

基于投影的X射线光栅相衬成像系统的仿真模拟

骆荣辉,吴朝,田扬超

中国科学技术大学国家同步辐射实验室,安徽 合肥 230026

【摘要】基于投影的X射线光栅相衬成像技术由于具有较大的成像视场以及可以实现较高能量的成像,有望实现医学临床应用。由于其光学元件较多,在系统设计时确定合适的结构参数是一件复杂而艰难的工作。因此,通过一定的合理假设,构建系统的计算机数值仿真模型,利用计算机强大的循环计算能力,实现相关参数对系统性能影响的分析进而实现参数优化将是一个很好的选择。根据基于投影的X射线光栅相衬成像装置的结构原理,同时将成像系统抽象为一个线性系统,在此基础上构建出成像系统的数学模型。并将其转变为适合于计算机的离散模型,实现基于投影的X射线光栅相衬成像的模拟仿真。最后,利用国家同步辐射实验室相衬平台采集的数据验证了该模拟方法的正确性。

【关键词】X射线;光栅相衬成像;计算机数值仿真;线性系统

【中图分类号】R814;R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)11-1124-07

Numerical simulation of X-ray grating phase contrast imaging system based on projection

LUO Ronghui, WU Zhao, TIAN Yangchao

National Synchrotron Radiation Laboratory, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China

Abstract: With the larger view and higher imaging energy, the technology of X-ray grating phase contrast imaging based on projection is expected to achieve clinical application. However, it was complex and difficult to determine the appropriate structure parameters when the imaging device is designed, because the system contains many optical components. By some reasonable assumptions, a computer numerical simulation model of the system is built, and it is a good choice using the powerful cycle calculation ability of computer to analyze the effect of related parameters on system performance and realize the parameters optimization. Herein, the imaging system was abstracted as a linear system, and base on that, a mathematical model was built according to the principle the X-ray grating phase contrast imaging system. And then, the mathematical model was turned into a discrete model which was suitable for computer, realizing the simulation of X-ray grating phase contrast imaging system based on projection. Finally, the correctness of the simulation was verified using the experimental data acquired from the phase contrast platform at the National Synchrotron Radiation Laboratory.

Keywords: X-ray; grating phase contrast imaging; computer numerical simulation; linear system

前言

X射线成像技术是一项被广泛应用于人们日常生活中的科学技术,如产品质量中的无损检测,公共交通系统中的安检系统,医疗卫生中的临床诊断,生

命科学研究中的细胞或微生物活体动态成像等。可以毫不夸张地说现代社会生产和生活已经离不开X射线成像技术。然而传统的X射线成像技术是通过物质内部对X射线的吸收差异实现成像的,即吸收衬度成像,这种成像模式对强吸收的物质(如人体骨骼)成像效果良好,但对于由轻元素(碳氢氧氮等)组成的物质(如人体软组织)成像衬度非常低。因为对于轻元素物质,其复折射率的实部(δ)一般比其虚部(β)大3个数量级,其中复折射率的实部决定的是物体X射线成像的相位衬度,虚部决定的是吸收衬度^[1-2]。因此,探测轻元素物体引起X射线的相移信息要比探测衰减信息更加有效,即对于由轻元素组成的物质,用相位衬度成像比用吸收衬度成像能获得更高质量的图像。

【收稿日期】2017-07-16

【基金项目】国家重大科研仪器研制专项(CZBZDY220140002);中央高校基本科研业务费专项资金(WK2310000065)

【作者简介】骆荣辉,硕士研究生,研究方向:X射线光栅相衬成像,E-mail:sa142310@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】田扬超,研究员,博士生导师,研究方向:高空间分辨X射线成像(包括相位衬度成像)及微纳加工,E-mail:ychtian@ustc.edu.cn;吴朝,博士,研究方向:X射线光栅相衬成像,E-mail:wuzhao@ustc.edu.cn

根据装置结构以及成像原理的不同,现有的X射线相衬成像技术主要分为4大类:晶体干涉相衬成像方法^[3-5],衍射增强相衬成像法^[6-8],相位传播相衬成像方法^[9-11]以及光栅相衬成像方法^[12-17]。其中光栅相衬成像方法是这几种方法中最有商业应用前景的相衬成像技术,也是当前X射线成像方面最热门的研究领域。X射线光栅相衬成像技术又分为相干成像技术和非相干成像技术。相干的光栅相衬成像技术包括Talbot干涉仪和由德国Pfeiffer研究组于2006年提出的Talbot-Lau成像技术^[13]。其成像的原理基础是周期性物体(如光栅)的泰伯效应和Lau效应^[18-19]。其中,Talbot-Lau成像技术相比于其他非光栅相衬成像技术具有两个突出的优势:第一是它可以使用常规的X射线光管作为光源;第二是具有较大的成像视野。非相干的光栅相衬成像技术分为基于边缘照明技术^[20]的非相干编码孔径相衬成像技术^[21-22]和基于投影的光栅相衬成像技术^[23],这两种成像技术的结构装置基本相同,但成像机理不同。相比于Talbot-Lau成像系统,非相干成像系统具有以下几方面的优势:其一,非相干成像系统同样可以使用传统的X射线扩展光源,且对光源焦斑尺寸大小及相干性的要求更低,同时能利用的X射线能谱范围更宽,光子利用效率较高;其二,光栅的周期大小不再受X射线横向相干长度的限制,可以使用较大周期的光栅,降低制作的难度;其三,由于非相干成像系统不受Talbot距离的限制,装置的结构设计可以更灵活紧凑。因此,非相干相衬成像系统是目前比较容易实现医学临床应用的X射线相衬成像技术。

在科学研究与工程实践中,对一些复杂的光学系统的性能评价及参数优化等工作,通过用理论分析计算的方法来完成往往是非常繁琐及困难的。而随着计算机科学及相关数学仿真软件的发展,通过构建系统的仿真模型实现上述工作将是一个很好的选择。同样的,对于X射线光栅相衬成像系统的设计及优化,由于其组成的光学元件与涉及到的参数较多,对一些新的设计思路的评估或成像系统参数的优化,仅仅通过理论分析或实验验证是一件繁琐而艰难的工作。但是,在一些合理的假设的基础上,根据相衬成像系统的物理模型,通过对成像系统作一些近似处理及数学抽象化处理,可以利用现有的计算机数值计算软件(如Matlab)构建该成像系统的数值仿真模型。利用仿真模型参数调节的简便,可以为分析成像系统参数对其性能的影响关系、参数的设计及优化等工作提供有价值的指导。

本文将根据基于投影的X射线光栅相衬成像装

置的结构原理,推导出该成像系统的数学模型。并将该数学模型转变为离散数学模型,通过计算机数值计算软件Matlab实现成像系统的计算机数值仿真模型的建立。最后,利用实验数据验证了仿真模型的实用性和正确性。

1 基于投影的X射线光栅相衬成像系统

一般来说,物体的折射现象会引起周期性条纹的扭曲,通过检测周期性条纹的扭曲程度可以计算出折射角度的大小。所以可以通过分析周期性条纹的变化提取出物体的相衬信息。但对于X射线来说,由于物体对其产生的折射角度通常都很小,引起条纹扭曲的程度也非常小,使探测非常困难。所以需要能够产生非常小周期的背景条纹以及能够探测小周期条纹变化的技术,这就是X射线光栅相衬成像技术的出发点。

基于投影的X射线光栅相衬成像系统主要由光源、3块吸收光栅、样品台和探测器组成,其原理图如图1a所示。其中 G_1 光栅为分束光栅,是光栅相衬成像系统中核心元件。基于投影的光栅相衬成像系统即是以 G_1 光栅的投影作为小周期的背景条纹。然而,现有的X射线探测器的分辨率还远远达不到对这种小周期条纹的微小变化实现检测目的。所以,为了解决探测小周期条纹变化的问题,需要在探测器前加入一块吸收光栅,即 G_2 光栅。 G_2 光栅被称为分析光栅,通过步进 G_2 光栅可以得到成像系统的位移曲线,进而通过信息提取算法可以提取出物体的吸收、折射与散射图像^[24]。 G_0 光栅称为源光栅,它的作用是将扩展光源分裂成一系列线光源。在满足一定几何条件时,每个线光源作为一个独立光源,形成的 G_1 光栅的投影条纹相互错开周期的整数倍后叠加在一起,从而极大地提高了系统条纹的衬度。因此,3块光栅周期及其间距需要满足如下几何关系式^[23]:

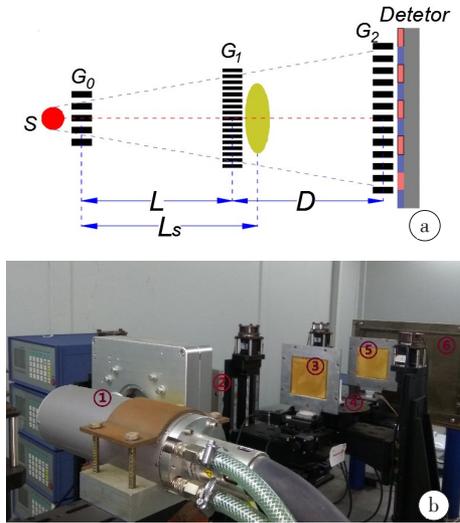
$$\frac{P_1}{P_2} = \frac{L}{L+D} \quad (1)$$

$$P_0 = m \frac{L}{D} P_2, m \in N+ \quad (2)$$

式中 P_0 、 P_1 、 P_2 分别表示 G_0 、 G_1 、 G_2 的周期, L 为 G_0 与 G_1 的间距, D 为 G_1 与 G_2 的间距,式(2)中 m 的值通常取为1。图1b是国家同步辐射实验室X射线光栅相衬成像实验平台的相片。

2 数值仿真模拟

为了建立基于投影的X射线光栅相衬成像系统的数值仿真模型,首先需要对上述的成像系统物理模型作一些近似处理及数学抽象化处理。因此,数



① : X-ray tube; ② : G₀ grating; ③ : G₁ grating;
④ : Sample stage; ⑤ : G₂ grating; ⑥ : Detector

图1 基于投影的X射线光栅相衬成像系统原理图(a)和国家同步辐射实验室X射线光栅相衬成像实验平台(b)

Fig.1 (a) Schematic diagram of an X-ray grating phase contrast imaging system based on projection; (b) the photo of the imaging instrument at National Synchrotron Radiation Laboratory (NSRL)

值仿真模型将建立在下面几个假设条件的基础上:

① 基于投影的X射线光栅相衬成像系统近似地满足线性系统的要求; ② X射线在成像系统中的传输过程可以用标量衍射理论描述; ③ 系统中的光学元件可以用其二维透过率函数表示; ④ X射线在该成像系统中的传输过程为非相干的。

基于这些假设,忽略光源与G₀、G₂与探测器间的距离,光源用 $s(x_0, y_0)$ 表示,且假设其光强呈高斯分布, G₀、G₁、G₂分别用它们的透过率函数 $g_0(x_0, y_0)$ 、 $g_1(x_1, y_2)$ 及 $g_2(x_2, y_2)$ 表示,它们的具体表达式如式(3)所示:

$$g_i(x_i, y_i) = \begin{cases} w(x_i)n - \frac{\zeta_i}{2} < \frac{x_i}{P_i} < n + \frac{\zeta_i}{2}, (n \in N, -2000 \leq n \leq 2000) \\ \alpha_i, \text{Others} \end{cases} \quad (3)$$

其中, $i=0, 1, 2$, $w(x_i)$ 为高斯分布函数, ζ_i 代表光栅的占空比, α_i 表示光栅非透光部分的光子透过率(在本文中考虑理想光栅的情况,即 $\alpha_i=0$)。图2a为 $s(x_0, y_0)$ 归一化的横向分布曲线;图2b为 G₀光栅在光轴位置处一个周期内的归一化透过率函数的横向分布曲线;图2c为 G₁光栅的数值模型平面图;图2d为与图2c相应的透过率横向分布曲线图($\zeta_i=0.5$)。另外, G₂光栅的数值模型及其透过率函数的形式与 G₁相同。

所以,根据基于投影的X射线光栅相衬成像装置的结构原理及线性系统理论,在不考虑样品存在的情况下,探测器平面前的光强分布函数 $I_{out}(x_2, y_2)$ 为:

$$I_{out}(x_2, y_2) = \sum_{k=1}^{M_0} [s(x_0, y_0)g_0^k(x_0, y_0)] \otimes \{H\{g_1(x_1, y_1)\}g_2(x_2, y_2)\} \quad (4)$$

式中 $g_0^k(x_0, y_0)$ 表示 G₀光栅单个周期的透过率函数; $[s(x_0, y_0)g_0^k(x_0, y_0)]$ 表示在 G₀光栅单个周期范围内透过的光强分布,即作为一个独立的线光源; \otimes 号表示卷积运算; $H\{g_1(x_1, y_1)\}$ 表示以线光源照明时, G₁光栅的透过率函数在 G₂光栅前的投影;累加符号 $\sum_{k=1}^{M_0}$ 表示将以 G₀光栅的每条缝为一个独立的线光源各自形成的投影像在 G₂光栅前相互叠加,其中 M_0 表示 G₀光栅被照明的周期数,其具体数值决定于成像系统的视场大小。

从图2c、d看来,光栅透过率的一维横向分布函数曲线能够全面描述二维透过率函数分布图,而且能够直观反映光栅透过率的分布情况。另外,光栅相衬成像系统结构一般是轴对称分布的。所以在建立光栅相衬成像系统的数值仿真模型时,用一维数组表示其中的光学元件及其光场强度的分布是合适的,不会增加误差,而且对光场强度分布的表示更具直观性,同时也极大地减少了数值计算量。因此,可以将式(4)改为一维的形式:

$$I_{out}(x_2) = \sum_{k=1}^{M_0} [s(x_0)g_0^k(x_0)] \otimes \{H\{g_1(x_1)\}g_2(x_2)\} \quad (5)$$

由于相衬成像系统中的光路存在一定的发散角,即存在几何放大关系,如图1a所示。所以 $H\{g_1(x_1)\}$ 表示的投影过程可以分解为 $g_1(x_1)$ 按一定比例的几何放大过程及光场的衍射过程,则有:

$$H\{g_1(x_1)\} = M\{g_1(x_1)\} \otimes h_1^D(x_1; x_2) \quad (6)$$

上式中 $M\{g_1(x_1)\}$ 表示 $g_1(x_1)$ 按一定比例的几何放大过程, $h_1^D(x_1; x_2)$ 为 G₁到 G₂间空间脉冲响应函数。把上式代入(5)式,得:

$$I_{out}(x_2) = \sum_{k=1}^{M_0} s(x_0)g_0^k(x_0) \otimes M\{g_1(x_1)\} \otimes h_1^D(x_1; x_2)g_2(x_2) \quad (7)$$

根据傅里叶变换卷积定理,上式中的卷积运算可以用傅里叶变换及其逆变换运算代替,即:

$$I_{out}(n_2\delta) = \sum_{k=1}^{M_0} F^{-1} \left\{ F\{s(x_0)g_0^k(x_0)\} F\{M\{g_1(x_1)\}\} \right\} \times F\{h_1^D(x_1; x_2)\} g_2(x_2) \quad (8)$$

上式中 $F\{\}$ 和 $F^{-1}\{\}$ 分别表示傅里叶变换运算及其逆运算。而脉冲响应函数的傅里叶变换为其相应

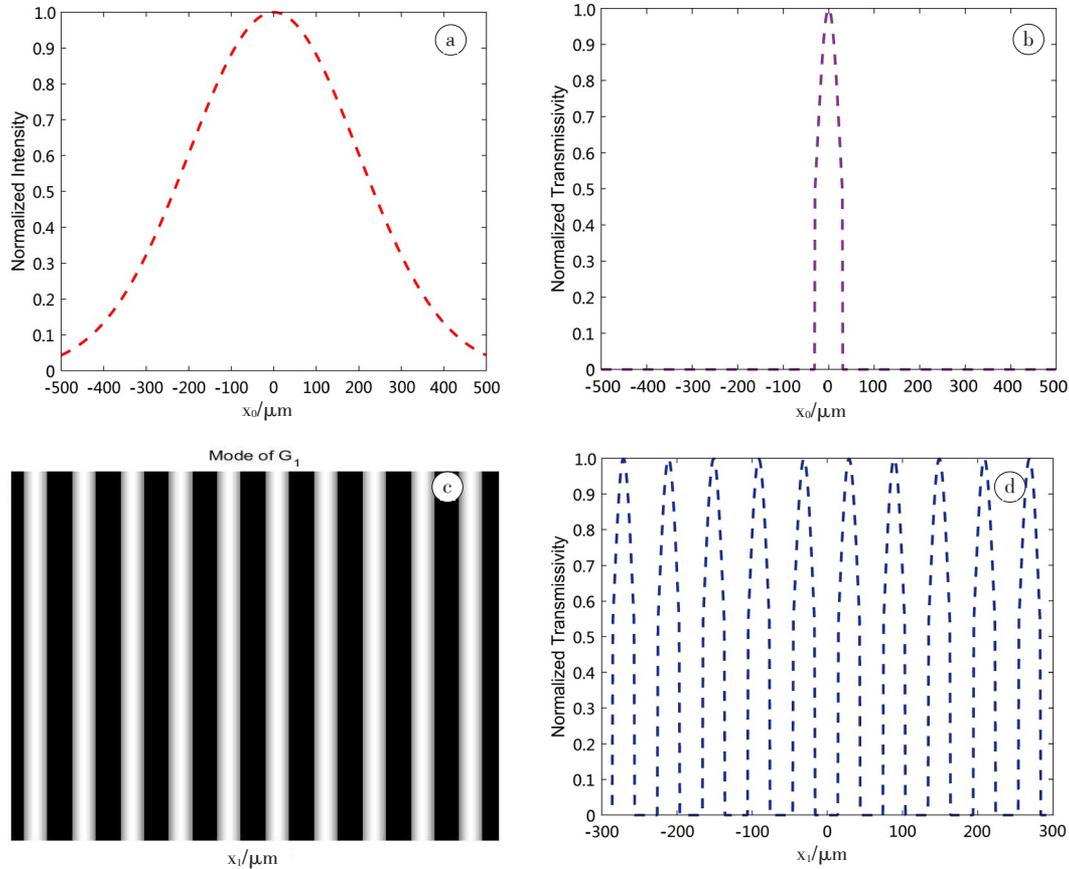


图2 光源光强归一化分布曲线(原点在光轴上)(a); G_0 光栅一个周期内的归一化透过率函数曲线(b); G_1 光栅的数值模型平面图(c)和与之相应的透过率横向分布曲线图(d)

Fig.2 (a) The normalized distribution curve of the intensity of source (the origin on the optical axis); (b) the normalized transmittance function curve of G_0 grating in one period; (c) the ichnography of numerical model of G_1 grating; (d) the normalized transmittance function curve of G_2 grating which matches with (c)

的频域空间的传递函数,即:

$$F\{h_t^D(x_1; x_2)\} = H_t^D(f_x) \quad (9)$$

$H_t^D(f_x)$ 为 G_1 到 G_2 间非相干频谱传递函数, f_x 为频域坐标。根据标量衍射理论,非相干频谱传递函数是其对应相干频谱传递函数(即菲涅尔频谱传递函数)的自相关函数,所以有:

$$H_t^D(f_x) = H^D(f_x, f_y) \star H^D(f_x, f_y) \quad (10)$$

其中符号 \star 表示相关运算, $H^D(f_x)$ 为相应相干频谱传递函数(即菲涅尔频谱传递函数),其表达分别为:

$$H^D(f_x) = \exp(jkD)\exp[-j\pi\lambda Df_x^2] \quad (11)$$

利用相关运算与卷积运算的关系式及傅里叶变换卷积定理,则由(9)、(10)、(11)式得:

$$\begin{aligned} F\{h_t^D(x_1; x_2)\} &= H_t^D(f_x) \\ &= F^{-1}\left\{ \begin{aligned} &F\{\exp(jkD)\exp[-j\pi\lambda Df_x^2]\} \\ &\times F\{\exp(-jkD)\exp[j\pi\lambda Df_x^2]\} \end{aligned} \right\} \quad (12) \end{aligned}$$

将(12)式代入(8)式,得:

$$\begin{aligned} I_{\text{out}}(x_2) &= \sum_{k=1}^{M_0} F^{-1} \\ &\left\{ \begin{aligned} &F\{s(x_0)g_0^k(x_0)\}F\{M\{g_1(x_1)\}\} \\ &\times F^{-1}\left\{ \begin{aligned} &F\{\exp(jkD)\exp[-j\pi\lambda Df_x^2]\} \\ &\times F^{-1}\{\exp(-jkD)\exp[j\pi\lambda Df_x^2]\} \end{aligned} \right\} \end{aligned} \right\} g_2(x_2) \quad (13) \end{aligned}$$

为了实现的计算机数值计算,需要将(13)式表示成离散的形式,即:

$$\begin{aligned} I_{\text{out}}(n_2\delta) &= \sum_{k=1}^{M_0} F^{-1} \\ &\left\{ \begin{aligned} &F\{s(n_0\delta)g_0^k(n_0\delta)\}F\{M\{g_1(n_1\delta)\}\} \\ &\times F^{-1}\left\{ \begin{aligned} &F\{\exp(jkD)\exp[-j\pi\lambda D(n_2\delta_j)^2]\} \\ &\times F\{\exp(-jkD)\exp[j\pi\lambda D(n_2\delta_j)^2]\} \end{aligned} \right\} \end{aligned} \right\} g_2(n_2\delta) \quad (14) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} n_0 &= -\frac{N_0}{2}, 1 - \frac{N_0}{2}, \dots, \frac{N_0}{2}; \\ n_1 &= -\frac{N_1}{2}, 1 - \frac{N_1}{2}, \dots, \frac{N_1}{2}; \\ n_2 &= -\frac{N_2}{2}, 1 - \frac{N_2}{2}, \dots, \frac{N_2}{2} \end{aligned}$$

其中 N_0 、 N_1 、 N_2 分别为 x_0 、 x_1 及 x_2 坐标平面的离散矩阵规模， δ 为离散采样间距， δ_f 为频域采样间距 ($\delta_f = \frac{1}{N_2\delta}$)。数值模拟时， $M\{g_1(n_1\delta)\}$ 可以由数值矩阵的插值操作实现，即：若放大比为 $m = \frac{N_2\delta}{N_1\delta}$ (其中 N_1 为放大前的矩阵规模， N_2 为放大后的矩阵规模)，则将规模为 N_1 的矩阵通过线性插值的方式扩展为规模为 N_2 的矩阵。对于傅里叶变换及逆变换运算，在很

多数值计算软件中(如 Matlab)都集成了实现离散傅里叶变换函数。所以，根据式(14)可以模拟计算出探测器前的光强分布，然后根据探测器像素尺寸大小，将对应的数值矩阵元素累加则可以获得探测器每个像素的光强值，从而得到系统最终的光强分布数据，从而构建出基于投影的 X 射线光栅相衬成像系统的数值模型。图 3a 为 G_1 光栅透过率分布曲线，图 3b 为 G_2 光栅前的光场强度分布曲线，图 3c 为探测器的光强分布，模拟时系统参数如下表 1 所示。

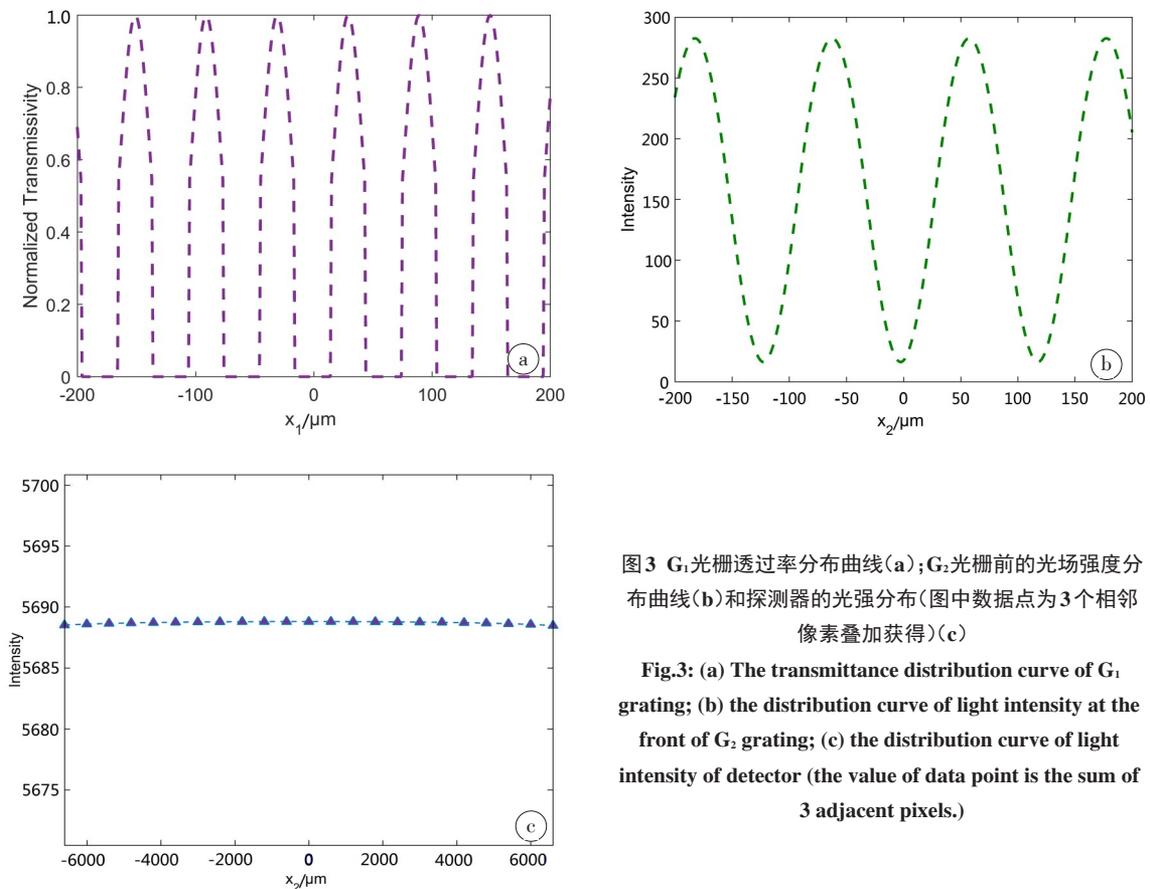


图 3 G_1 光栅透过率分布曲线(a); G_2 光栅前的光场强度分布曲线(b)和探测器的光强分布(图中数据点为 3 个相邻像素叠加获得)(c)

Fig.3: (a) The transmittance distribution curve of G_1 grating; (b) the distribution curve of light intensity at the front of G_2 grating; (c) the distribution curve of light intensity of detector (the value of data point is the sum of 3 adjacent pixels.)

表 1 国家同步辐射实验室 X 射线光栅相衬实验装置参数

Tab.1 System parameters of X-ray grating phase contrast imaging instrument at NSRL

G_0 grating	G_1 grating	G_2 grating	L	L_s	D	Detector
P_0 : 120 μm	P_1 : 60 μm	P_2 : 120 μm	50 cm	60 cm	50 cm	Pixel: 200 μm
ζ_0 : 1/2	ζ_1 : 1/3	ζ_2 : 1/3				

L: Distance between G_0 grating and G_1 grating; L_s : Distance between G_0 grating and sample; D: Distance between G_1 grating and G_2 grating; P_0 : Period of G_0 grating; P_1 : Period of G_1 grating; P_2 : Period of G_2 grating; ζ_0 : Duty cycle of G_0 grating; ζ_1 : Duty cycle of G_1 grating; ζ_2 : Duty cycle of G_2 grating

3 系统位移曲线的模拟及实验对比

如果对式(15)右边最后一项 $g_2(n_2\delta)$ 的数值矩阵

进行横向的等距移位操作，则可以模拟出成像系统的相位步进过程。如图 4a 所示，其中图片顶端的数

字表示该曲线在一个相位步进周期内对应的次序(本次模拟中一个周期内步进次数为21步)。而代表一个探测器像素的矩阵元素在不同相位步进过程的值作出的曲线即为成像系统的位移曲线。如图4b是与图4a对应的G₂光栅处于不同位置时探测器上光强

分布曲线。例如图4b中,中心位置处于远原点的探测器像素所示,该像素的光强值会在相位步进过程中随着G₂光栅的移动而发生变化,其变化曲线即为系统的相位步进曲线(本次模拟中系统参数如表1)。

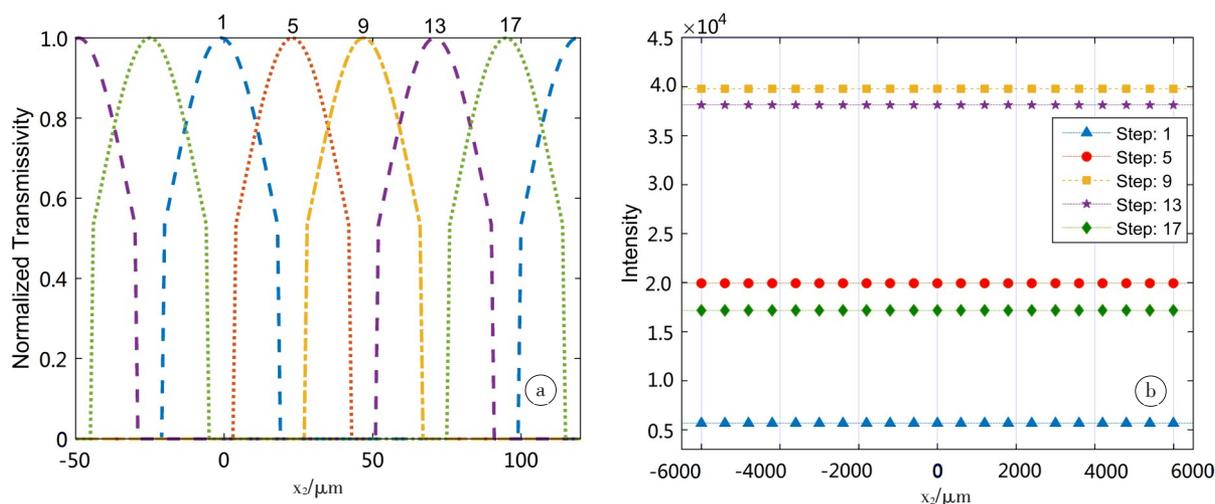


图4 模拟G₂光栅相位步进示意图(a)与不同相位步进过程中探测器的光强分布曲线(图中数据点值为3个相邻像素叠加获得)(b)
Fig.4 Sketch map of G₂ gating phase stepping in the simulation (a) and the distribution curve of light intensity of detector in different phase steps (the value of data point is the sum of 3 adjacent pixels.) (b)

由于无法用探测器直接检测成像系统的背景条纹,所以无法用实验数据检验数值模拟的背景条纹的正确性。但可以通过对实验系统采集的位移曲线与数值模拟的位移曲线进行对比,从而间接地较验数值模型的准确性。图5是图1b所示的国家同步辐射实验室X射线光栅相衬实验装置上采集的位移曲线及相同参数下数值模拟的位移曲线,系统参数如表1所示。从图中可以看出相同系统参数及相同光子能量下模拟的位移曲线与实验位移曲线吻合较好。

4 总结

本文简要介绍了基于投影的X射线光栅相衬成像装置的结构及原理。并根据基于投影的X射线光栅相衬成像装置的原理,提出利用线性系统理论构建基于投影的X射线光栅相衬成像系统的数学模型,即式(14)。在数学模型基础上,利用数值计算软件中的离散傅里叶变换及其逆变换算法及矩阵插值算法,并对数值矩阵进行相关操作,实现了基于投影的X射线光栅相衬成像系统的计算机数值仿真模型的建立。在数值模型的基础上,通过对代表G₂光栅透过率分布的矩阵进行横向平移操作,实现了成像系

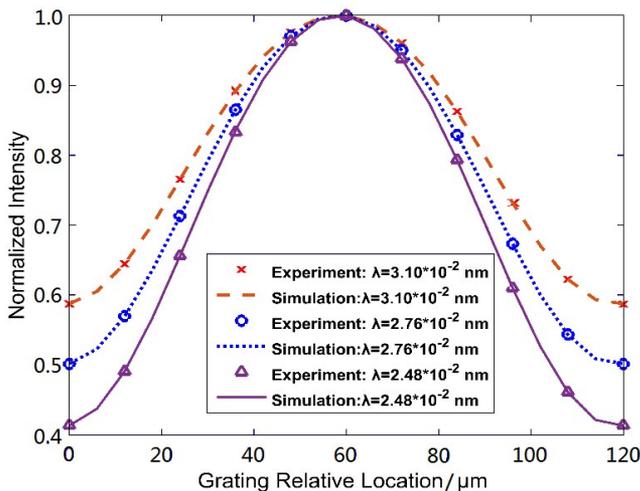


图5 数值模拟位移曲线与实验位移曲线对比
Fig.5 Comparison of the phase stepping curve of numerical simulation and experiment

统位移曲线的数值模拟。本文,利用提出的方法模拟了国家同步辐射实验室X射线光栅相衬实验装置,模拟位移曲线与实验测量结果较好的吻合度验证了该数值模型的可靠性。在以后的工作中,在设计基于投影的X射线光栅相衬成像装置及系统参数优化时,可以利用模型研究参数对系统性能的影响,实现

系统参数的优化工作,如:光栅占空比对系统角度灵敏度的影响,光栅厚度对位移曲线对比度的影响等等。因此,笔者相信该数值模型将为X射线光栅相衬成像系统的设计工作提供指导,减轻设计工作的难度。

【参考文献】

- [1] MOMOSE A. Recent advances in X-ray phase imaging[J]. *Jpn J Appl Phys*, 2005, 44(9A): 6355.
- [2] ZHU P, WU Z. X-ray phase contrast imaging[J]. *Physics*, 2007, 36(6): 443.
- [3] BONSEU, HART M. An X-ray interferometer[J]. *Appl Phys Lett*, 1965, 6(8): 155-156.
- [4] MOMOSE A, TAKEDA T, ITAI Y, et al. Phase-contrast X-ray computed tomography for observing biological soft tissues[J]. *Nat Med*, 1996, 2(4): 473-475.
- [5] TAKEDA T, MOMOSE A, HIRANO K, et al. Human carcinoma: early experience with phase-contrast X-ray CT with synchrotron radiation-comparative specimen study with optical microscopy[J]. *Radiology*, 2000, 214(1): 298-301.
- [6] DAVIS T J, GUREYEV T E, GAO D, et al. X-ray image contrast from a simple phase object[J]. *Phys Rev Lett*, 1995, 74(16): 3173-3176.
- [7] CHAPMAN D. Diffraction enhanced X-ray imaging[J]. *Phys Med Biol*, 1997, 42(11): 2015-2025.
- [8] OLTULU O, ZHONG Z, HASNAH M, et al. Extraction of extinction, refraction and absorption properties in diffraction enhanced imaging[J]. *J Phys D Appl Phys*, 2003, 36(17): 2152.
- [9] SNIGIREV A, SNIGIREVA I. On the possibilities of X-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation[J]. *Rev Sci Instrum*, 1995, 66(12): 5486-5492.
- [10] SUN W, LIU Z, SUN T, et al. Numerical design of in-line X-ray phase-contrast imaging based on ellipsoidal single-bounce monocapillary[J]. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*, 2014, 746(3): 33-38.
- [11] WILKINS S W, GUREYEV T E, GAO D, et al. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays[J]. *Nature*, 1996, 384(6607): 335-338.
- [12] MOMOSE A. Phase-sensitive imaging and phase tomography using X-ray interferometers[J]. *Opt Express*, 2003, 11(19): 2303-2314.
- [13] PFEIFFER F, WEITKAMP T, BUNK O, et al. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources[J]. *Nat Phys*, 2006, 2(4): 258-261.
- [14] OLIVO A, SPELLER R. A coded-aperture technique allowing X-ray phase contrast imaging with conventional sources[J]. *Appl Phys Lett*, 2007, 91(7): 3573.
- [15] HUANG Z, WANG Z, ZHANG L, et al. Attenuation-refraction-scattering computed tomographic experimental system with a conventional X-ray tube: system optimization & image fusion[C]. 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). IEEE, 2009.
- [16] WU Z, GAO K, WANG Z, et al. A new method to retrieve phase information for equiangular fan beam differential phase contrast computed tomography[J]. *Med Phys*, 2013, 40(3): 031911.
- [17] LIU X, GUO J C, NIU H B. A new method of detecting interferogram in differential phase-contrast imaging system based on special structured X-ray scintillator screen[J]. *Chin Phys B*, 2010, 19(7): 193-197.
- [18] LOHMANN A W, SILVAD E. An interferometer based on the Talbot effect[J]. *Opt Commun*, 1971, 2(9): 413-415.
- [19] LOHMANN A W, THOMAS J A. Making an array illuminator based on the Talbot effect[J]. *Appl Opt*, 1990, 29(29): 4337-4340.
- [20] OLIVO A, ARFELLI F, CANTATORE G, et al. An innovative digital imaging set-up allowing a low-dose approach to phase contrast applications in the medical field[J]. *Med Phys*, 2001, 28(8): 1610-1619.
- [21] OLIVO A, SPELLER R. A coded-aperture technique allowing X-ray phase contrast imaging with conventional sources[J]. *Appl Phys Lett*, 2007, 91(7): 3573.
- [22] OLIVO A, IGNATYEV K, MUNRO P R, et al. Noninterferometric phase-contrast images obtained with incoherent X-ray sources[J]. *Appl Opt*, 2011, 50(12): 1765-1769.
- [23] HUANG Z F, KANG K J, ZHANG L, et al. Alternative method for differential phase-contrast imaging with weakly coherent hard X rays[J]. *Phys Rev A*, 2009, 79(1): 013815.
- [24] DIAZ A, DAVID C, ZIEGLER E, et al. X-ray phase imaging with a grating interferometer[J]. *Opt Express*, 2005, 13(16): 6296-6304.

(编辑:薛泽玲)