УДК 535.417

ОТОБРАЖЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ФАЗОВОГО КОНТРАСТА В РЕЖИМЕ ОПТИЧЕСКОГО УВЕЛИЧЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТРЕХБЛОЧНОГО ИНТЕРФЕРОМЕТРА ИЗ ДВУХУРОВНЕВЫХ ФРЕНЕЛЕВСКИХ ЗОННЫХ ПЛАСТИН

Л.А. АРУТЮНЯН

Ереванский государственный университет, Ереван, Армения

e-mail: levhar@ysu.am

(Поступила в редакцию 15 февраля 2016 г.)

Рассмотрена возможность отображения рентгеновского фазового контраста с использованием ранее предложенного трехблочного интерферометра из двухуровневых френелевских зонных пластин. Интерферометр работает в режиме деления амплитуды и не накладывает жестких требований к пространственной и временной когерентности исходного излучения. Использование френелевских зонных пластин в качестве блоков интерферометра позволяет получать оптически увеличенное изображение образца и конденсировать падающее на образец излучение.

1. Введение

Одним из методов отображения фазового контраста жесткого рентгеновского излучения является интерферометрический метод. Первой подобной схемой является схема с использованием трехблочного интерферометра с лауэвской геометрией дифракции (ЛЛЛ-интерферометр) [1,2]. Исследуемый фазовый объект располагается на пути одного из интерферирующих пучков. В результате фаза этого пучка модулируется согласно неоднородностям исследуемого образца, что приводит к соответствующему перераспределению интенсивности интерференционной картины [3]. Восстановление фазы из зарегистрированной интерференционный картины осуществляется специальными алгоритмами – «метод преобразования Фурье» [4] и «метод сканирования полос» [5]. Предложены также модификации этой схемы с целью увеличения пространства для размещения тестируемого образца [6] и повышения резкости изображения [7]. ЛЛЛинтерферометр работает в режиме деления амплитуды с равными длинами путей в обоях каналах распространения. Благодаря этому он не предъявляет высокие требования к пространственной и временной когерентности исходного излучения. Отметим, что ЛЛЛ-интерферометр был экспериментально реализован еще в 60-х годах прошлого столетия с использованием тогдашних лабораторных источников рентгеновского излучения.

Развитие микро- и нанотехнологий изготовления френелевских зонных пластин (ФЗП), а также появление синхротронных источников рентгеновского излучения третьего поколения привели к использованию ФЗП в интерферометрах жесткого рентгеновского излучения. Применение таких интерферометров в задачах отображения фазового контраста позволило получить оптически-увеличенное изображение образца. В работе [8] с этой целью используются две ФЗП, расположенные на общей подложке, а в [9,10] – удаленные друг от друга вдоль оптической оси. Указанные интерферометры работают в режиме деления волнового фронта и накладывают жесткие требования к пространственной и временной когерентности исходного излучения. Эти требования, удовлетворяются с использованием современных синхротронных источниках рентгеновского излучения.

Рентгеновский интерферометр из трех ФЗП, работающий в режиме деления амплитуды и не предъявляющий столь жесткие требования к когерентности исходного излучения был ранее представлен в [11]. В настоящей работе исследуется возможность использования этого интерферометра для отображения фазового контраста в режиме оптического увеличения. Рассматриваемая схема является модификацией ранее предложенной аналогичной схемы [12], использующей трудоемкие в изготовлении многоуровневые ФЗП. В данной же схеме зонные пластины не только двухуровневые, но и допускается уменьшение глубины профиля зонной структуры, хотя при этом существенно понижается эффективность фокусировки.

2. Трехблочный интерферометр

Используемый в настоящей работе интерферометр состоит из трех двухуровневых ФЗП с общей главной оптической осью и удаленных друг от друга на двойное фокусное расстояние (рис.1). Исходная плоская волна падает на первую ФЗП параллельно оптической оси. Благодаря наличию разных порядков дифрак-



Рис.1. Принципиальная схема и ход лучей интерферометра: B1, B2, B3 – блоки интерферометра, K1, K2 – ножи. Пунктиром показаны траектории лучей в двух каналах распространения, сформированные от одного луча исходной волны.

ции на ФЗП в интерферометре образуются разные каналы распространения рентгеновских лучей. Как видно из рис.1, первый блок интерферометра действует как делитель, разделяя исходную волну на сходящий (первый порядок дифракции) и параллельный (нулевой порядок дифракции) пучки. Второй блок (зеркало) преобразует сходящийся после первого блока и расходящийся после фокусировки пучок в параллельный, а параллельный – в сходящийся. В обоих случаях используется первый порядок дифракции. Наконец, третий блок (анализатор) преобразует расходящийся пучок в параллельный. Интерференционная картина между двумя параллельными пучками регистрируется за третьим блоком на расстоянии f. Подавление влияния других каналов распространения на интерференционную картину обеспечивается двумя ножами, расположенными на первом и третьем блоках интерферометра. В приближении геометрической оптики, посредством построения хода лучей всех каналов распространения^{*} можно показать, что «нежелательные» каналы распространения не пересекаются с регистрируемой интерференционной картиной при достаточном удалении детектора от третьего бока интерферометра:

$$f > \min(5/3, R/d - 1)F$$
, (1)

где F – фокусное расстояние, R – радиус ФЗП и d – расстояние краев ножей от главной оптической оси. Этими же ножами обеспечивается пространственное разделение интерферирующих пучков внутри интерферометра, что важно при отображении фазового контраста.

Таким образом, интерферометр работает в режиме деления амплитуды и с равными длинами траекторий в обоих каналах распространения.

В работе [11] также рассмотрены продольно и поперечно дефокусированные разновидности этого интерферометра, когда, в частности, третий блок интерферометра смещается вдоль или поперек главной оптической оси.



Рис.2. Схема устройства отображения фазового контраста: О – исследуемый фазовый объект, І – изображение фазового объекта на детекторе, Р – фазовращатель.

^{*} Каналы распространения, образованные дифракцией на ФЗП в порядках ±3 и выше, не учитываются.

3. Отображение фазового контраста

Для отображения фазового контраста исследуемый фазовый объект (объект из легких элементов, в частности, мягкие биологические ткани) располагается во втором межблочном пространстве на пути объектной волны слева от точки его фокусировки на расстояние q, а фазовращатель – непосредственно после второго ФЗП на пути опорной волны (рис.2). Расстояния объекта от точки фокусировки (q) и детектора от третьей ФЗП (f) связаны законом формирования изображения в тонкой линзе (роль линзы играет третья ФЗП):

$$\frac{1}{F} = \frac{1}{f} + \frac{1}{F+q},$$
(2)

откуда

$$q = F/G , \qquad (3)$$

$$f = F(G+1), \tag{4}$$

где *G* – коэффициент оптического увеличения изображения.

Пространственное распределение интенсивности на детекторе определяется интерференцией объектной и опорный волн и представляется выражением

$$I(\mathbf{r}) \simeq \left(\sqrt{I_2} - \sqrt{I_2}\right)^2 + 2\sqrt{I_1I_2} \left(1 + \cos\left(\varphi(\mathbf{r'}) - \varphi_s\right)\right).$$
(5)

Здесь **r** и **r'** – радиус-векторы на детекторе и объектной плоскости, соответственно, с началами на точках пересечения этих плоскостей с главной оптической осью (они связаны соотношением $\mathbf{r'} = -G^{-1}\mathbf{r}$), I_1 и I_2 – интенсивности опорной и объектной волн, $\varphi(\mathbf{r'})$ – фазовый сдвиг объектной волны в точке **r'** на



Рис.3. Структура тестируемого фазового объекта в виде кремниевой пластины с образующими сетку травленными канавками. Период сетки – 1.72 мкм, ширина канавок – 0.69 мкм. Глубина канавок составляет 4.74 мкм, что приводит к скачку фазового смещения в 0.3 π рад при длине волны рентгеновского излучения $\lambda = 0.1$ нм.

объектной плоскости, введенный исследуемым объектом, а ϕ_s – фазовый сдвиг фазовращателя. В частности, если выбрать $\phi_s = -\pi$, для (5) получим

$$I(\mathbf{r}) = a + b\sin^2(\varphi(\mathbf{r'})/2), \tag{6}$$

что представляет взаимно-однозначное отображение $\phi(\mathbf{r'}) \rightarrow I(\mathbf{r'})$ для объектов с малым фазовым смещением $-\pi < \phi(\mathbf{r'}) \le 0$.

Проведено численное моделирование регистрируемой интерференционной картины. В расчетах использован метод Фурье-преобразования для описания дифракции в вакууме [13], а объекты на пути рентгеновского пучка считаются плоскими и описываются соответствующими комплексными коэффициентами пропускания, представленными как функции от поперечных к оптической оси координат [14,15]. В качестве тестируемого фазового объекта рассмотрена пластина из кремния с травленными канавками, образующими сетку (рис.3). Фазовый сдвиг фазовращателя выбран $\phi_s = \phi_0 - \pi$, где $\phi_0 - \phi_{a3}$ овый сдвиг кремниевой пластины без канавок (это соответствует изображению тестируемого объекта в виде светлых канавок на темном фоне). Численно моделированная интерференционная картина приведена на рис.4. На рисунке видны искажения в виде полуколец и горизонтальных полос, скорее всего вызванных дифракцией рентгеновских пучков на краях ФЗП и ножей. При оценке качества приведенного изображения следует учитывать малую глубину рельефа тестируемого объекта



Рис.4. Численно моделированное распределение интенсивности на детекторе. При моделировании использованы следующие значения основных параметров: длина волны рентгеновского излучения $\lambda = 0.1$ нм, фокусное расстояние и количество зон кремниевых $\Phi 3\Pi - 1$ м и 760, соответственно, (при этом радиус $\Phi 3\Pi$ составляет R = 275.7 мкм, а ширина последней зоны – 0.181 мкм), глубина травления френелевских зон – 6.32 мкм, чему соответствует фазовое смещение 0.4 π рад и эффективность фокусировки 13.8% (без учета поглощения на подложке $\Phi 3\Pi$), коэффициент оптического увеличения изображения – 8 (при этом q = 12.5 см, а f = 9 м), расстояние краев ножей от оптической оси – 43.1 мкм и 8.6 мкм для первого и второго ножей, соответственно.

(вариация фазового смещения в образце составляет 0.3π рад) и малую эффективность фокусировки (13.8%) использованных в расчетах ФЗП. Первое приводит к снижению интенсивности светлых областей интерференционной картины, а второе – к увеличению доли недифрагированного на ФЗП излучения.

4. Заключение

Методом численного моделирования исследована целесообразность использования рентгеновского трехблочного интерферометра из ФЗП для отображения фазового контраста. В предложенном интерферометре сочетается низкое требование к когерентности исходного излучения (интерферометр работает в режиме деления амплитуды с равными длинами путей в обоях каналах распространения) с оптическим увеличением изображения. Другой особенностью рассмотренной схемы является пространственное сужение объектной волны до падения на тестируемый объект. Как видно из рис.2, поперечные размеры пучка сужаются в F/q = G раз, что приводит к увеличению интенсивности в G^2 раз (в рассмотренном нами случае в 64 раз). Вышеуказанные особенности дают основание надеяться, что предложенную схему отображения фазового контраста можно использовать и для лабораторных источников рентгеновского излучения, отличающихся от современных источников синхротронного излучения малой мощностью и низкой когерентностью излучения.

В качестве недостатков отметим наличие шумов в изображении, вызванных дифракцией на краях ФЗП и ножей (особенно для объектов с малой вариацией фазового смещения). Их общий вклад в изображение уменьшается с увеличением радиусов ФЗП и соответствующим уменьшением ширин крайних зон. Автор надеется, что использование метода сканирования полос при отображении фазового контраста приведет к частичному подавлению вышеуказанных дифракционных шумов и повышению качества изображения.

Автор благодарен В.С. Арутюняну за обсуждение работы и ценные замечания.

ЛИТЕРАТУРА

- 1. U. Bonse, M. Hart. Appl. Phys. Lett., 6, 155 (1965).
- 2. U. Bonse, M. Hart. Z. Physik., 188, 154 (1965).
- 3. A. Momose. Nucl. Instr. Meth., A352, 622 (1995).
- 4. M. Takeda, H. Ina, S. Kobayashi. J. Opt. Soc. Am., 72, 156 (1982).
- J.H. Bruning, D.R. Herriott, J.E. Gallagher, D.P. Rosenfeld, A.D. White, D.J. Brangaccio. Appl. Opt., 13, 2693 (1974).
- A. Yoneyama, A. Momose, I. Koyama, E. Seya, T. Takeda, Y. Itai, K. Hirano, K. Hyodo. J. Sync. Rad., 9, 277 (2002).
- 7. K. Hirano, A. Momose. Jpn. J. Appl. Phys., 38, L1556 (1999).
- 8. T. Koyama, A. Saikubo, K. Shimose, K. Hayashi, A. Nakagawa et al. IPAP Conf. Ser.,

Proc. 8th Int. Conf. X-ray Microscopy, 7, 389 (2006).

- 9. T. Wilhein, B. Kaulich, J. Susini. Opt. Commun., 193, 19 (2001).
- T. Koyama, T. Tsuji, K. Yoshida, H. Takano, Y. Tsusaka, Y. Kagoshima. Jpn. J. Appl. Phys., 45, L1159 (2006).
- 11. Л.А. Арутюнян. Изв. НАН Армении, Физика, 50, 390 (2015).
- 12. **Л.А. Арутюнян, К.Г. Труни, Г.М. Оганесян.** Известия НАН Армении, Физика, **46**, 368 (2011).
- 13. J.W. Goodman. Introduction to Fourier Optics. New York, McGraw-Hill, 1996.
- 14. V.G. Kohn, I.I. Snigireva, A. Snigirev. Crystallography Reports, 51 S4 (2006).
- 15. В.Г. Кон, М.А. Орлов. Поверхность. Рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования, **11**, 76 (2010).

ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ՓՈՒԼԱՅԻՆ ՑԱՅՏՈՒՆՈՒԹՅԱՆ ՕՊՏԻԿԱԿԱՆ ԽՈՇՈՐԱՑՄԱՄԲ ԱՐՏԱՊԱՏԿԵՐՈՒՄԸ ԵՐԿՄԱԿԱՐԴԱԿ ՖՐԵՆԵԼՅԱՆ ԳՈՏԻԱԿԱՆ ԹԻԹԵՂՆԵՐԻՑ ԲԱՂԿԱՑԱԾ ԵՌԱԲԼՈԿ ԻՆՏԵՐՖԵՐԱՉԱՓՈՎ

Լ.Ա. ՀԱՐՈՒԹՅՈՒՆՅԱՆ

Քննարկված է ռենտգենյան փուլային ցայտունության արտապատկերման հնարավորությունը արդեն առաջարկված երկմակարդակ ֆրենելյան գոտիական թիթեղներից բաղկացած եռաբլոկ ինտերֆերաչափով։ Ինտերֆերաչափը աշխատում է լայնույթի բաժանման եղանակով և չի ներկայացնում խիստ պահանջներ օգտագործվող Հառագայթման տարածական և ժամանակային կոհերենտության նկատմամբ։ Ֆրենելյան գոտիական թիթեղների՝ որպես ինտերֆերաչափի բլոկներ օգտագործումը հնարավոր է դարձնում նմուշի վրա ընկնող փնջի նախնական խտացումը և պատկերի օպտիկական խոշորացումը։

X-RAY PHASE CONTRAST IMAGING WITH OPTICAL MAGNIFICATION USING THREE-BLOCK INTERFEROMETER WITH BI-LEVEL FRESNEL ZONE PLATES

L.A. HAROUTUNYAN

The possibility of X-ray phase contrast imaging using already suggested three-block interferometer consisting of bi-level Fresnel zone plates was considered. The interferometer operates in the amplitude-division mode and does not impose strong requirements to spatial and temporal coherencies of initial radiation. The use of the Fresnel zone plates as the interferometer blocks allows to obtain an optically magnified image of object and to condense the radiation incident on the tested object.