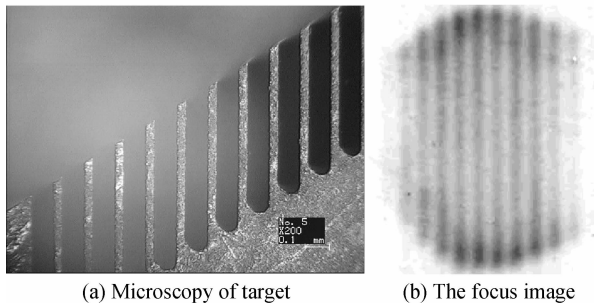


图 7 钨靶结构及测试

Fig. 7 Target made of tungsten and test

4 结论

提出一种新型光源用于 X 射线微分相衬成像系统中,新光源可直接提供系统所需的结构光.同现有 X 射线微分相衬系统相比,不再需要吸收光栅置于普通光源前产生等效结构光,避免了使用难以制作的高效率吸收光栅,而且有利于提高干涉条纹的对比度、减少了系统中光学器件个数从而降低系统的复杂度.数值计算表明,利用吸收光栅的微分相衬系统如应用于医学,其厚度要超过 250 μm ,目前技术制作还非常困难,阵列光源的应用能避免这一困难.同时,数值计算还量化给出干涉条纹对比度、幅

度同阵列光源占空比三者相互关系:随着占空比增加,条纹幅度增加、对比度下降,可根据具体成像要求合适选择占空比.根据理论分析及数值计算,制作了钨靶阵列光源.相关测试表明,所发出光束确实为阵列光束,可应用于微分干涉相衬成像.

参考文献

- [1] WANG Ming, HU Xiao-fang, WU Xiao-ping, *et al.* Study on the technique of diffraction-enhanced computed-tomography by synchrotron radiation X-ray[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, 35(10): 1597-1601.
汪敏,胡小方,伍小平,等.同步辐射 X 射线衍射增强 CT 方法研究[J]. *光子学报*, 2006, 35(10): 1597-1601.
- [2] GAN Hui-qing, ZHU Hua-feng, CHEN Jia-wen, *et al.* On line X-ray phase contrast imaging[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, 35(6): 886-889.
- [3] ISMAIL E C, KAABAR W, GARRITY D, *et al.* X-ray phase contrast imaging of the bone - cartilage interface[J]. *Applied Radiation and Isotopes*, 2010, 68(4-5): 767 - 77.
- [4] DAVID C, NOHAMMER B, SOLAK H H, *et al.* Differential X-ray phase contrast imaging using a shearing interferometer[J]. *Applied Physics Letters*, 2002, 81(17): 3287-3289.
- [5] CHAPMAN D, THOMLINSON W, JOHNSTON R E. Diffraction enhanced X-ray imaging [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1997, 42(2): 2015-2025.
- [6] MOMOSE A, TAKEDA T ITAI Y. Phase-contrast X-ray computed tomography for observing biological soft tissues[J]. *Nature medicine*, 1996, 2(4): 473-475.
- [7] WEITKAMP T, DIAZ A, DAVID C. X-ray phase imaging with a grating interferometer[J]. *Optics Express*, 2005, 13(16): 2289-2302.
- [8] LIU Xin, GUO Jin-chuan, NIU Han-ben. New method of detecting interferogram in differential phase-contrast imaging system based on special structured X-ray scintillator screen [J]. *Chinese Physics B*, 2010, 19(7): 070101-1~5.
- [9] LIU Xin, GUO Jin-chuan, NIU Han-ben. Diffraction efficiency of X-ray grating with polychromatic source[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, 24(3): 261-266.
刘鑫,郭金川,牛憨笨.复色光源 X 射线光栅衍射效率[J]. *光子学报*, 2007, 24(3): 261-266.
- [10] LIU Xin, GUO Jin-chuan, NIU Han-ben. Visibility in differential phase-contrast imaging with partial coherence source[J]. *Chinese Physics*, 2006, 16(6): 1632- 1636.
- [11] WEITKAMP T, DAVID C, BUNK O. X-ray phase radiography and tomography of soft tissue using grating interferometry [J]. *European Journal of Radiology*, 2008, 68(3): S13-S17.
- [12] NESTERETS Y I, WILKINS S W, GUREYEV T E, *et al.* On the optimization of experimental parameters for X-ray in-line phase-contrast imaging [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2005, 76(9): 1-14.
- [13] POGANY A, GAO D C, WILKINS S. Contrast and resolution in imaging with a microfocus X-ray source [J]. *Review of Scientific Instruments*, 1997, 68(9): 2774-2782.
- [14] MAYO S C, DAVIS T J, GUREYEV T E. X-ray phase-contrast microscopy and microtomography [J]. *Optics Express*, 2003, 11(15): 2286-2302.

Arrayed Source in Differential phase Contrast Imaging

LIU Xin, GUO Jin-chuan

*(College of Optoelectronic Engineering; Key Laboratory of Optoelectronic Devices and Systems
(Ministry of Education), Shenzhen University, Shenzhen, Guangdong 518060, China)*

Abstract: An arrayed X-ray source rather than traditional X-ray tube with absorption mask was proposed to generate structured light, based on the analysis of grating absorption efficiency and the coherence of X-ray source. According to the intensity distribution of interferogram, the influence of absorption efficiency on visibility of interference fringes was presented. With respect to the state of art micro-fabrication, it was impossible to realize the absorption grating required. The optimal structure of arrayed source was given from the analysis of spatial coherence. In order to verify the feasibility of the method, an arrayed X-ray tube was fabricated and relative measurement was performed.

Key words: X-ray; X-ray tube; Phase contrast imaging; Coherence