

ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ И МАРШРУТЫ TECHNOLOGICAL PROCESSES AND ROUTES

УДК 621.386.84

DOI: 10.214151/1561-5405-2017-22-6-528-545

Обзор

Структурирование люминофорных слоев для повышения пространственной разрешающей способности детекторов рентгеновского изображения

Д.А. Супонников, А.Н. Путилин, А.А. Баринов

Московский физико-технический институт (государственный университет), г. Москва, Россия

sda@mtl.ru

В настоящее время существует большое число методов структурирования люминофорных покрытий и экранов. Однако проводятся исследования, направленные на поиск более технологичных способов структурирования.

На основе литературных источников проведен сравнительный анализ существующих методов структурирования люминофорных покрытий, определены основные принципы структурирования сцинтилляторов. Выделены наиболее перспективные методы модифицирования и структурирования. Рассмотрены следующие методы структурирования люминофорных покрытий: высадка люминофора из коллоидного раствора на полимерную матрицу; формирование люминофорного композита на полимерной матрице путем механического нанесения; заполнение предварительно сформированных ячеек на кремниевой пластине; прямое структурирование сцинтилляционного экрана лазером; использование автоструктурированных люминофоров; формирование люминофорных структур методом трафаретной печати, а также послойной 3D-печати; дифференцированная высадка люминофора на предварительно подготовленную поверхность; повышение разрешающей способности сцинтилляционного экрана ЕМА-заимствованными методами (Enhanced Mutual Absorption – улучшенное общее поглощение).

Выделены два метода структурирования стека рентгеновского фотодетектора, наиболее перспективных для создания большеразмерных и недорогих детекторов. Первый – самоорганизация структурных элементов люминофорного слоя позволяет создавать оптически анизотропные волноводоподобные структуры с хорошим поперечным оптическим ограничением. Второй – формирование анизотропных оптических свойств люминофорного слоя за счет добавления в состав люминофора наночастиц либо пространственных элементов с дальнейшим структурирующим воздействием на них внешнего магнитного или электриче-

ского поля, что обеспечивает создание люминофоров с высокими анизотропными характеристиками.

Ключевые слова: люминофор; сцинтиллятор; рентгеновский фотосенсор.

Для цитирования: Супонников Д.А., Путилин А.Н., Баринов А.А. Структурирование люминофорных слоев для повышения пространственной разрешающей способности детекторов рентгеновского изображения. Обзор // Изв. вузов. Электроника. – 2017. – Т. 22. – № 6. – С. 528–545. DOI: 10.214151/1561-5405-2017-22-6-528-545

Review

Structurization of the Phosphor Layers to Improve Resolution of the X-ray Detectors

D.A. Suponnikov, A.N. Putilin, A.A. Barinov

*Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University),
Moscow, Russia*

sda@mtl.ru

Currently, there are a lot of the methods for structuring the luminophore coatings and screens, however, the studies, oriented to a search for more technological methods of structuring, are being conducted. Based on literary sources, a comparative analysis of the existing methods for structuring the luminophore coatings has been performed, the main principles of structuring scintillators have been determined and the most promising methods of modifying and structuring have been selected. The following methods for structuring the phosphor coatings have been considered: structuring the scintillation screen by disintegrating the luminophore from the colloidal solution onto the polymer matrix; structuring the scintillation screen by forming a luminophore composite on polymer matrix by mechanical deposition; structuring the scintillation screen by the method of filling the preliminarily formed cells on a silicon wafer; direct structuring of laser scintillation screen; auto-structured luminophores; formation of luminophore structures by layered 3D printing methods; structuring the scintillation screen by the method of differentiated luminophor disposition onto a previously prepared surface; ncreasing the resolution of the scintillation screen by EMA-borrowed methods (EMA – Enhanced Mutual Absorption, Improved Total Absorption).

In the methods of the X-ray photodetector stacking two main variants have been identified that are of the greatest importance for creating the promising large-sized and inexpensive detectors. Self-organization of the structural elements of the luminophore layer allows creating the optical anisotropic wave-like structures with a good transverse optical limitation. Formation of anisotropic optical properties of the luminophore layer due to the addition of nanoparticles or spatial elements to the luminophore composition, with further structuring ef-

fect on them of an external magnetic or electric field, which provides the creation of luminophores with high anisotropic characteristics.

Keywords: luminophore; structurization; phosphor; scintillator; x-ray photosensor.

For citation: Suponnikov D.A., Putilin A.N., Barinov A.A. / Structurization of the phosphor layers to improve resolution of the X-ray detectors. Review // Proc. of Universities. Electronics. – 2017. – Vol. 22. – № 6. – P. 528–545. DOI: 10.214151/1561-5405-2017-22-6-528-545

Введение. Ранее проведенные исследования влияния качества конверсионного слоя на характеристики получаемого изображения [1, 2], например на фотопленке [3] или цифровом детекторе, дают общие представления о проблеме.

В настоящей работе проведен сравнительный анализ современных методов модификации и структурирования люминофорных покрытий и экранов и выделены наиболее перспективные из них. Целевыми детекторами для исследования служат гибридные фотоэлектронные детекторы рентгеновского излучения, в которых преобразование рентгеновских фотонов в электрический сигнал происходит в два этапа: рентгеновский фотон рождает оптические фотоны в твердотельных сцинтилляционных материалах; эти фотоны, достигая фотоприемника, позволяют опосредованно детектировать рентгеновское излучение.

Общие принципы улучшения разрешающей способности люминофорных слоев. Для увеличения разрешающей способности сцинтилляционных экранов требуется уменьшение рассеяния порождаемых фотонов в толще люминофора. Рассеяние рентгеновских квантов также вносит свой негативный вклад в характеристики конверсионного слоя, но в значительно меньшей степени (рис.1) [4]. Очевидно, что наиболее эффективна оптическая изоляция отдельных пространственных ячеек люминофора в масштабе необходимой разрешающей способности. Кроме того, важно учитывать ухудшение соотношения сигнал/шум при уменьшении изолированных областей (рис.2) [5].

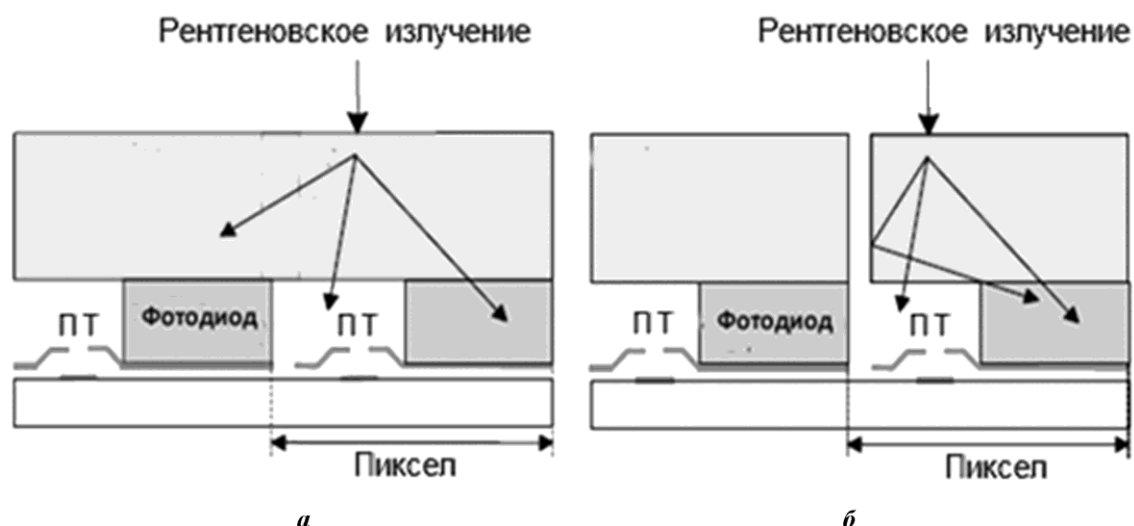


Рис.1. Распространение люминесцентного излучения в стекле «люминофор – фотосенсор»:

a – обычный люминофор; *б* – пикселированный люминофор [4]

Fig.1. Design of pixel-structured scintillators: *a* – sketch of the conventional continuous scintillator-based detector; *b* – sketch of a pixel-structured scintillator-based detector [4]

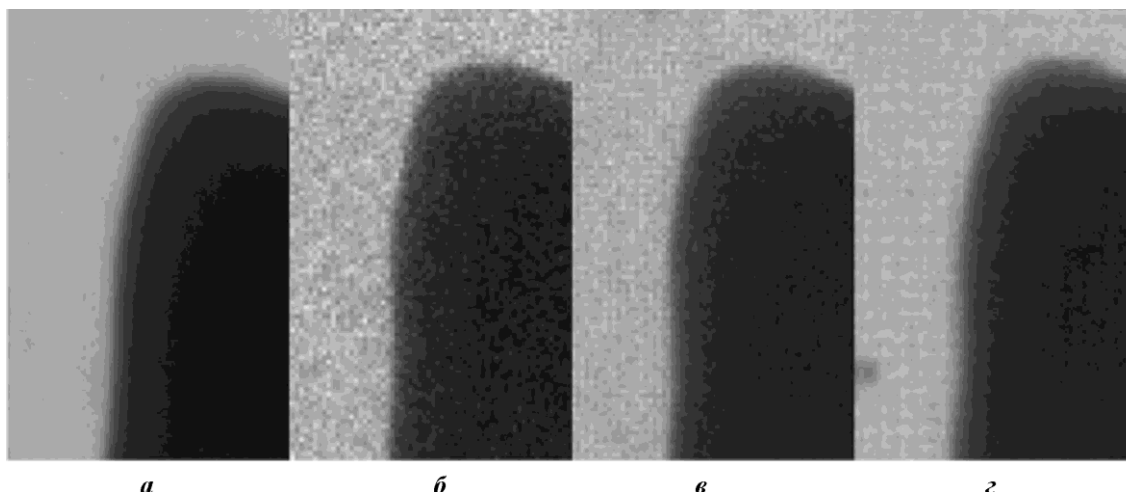


Рис.2. Фрагменты изображений рентгеновских снимков, полученных с использованием различных сцинтилляторов: неструктурированный Kodak Min-R 2000 (а); пикселированный с шагом 50 мкм (б); 100 мкм (в); 200 мкм (г) [5]

Fig.2. Enlarged x-ray images to describe image sharpness. MinR-2000TM (a), P50 (b), P100 (c), and P200 (d) scintillators were coupled to the CMOS sensor with protective film [5]

Методы структурирования люминофорного слоя. В целом исследование структурирования сцинтилляторов идет в направлении разделения участков люминофора оптическими границами, позволяющими в большей или меньшей степени разделить световые потоки рожденных фотонов по отдельным областям, соответствующим фоточувствительным участкам матриц фотоприемников. Изготавливаемые отдельно монокристаллические сцинтиллирующие блоки, собираемые вручную в массивы, могут быть использованы только в ограниченной области применения детекторов гамма-частиц при малых размерностях массивов фотоприемников [6]. Увеличение пространственного разрешения и размерности массивов детектора становится невозможным без разработки интегральных методов изготовления массива сцинтилляторов. Пример механического структурирования сцинтилляционного кристалла NaI, согласованного с геометрией рентгеновского пучка, представлен на рис.3.

Для современных медицинских применений характерно именно резкое увеличение размерности массивов фотопреобразователей. Размеры твердотельных цифровых сцинтилляционных детекторов при этом приближаются к $0,5 \times 0,5$ м при разрешении в изображении до 50 мкм. Примером физического структурирования сцинтилляторов является самосогласованный рост столбчатых поликристаллических структур CsI с диаметром отдельного «столба» не более 5–10 мкм (рис.4) [7].

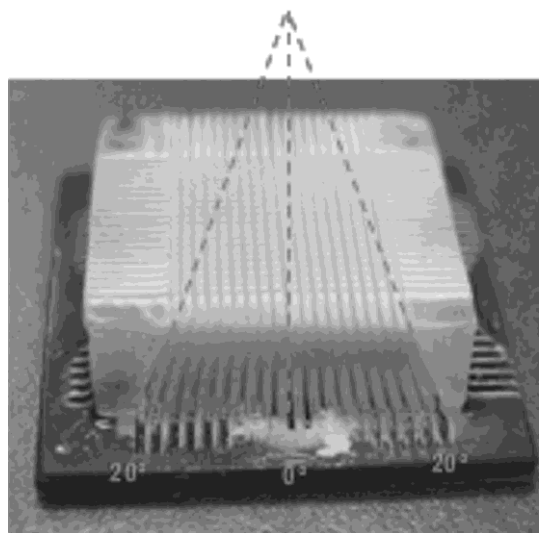


Рис.3. Механическое структурирование сцинтилляционного кристалла NaI, согласованного с геометрией рентгеновского пучка [6]

Fig.3. Laser pixelated scintillator for use with pin-hole SPECT camera with the pixels focused towards the pinhole in order to minimize parallax errors [6]

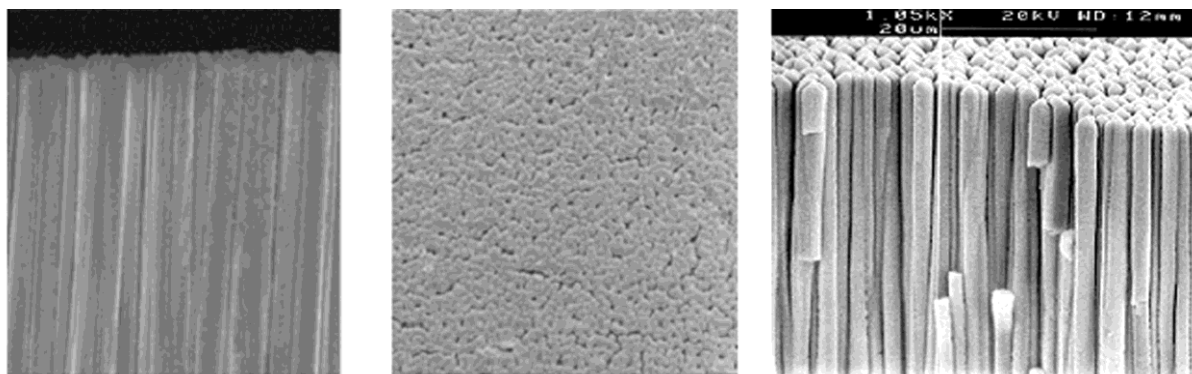


Рис.4. Самосогласованный рост столбчатых поликристаллических структур CsI [7]

Fig.4. Columnar structure of a CsI:Tl scintillator [7]

Структурирование сцинтилляционного экрана путем высадки люминофора из коллоидного раствора на полимерную матрицу. В работах [8, 9] описано создание сцинтиллятора со структурой, коррелированной с пиксельной матрицей фотосенсора.

В частности, в работе [8] проведен статистический анализ рассеяния света в люминофорных слоях и предложен метод уменьшения рассеяния. Процесс состоит из нескольких этапов. Вначале стандартными литографическими методами формируется эталонная матрица на кремнии. Затем с этой матрицы снимается металлическая форма для печати полимерной пленки с углублениями (рис.5). Шаг этих углублений в точности соответствует шагу и размеру пикселей фотосенсора, на который в дальнейшем

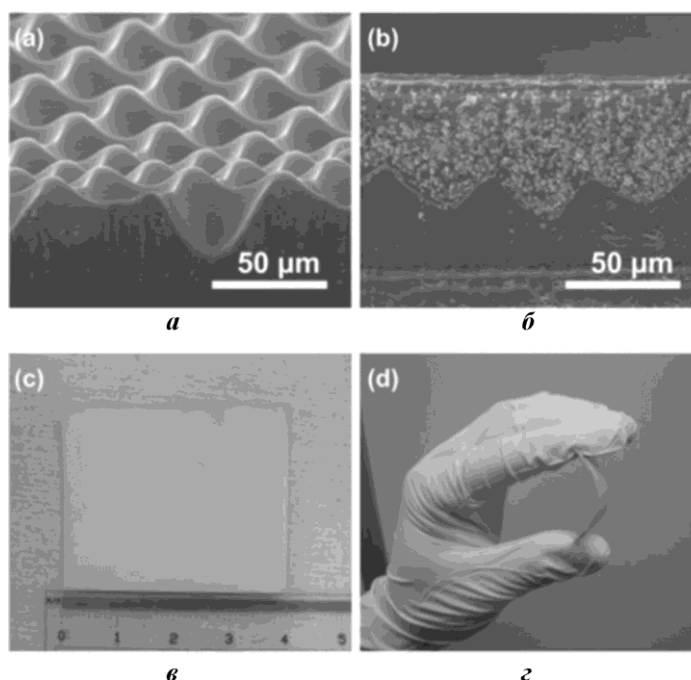


Рис.5. Структурированный сцинтиллятор: *а* – микроструктура под наклоном; *б* – поперечное сечение; *в* – фотография гибкого сцинтиллятора общим размером 40×30 мм; *г* – сгибание сцинтиллятора [8]

Fig.5. Captured images of the dome-groove scintillator. (a) Inclined SEM micrograph of the fabricated dome-grooved microstructure (1000 \times). (b) Cross-sectional SEM micrograph of fabricated flexible dome-grooved scintillator (1000 \times). (c) Photograph of the fabricated dome-grooved flexible scintillator with a total size of 40×30 mm², and (d) an image showing bending of the scintillator [8]

должна быть апплицирована пленка. Для экспериментальных сравнений изготовлены сцинтиллятор с пикселированной структурой и эталонный образец с равной средней толщиной слоя. В качестве люминофора использовался гадолиния оксисульфид и биндер (полимерная связующая матрица) для достижения требуемой плотности упаковки. Полученные в [8] результаты хорошо коррелируют с аналитическими данными. В среднем значения функции передачи модуляции (ФПМ, MTF) пикселированного сцинтиллятора в два раза выше значений ФПМ эталонного образца (рис.6).

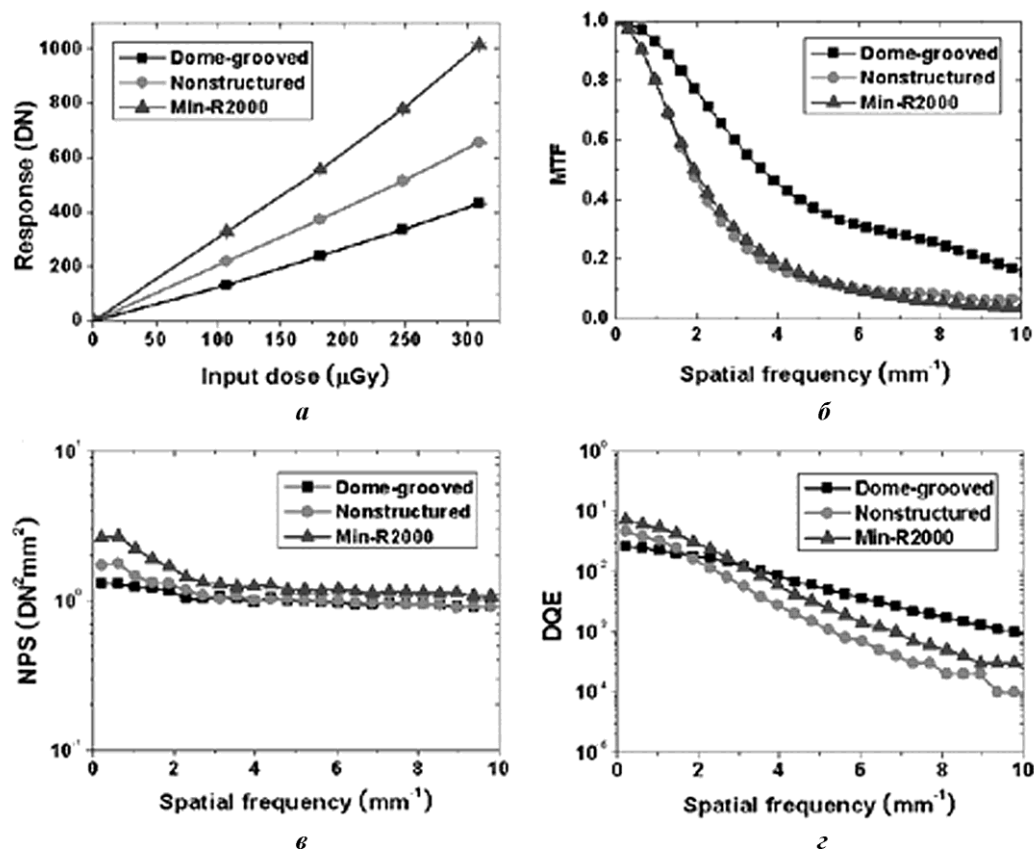


Рис.6. Характеристики рентгеновских изображений в зависимости от способа структурирования сцинтиллятора по чувствительности, функции передачи модуляции (MTF), спектру мощности шума (NPS) и квантовой эффективности регистрации (DQE): *a* – чувствительность к рентгеновскому излучению в соответствии с дозой; *б* – MTF; *в* – NPS; *г* – DQE в соответствии с пространственной частотой характерной дозы 308,83 мкГр [8]

Fig.6. X-ray imaging performance of the fabricated dome-grooved (square), nonstructured (circle), and Min-R2000 (triangle) scintillators in terms of sensitivity, MTF, NPS, and DQE. (a) X-ray sensitivity according to X-ray input dose. (b) MTF, (c) NPS, and (d) DQE according to spatial frequency at a representative X-ray input dose of 308.83 μGy [8]

Преимущество разработанного метода – высокая воспроизводимость в промышленных условиях. Недостатком, как отмечают авторы [8], является значительная неравномерность уровня «ячейка – ячейка», повышающая так называемый Swank-фактор. При полном цикле обработки изображения это ведет к снижению динамического диапазона системы. Значительно ограничивает практическое применение представленного решения большая разница в коэффициентах температурного расширения (КТР) полимерной основы сцинтиллятора, формирующей его ячеистую структуру, и самого фотоприемника, материалом которого является кремний или стек «стекло – кремний». Авторы работы [8] не рассматривали данный вопрос. В большемразмерных приемниках

рентгеновского изображения стек «кремний – полимер» может значительно лимитировать диапазон температур эксплуатации и хранения готового изделия, сузив его до 10–12 °С.

Структурирование сцинтилляционного экрана путем формирования люминофорного композита на полимерной матрице методом механического нанесения. В работе [4] описано изготовление полимерных матриц с более глубокими «колодцами» и прямоугольным профилем сечения. Заполнять колодцы предложено пастой на основе поливинилового спирта и мелкодисперсного порошка люминофора (рис.7 и 8). В результате наблюдалось характерное изменение ФПМ в зависимости от размера ячейки люминофора, что в целом согласуется с аналитическими оценками (рис.9).

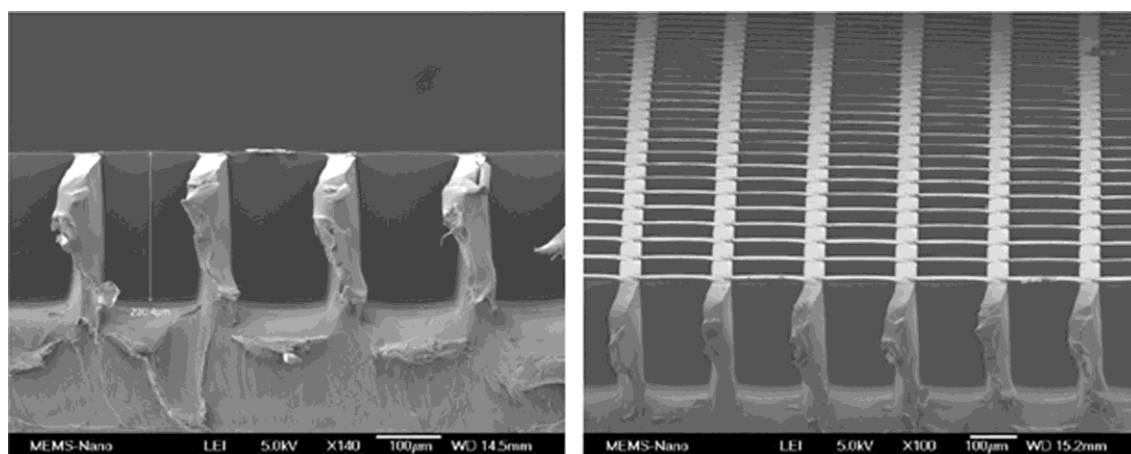


Рис.7. Сформированные полимерные микроструктуры [10]
Fig.7. SEM images of the fabricated PE microstructures [10]

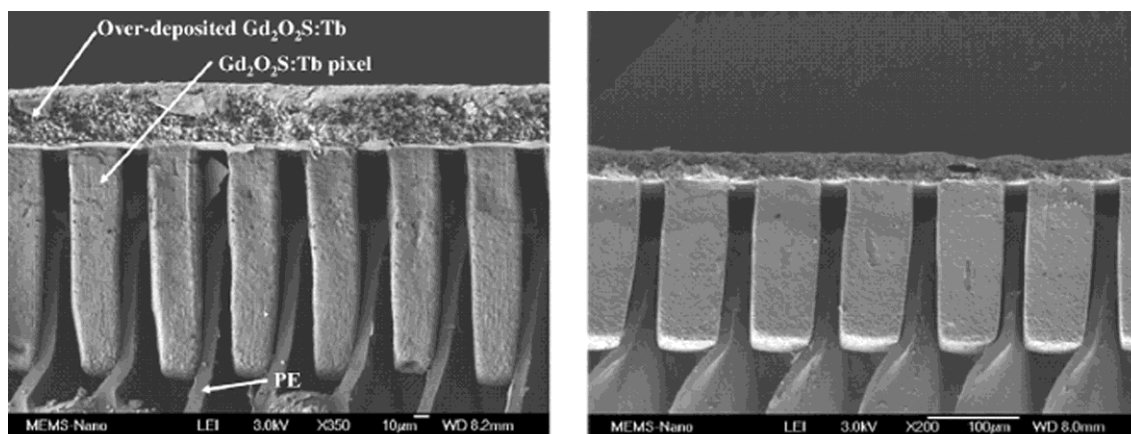


Рис.8. Структурированный Gd₂O₂S:Tb-сцинтиллятор [10]
Fig.8. SEM images of the fabricated Gd₂O₂S:Tb scintillators [10]

Структурирование сцинтилляционного экрана методом заполнения предварительно сформированных ячеек на кремниевой пластине. Рассмотрим способы получения структурированного сцинтилляционного экрана. Особенность данных способов состоит в том, что для матрицы конверсионного экрана используется кремниевая пластина, соответственно КТР составляющих стека (фотосенсор – экран) оказываются одинаковыми. Это положительно влияет на стабильность собранного стека в диапазоне температур эксплуатации готового детектора.

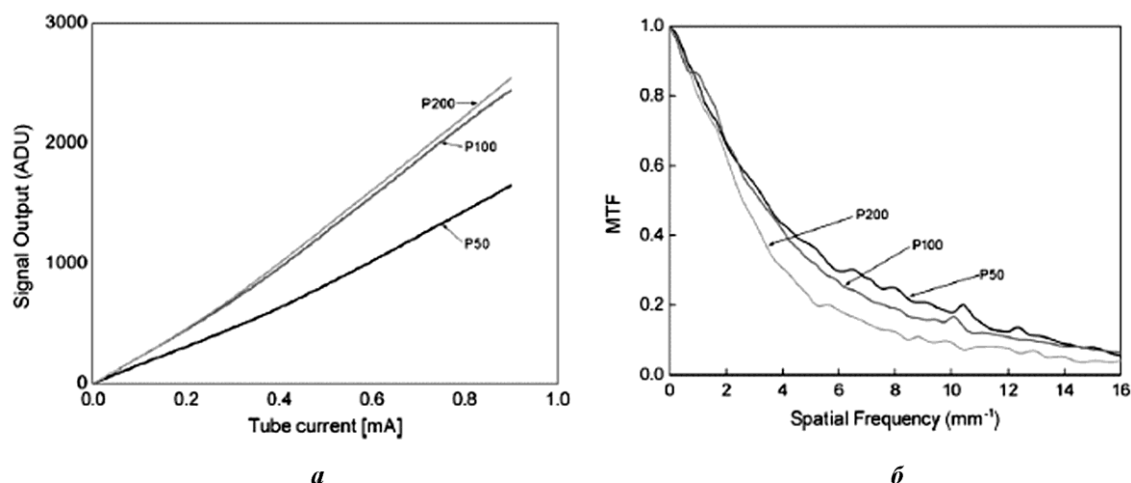


Рис.9. Выходной сигнал в зависимости от тока разряда (а) и результаты ФПМ (б) структурированного сцинтиллятора [10]

Fig.9. Signal output as a function of tube current, which illustrates the x-ray sensitivity of the fabricated scintillators (a) and MTF results of the fabricated scintillators (b) [10]

«Колодцы», сформированные методом анизотропного ионно-плазменного травления. Способ обеспечивает высокое качество и повторяемость формируемой заготовки, которые определяются стабильностью и отработанностью фотолитографических процессов в микроэлектронной индустрии. Стоимость, как правило, остается достаточно высокой ввиду ограничений на объем загрузки машины ионно-плазменного травления (ИПТ). Соотношение ширина/глубина «колодцев» может достигать 1:10 (см. рис.10), что теоретически позволяет получить высокий световой выход resultирующих люминофорных ячеек. Способ опробован рядом исследовательских групп и описан в работах [11–14]. В настоящее время способ внедряется в производство для малых размеров сцинтилляционного экрана, например, компанией Scint-X (Швеция).

Одним из вариантов описанного подхода является решение использовать профилированные стеклянные подложки, серийно производимые для плазменных дисплейных панелей. Так, компания ToRay (Япония) разрабатывает сцинтилляторы с пикселированной структурой на основе панелей, ячейки которых заполняются суспензией, содержащей люминофор.

«Колодцы», сформированные методом направленного жидкостного травления. Существенным недостатком формирования «колодцев» методом ИПТ является необходимость точного совмещения экрана с фотоприемной матрицей. В противном случае, помимо неэффективной передачи светового потока в стекле «ячейка люминофора – пиксел фотоприемника», на изображении будет получен выраженный муар как эффект переноса пространственных частот при дискретизации. Сцинтилляционный экран, близкий по сути к автоструктурированному CsI (рис.11), но имеющий более высокое разрешение и не требующий совмещения, предложен в работах [15, 16].

«Колодцы», сформированные лазером. Способ формирования «колодцев» (пор) в кремниевой или углеродной подложке лазером можно использовать для лабораторных и опытных задач, когда требуется быстро и без существенных затрат, подготовить образец малых размеров (рис.12–14). Данный способ не требует длительного изготовления дорогой и высокоточной оснастки (например, фотошаблоны для ИПТ). Однако «выжигание» одного «колодца» и перемещение луча на новую позицию требуют больших временных затрат для получения матрицы отверстий.

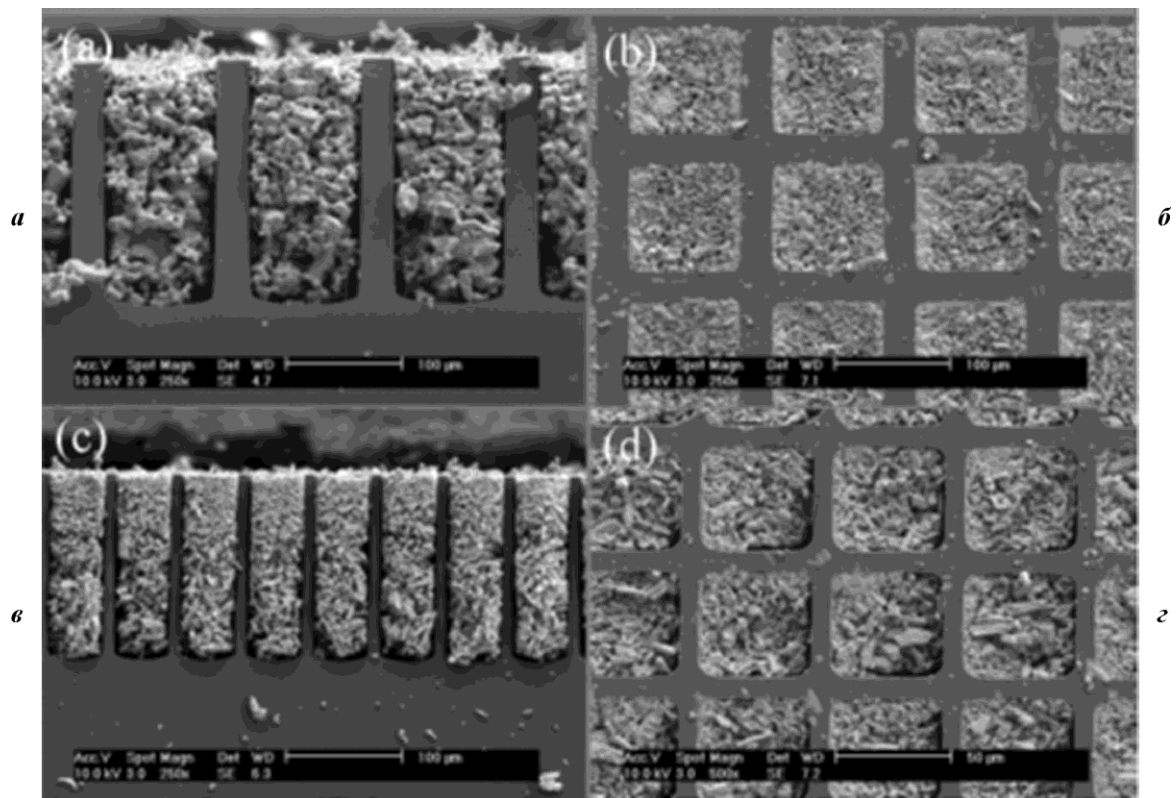


Рис.10. Колодцы, сформированные методом анизотропного ионно-плазменного травления [14]: а, б – соответственно поперечное сечение и участок поверхности CsI:Tl структурированного сцинтиллятора с размером пикселя 100 мкм; в, г – соответственно поперечное сечение и участок поверхности CsI:Tl структурированного сцинтиллятора с размером пикселя 50 мкм

Fig.10. SEM images: (a) cross section and (b) surface section of a 100-μm pixel-structured CsI:Tl scintillating screen, and (c) cross section and (d) surface section of a 50-μm pixel-structured CsI:Tl scintillating screen [14]

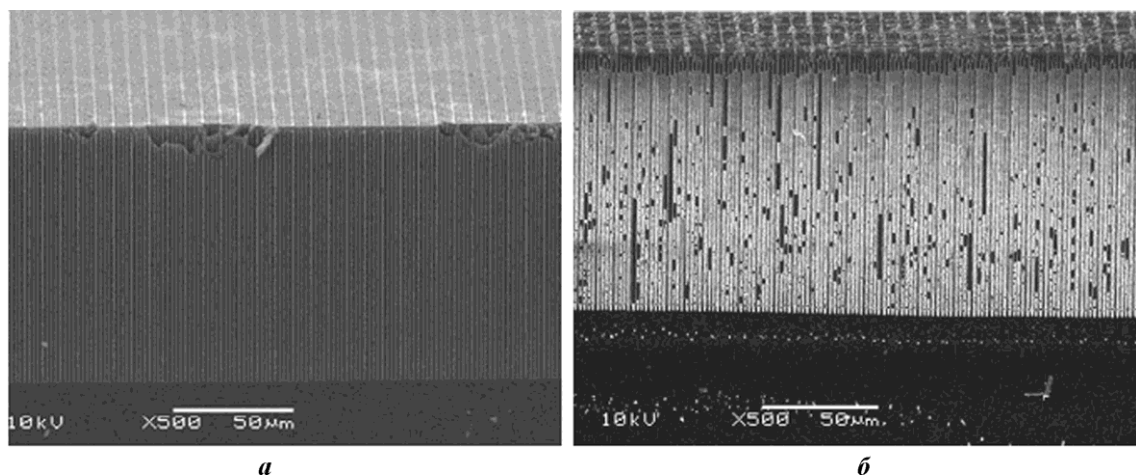


Рис.11. Матрица колодцев, сформированных методом направленного жидкостного травления (а), и пример заполнения матрицы CsI:Tl (б) [15]

Fig.11. SEM images of the pore array taken from different parts of the etched wafer (a) and SEM image of CsI:Tl-filled pore array (b) [15]

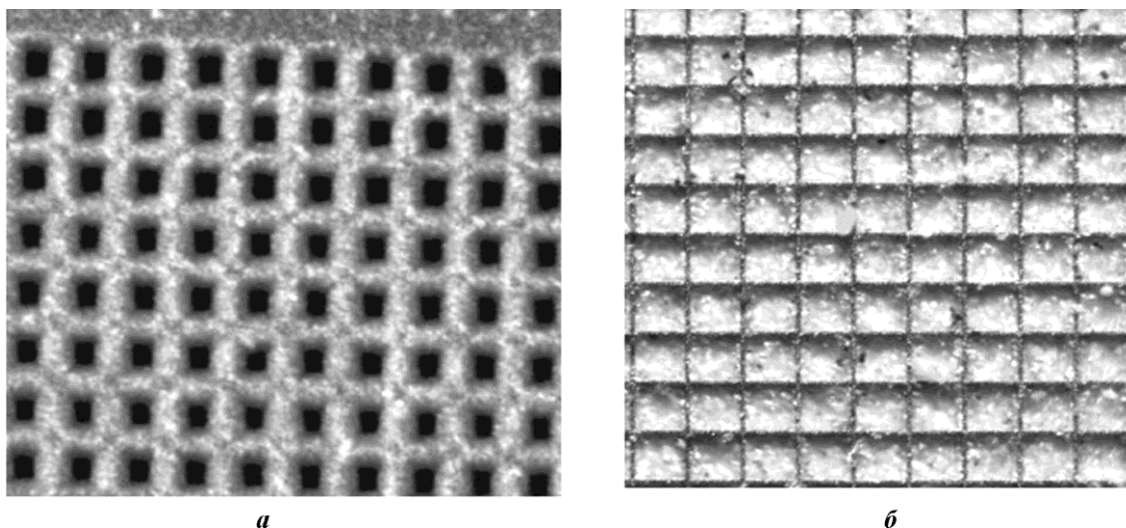


Рис.12. Матрица «колодцев», сформированных лазером на кремниевой пластине (а) и пример заполнения колодцев люминофорной композицией (б)
 Fig.12. The matrix of «wells» formed by a laser on a silicon wafer (a) and an example of filling a «well» with a luminophore composition (b)

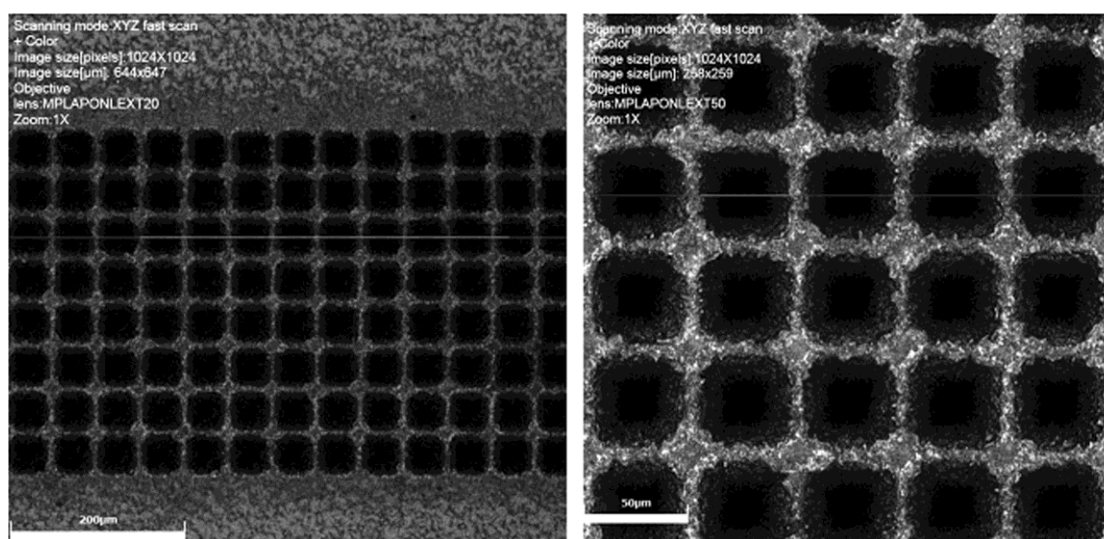


Рис.13. Подготовка лазером ячеистой структуры на кремниевой пластине
 Fig.13. Preparation of a cellular structure by a laser on a silicon wafer

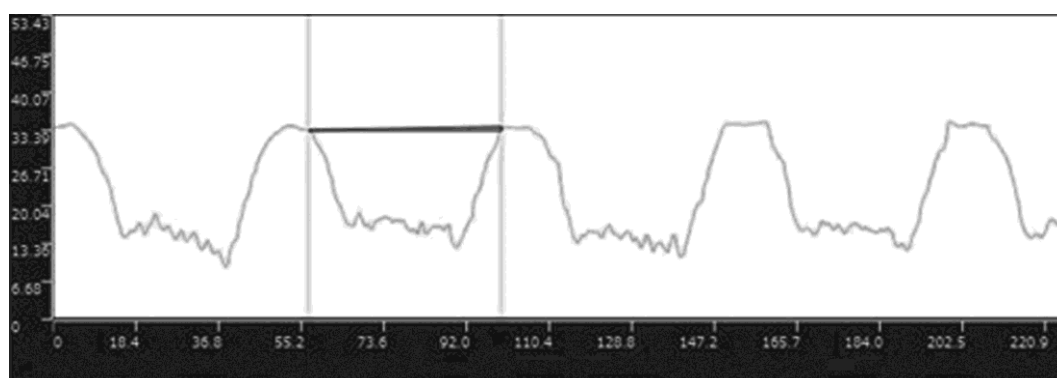


Рис.14. Профиль «колодцев», сформированных лазером на кремниевой пластине (шкала в мкм)
 Fig.14. The profile of the «wells» formed by a laser on a silicon wafer (scale in µm)

Существенными недостатками построения структурированного сцинтиллятора с помощью перфорирования подложки лазером являются возможные отклонения матрицы отверстий от заданной литографически матрицы пикселей фотосенсора и низкая скорость процесса.

Прямое структурирование сцинтилляционного экрана лазером. При использовании данного метода ячеистая структура формируется на заранее подготовленном ровном люминофорном покрытии. Применение наносекундных и пикосекундных импульсных лазеров позволяет минимизировать уровень паразитной эрозии люминофора и сузить ширину канавок-разделителей (рис.15–17).

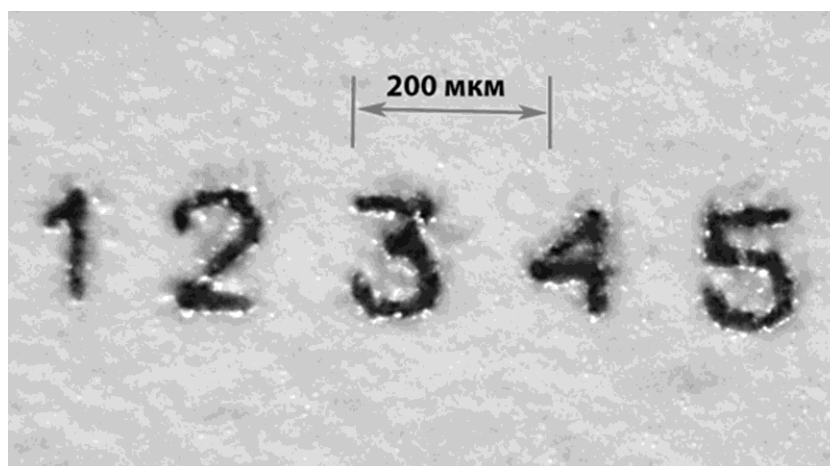


Рис.15. Цифры, выгравированные на поверхности сцинтиллятора промышленным импульсным ИК-лазером
Fig.15. Digits engraved on the surface of the scintillator by an industrial pulsed infrared laser

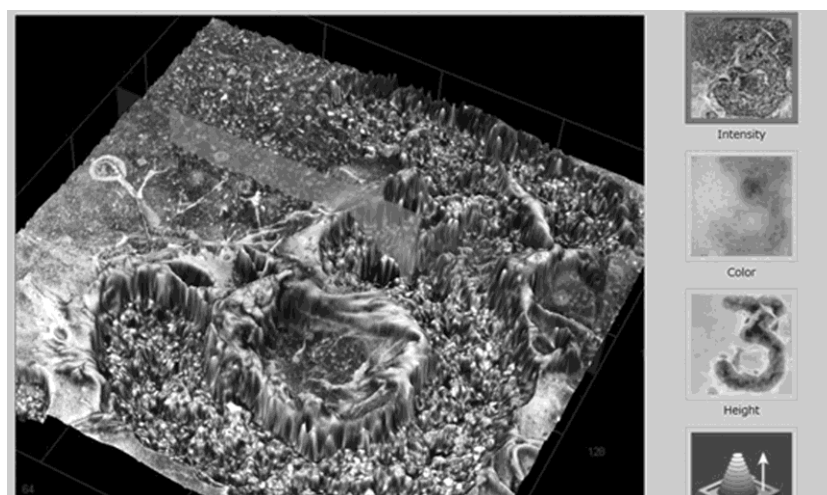


Рис.16. Снимок поверхности сцинтилляционного экрана, подвергнутого прямой обработке лазером
Fig.16. A surface image of a scintillation screen subjected to direct laser treatment

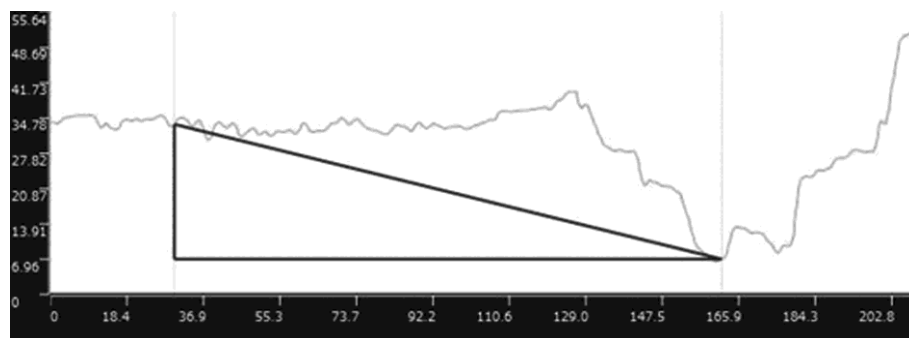


Рис.17. Профиль части гравированной цифры «3» при обработке поверхности единичным импульсом (глубина достигает 28 мкм, при многократной обработке глубина пропорционально возрастает)

Fig.17. The profile of the part of the engraved digit is «3», the depth reaches 28 microns, when the surface is treated with a single pulse, the depth increases proportionally with multiple processing

Автоструктурированные люминофоры. Неорганические люминофоры имеют в своей основе кристаллическую структуру. Так, наиболее распространенный люминофор гадолиния оксисульфид используется в промышленности в виде фракционированного порошка из неанизотропных микрокристаллов различного размера. Применение самосогласованного роста столбчатых поликристаллических структур CsI позволяет создавать оптически анизотропные волноводоподобные структуры с хорошим поперечным оптическим ограничением.

Автоструктурирование возможно и при самосборке микросфер на поверхности объемного монокристаллического люминофора $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (LYSO), образующего фотонный кристалл на оптической поверхности. Люминофор дополнительно покрывается наноразмерным слоем TiO_2 , за счет чего увеличение экстракции света достигает 149 % [17]. Фотонно-кристаллические структуры, расположенные на поверхности светоизлучающих или фотоприемных оптоэлектронных устройств [18], формируют запрещенную зону для мод многослойной волноводной структуры. В результате внешняя квантовая эффективность увеличивается.

Формирование люминофорных структур методом трафаретной печати. Для формирования структурированного слоя применяется трафарет (метод шелкографии). Патент на данную технологию принадлежит компании Canon КК (Япония) [19]. Метод заключается в продавливании шпателем через гибкий трафарет люминофорной суспензии. Трафарет при этом должен быть прецизионно совмещен с фотосенсором, для того чтобы столбики суспензии ложились в точности на пиксели фотоприемника.

Требование эластичности трафарета и точности позиционирования его отверстий над пикселями – противоречивый фактор, ограничивающий возможный размер и шаг ячеек фотоприемника. Так, для шага пикселя 100 мкм и менее трафаретный способ формирования пикселированного люминофора оказывается непригодным из-за большого уровня девиации отверстий относительно матрицы ячеек фотосенсора.

Формирование люминофорных структур методами послойной 3D-печати. Традиционным полиграфическим методом шелкографии можно формировать структурированные люминофорные структуры. В этом случае смесь люминофора с биндером не отличается от обычной полиграфической краски и каких-либо особенностей в технологии нанесения практически нет. Тем не менее достаточно сильное механическое воздействие на поверхность ограничивает реальное применение такого метода для прямого нанесения люминофора на фотоприемные матрицы. Более приемлемым можно считать прямое нанесение на фотоприемную матрицу люминофора 3D специализированными принтерами [20] (рис.18).

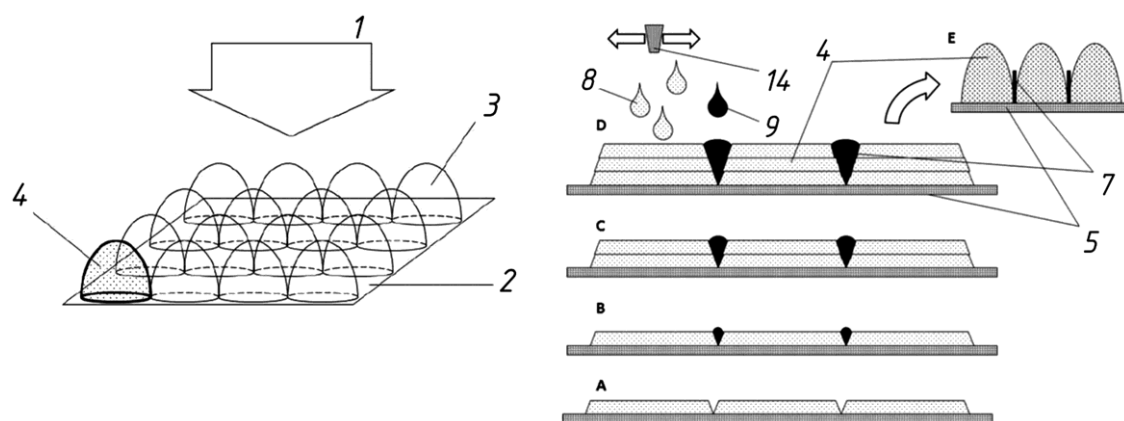


Рис.18. Нанесение на фотоприемную матрицу люминофора 3D специализированными принтерами [20]: 1 – источник рентгеновского излучения; 2 – пикселированный фотоприемник; 3 – совокупность сцинтилляционных структурных элементов; 4 – люминофорная композиция; 5 – фоточувствительная зона; 7 – дополнительные перегородки; 8 – чернила на основе люминофорной композиции; 9 – чернила на основе материала, поглощающего регистрируемое излучение; 14 – профилированная печатающая головка; А – формирование первого слоя люминофора; В – начало нанесения материала перегородок; С – нанесение второго слоя люминофора и материала перегородок; D – нанесение третьего слоя люминофора и перегородок; Е – конечный вид структурированного сцинтилляционного покрытия (поперечный разрез)

Fig.18. Application on the photodetector matrix of the luminophore by specialized 3D printers [20]: 1 – x-ray source; 2 – pixel photodetector; 3 – set of scintillation structural elements; 4 – luminophore composition; 5 – photosensitive zone; 7 – additional partitions; 8 – ink based on luminophore composition; 9 – Ink based on the material absorbing the recorded radiation; 14 – profiled printhead; A - the formation of the first layer of the luminophore; B - the beginning of the application of the material of the partitions; C - application of the second layer of the luminophore and the material of the partitions; D - application of the third layer of the luminophore and partitions; E - the final form of a structured scintillation coating (cross section)

Широкое развитие систем, ориентированных на так называемую печатную электронику, позволяет использовать коммерчески доступные установки для послойного нанесения люминофорной композиции непосредственно на поверхность фотосенсора [20]. Преимущества метода – бесконтактность, что гарантирует отсутствие повреждений фотосенсора в процессе нанесения, а также возможность выполнения операций на одной установке, следовательно технология доступна для использования в лабораториях и исследовательских центрах. Недостатком метода является низкий количественный выход. Так, для печати на существующем оборудовании, например на принтере Jetlab4 компании MicroFab Technologies Inc., сцинтиллятора размером 10×10 см временные затраты составляют несколько десятков часов.

Таким образом, для промышленного масштабирования необходимо использование альтернативных технологий или мультиплицирование деталей рассмотренного процесса.

Структурирование сцинтилляционного экрана методом дифференцированной высадки люминофора на предварительно подготовленную поверхность. Отдельным решением, частично относящимся к автоструктурируемым материалам, является метод, описанный в [20, 21]. Предлагается обрабатывать поверхность фотосенсора комбинацией гидрофобного и гидрофильного материалов с помощью методов, применяемых в индустрии печатной электроники. В результате обработки формируется матричная структура покрытия, где гидрофильные области соответствуют активной области пикселей фотосенсора, а гидрофобные – пассивным зазорам между пикселями.

Затем фотосенсор погружается в суспензию люминофора. После извлечения сенсора из ванны с суспензией биндер с зернами люминофора сосредоточивается в капле (рис.19). Для окончательного оптического разделения капля люминофора после полимеризации биндера вся матрица покрывается отражающим слоем (например, двуокисью титана). Отметим, что гидрофобные и гидрофильные свойства покрытия сенсора относятся к материалу биндера.

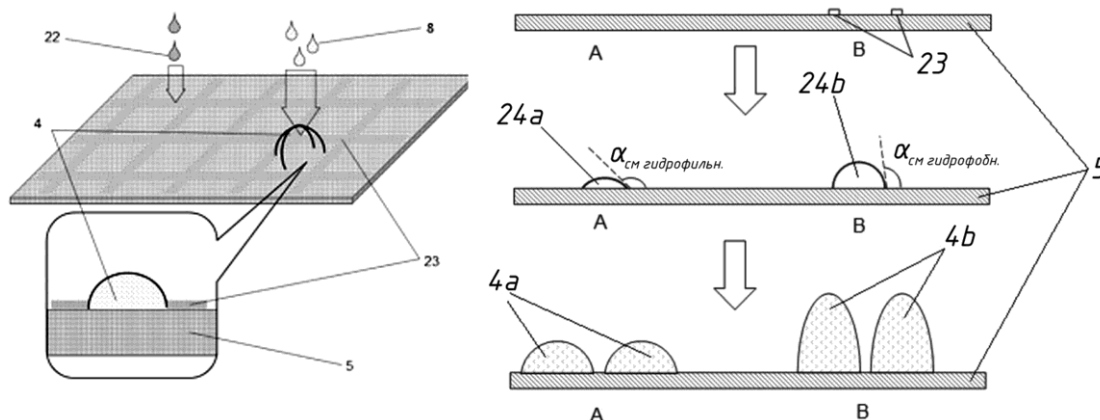


Рис.19. Формирование структуры люминофора с помощью гидрофобной сетки [20]: 4 – люминофор; 4a,4b – структурный элемент люминофора в зависимости от способа нанесения; 5 – фоточувствительная зона матричного фотоприемника; 8 – раствор суспензии люминофора; 22 – материал гидрофобного покрытия; 23 – разделительные полоски; 24a – вид капли люминофора при нанесении без гидрофобного покрытия; 24b – вид капли люминофора с границами по гидрофобному покрытию

Fig.19. Formation of the luminophore structure by means of a hydrophobic network [20]: 4 – luminophore; 4a, 4b – the luminophore structural element depending on the application method; 5 – the photosensitive zone of the matrix photodetector; 8 – the solution of the phosphor suspension; 22 – the hydrophobic coating material; 23 – the separation strips; 24a – the luminophore droplet form when applied without hydrophobic Coatings; 24b – the luminophore droplet with boundaries along the hydrophobic coating of the grid

Основным преимуществом предлагаемого метода является возможность перманентного устранения необходимости точного совмещения пикселированных сцинтиллирующих структур с матрицей фотодетекторов. Совмещение структуры сцинтиллятора и матрицы фотодетектора осуществляется непосредственно во время формирования сцинтилляционного экрана. Это позволяет повысить технологичность формирования структурированного сцинтиллятора на поверхности пикселированного фотоприемника [20].

Повышение разрешающей способности сцинтилляционного экрана ЕМА-заимствованными методами. В ряде случаев одним из путей улучшения разрешающей способности предопределенного люминофорного слоя является технология блокирования поперечного распространения фотонов, сгенерированных в сцинтилляторе [22]. Метод уменьшения рассеивания или подавления поперечных мод распространения света в оптоволоконных пластинах Fiber Optic Plate (FOP), в толще самой структуры (рис.20), используемый при производстве FOP, может быть спроецирован и на технологию, связанную с люминофорами. Например, в технологии SFOP (Scintillating Fiber Optic Plate – сцинтиллирующие волоконно-оптические пластины) применяется также поглощающая ЕМА-матрица (Enhanced Mutual Absorption – улучшенное общее поглощение), образованная внедрением отдельных поглощающих нитей в структуру прозрачных волокон [16] (рис.21).

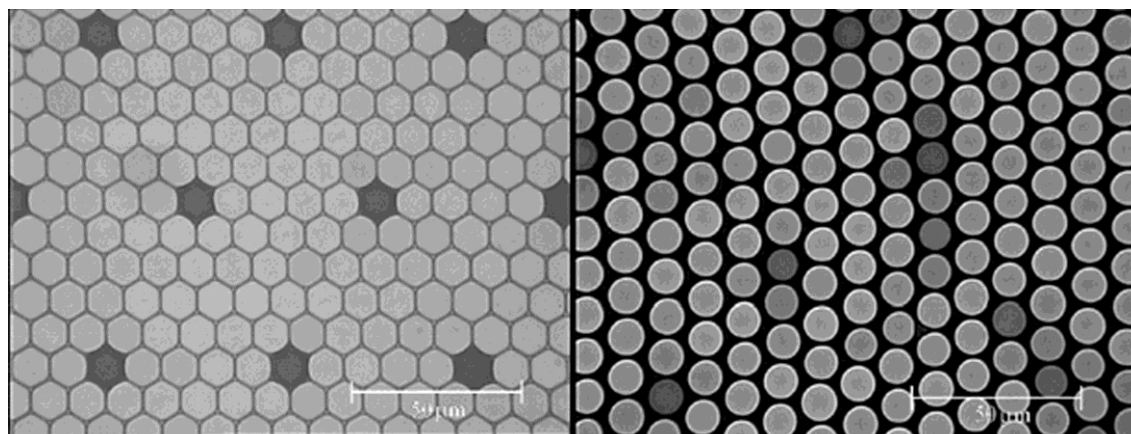


Рис.20. Оптоволоконный массив со встроенными ЕМА-волокнами (темные круги) [16]

Fig.20. The old (left) and the new (right) SFOP [16]

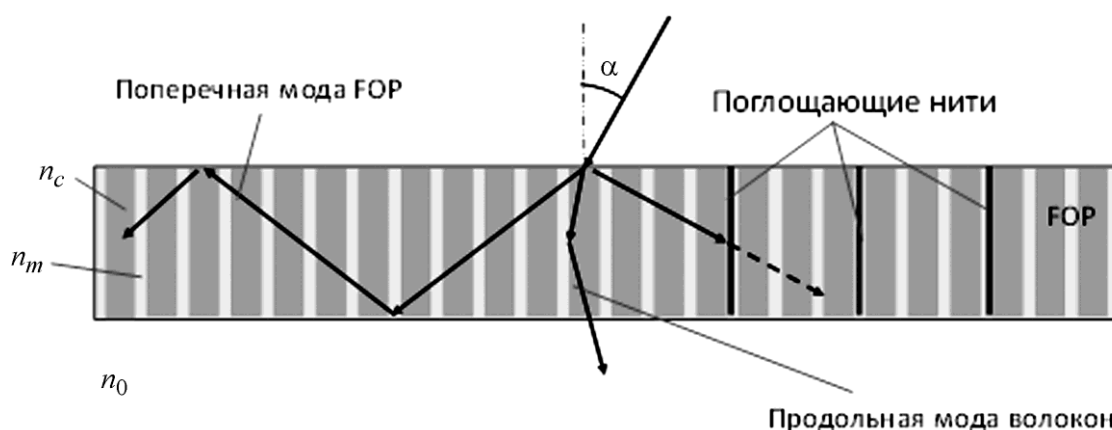


Рис.21. Поглощающая ЕМА-матрица (показатели преломления: $n_0 = 1$; $n_m = 1,5$; $n_c = 1,8$, $NA = 0,995$;

$$NA = \sin \alpha \frac{\sqrt{n_c^2 - n_m^2}}{n_0}$$

Fig.21. Absorbing EMA matrix: $n_0 = 1$; $n_m = 1,5$; $n_c = 1,8$, $NA = 0,995$; $NA = \sin \alpha \frac{\sqrt{n_c^2 - n_m^2}}{n_0}$

В производстве сцинтиллирующих экранов предлагается в качестве аналога ЕМА применять волокна, ориентированные ортогонально плоскости экрана [23]. Толщина волокон и их распределение будут формировать совокупные характеристики ФПМ и квантовой эффективности. Такие волокна могут быть созданы при подмешивании в состав люминофора наночастиц с ферромагнитными свойствами, которые при воздействии магнитного поля будут формировать нитеподобные псевдоволокна, что приведет к появлению анизотропных оптических характеристик уготавливаемого слоя.

Заключение. Для создания перспективных большеразмерных и недорогих детекторов можно выделить два метода структурирования стека рентгеновского фотодетектора:

- самоорганизация структурных элементов люминофорного слоя, которая позволяет создавать оптически анизотропные волноводоподобные структуры с хорошим поперечным оптическим ограничением;
- формирование анизотропных оптических свойств люминофорного слоя за счет добавления в состав люминофора наночастиц или пространственных элементов с дальнейшим структурирующим воздействием на них внешнего магнитного и электрического

го полей, что обеспечивает создание люминофоров с высокими анизотропными характеристиками. Данные методы позволяют одновременно увеличить общую площадь детекторов проникающих излучений до десятков квадратных дециметров при увеличении разрешения до 20 линий/мм.

Работа выполнена при финансовой поддержке Минобрнауки России в рамках реализации Постановления Правительства Российской Федерации от 9 апреля 2010 г. № 218 (договор № 02.G25.31.0143).

Литература

1. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM radiation, Therapy Committee Task Group 58 / **M.G. Hermana, J.M. Balter, D.A. Jaffray et al.** // Med. Phys. – 2001. – No. 28(5). – P. 712–726.
2. **Rocha Jose G., Lanceros-Mendez Senentxu.** Review on X-ray detectors based on scintillators and CMOS technology // Recent Advances in Electrical & Electronic Engineering. – 2011. – Vol. 4(1). – P. 16–41.
3. **Фризер Х.** Фотографическая регистрация информации. – М.: Мир, 1978. – 672 с.
4. Pixel-structured scintillator with polymeric microstructures for X-ray image sensors / **I.D. Jung, M.K. Cho, S.M. Lee et al.** // ETRI Journal. – 2008. – Vol. 30. – No. 5. – P. 747–749.
5. Pixel-structured scintillators for digital x-ray imaging / **Seung Man Yun, Chang Hwy Lim, Tae Woo Kim et al.** // Proc. of SPIE. – 2009. – Vol. 7258. – P. 72583N-1 – 72583 N-9.
6. <http://rmdinc.com/structured-scintillator/> (дата обращения: 28.02.2017).
7. van Eijk C.W.E. Inorganic scintillators in medical imaging // Phys. Med. Biol. – 2002. – Vol. 47. – No. 8 – P. 85–106.
8. Microdome-grooved Gd₂O₂S:Tb scintillator for flexible and high resolution digital radiography / **Phill Gu Jung, Chi Hoon Lee, Kong Myeong Bae et al.** // OPTICS EXPRESS. – 2010. – Vol. 18. – No. 14. – P. 14850–14858.
9. Pixel-structured scintillator with polymeric microstructures for x-ray image sensors / **Im Deok Jung, Min Kook Cho, Kong Myeong Bae et al.** // ETRI Journal. – 2008. – Vol. 30. – No. 5. – P. 747–749.
10. Flexible Gd₂O₂S:Tb scintillators pixelated with polyethylene microstructures for digital x-ray image sensors / **I.D. Jung, M.K. Cho, S.M. Lee et al.** // J. Micromech. Microeng. – 2009. – Vol. 19(10). – P. 7–8.
11. X-ray imaging performance of scintillator-filled silicon pore arrays / **Matthias Simon, Klaus Jürgen Engel, Bernd Menser et al.** // Med. Phys. – Vol. 35. – Iss. 3. – P. 968–981. – 2008. – DOI: 10.1118/1.2839441.
12. **Glenn C. Tyrrell.** Phosphors and scintillators in radiation imaging detectors// Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. – 2005. – A 546. – P. 180–187.
13. **Rocha J.G., Correia J.H.** A High-performance scintillator-silicon-well X-rays microdetector based on DRIE techniques // EUROSENSORS XIV The 14th European Conference on Solid-State Transducers. (Copenhagen, Denmark August 27–30, 2000). – Copenhagen. – 2000. – P. 329–330.
14. High-resolution X-ray imaging based on pixel-structured CsI:Tl scintillating screens for indirect X-ray Image Sensors / **Bo Kyung Cha, Dong Hoon Lee, Bonghoe Kim et al.** // Journal of the Korean Physical Society. – 2011. – Vol. 59. – No. 6. – P. 3670–3673.
15. Wafer-scale pixelated scintillator and specially designed data acquisition system for fiber optic taper array-coupled digital X-ray detector / **Zhigang Zhao, Ji Li, Yaohu Lei et al.** // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. – 2015. – A 795. – P. 71–76.
16. **Hammar Lars.** Novell design of high resolution imaging x-ray detectors// Proceedings of 18th World Conference on Nondestructive Testing (Durban, South Africa, 16–20 April, 2012). 2012. – P.5.
17. Improvement of light extraction of LYSO scintillator by using a combination of self-assembly of nanospheres and atomic layer deposition / **Zhichao Zhu, Bo Liu, Haifeng Zhang et al.** // Opt. Express. – 2015. – No. 23. – P. 7085–7093.
18. **Ziebarth J.M., McGehee M.D.** A theoretical and experimental investigation of light extraction from polymer light-emitting diodes // Journal of applied physics. – 2005. – No. 97,064502. – P. 1–7.
19. **Nagano Kazumi, Tamura Tomoyuki.** Radiation detector assembly and method of manufacturing the same / Pat. JP2002303674 (A), 2002.
20. **Супонников Д.А., Путилин А.Н., Дабагов А.Р.** Способ формирования структурированного сцинтиллятора на поверхности пикселированного фотоприемника и сцинтилляционный детектор, полученный данным способом Патент. №2532645 РФ: МПК G01T1/20, 2014. Бюл. №31.
21. **Roach Paul, Shirlcliffe Neil J., Newton Michael I.** Progress in superhydrophobic surface development // The Journal of Royal Society of Chemistry, Soft Matter. – 2008. – April. – P. 224–240.

22. Effects of photonic crystals on the light output of heavy inorganic scintillators / **A. Knapitsch, E. Auffray, C.W. Fabjan et al.** // IEEE Trans. Nucl. Sci. – 2013. – No. 60 (3). – P. 2322–2329.

23. Супонников Д.А., Путилин А.Н., Баринов А.А., Дабагов А.Р. Повышение пространственной разрешающей способности сцинтиллятора методом формирования анизотропных оптических свойств люминофорного слоя // Естественные и технические науки. – 2016. – No. 12. – С. 204–214.

Поступила 26.04.2017 г.; принята к публикации 12.09.2017 г.

Супонников Дмитрий Александрович – старший научный сотрудник лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (государственного университета) (Россия, 141701, Московская область, г. Долгопрудный, Институтский пер., д. 9), sda@mtl.ru

Путилин Андрей Николаевич – кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (государственного университета) (Россия, 141701, Московская область, г. Долгопрудный, Институтский пер., д. 9).

Баринов Анатолий Андреевич – кандидат технических наук, старший научный сотрудник лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (государственного университета) (Россия, 141701, Московская область, г. Долгопрудный, Институтский пер., д. 9), barinov.aa@mipt.ru

References

1. Hermana M.G., Balter J.M., Jaffray D.A., McGee K.P., Munro P., Shalev S., Van Herk M., Wong J.W. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation, Therapy Committee Task Group 58. *Med. Phys.*, 2001, no. 28(5), pp.712–726.
2. Rocha Jose G. and Lancers-Mendez Senentxu Review on X-ray Detectors Based on Scintillators and CMOS Technology. *Recent Advances in Electrical & Electronic Engineering*, 2011, vol.4(1), pp. 16–41.
3. Frizer H. *Fotograficheskaya registraciya informacii* [Photographic information recording]. Moscow, Mir Publ., 1978. 672 p. (in Russian).
4. Jung I.D., Cho M.K., Lee S.M., Bae K.M., Jung P.G., Lee C.H., Lee J.M., Yun S., Kim H.K., Kim S.S., Ko J.S. Pixel-Structured Scintillator with Polymeric Microstructures for X-Ray Image Sensors. *ETRI Journal*, 2008, vol. 30, no. 5, pp. 747–749.
5. Seung Man Yun, Chang Hwy Lim, Tae Woo Kim, Ho Kyung Kim. Pixel-structured scintillators for digital x-ray imaging. *Proc. of SPIE*, 2009, vol. 7258 72583N-1.
6. <http://rmdinc.com/structured-scintillator/> (accessed 28.02.2017).
7. van Eijk C.W.E. Inorganic scintillators in medical imaging. *Phys. Med. Biol.*, 2002, vol. 47, no 8.
8. Phill Gu Jung, Chi Hoon Lee, Kong Myeong Bae, Jae Min Lee, Sang Min Lee, Chang Hwy Lim, Seungman Yun, Ho Kyung Kim, and Jong Soo Ko, Microdome-gooved Gd₂O₂S:Tb scintillator for flexible and high resolution digital radiography. *OPTICS EXPRESS*, 2010, vol. 18, no. 14, pp. 14850–14858.
9. Im Deok Jung, Min Kook Cho, Kong Myeong Bae, Sang Min Lee, Ho Kyung Kim, Jong Soo Ko. Pixel-Structured scintillator with polymeric microstructures for x-ray image sensors. *ETRI Journal*, 2008, vol. 30, no. 5, pp. 747–749.
10. Jung I.D., Cho M.K., Lee S.M., Bae K.M., Jung P.G., Lee C.H., Lee J.M., Yun S., Kim H.K., Kim S.S., Ko J.S. Flexible Gd₂O₂S:Tb scintillators pixelated with polyethylene microstructures for digital x-ray image sensors. *J. Micromech. Microeng.*, 2009, vol. 19(10), pp. 7–8.
11. Matthias Simon, Klaus Jürgen Engel, Bernd Menser, Xavier Badel, and Jan Linnros, Xavier Badel and Jan Linnros. X-ray imaging performance of scintillator-filled silicon pore arrays. *Med. Phys.*, 2008, Vol. 35, iss. 3, 968–981. doi: 10.1118/1.2839441.
12. Glenn C. Tyrrell, Phosphors and scintillators in radiation imaging detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 2005, A 546, pp.180–187.
13. Rocha J. G., Correia J. H. A High-performance scintillator-silicon-well X-rays microdetector based on DRIE techniques. *EUROSENSORS XIV The 14th European Conference on Solid-State Transducers*, Copenhagen, Denmark, 2000, pp. 329–330.

14. Bo Kyung Cha, Dong Hoon Lee, Bonghoe Kim, Chang-Woo Seo, Sungchae Jeon and Young Huh, Jong Yul Kim, Gyuseong Cho, Youngju Kim, High-resolution X-ray Imaging Based on Pixel-structured CsI:Tl Scintillating Screens for Indirect X-ray Image Sensors. *Journal of the Korean Physical Society*, 2011, vol. 59, no. 6, pp. 3670–3673.
15. Zhigang Zhao, Ji Li, Yaohu Lei, Ru Wang, Jianping Ren, Jian Qiao, Hanben Niu. Wafer-scale pixelated scintillator and specially designed data acquisition system for fiber optic taper array-coupled digital X-ray detector. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 2015, A 795, pp.71–76.
16. Hammar Lars, Novell design of high resolution imaging x-ray detectors. *Proceedings of 18th World Conference on Nondestructive Testing*. 16-20 April. Durban, South Africa, 2012, p. 5.
17. Zhichao Zhu, Bo Liu, Haifeng Zhang, Weina Ren, Chuanwei Cheng, Shuang Wu, Mu Gu, Hong Chen. Improvement of light extraction of LYSO scintillator by using a combination of self-assembly of nanospheres and atomic layer deposition. *Opt. Express*, 2015, no. 23, pp. 7085–7093.
18. Ziebarth J. M., McGehee M. D. A theoretical and experimental investigation of light extraction from polymer light-emitting diodes. *Journal of applied physics*, 2005, no. 97, 064502, pp. 1–7.
19. Nagano Kazumi, Tamura Tomoyuki. *Radiation Detector Assembly and Method of Manufacturing the same*. Pat. JP2002303674 (A), 2002.
20. Suponnikov D.A., Putilin A.N., Dabagov A.R. *Sposob formirovaniya strukturirovannogo scintillyatora na poverhnosti pikselirovannogo fotopriyomnika i scintillyacionnyj detektor, poluchennyj dannym sposobom* [Sposob formirovaniya strukturirovannogo scintillyatora na poverhnosti pikselirovannogo fotopriyomnika i scintillyacionnyj detektor, poluchennyj dannym sposobom]. Pat. №2532645 RF: MPK G01T1/20, no. 2013119795/28, 2014. (in Russian).
21. Roach Paul, Shirtcliffe Neil J., Newton Michael I. Progress in superhydrophobic surface development. *The journal of Royal Society of Chemistry, Soft Matter.*, 2008, April, pp.224–240.
22. Knapitsch A., Auffray E., Fabjan C. W., Leclercq J.-L., Letartre X., Mazurczyk R., Lecoq P. Effects of photonic crystals on the light output of heavy inorganic scintillators. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 2013, no. 60 (3), pp. 2322–2329.
23. Suponnikov D.A., Putilin A.N., Barinov A.A., Dabagov A.R. Povyshenie prostranstvennoj razreshayushchej sposobnosti scintillyatora metodom formirovaniya anizotropnyh opticheskikh svoystv lyuminoformogo sloya [Increase of the spatial resolution of the scintillator by the method of formation of anisotropic optical properties of the phosphor layer]. *Estestvennye i tekhnicheskie nauki – Natural and technical sciences*, 2016, no. 12, pp. 204–214. (in Russian).

Submitted 26.04.2017; accepted 12.09.2017.

Suponnikov Dmitry A. – Senior Researcher, Laboratory of X-ray Registration Systems, Moscow Institute of Physics and Technology (State University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Moscow Region, Institutskiy per., 9), sda@mtl.ru

Putilin Andrei N. – Cand. Sci. (Phys.-Math.), senior Researcher, Laboratory of X-ray Registration Systems, Moscow Institute of Physics and Technology (state University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Moscow Region, Institutskiy per., 9)

Barinov Anatoly A. – Cand. Sci. (Eng.), senior Researcher, Laboratory of X-ray Registration Systems, Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Moscow Region, Institutskiy per., 9)