

ДИФРАКЦИЯ И РАССЕЯНИЕ ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ

УДК 537.9, 535.4

ПОЛУЧЕНИЕ ФАЗОКОНТРАСТНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ПОЛИХРОМАТИЧЕСКОМ РЕНТГЕНОВСКОМ ПУЧКЕ НА ЛАБОРАТОРНОМ ИСТОЧНИКЕ

© 2020 г. Ю. С. Кривонос^{1,*}, В. Е. Асадчиков¹, А. В. Бузмаков¹

¹ Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН, Москва, Россия

*E-mail: Yuri.S.Krivosov@yandex.ru

Поступила в редакцию 02.12.2019 г.

После доработки 23.12.2019 г.

Принята к публикации 23.12.2019 г.

Предложена экспериментальная схема проведения измерений методом рентгеновского фазового контраста на полихроматическом лабораторном источнике. В экспериментах использованы стандартная рентгеновская трубка с молибденовым анодом и ускоряющее напряжение 45 кВ, для формирования конического пучка применена щелевая апертура. Эффект фазового контраста продемонстрирован на ряде объектов. Предложенный способ фазоконтрастных измерений может быть использован для проведения томографических экспериментов.

DOI: 10.31857/S002347612004013X

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время способы визуализации с использованием рентгеновского фазового контраста получили широкое распространение и часто являются инструментом научных томографических экспериментов. Методы фазового контраста особенно актуальны при исследовании биологических объектов, для которых различия коэффициента поглощения между элементами их внутренней структуры незначительны, и использование традиционной абсорбционной радиографии затруднительно. Обычно для усиления абсорбционного контраста в медицинской компьютерной томографии и радиографии применяют специальные контрастные вещества на основе бария или йода для визуализации внутренних органов и сосудов. Способы получения фазоконтрастных изображений, в свою очередь, основаны на эффекте преломления рентгеновского излучения на неоднородностях электронной плотности внутри объекта, что эквивалентно изменению фазы волны. Сущность фазоконтрастных измерений заключается в том, чтобы изменение фазы волны перевести в изменение интенсивности, регистрируемой детектором в плоскости изображения [1–7].

Преимущественно для фазоконтрастных томографических экспериментов используют синхротронные источники рентгеновского излучения, способные обеспечить высокую интенсивность и достаточную степень пространственной когерентности. Применение лабораторных источников принципиально возможно, однако, как пра-

вило, требует существенного увеличения времени получения изображений [8–11].

Одна из первых методик фазового контраста была предложена Бонзе и Хартом [12]. Схема интерферометра включала в себя три монокристаллические пластины в геометрии Лауэ, изготовленные из единого монокристалла кремния. В данной схеме падающий пучок расщеплялся на первой пластине на проходящий и дифрагированный когерентные пучки. Далее оба пучка дифрагировали на второй пластине и сходились на третьей пластине-анализаторе, формируя интерференционную картину, обусловленную фазовым сдвигом. Образец размещали в одном из плеч интерферометра перед пластиной-анализатором.

Схема рентгеновского фазового контраста с использованием кристалла-анализатора была предложена и изучена в [13–18]. В данной схеме падающий на образец слабо расходящийся рентгеновский пучок предварительно монохроматизируется с помощью одного или нескольких совершенных монокристаллов. Преломление рентгеновских лучей в объекте приводит к изменению фазового фронта волны, в результате чего рентгеновские лучи отклоняются на небольшие углы в направлении, перпендикулярном оси распространения излучения. Угловая величина данного отклонения зависит от градиента электронной плотности внутри объекта и в случае жесткого рентгеновского излучения составляет единицы или доли угловых секунд. Кристалл-анализатор располагается за исследуемым образцом и настраивается с небольшим отклонением от брэг-

говского угла отражения, что позволяет усилить на изображении контраст лучей, преломленных исследуемым объектом. В данной схеме фазового контраста, варьируя величину отклонения кристалла-анализатора, можно проводить измерения как в светлом, так и в темном поле [7].

Метод фазового контраста с использованием дифракционных решеток представлен в [19–28]. В его основе лежит эффект Тальбота [29], который обнаружил, что если на дифракционную решетку падает плоская волна, то точные изображения решетки будут воспроизводиться через равные расстояния от ее плоскости в соответствии с соотношением $Z = 2a^2n/\lambda$ (a – период решетки, $n = 1, 2, 3, \dots$). Если источник рентгеновского излучения характеризуется достаточной степенью пространственной когерентности, то в схеме фазоконтрастного эксперимента, как правило, используют две решетки. Первая решетка, фазовая, вызывает периодическую модуляцию волнового фронта. Вторая решетка, амплитудная, устанавливается непосредственно перед детектором и играет роль анализатора. Расстояние между решетками подбирают с учетом расстояния Тальбота (Z) и таким образом, чтобы изображение интерференционной картины было наиболее контрастным. Образец располагается перед первой решеткой и вносит возмущение в модуляции интенсивности за счет эффектов поглощения, преломления и рассеяния излучения на неоднородностях его внутренней структуры. Проводя измерения в режиме сканирования, когда одна из решеток перемещается перпендикулярно оптической оси, можно разделить вклады поглощения, преломления и рассеяния внутри образца. В случае использования некогерентных лабораторных источников схему эксперимента дополняют третьей решеткой, которую устанавливают после источника. Она разбивает рентгеновский пучок на ряд узких квазикогерентных источников.

В настоящей работе использован метод линейного фазового контраста как один из наиболее распространенных способов получения фазоконтрастных изображений. Впервые подобная схема применена Габором в эксперименте на электронном микроскопе [30] и впоследствии была развита как метод фазового контраста в рентгеновском диапазоне [31–38]. Важным достоинством этого метода является простота его экспериментальной реализации, не требующая использования сложных рентгенооптических элементов. В современной англоязычной литературе данный метод фазового контраста носит название “*propagation based phase contrast*”, или “*in-line phase contrast*”. В русскоязычной литературе авторы [5] использовали термин “осевая голография”, поскольку данный метод рентгеновского фазового контраста опирается на голографический эффект, в основе которого лежит интерференция объектной и

опорной волн. Отметим, что под термином “голография” обычно понимают получение объемных изображений объекта. Голографическая схема заключается в записи голограммы и ее последующей расшифровке с помощью опорной волны, что отличается от схемы фазоконтрастного рентгеновского эксперимента. В настоящей работе будем использовать термин “линейный фазовый контраст”, поскольку величина контраста в экспериментальной схеме пропорциональна расстоянию между образцом и детектором, а также по аналогии с существующими названиями. Если на исследуемый объект падает когерентное излучение, то на некотором расстоянии за объектом можно наблюдать дифракцию Френеля (дифракция в ближней зоне), которая возникает в результате интерференции лучей, отклоненных объектом на разные углы. Важным условием для успешной реализации метода линейного фазового контраста является достаточная степень пространственной когерентности зондирующего излучения $L_{lat} = \lambda R/s$ (где λ – длина волны, R – расстояние от источника до образца, s – размер источника). Необходимые параметры когерентности достигаются на источниках синхротронного излучения, а также на лабораторных микрофокусных источниках. Например, в [32] была показана возможность наблюдения фазового контраста с использованием рентгеновского полихроматического микрофокусного источника, где расчетная величина пространственной когерентности составляла 1–1.5 мкм. В экспериментах, описанных в настоящей работе, авторы применили широкофокусную рентгеновскую трубку. Для создания квазикогерентного полихроматического рентгеновского пучка использована шелевая апертура. Отметим, что, хотя схема линейного рентгеновского фазового контраста имеет широкое практическое применение, в основном она используется на источниках синхротронного излучения и реже на микрофокусных источниках. Примеры реализации данной схемы в условиях стандартной широкофокусной рентгеновской трубки авторам неизвестны.

ОСНОВНЫЕ СООТНОШЕНИЯ

Поглощение и преломление рентгеновского излучения в конденсированных средах можно количественно охарактеризовать с помощью комплексного показателя преломления, который записывается в виде

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

где единичный декремент преломления δ обуславливает угловую величину отклонения лучей, а коэффициент β связан с линейным коэффициентом поглощения соотношением $\mu = 4\pi\beta/\lambda$. Фазовый сдвиг рентгеновской волны, прошедшей через образец, зависит от вариаций декремента пре-

ломления δ внутри образца и от его толщины. В случае монохроматического параллельного пучка, распространяющегося вдоль оси z , изменение фазы φ в отсутствие поглощения может быть записано в следующей форме:

$$\varphi(x, y) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(x, y, z) dz, \quad (2)$$

где интеграл берется по всей толщине исследуемого объекта. Угловая величина отклонения рентгеновских лучей в направлении, перпендикулярном оси z , в приближении геометрической оптики определяется выражением

$$\alpha(x, y) = \frac{\lambda}{2\pi} |\nabla_{x,y} \varphi(x, y)|. \quad (3)$$

Отметим, что в рентгеновском диапазоне в случае биологических тканей значения δ находятся в пределах $\delta = 10^{-6} - 10^{-8}$, и набег фазы за счет изменения толщины образца приводит к отклонению лучей на углы α , равные долям угловых секунд. Ситуация меняется на границах объекта, где происходит быстрое изменение фазы волны, и производная в выражении (3) меняется скачком. Рентгеновские лучи, отклоненные на границах на максимальные углы α , резко усиливают интерференционную картину, регистрируемую детектором. Таким образом, эффект фазового контраста на изображениях проявляется в виде подчеркивания внешних и внутренних границ объекта.

В случае конической геометрии пучка, распространяющегося от точечного источника, выражение для интенсивности в плоскости детектора в приближении геометрической оптики может быть записано в виде [35]:

$$I(x, y) \approx I_0 \exp\left(-\int \mu(x, y, z) dz\right) \times \left(1 - \frac{R_2 \lambda}{2\pi M} \nabla^2 \varphi(x, y)\right), \quad (4)$$

где I_0 – интенсивность, регистрируемая детектором в отсутствие образца, проекционное увеличение $M = (R_1 + R_2)/R_1$, R_1 – расстояние от источника до образца, R_2 – расстояние от образца до детектора. Отметим, что выражение (4) учитывает как влияние фазового контраста, так и поглощения. Фазовый контраст линейно усиливается с увеличением длины волны λ , а также с увеличением расстояния R_2 между образцом и детектором. В случае, когда образец распложен вплотную к детектору $R_2 = 0$, выражение (4) показывает интенсивность в режиме абсорбционного контраста.

СХЕМА ЭКСПЕРИМЕНТА

Схема эксперимента представлена на рис. 1. В качестве источника использована стандартная рентгеновская трубка с молибденовым анодом.

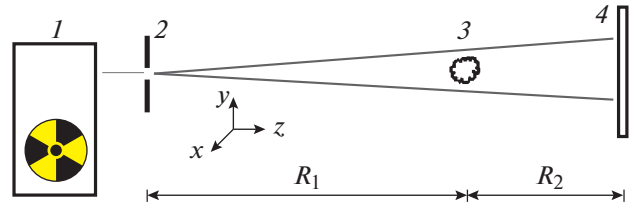


Рис. 1. Схема рентгеновской установки: 1 – рентгеновская трубка, 2 – щелевая апертура, 3 – исследуемый образец, 4 – CCD-детектор.

Размер проекции фокусного пятна трубки в направлении оси z составлял 1.2×0.4 мм. Для формирования конического пучка перед трубкой устанавливали щель размером 0.04 мм. Исследуемый образец размещали на расстоянии R_1 от источника, $R_1 = 1300 - 1500$ мм. Расстояние между образцом и детектором в режиме фазового контраста в разных экспериментах варьировалось в пределах $R_2 = 400 - 600$ мм. Излучение регистрировали с помощью CCD-детектора XIMEAxRAY11, размер пикселя 9×9 мкм. Съемку проводили с использованием полихроматического пучка, ускоряющее напряжение 45 кВ. Расчетная длина пространственной когерентности составила $L_{lat} = 1.44$ мкм. Среднее время получения одного изображения 50 с.

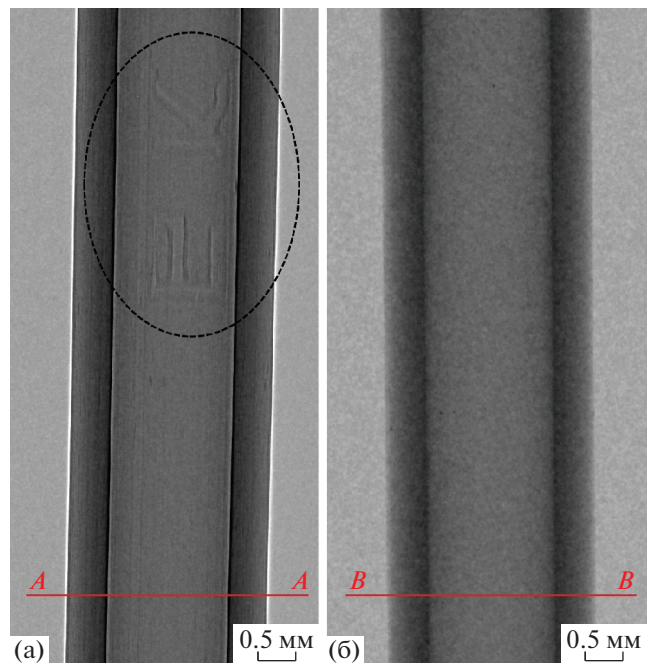


Рис. 2. Нормированные рентгеновские снимки пластиковой трубки: а – фазоконтрастное изображение ($R_1 = 1300, R_2 = 600$ мм), б – абсорбционное изображение ($R_1 = 1300, R_2 = 0$ мм). Ускоряющее напряжение 45 кВ.

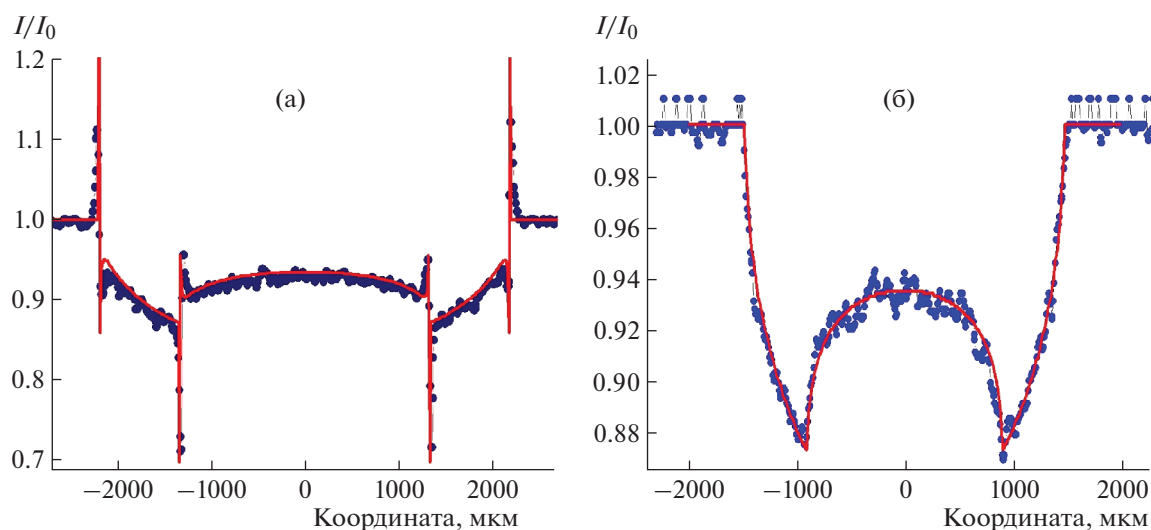


Рис. 3. Экспериментальные (кружки) и расчетные (линии) профили интенсивности, сделанные по рентгеновским изображениям пластиковой трубки (рис. 2): а – фазоконтрастного вдоль линии А–А, б – абсорбционного вдоль линии В–В.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

В качестве тестового объекта была взята пластиковая трубка, у которой внешний радиус $R_{out} = 1.5$ мм и внутренний радиус $R_{inn} = 0.9$ мм. Измерения пластиковой трубки были проведены в режимах фазового и абсорбционного контрастов.



Рис. 4. Рентгеновские снимки почки кустарника, полученные в режиме: а – абсорбционного контраста ($R_1 = 1500$, $R_2 = 0$ мм), б – фазового контраста ($R_1 = 1500$, $R_2 = 400$ мм).

Рентгеновские снимки представлены на рис. 2. На фазоконтрастном изображении трубки (рис. 2а) границы между материалом трубки и воздухом подчеркнуты темными и светлыми яркими линиями. Кроме этого, на фазоконтрастном изображении проявилась надпись (рис. 2а, внутри пунктирной линии), сделанная при производстве трубки посредством выдавливания в пластике на внешней стенке трубки. На абсорбционном изображении данная надпись не видна (рис. 2б).

На рис. 3 представлены профили интенсивности, построенные по нормированным изображениям пластиковой трубки (рис. 2) вдоль линий А–А и В–В, а также результаты их теоретического расчета по выражениям (2), (4). В случае абсорбционного контраста (рис. 3б) для теоретического расчета профиля интенсивности в плоскости детектора использовали выражение (4) при $R_2 = 0$. Поскольку материал пластиковой трубки не был известен, то при расчете профиля интенсивности проводили процедуру минимизации, где в качестве параметра брали мнимую часть показателя преломления β . В результате эффективное значение β , соответствующее поглощению образца в полихроматическом спектре, составило 0.19×10^{-9} . При расчете профиля интенсивности в условиях фазового контраста (рис. 3а) декремент преломления рассчитывали по табличным данным для чистого полиэтилена $\delta = 0.246 \times 10^{-6}$, длина волны соответствовала максимуму энергии полихроматического спектра $\lambda = 0.41 \times 10^{-10}$ м, расстояние образец–детектор $R_2 = 600$ мм, величина проекционного увеличения $M = 1.46$. Кроме этого, профиль интенсивности, рассчитанный с использованием (4), интегрировали с учетом линей-

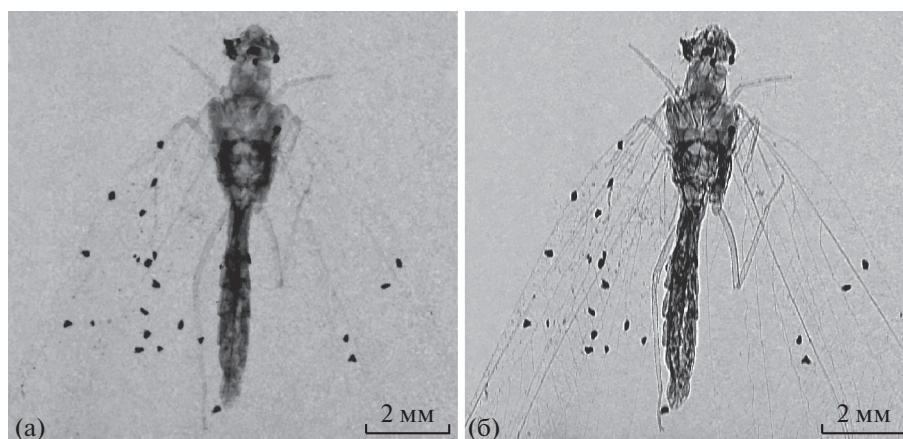


Рис. 5. Рентгеновские снимки насекомого (“златоглазка”), полученные в режиме: а – абсорбционного контраста ($R_1 = 1500$, $R_2 = 0$ мм), б – фазового контраста ($R_1 = 1500$, $R_2 = 400$ мм).

ного размера пикселя детектора 9 мкм. Экспериментально измеренные профили интенсивности, представленные на рис. 3, и их теоретический расчет находятся в хорошем согласии.

Изображение распускающейся почки кустарника, снятое в фазоконтрастном и абсорбционном режимах, представлено на рис. 4. На фазоконтрастном изображении (рис. 4б) можно наблюдать многочисленные границы между отдельными лепестками почки, подчеркнутые интерференцией рентгеновских лучей. Данный эффект не проявляется на рис. 4а. В качестве демонстрации возможностей предложенной экспериментальной схемы фазового контраста на рис. 5 показаны изображения “златоглазки” – членистоногого насекомого из отряда сетчатокрылых. На рис. 5б более отчетливо видно внутреннее строение насекомого и очертания трех пар его ножек. Также на фазоконтрастном изображении проявляется сеть тончайших жилок на крыльях, которая не обнаруживается в режиме абсорбционного контраста (рис. 5а).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложена схема проведения измерений методом линейного фазового контраста с использованием полихроматического пучка, широкофокусной рентгеновской трубки и щелевой апертуры. Экспериментально продемонстрирована возможность получения фазоконтрастных изображений на ряде тестовых объектов. В случае тонкой пластиковой трубки получено хорошее соответствие экспериментально измеренных профилей интенсивности с их теоретическим расчетом. Благодаря относительно небольшому времени получения рентгеновских снимков (порядка 50 с) описанная в работе экспериментальная схема фазового контраста в дальнейшем может быть использована

для проведения томографических экспериментов на стандартном лабораторном источнике.

Авторы работы выражают благодарность доктору физико-математических наук, профессору В.А. Бушуеву (МГУ) за консультации при выполнении работы.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках Государственного задания ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН в части постановки и проведения экспериментов, Российского фонда фундаментальных исследований в части обработки и анализа данных (грант № 18-52-7819) и проведения теоретических расчетов (грант № 18-29-26036).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Fitzgerald R.* // Phys. Today. 2000. № 7. P. 23.
2. *Lewis R.A.* // Phys. Med. Biol. 2004. V. 49. P. 3573.
3. *Momose A.* // Jpn. J. Appl. Phys. 2005. V. 44. P. 6355.
4. *Bonse U.* // Proc. SPIE. 2008. V. 7078. P. 707802.
5. *Lider V.V., Kovalchuk M.V.* // Crystallography Reports. 2013. V. 58. № 6. P. 769.
6. *Kastner J., Heinzl C.* // Handbook of Advanced Non-Destructive Evaluation / Eds. Ida N., Meyendorf N. 2018. V. 1. P. 1095.
7. *Mayo S., Endrizzi M.* // Handbook of Advanced Non-Destructive Evaluation / Eds. Ida N., Meyendorf N. 2018. V. 1. P. 1053.
8. *Wilkins S., Nesterets Y.I., Gureyev T. et al.* // Philos. Trans. R. Soc. A. 2014. V. 372. P. 20130021.
9. *Olivo A., Castelli E.* // Riv. Nuovo Cimento. 2014. V. 37. P. 467.
10. *Rigon L.* // Phys. 2014. V. 2. P. 193.
11. *Bravin A., Coan P., Suortti P.* // Phys. Med. Biol. 2012. V. 58. P. 1.
12. *Bonse U., Hart M.* // Appl. Phys. Lett. 1965. V. 6. № 8. P. 155.

13. *Ingal V.N., Beliaevskaya E.A.* // J. Phys. D: Appl. Phys. 1995. V. 28. P. 2314.
14. *Davis T.J., Gureyev T.E., Gao D. et al.* // Phys. Rev. Lett. 1995. V. 74. № 16. P. 3173.
15. *Bushuev V.A., Beliaevskaya E.A., Ingal V.N.* // Nuovo Cimento. D. 1997. V. 19. № 2–4. P. 513.
16. *Chapman D., Thomlinson W., Johnston R.E. et al.* // Phys. Med. Biol. 1997. V. 42. № 11. P. 2015.
17. *Бушувев В.А., Сергеев А.А.* // Письма в ЖТФ. 1999. Т. 25. № 3. С. 1.
18. *Pisano E.D., Johnston R.E., Chapman D. et al.* // Radiology. 2000. V. 214. № 3. P. 895.
19. *Cloetens P., Guigay J.P., De Martino C. et al.* // Opt. Lett. 1997. V. 22. P. 1059.
20. *David C., Nöhammer B., Solak H.H. et al.* // Appl. Phys. Lett. 2002. V. 81. P. 3287.
21. *Momose A., Kawamoto S., Koyama I. et al.* // Jpn. J. Appl. Phys. 2003. V. 42. P. 866.
22. *Weitkamp T., Diaz A., Nöhammer B. et al.* // Proc. SPIE. 2004. V. 5533. P. 140.
23. *Weitkamp T., Diaz A., David C. et al.* // Opt. Express. 2005. V. 13. № 16. P. 6296.
24. *Pfeiffer F., Weitkamp T., Bunk O. et al.* // Nature Physics. 2006. V. 2. № 4. P. 258.
25. *Myers G.R., Mayo S.C., Gureyev T.E. et al.* // Phys. Rev. A. 2007. V. 76. P. 1.
26. *Pfeiffer F., Bech M., Bunk O. et al.* // Nat. Mater. 2008. V. 7. P. 134.
27. *Momose A., Yashiro W., Maikusa H. et al.* // Opt. Express. 2009. V. 17. P. 12540.
28. *Zanette I., Weitkamp T., Donath T. et al.* // Phys. Rev. Lett. 2010. V. 105. P. 248102.
29. *Talbot H.F.* // Lond. Edinb. Philos. Mag. J. Sci. 1836. V. 9. P. 401.
30. *Gabor D.* // Nature. 1948. V. 161. P. 777.
31. *Snigirev A., Snigireva I., Kohn V. et al.* // Rev. Sci. Instrum. 1995. V. 66. P. 5486.
32. *Wilkins S.W., Gureyev T.E., Gao D. et al.* // Nature. 1996. V. 384. P. 335.
33. *Pogany A., Gao G., Wilkins S.W.* // Rev. Sci. Instrum. 1997. V. 68. P. 2774.
34. *Paganin D., Mayo S., Gureyev T.E. et al.* // J. Microsc. (Paris). 2002. V. 206. P. 33.
35. *Peterzol A., Olivo A., Rigon L. et al.* // Med. Phys. 2005. V. 32. № 12. P. 3617.
36. *Burvall A., Lundstrom U., Takman P. et al.* // Opt. Express. 2011. V. 19. P. 10359.
37. *Mayo S.C., Stevenson A.W., Wilkins S.W.* // Materials. 2012. V. 5. № 12. P. 937.
38. *Carroll A.J., Riessen G.A., Balaur E. et al.* // J. Opt. 2017. V. 19. P. 075003.