

УДК 53.087.5

## ДЕТЕКТОР ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

© 2025 г. А. Л. Астафьев<sup>a,\*</sup>, Д. А. Зверев<sup>a</sup>, М. А. Воеводина<sup>a</sup>, А. А. Баранников<sup>a</sup>,  
И. Б. Панормов<sup>a</sup>, А. А. Снигирев<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Международный научно-исследовательский центр “Когерентная рентгеновская оптика для установок Мегасайенс”, Балтийский федеральный университет им. Иммануила Канта, Калининград, 236041 Россия

\*e-mail: [alastafev@kantiana.ru](mailto:alastafev@kantiana.ru)

Поступила в редакцию 11.09.2024 г.

После доработки 22.10.2024 г.

Принята к публикации 22.10.2024 г.

Представлен разработанный компактный двумерный высокоразрешающий детектор для визуализации рентгеновского излучения. Основные элементы детектора — сцинтилляционный кристалл LuAG:Ce толщиной 20 мкм и монохромный КМОП-сенсор с разрешением 20 МП и скоростью съемки до 19 кадр/с. Тестирование эффективности детектора проводили на лабораторном источнике Excillum MetalJet D2 с жидким анодом GaIn. В качестве объектов исследования использовали медную сетку с периодом 25.4 мкм и тестовую структуру, выполненную из тантала, толщиной 500 нм с радиально уменьшающимся рисунком (звезда Сименса). Дополнительно была проведена радиография биологического объекта (многоножка). Пространственное разрешение детектора составило менее 3 мкм.

**Ключевые слова:** детектор, рентгеновское излучение, визуализация рентгеновского излучения, высокоразрешающая визуализация, сцинтиллятор, рентгеновский детектор, синхротронное излучение.

DOI: 10.31857/S1028096025020145, EDN: EIKFLJ

### ВВЕДЕНИЕ

Визуализация рентгеновского излучения является эффективным инструментом для научных и прикладных исследований в различных областях. Двухкоординатные детекторы непрямого преобразования рентгеновского излучения благодаря своим преимуществам (сравнительно невысокой стоимости, высокому быстродействию, приемлемому пространственному разрешению, относительной простоте изготовления) нашли широкое применение на большинстве станций синхротронного излучения и даже на лабораторных источниках [1, 2]. В своей общей конструкции такие детекторы могут быть разделены на сцинтиллятор, набор линз, или объектив, и цифровую камеру [3, 4]. Изменение параметров каждого элемента позволяет оптимизировать характеристики детектора в зависимости от конкретных задач.

Сцинтиллятор — это вещество, преобразующее падающее рентгеновское излучение в низкоэнергетические фотоны ультрафиолетового, видимого или ближнего инфракрасного диапазонов [5]. Люминесценция под действием ионизирующего излучения исследована для различных материалов, и выбор конкретного типа сцинтиллятора определяется задачами и областью его применения. Ключевыми характеристиками сцинтиллятора для задач рентгеновской визуализации являются коэффициент световыхода, время затухания и послесвечения, особенно важные для приложений с высоким временным разрешением, а также поглощающая способность, определяемая плотностью и составом (атомным номером) вещества [6, 7]. По этой причине на станциях синхротронного излучения широко применяют неорганические сцинтилляторы. Толщина сцинтиллятора также является важной

характеристикой, так как, с одной стороны, она должна быть достаточной для эффективного поглощения и преобразования рентгеновского излучения, а с другой стороны, люминесценция сопровождается рассеянием излучения внутри кристалла. Такое рассеяние формирует светящееся пятно на выходе из сцинтиллятора, диаметр которого пропорционален его толщине, что может существенно влиять на пространственное разрешение детектора [3].

Для визуализации рентгеновских изображений наиболее широко применяемыми сцинтилляторами являются кристаллы ортосиликата лютеция (LSO), иттрий-алюминиевого граната (YAG), лютеций-алюминиевого граната (LuAG) и гадолиний-алюминий галлиевого граната (GAGG), легированные церием, европием, празеодимом и другими редкоземельными элементами [8–10].

Вторым элементом детектора является оптическая линза, или увеличивающий объектив, работающий в оптическом диапазоне. На практике часто используют объективы микроскопа. Такой подход позволяет изменять кратность увеличения, область зрения детектора за счет изменения объектива, а также исключить хроматические и сферические aberrации при использовании планахроматических или апохроматических объективов.

В качестве сенсора детектора могут быть использованы матрицы как ПЗС (прибор с зарядовой связью), так и КМОП (комплементарная структура металл–оксид–полупроводник). Качество изображения, полученное на такую матрицу, определяется сразу рядом параметров, основные — динамический диапазон, разрядность аналого-цифрового преобразователя (АЦП), величина шумов, а также квантовая эффективность матрицы.

Возможность создания детекторов для визуализации и мониторинга рентгеновского излучения на основе сцинтилляционного кристалла было показано в [11–13]. На сегодняшний день ряд зарубежных компаний, таких как Rigaku [14], Optique Peter [15], Hamamatsu [16] и другие, разрабатывают и предлагают свою продукцию. Однако приобретение таких детекторов связано со значительными финансовыми затратами, в том числе и на их обслуживание. В то же время эксплуатация существующих источников, а также строительство новых синхротронных источников и лазера на свободных электронах в России делает разработку отечественных детекторов рентгеновского излучения востребованной и актуальной задачей.

В настоящей работе протестирован компактный двумерный высокоразрешающий детектор для визуализации рентгеновского излучения, изготовленный на основе монохромной КМОП-матрицы и сцинтилляционного кристалла LuAG:Ce толщиной 20 мкм. Тестирование детектора проводили как на тестовых объектах (медная сетка, звезда Сименса), так и на биологическом образце.

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ И ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

В качестве сцинтилляционного материала для изготовления детектора рентгеновского излучения был выбран кристалл LuAG:Ce толщиной 20 мкм с коэффициентом световыхода  $\sim 25$  фотон/кэВ, плотностью  $\rho = 6.73$  г/см<sup>3</sup>. Максимум эмиссии сцинтиллятора лежит в области зеленого спектра ( $\lambda_{\text{макс}} = 535$  нм), что хорошо согласуется с квантовой эффективностью большинства коммерческих сенсоров.

Детектирование изображений осуществляли с помощью камеры с монохромным сенсором SONY IMX183 с разрешением 20 МП ( $5496 \times 3672$  пикселей и физический размер матрицы  $13 \times 9$  мм по горизонтали и вертикали соответственно) и размером пикселя  $2.4 \times 2.4$  мкм, разрядностью АЦП 12 бит и максимальной скоростью съемки до 20 кадр/с в полном разрешении. Квантовая эффективность сенсора на длине волны эмиссии сцинтиллятора  $\sim 80\%$ .

Для улучшения качества получаемых изображений необходимо, чтобы излучение передавалось от сцинтиллятора на сенсор камеры без aberrаций, поэтому в качестве оптической системы, собирающей и фокусирующей излучение в проекционном режиме, был выбран объектив планахромат с числовой апертурой  $NA = 0.16$ . Использование объектива в проекционном режиме работы позволяет добиться малой длины оптической схемы и, как следствие, компактных габаритов детектора:  $250 \times 96 \times 136$  мм (длина  $\times$  ширина  $\times$  высота).

Тестирование параметров разработанного детектора проводили на лабораторном острофокусном рентгеновском источнике Excillum MetalJet D2+ размером  $20 \times 20$  мкм (напряжение 70 кВ) с жидким анодом GaIn [17]. Основная энергия фотонов 9.25 кэВ соответствует характеристическому  $GaK_{\alpha}$ -излучению. В качестве объектов в процессе тестирования параметров детектора использовали медную сетку с периодом 25.4 мкм, периодическую структуру, выполненную из тантала толщиной 500 нм с радиально уменьшающим-

ся рисунком из вытравленных линий и окружностей (звезда Сименса XRESO-50HC) [18, 19], а также биологический организм — многоножку. Расстояния от источника до объекта и от объекта до детектора составило 85 и 4 см соответственно. Расстояния подбирали из соображений, чтобы проекция источника на детекторе была не более 1 мкм.

Время экспозиции для каждого измерения составляло 2000 с. Для устранения систематических искажений, вызванных дефектами детектора или оптической системы, каждое полученное изображение нормировали на изображение прямого рентгеновского пучка без объекта исследования [20].

На рис. 1а представлено радиографическое изображение медной сетки с периодом 25.4 мкм. На изображении наблюдается равномерная картинка, каждая ячейка просматривается, металлическая сетка отчетливо видна. Визуально наблюдаемых аберраций выявлено не было. Контраст изображения, рассчитанный по сечению сетки (рис. 1б), составляет 0.11. Расчетный эффективный размер пикселя детектора с учетом увеличения оптической схемы  $0.87 \pm 0.01$  мкм, область видимости детектора составила  $(4.6 \pm 0.05) \times (3.1 \pm 0.05)$  мм.

Пространственное разрешение детектора определялось наименьшим наблюдаемым элементом периодической структуры звезды Сименса. На рис. 2 наблюдаются линии толщиной 4 мкм, а также различимо кольцо толщиной 2 мкм. Кроме того, видна часть полос в направлении окружности толщиной 1 мкм, однако

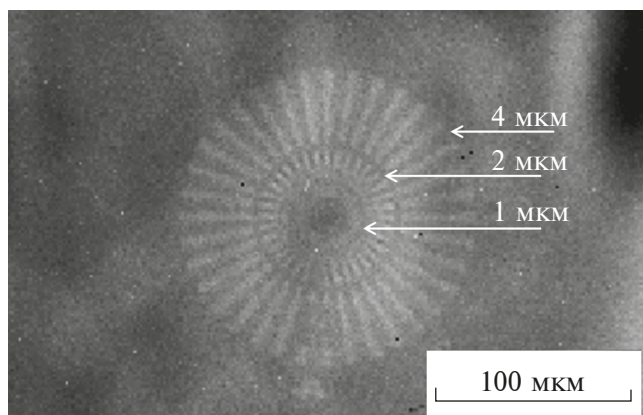


Рис. 2. Радиографическое изображение тестового объекта звезды Сименса.

контраст линий в области  $\sim 1.5$  мкм полностью пропадает, а интенсивность линий близка к фоновой. Следовательно, можно сделать вывод, что пространственное разрешение детектора составляет менее 3 мкм. Для измерения точного значения пространственного разрешения требуются дополнительные исследования на источниках синхротронного излучения.

В качестве дополнительной демонстрации высокого пространственного разрешения детектора была проведена радиография многоножки (рис. 3). На изображении хорошо видны анатомические детали насекомого. На увеличенном изображении головы насекомого (рис. 3б) можно различить глазное поле, верхнюю и нижнюю челюсти, а также внутреннюю анатомию головы.

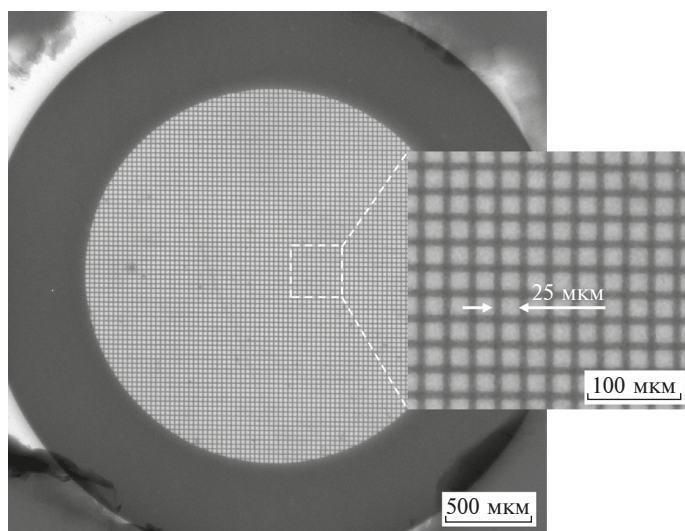
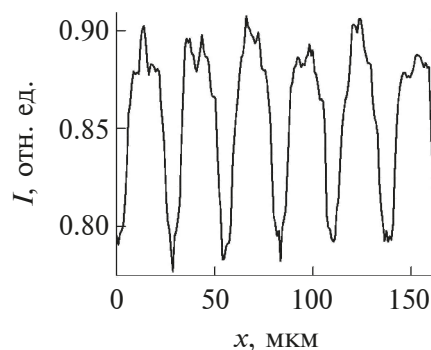
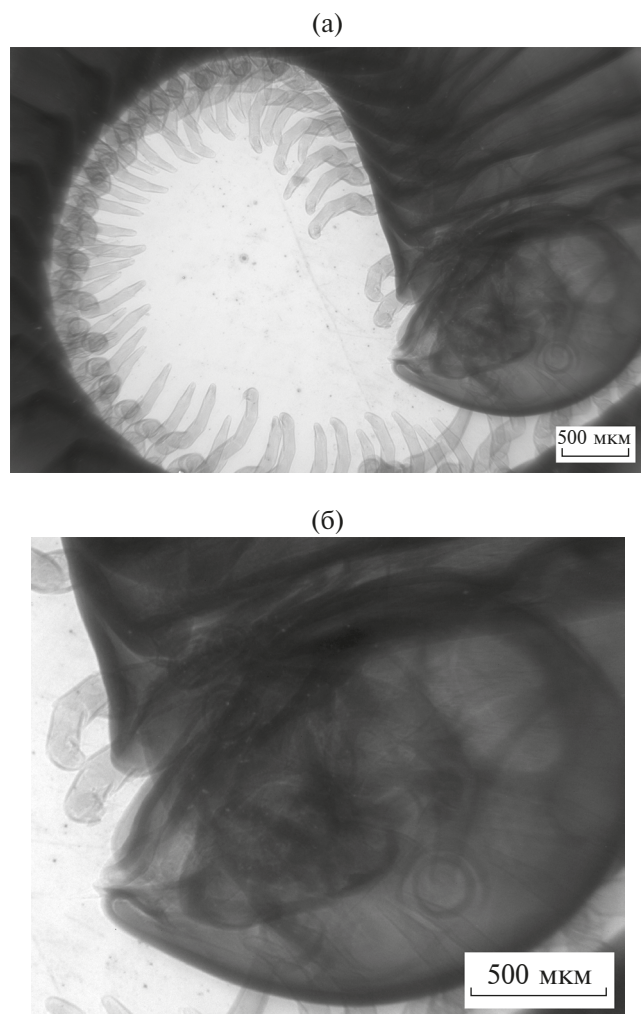


Рис. 1. Радиографическое изображение (а) и сечение (б) металлической сетки с периодом 25.4 мкм, толщина сетки 8 мкм, время экспозиции 2000 с.





**Рис. 3.** Радиографическое изображение многоножки (а) и увеличенное изображение головы (б), время экспозиции 2000 с.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате работы изготовлен высокоразрешающий детектор рентгеновского излучения. Тестирование на лабораторном острофокусном источнике, проведенное на тестовых образцах (медной сетке, периодической структуре с радиально уменьшающимся рисунком — звезде Сименса), позволило установить контраст изображения  $0.11$ , рассчитать эффективный размер пикселя  $0.87 \pm 0.01$  мкм и поле зрения детектора  $(4.6 \pm 0.05) \times (3.1 \pm 0.05)$  мм. Рентгеновское изображение звезды Сименса позволило определить пространственное разрешение детектора, которое составляет менее 3 мкм. Необходимо отметить, что фактические параметры детектора могут быть значительно лучше полученных, так как на результат измерений могли оказать влияние как вибрации, возникающие вследствие работы механизированных подвижек и опор, на которых размещались

образцы и детектор, так и флуктуация параметров самого источника в ходе длительной экспозиции. Для уточнения параметров необходимо проведение дополнительных тестирований на источнике синхротронного излучения. Вариация элементов рентгеновского детектора позволит изменять характеристики под конкретные приложения. Так, например, изменение увеличения оптической схемы детектора может улучшить пространственное разрешение.

Параметры изготовленного двумерного детектора позволяют применять его в задачах по визуализации и топографии, рефлектометрии, интерферометрии, высокоразрешающей дифрактометрии, а также детектор может быть использован для мониторинга пучка и диагностики источника рентгеновского излучения.

### ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена за счет средств гранта Российского научного фонда № 24-69-00039 “Развитие прецизионных технологий плазмохимического криогенного травления кремния для формирования структур микроэлектроники и элементов рентгеновской оптики”.

### КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы данной работы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Töpperwien M., Krenkel M., Vincenz D. // *Sci Rep*. 2017. V. 7. P. 42847.  
<http://doi.org/10.1038/srep42847>
2. Peng Z.Y., Gu Y.T., Xie Y.G. et al. // *Radiat. Detect. Technol. Methods*. 2018. V. 2. P. 26.  
<http://doi.org/10.1007/s41605-018-0058-y>
3. Snigirev A., Koch A., Raven C., Spanne P. // *J. Opt. Soc. Am. A*. 1998. V. 15. P. 1940.  
<http://doi.org/10.1364/JOSAA.15.001940>
4. Riva F. // *Development of New Thin Film Scintillators for High-Resolution X-Ray Imaging*. Physics. Université de Lyon, 2016. P. 149.
5. Lecoq P., Gektin A., Korzhik M., Annenkov A., Pedrini C. *Inorganic Scintillators for Detector Systems: Physical Principles and Crystal Engineering*. Switzerland: Springer Cham, 2006.  
<http://doi.org/10.1007/3-540-27768-4>
6. Martin T., Koch A., Nikl M. // *MRS Bull*. 2017. V. 42. P. 451. Doi: 10.1557/mrs.2017.11
7. Martin T., Douissard P., Couchaud M., Cecilia A., Baumbach T., Dupré K., Rack A. // *IEEE Trans. Nucl. Sci*. 2009. V. 56. № 3. P. 1412.  
<http://doi.org/10.1109/TNS.2009.2015878>

8. *Lei L., Wang Y., Kuzmin A., Hua Y., Zhao J., Xu S., Prasad P.* // *eLight*. 2022. V. 2. P. 17.  
<http://doi.org/10.1186/s43593-022-00024-0>
9. *Nikl M.* // *Meas. Sci. Technol.* 2006. V. 17. № 4. P. R37.  
<http://doi.org/10.1088/0957-0233/17/4/R01>
10. *Zhu D., Nikl M., Chewpraditkul W., Li J.* // *J. Adv. Ceram.* 2022. V. 11. P. 1825.  
<http://doi.org/10.1007/s40145-022-0660-9>
11. *Datta A., Fiala J., Motakef S.* // *Sci. Rep.* 2021. V. 11. P. 22897.  
<http://doi.org/10.1038/s41598-021-02378-w>
12. *Grachev E., Trubitsyn A., Manoshkin A., Ivanov V.* *X-ray Camera Based on CMOS Sensor* // 8th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO). Budva, Montenegro, 2019. P. 1.  
<http://doi.org/10.1109/MECO.2019.8760193>
13. *Uesugi K., Hoshino M., Yagi N.* // *J. Synchrotron Radiat.* 2011. V. 18. P. 217.  
<http://doi.org/10.1107/S0909049510044523>
14. <https://rigaku.com/>.
15. <https://optiquepeter.com/>.
16. <https://www.hamamatsu.com/>.
17. *Barannikov A., Shevyrtalov S., Zverev D., Narikovich A.* // *Proc. SPIE.* 2021. V. 11776. P. 117760D.  
<https://doi.org/10.1117/12.2582687>
18. [https://keytech.ntt-at.co.jp/en/xray/prd\\_0024.html](https://keytech.ntt-at.co.jp/en/xray/prd_0024.html).
19. *Fakhri S.A., Motayyeb S., Saadatseresht M., Zakeri H., Mousavi V.* // *ISPRS Ann. Photogramm. Remote Sens. Spatial Inf. Sci.* 2023. V. 4. P. 143.  
<http://doi.org/10.5194/isprs-annals-X-4-W1-2022-143-2023>
20. *Seibert J.A., Boone J.M., Lindfors K.K.* // *Proc. SPIE.* 1998. V. 3336. P. 348.  
<http://doi.org/10.1117/12.317034>

## High Resolution Detector for X-Ray Visualization

A. L. Astafyev<sup>1,\*</sup>, D. A. Zverev<sup>1</sup>, M. A. Voevodina<sup>1</sup>, A. A. Barannikov<sup>1</sup>, I. B. Panormov<sup>1</sup>,  
A. A. Snigirev<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*International Research Center “Coherent X-ray Optics for Megascience facilities”,  
Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, 236041 Russia*

*\*e-mail: alastafev@kantiana.ru*

A compact two-dimensional high-resolution detector for X-ray imaging has been developed. The main elements of the detector are a 20- $\mu\text{m}$ -thick LuAG:Ce scintillation crystal and a monochrome CMOS sensor with a resolution of 20 MP and a shooting rate of up to 20 frame/s. The detector efficiency has been estimated on an Excillum MetalJet D2 laboratory source with a GaIn liquid anode. The objects of study were a copper mesh with a 25.4  $\mu\text{m}$  period and a test structure made of tantalum, 500 nm thick, with a radially decreasing pattern (Siemens star). Additionally, radiography of a biological object (centipede) was carried out. The spatial resolution of the detector was less than 3  $\mu\text{m}$ .

**Keywords:** detector, X-ray radiation, X-ray imaging, high-resolution imaging, scintillator, X-ray detector, synchrotron radiation.