

Анализ схем построения стеков преобразования рентгеновского излучения и моделирование процессов формирования сигнала рентгеновского изображения в фотоприемнике

З.В. Булатов¹, А.Н. Путилин¹, Д.А. Супонников¹,
А.В. Кочетов¹, Е.А. Татарина¹, А.Р. Дабагов²

¹Московский физико-технический институт (технический университет), г. Долгопрудный, Россия

²Закрытое акционерное общество «Медицинские технологии Лтд.», г. Москва, Россия

tatarinova.ea@mipt.ru

Преобразовательный стек является наиболее технологически сложным оптическим элементом рентгеночувствительных панелей, применяемых в цифровой рентгеновской технике. Это обуславливает повышенное внимание к вопросам оптимальной конструкции стека с точки зрения технических параметров панели и ее технологичности.

Проведено компьютерное моделирование оптических стеков преобразования рентгеновского излучения с использованием различных способов иммерсии, просветления и технологически обусловленной защиты поверхности. Разработана математическая модель оптического преобразовательного стека, представляющая собой набор функциональных слоев различной толщины. Рассмотрены основные элементы, которые могут входить в состав преобразовательного стека: сцинтиллятор; оптически прозрачный адгезив для сцинтиллятора; волоконно-оптическая плита; оптически прозрачный адгезив для волоконно-оптической плиты; защитно-просветляющее покрытие фотосчитывающего устройства; слой пассивации фотосчитывающего устройства. Предложены варианты построения исследуемых стеков, позволяющие сопоставить экспериментальные данные по работе традиционных для рентгенографии методов построения стека и оценить адекватность используемой модели.

Разработанная математическая модель стека оптического преобразователя геометрически представляет набор слоев различной толщины: верхний слой подвергается воздействию рентгеновских лучей, нижний слой представляет собой фоточувствительную ячейку. Предложенная модель позволяет эффективно исследовать параметры оптического стека в зависимости от изменения составляющих его компонентов и, таким образом, формировать рекомендации по характеристикам адгезивов и защитных покрытий.

Ключевые слова: оптический стек; плоскопанельный детектор; рентгеновское излучение.

Для цитирования: Анализ схем построения стеков преобразования рентгеновского излучения и моделирование процессов формирования сигнала рентгеновского изображения в фотоприемнике / З.В. Булатов, А.Н. Путилин, Д.А. Супонников и др. // Изв. вузов. Электроника. – 2018. – Т. 23. – № 2. – С. 173–185. DOI: 10.24151/1561-5405-2018-23-2-173-185

Analysis of Construction Schemes for Converting Stack X-Ray and Modeling of Forming Signal X-Ray Images in Photodetector

**Z.V. Bulatov¹, A.N. Putilin¹, D.A. Suponnikov¹,
A.V. Kochetov¹, E.A. Tatarinova¹, A.R. Dabagov²**

¹*Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University),
Dolgoprudny, Russia*

²*Medical Technologies Ltd, Moscow, Russia*

tatarinova.ea@mipt.ru

The conversion stack is the most technologically complicated optical element of the X-ray sensitive panels used in the digital X-ray technology, which causes an increased attention to the optimization of the stack design, both in terms of the technical parameters of the panel and in terms of its process ability.

The computer modeling of optical stacks of the X-ray radiation conversion, using various methods of immersion, bleaching and the technologically conditioned surface has been presented. A mathematical model of the optical transducer stack, which is a set of the functional layers of various thicknesses, has been developed. The main elements that can be a part of the conversion stack have been considered: a scintillator; an optically transparent adhesive for the scintillator; fiber optic plate; an optically transparent adhesive for a fiber optic plate; protective antireflection coating of the photo-reading device; the passivation layer of the photo-reading device. The variants of the construction of the investigated stacks, which has made it possible to compare the experimental data on the work of traditional methods of stacking for X-ray diffraction and to assess the adequacy of the used model, have been proposed.

A mathematical model of an optical converter stack, geometrically representing a set of various thicknesses, has been developed. The top layer is exposed to X-rays. The lower layer is a photosensitive cell. The proposed model permits to affectively study the parameters of the optical stack to change the parameters of its components and, thus, to formulate the recommendations on the parameters of adhesives and protective coatings.

Keywords: optical stack; flat panel detector; X-ray radiation.

For citation: Analysis of construction schemes for converting stack X-ray and modeling of forming signal X-ray images in photodetector / Z.V. Bulanov, A.N. Putilin, D.A. Suponnikov et al. // Proc. of Universities. Electronics. – 2018. – Vol. 23. – № 2. – P. 173–185. DOI: 10.24151/1561-5405-2018-23-2-173-185

Введение. В большинстве современных плоскопанельных цифровых приемников рентгеновского изображения, применяемых как в медицине, так и в системах неразрушающего радиационного контроля, используется принцип двойного преобразования. Качество получаемого рентгеновского изображения определяется эффективностью преобразования энергии рентгеновских квантов в энергию фотонов оптического диапазона, эффективностью передачи света к преобразователю энергии света в электрический сигнал и эффективностью данного преобразования [1, 2].

Экспериментальные исследования эффективности интегрального преобразования рентгеновских квантов в электрический сигнал способом макетирования оптических стеков неприемлемы по причине огромных материальных затрат. Уже до создания макетных образцов плоской панели необходимо выбрать наиболее оптимальную конструкцию оптического стека и определить параметры его компонентов.

В настоящей работе проведено компьютерное моделирование оптических стеков преобразования рентгеновского излучения, отличающихся разными способами просветления и технологически обусловленной защиты поверхности.

Основные элементы преобразовательных стеков. Преобразовательный стек является наиболее технологически сложным оптическим элементом рентгеночувствительных панелей, поэтому вопросам оптимальной конструкции стека уделяется повышенное внимание [3].

Выделим основные элементы преобразовательного стека: сцинтиллятор и оптически прозрачный адгезив для него, волоконно-оптическая плита (ВОП) и оптически прозрачный адгезив для нее, защитно-просветляющее покрытие фотосчитывающего устройства, слой пассивации фотосчитывающего устройства.

Сцинтилляторы. При разработке сцинтиллирующих материалов для рентгенографии используются материалы на базе редкоземельных элементов, в том числе окисульфид гадолиния, допированный тербием ($Gd_2O_2S:Tb$). Этот сцинтиллятор не является наилучшим по величине светового выхода – основного показателя качества при сходной плотности [4, 5]. Однако альтернативные вещества имеют ряд недостатков, таких как дороговизна, химическая токсичность, высокий собственный шум, технологическая трудность получения и т.д. Кроме того, критическим оказывается существенное смещение спектра излучения в сторону от длины волны 550 нм, так как практически все создаваемые в настоящее время крупноформатные фотосчитывающие устройства имеют в своей основе кремниевые фотодиоды, максимум спектральной чувствительности которых соответствует длине волны 550 нм [6].

Оптически прозрачный адгезив для сцинтиллятора. Для установки на рентгеночувствительную панель сцинтиллирующих экранов обычно применяются различные способы фиксации с минимизацией зазора между экраном и панелью. При этом может происходить существенное снижение освещенности в силу большой разности в показателях преломления сцинтиллятора, воздуха и последующих слоев. Одним из возможных способов улучшения пропускания света на границе двух сред является заполнение зазора клеем со специально подобранным показателем преломления. Наиболее часто при построении оптико-электронных систем применяются листовые пленки оптически прозрачного клея – optically clear adhesive [7].

Волоконно-оптическая плита. Использование ВОП в оптических стеках детекторов, предназначенных для медицинского назначения, улучшает соотношение сигнал/шум на получаемых изображениях. Уменьшение шума при использовании волоконно-оптической плиты связано с тем, что на поверхность фотосчитывающего устройства попадает меньшее количество рентгеновских квантов.

Оптически прозрачный адгезив для ВОП. При прохождении светового потока через границу двух сред со значительно отличающимися показателями преломления часть его может быть потеряна на границе ВОП и нижележащих слоев. Для улучшения пропускания света на границе слоев необходимо использование оптически прозрачного адгезива. Для этих целей преимущественно используются жидкие адгезивы из-за необходимости заполнения зазора между плоской поверхностью ВОП и сильно неплоскостной поверхностью фотосчитывающего устройства, задающей профиль нижележащих слоев.

Защитно-просветляющее покрытие фотосчитывающего устройства. Ввиду чувствительности фотосенсора к механическим воздействиям его монтаж в составе оптического стека сопряжен с риском повреждения отдельных участков. Такие повреждения могут приводить к возникновению артефактов на изображениях, получаемых с детектора. Для защиты фотосенсора от подобных повреждений предлагается покрытие тонкими полипараксилиленовыми (парилленовыми) пленками.

Слой пассивации фотосчитывающего устройства. Одной из технологических особенностей производства фотосчитывающих устройств является покрытие их поверхности слоем пассивации, отделяющим фоточувствительные кремниевые структуры от внешней среды. Непосредственно под слоем пассивации, как правило, находится технологический слой оксида. Таким образом, типичным сочетанием поверхностных слоев на фотосчитывающем устройстве является слой диоксида кремния SiO_2 и слой нитрида кремния Si_3N_4 .

Описание исследуемых стеков. Исследуемые преобразовательные стеки представлены в табл.1. Для каждого стека используемые слои перечислены в порядке следования сверху вниз – от источника рентгеновского излучения к фотосчитывающему устройству.

Предложенный набор стеков позволяет, во-первых, оценить адекватность модели, так как включает в себя варианты, для которых из общих физических соображений известна качественная картина поведения. Во-вторых, в данном наборе представлены стеки, реально используемые на практике либо считающиеся перспективными. Исследуя их, можно получить адекватную оценку и выработать рекомендации по построению перспективных рентгеночувствительных панелей.

Описание модели оптического стека. Предлагаемая модель стека геометрически представляет собой набор слоев различной толщины. Верхний слой подвергается воздействию рентгеновского излучения, нижний – представляет собой фоточувствительную ячейку. Сцинтиллятор моделируется как слой сцинтиллирующего вещества, заключенного в полимерную (акриловую) матрицу. Толщина акрилового слоя 0,1 мм. Внутри него содержатся шары оксисульфида гадолиния, имеющие случайные координаты. Радиусы шаров меняются в диапазоне $(0,0025 \pm 0,000125)$ мм (5 % от 0,0025). Оптически прозрачный адгезив для сцинтиллятора моделируется как параллелепипед толщиной 0,05 мм, ВОП – с помощью вертикально расположенных цилиндров, центры которых образуют шестиугольную решетку. Диаметр цилиндров равен 0,006 мм, высота – 1 мм. Расстояние между осями двух соседних цилиндров 0,0062 мм. На рис.1 представлены виды ВОП сверху и сбоку.

Оптически прозрачный адгезив для ВОП моделируется как параллелепипед толщиной 0,02 мм (типичное среднее значение), защитно-просветляющее покрытие фотосчитывающего устройства – как параллелепипед толщиной 0,005 мм. Слой пассивации фотосчитывающего устройства является объединением двух слоев – диоксида кремния и нитрида кремния. Толщина первого слоя 50 нм, толщина второго 600 нм.

Таблица 1

Порядок следования слоев в оптических преобразовательных стеках

Table 1

The order of layers in optical conversion stacks

Номер стека	Стек без ВОП	Номер стека	Стек с ВОП
1	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Оптический контакт (без воздуха) Фотодиод (Si)	6	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Оптический контакт (без воздуха) ВОП Слой адгезива для ВОП Защитно-просветляющее покрытие (Parylene C) Фотодиод (Si)
2	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Тонкий слой воздуха Пассивация нитридом кремния Оксид (SiO ₂) Фотодиод (Si)	7	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Тонкий слой воздуха ВОП Слой адгезива для ВОП Защитно-просветляющее покрытие (Parylene C) Фотодиод (Si)
3	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Оптический контакт (без воздуха) Пассивация нитридом кремния Оксид (SiO ₂) Фотодиод (Si)	8	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Слой адгезива для сцинтиллятора (листовой адгезив) Волоконно-оптическая плита Слой адгезива для ВОП Защитно-просветляющее покрытие (Parylene C) Фотодиод (Si)
4	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Оптический контакт (без воздуха) Защитно-просветляющее покрытие (Parylene C) Пассивация нитридом кремния Оксид (SiO ₂) Фотодиод (Si)	9	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Слой адгезива для сцинтиллятора (листовой адгезив) ВОП Слой адгезива для ВОП Защитно-просветляющее покрытие (Parylene C) Пассивация нитридом кремния Оксид (SiO ₂) Фотодиод (Si)
5	Сцинтиллятор (оксисульфид гадолиния) в полимерной матрице Оптический контакт (без воздуха) Защитно-просветляющее покрытие (Parylene C) Фотодиод (Si)		

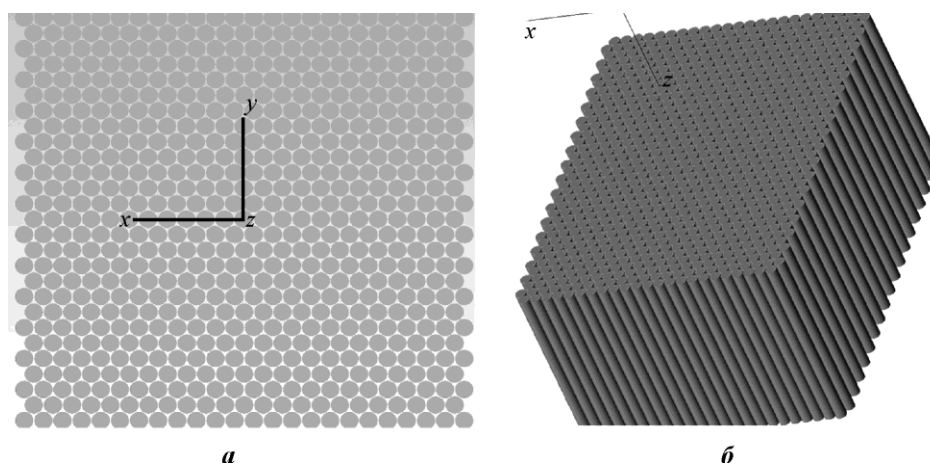


Рис.1. Волоконно-оптическая плита: *a* – вид сверху; *b* – вид сбоку
 Fig.1. Fiber optic plate: *a* – top view; *b* – side view

Моделирование падающего рентгеновского излучения проводилось на основе результатов работы [8], где собраны данные спектра рентгеновской трубки для различных параметров экспозиции. Ввиду объемности данных спектра в [8] вместо табличного представления спектра для каждого значения тока трубки приведены коэффициенты интерполяционных многочленов, определяющих спектр рентгеновской трубки. В [8] дана ссылка на текст программы на языке С, генерирующей спектр для заданного значения тока. Поскольку оценка одной из важнейших характеристик системы, а именно квантовой эффективности детектирования DQE [6], проводится при напряжении 28 кВ, при моделировании отклика системы на рентгеновское излучение использовалось именно это напряжение трубки. Для выбора оптимального стека необходимо сравнивать влияние одного и того же рентгеновского излучения на разные стеки, поэтому длительность импульса во всех расчетах была одинаковой.

Для учета поглощения рентгеновского излучения в веществе используется закон Бугера – Ламберта – Бэра [7]:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu l},$$

где I – количество рентгеновских квантов, прошедших сквозь вещество; I_0 – количество рентгеновских квантов, падающих на вещество; μ – показатель поглощения; l – толщина слоя вещества.

Данный закон справедлив для моноэнергетического излучения. При излучении источников квантов с разной энергией необходим показатель поглощения для каждой энергии диапазона. Данные о поглощении веществ были взяты из базы данных Национального института стандартов и технологий [9].

Для фильтрации рентгеновского излучения, выходящего из анода, на практике используется фильтрация слоем родия толщиной 0,05 мм. Показатель поглощения данного материала учитывается для расчета выходящего из трубки спектра. На пути до частицы оксисульфида гадолиния рентгеновские лучи проходят через слой акрила и другие частицы оксисульфида гадолиния. Коэффициенты поглощения акрила и оксисульфида гадолиния учтены при расчете интенсивности рентгеновского излучения, падающего в сцинтиллятор. Оптические свойства материалов получены из справочных источников и с сайтов производителей [10, 9, 11, 12].

Для расчета поглощения рентгеновского излучения в веществе вычисляется длина проходимогo лучом пути. В расчете использованы формулы длины пересечения прямой и шара, прямой и параллелепипеда, так как в рассматриваемой модели рентгеновские лучи проходят через параллелепипеды и шары.

Прямое вычисление дает следующие выражения:

$$d = \sqrt{\frac{(x_1 - x_0)(x_1 - x_2) + (y_1 - y_0)(y_1 - y_2) + (z_1 - z_0)(z_1 - z_2)}{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}},$$
$$L = 2\sqrt{r^2 - d^2},$$

где (x_0, y_0, z_0) – координаты центра шара; (x_1, y_1, z_1) и (x_2, y_2, z_2) – любые две различные точки прямой; r – радиус шара; L – длина отрезка пересечения прямой и шара.

Для сокращения времени расчетов принято упрощение. Физическая модель – излучение рентгеновской трубки, вызывающее свечение частиц сцинтиллирующего вещества, свет от которых в результате серии переотражений попадает на фоточувствительную ячейку, – разбита на две составляющие. Первая – моделирование рентгеновского излучения, вторая – моделирование оптических явлений. При этом для каждой частицы сцинтиллирующего вещества вычислена суммарная энергия, попадающая на него в процессе излучения. Расчет суммарной энергии и подготовка данных к дальнейшей обработке выполнены с помощью прикладной программы ModelBuilder на языке C#. Результатом работы программы является макрос, описывающий физику процессов в исследуемом стеке. Этот макрос служит входными данными для программы TracePro, позволяющей эффективно моделировать оптические явления.

При моделировании оптических явлений предполагалось, что источниками светового излучения являются шары сцинтиллятора. Для них, а также других объектов заданы показатели преломления, координаты и размеры. Фотосчитывающее устройство упрощенно моделировалось как два кремниевых параллелепипеда, соответствующих двум близлежащим пикселям. Размер пикселя принимался равным 50 мкм по обеим координатам. Трассировка лучей в программе TracePro позволила измерить суммарную интенсивность света, попавшего на каждый пиксел. При оценке контрастности каждого стека источниками света были только частицы сцинтиллятора, находящиеся над первым пикселом. Это соответствует физической модели, когда часть детектора закрыта пластиной, не пропускающей рентген.

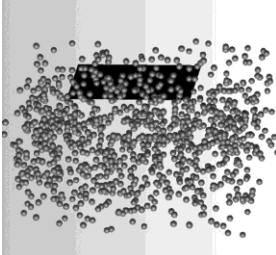
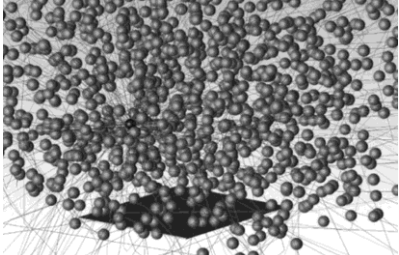
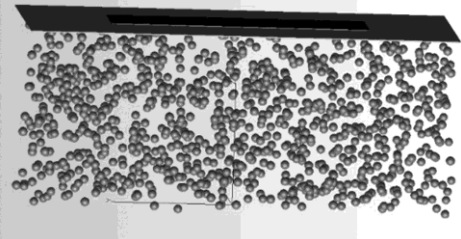
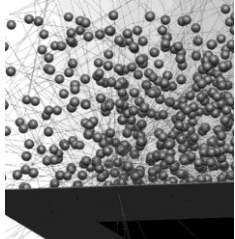
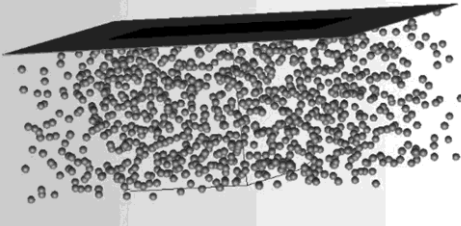
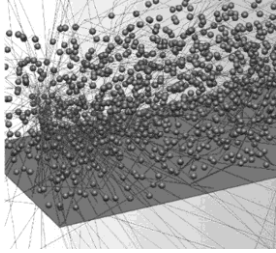
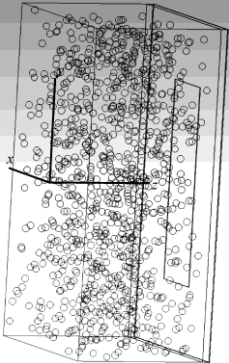
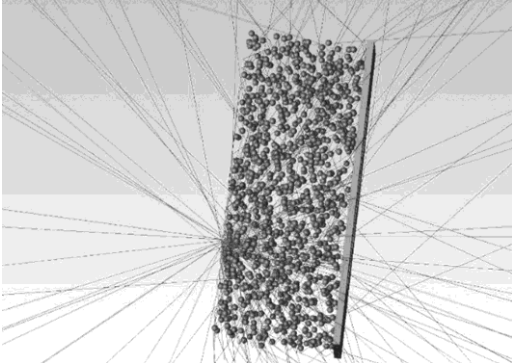
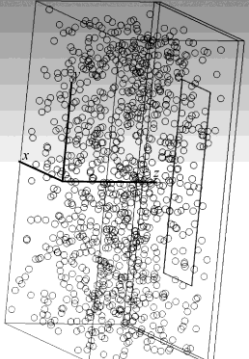
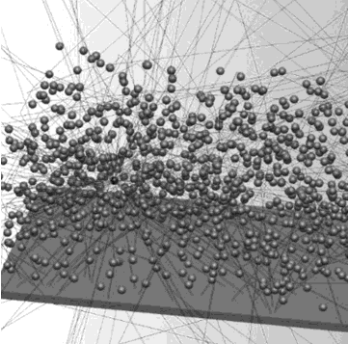
Результаты расчетов с использованием модели оптического стека. В табл.2 представлены схемы стеков и следования лучей от частицы сцинтиллирующего вещества. На схеме стека №2 видна воздушная прослойка, слой пассивации и окисла. На схеме стека №3 воздушная прослойка заменена оптическим контактом. На схемах каркасов стеков №4 и 5 виден обведенный черным цветом слой Parylene C. При этом у стека №5 отсутствуют пассивация и оксид кремния. На схемах стеков №6–9 присутствует ВОП, закрепленная адгезивом на поверхности слоя Parylene C. Пассивация и оксид кремния отсутствуют на схемах стеков №6, 7, 8, а на схеме стека №9 присутствуют. На схемах стека №7 виден воздушный зазор между сцинтиллятором и ВОП. На схемах стеков №8 и 9 между сцинтиллятором и ВОП присутствует адгезив.

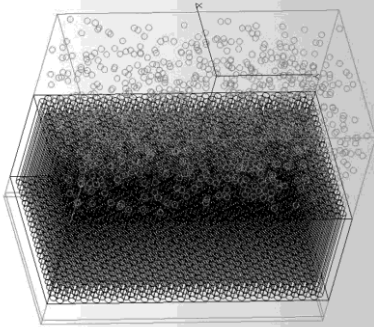
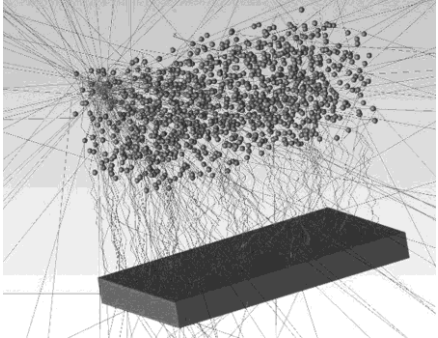
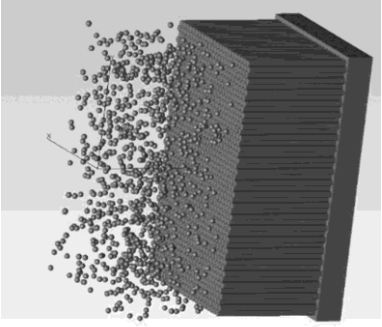
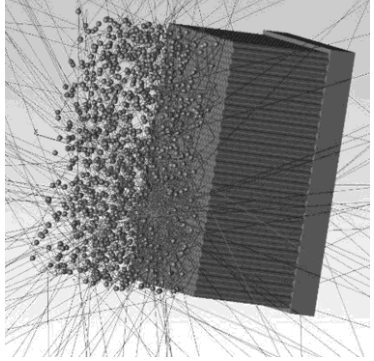
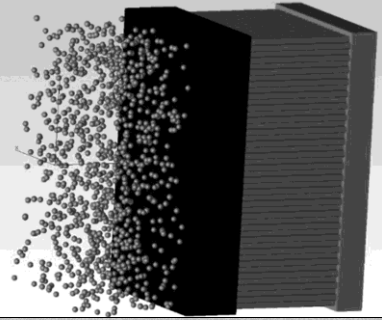
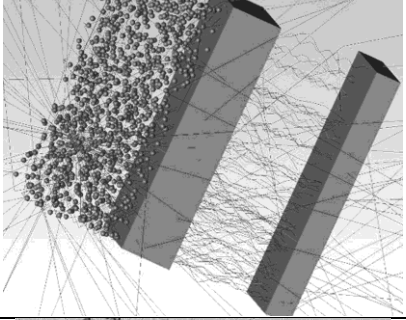
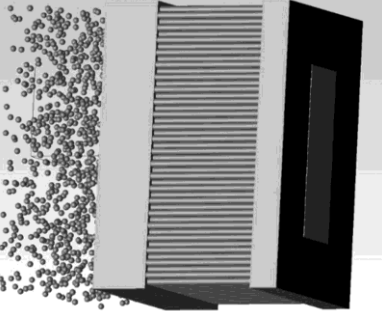
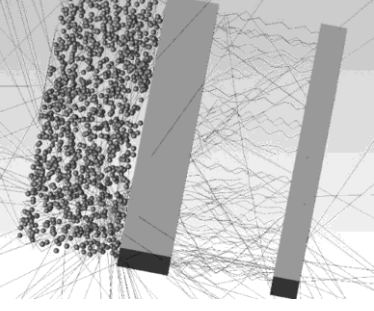
Таблица 2

Схемы стеков и следования лучей

Table 2

Schemes of the stacks and follow up rays

Номер стека	Схема стека	Схема следования лучей от частицы сцинтиллирующего вещества
1		
2		
3		
4		
5		

Номер стека	Схема стека	Схема следования лучей от частицы сцинтиллирующего вещества
6		
7		
8		
9		

Анализ результатов моделирования. На рис.2,а представлено сравнение отклика (уровня интенсивности) в трех фотоячейках для стеков № 1–4. Стек №1 представляет собой наиболее простую и в некотором роде идеализированную конструкцию. Данный стек имеет не самый лучший контраст, однако характеризуется высоким световым выходом. Как следствие, он позволяет обеспечить снижение дозы и улучшение соотношения сигнал/шум, которое пропорционально корню из величины светового выхода. Тех-

нологически такой идеализированный стек недостижим. Типичными промежуточными слоями стека являются слой оксида и пассивации, расположенные над фоточувствительной ячейкой (соответствует стеку №2). Удобным по эксплуатационным соображениям является использование «сухой» укладки сцинтилляционного экрана на поверхность сенсора. Однако это существенно ухудшает оптические свойства системы и, как видно из рис.2,а, в результате сильно (в три и более раз) снижается световой выход, что сопровождается некоторым ростом контраста. График для стека №3 показывает существенное влияние воздушной прослойки. Наличие прямого оптического контакта между сцинтиллятором и слоем пассивации обуславливает рост светового выхода, что используется в современной технике рентгеновского преобразования. Применение защитно-просветляющего покрытия позволяет повысить эффективность преобразования (стек №4). Этот факт указывает на то, что в данном случае удалось совместить чисто технологические защитные свойства покрытия с просветлением.

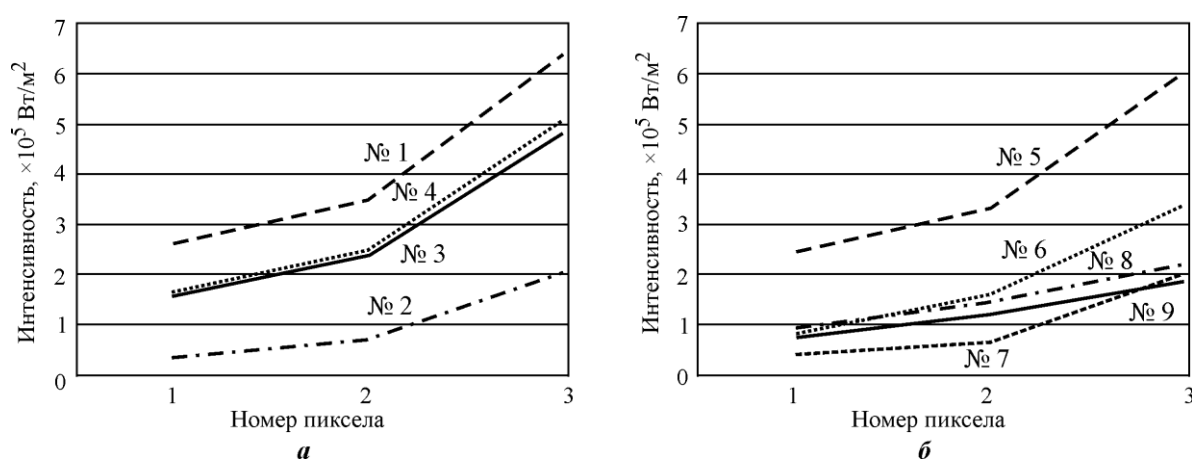


Рис.2. Сравнение стеков №1–4 (а) и №5–9 (б)
Fig.2. Comparison of stacks №1–4 (a) and stacks №5–9 (b)

Представленные на рис.2,б графики для стеков №5–9 показывают существенное влияние использования ВОП на величину светового выхода и контраста. Хотя график для стека №5 показывает высокое значение светового выхода без ВОП, в большинстве случаев ВОП является необходимым элементом, обеспечивающим качество изображения и долговечность сенсора. В стеке №6 используется ВОП с установленным напряжением, без воздушной прослойки, сцинтиллятором. Видно, что данный вариант обеспечивает отличный контраст и световой выход, однако стоимость и сложность такого решения неприемлемы для массового производства. В то же время аппликация сцинтиллятора на ВОП с наличием воздушной прослойки (стек №7) дает наихудший результат. В соответствии с графиками для стеков №8 и 9 добавление адгезива должно было повысить световой выход. Однако недостаточный контраст, получаемый при этом, является следствием высокой толщины типовых доступных листовых адгезивов, выбранных для проведенного моделирования. Результаты теоретического анализа и расчетов показали, что оптимальной по технологическим соображениям с учетом получаемого результата является толщина клеевого листа не более 20 мкм.

Заключение. Моделирование наиболее детальных вариантов построения преобразовательных стеков показало, что вспомогательные слои, такие как оптически прозрачные адгезивы и защитные покрытия, оказывают значительное влияние на световой КПД и контраст рассматриваемых детекторов. В частности, при неоптимальном подбо-

ре параметров слоев снижение светового выхода может достигать 20 %. Предложенные варианты построения исследуемых стеков позволяют сопоставить экспериментальные данные по работе традиционных для рентгенографии методов построения стека и оценить адекватность используемой модели. Подтверждена работоспособность модели, основные варианты стеков соответствуют тем комбинациям, которые предполагается использовать на практике.

Особенностью алгоритма реализации модели оптического преобразовательного стека является применение специально разработанной программы, учитывающей специфику поглощения рентгеновского излучения в данном типе конверсионного материала и рождения в нем вторичных квантов оптического диапазона. Программа формирует исходную диаграмму направленности отдельных микроисточников света и записывает результаты своей работы в виде макроса для программы TracePro, выполняющей моделирование прохождения лучей через элементы стека. Данная модель позволяет эффективно исследовать влияние параметров оптического стека на изменение составляющих его компонентов и, таким образом, формировать рекомендации по характеристикам адгезивов и защитных покрытий.

Отсутствие ВОП обеспечивает достаточно хороший баланс между световым выходом и контрастом, что демонстрирует стек № 4, включающий в себя сцинтиллятор на базе оксисульфида гадолиния в полимерной матрице, защитно-просветляющее полипараксилиленовое покрытие, имеющее определенную новизну в данном применении, а также стандартные для фотоматрицы слои пассивации, оксида и собственно фоточувствительного слоя. Наличие ВОП необходимо для рентгенозащиты фоточувствительного слоя. Наибольший световой выход с достаточным контрастом обеспечивает оптический стек №6, отличающийся от стека № 4 наличием ВОП, имеющей прямой контакт со сцинтиллятором и связанной с нижележащими слоями через слой оптического адгезива. Высокий контраст данных стеков, обеспеченный за счет просветляющего покрытия, позволяет рекомендовать их для наиболее ответственных применений.

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. **Вейн Ю.А.** Разработка и исследование цифровых детекторов рентгеновского изображения медицинского назначения: дис. ... канд. техн. наук. – СПб., 2011. – 215 с.
2. **Трухин В.М., Рыжиков Д.В., Шестаков Е.А.** Цифровая обработка сигналов полупроводникового рентгеновского детектора // ВАНТ. Сер. Термоядерный синтез. – 2013. – Т. 36. – Вып. 1. – С. 78–85.
3. **Золочевский А.А., Гончарова Г.В., Бороденко Ю.А., Козьмин Ю.С.** Моделирование деградации сцинтилляционных детекторов. Машиностроение и САПР: сб. науч. тр. – К., 2008. – С. 79–86.
4. **Шендрик Р.Ю.** Введение в физику сцинтилляторов. Ч.1. – Иркутск: Изд-во Иркут. гос. ун-та, 2013. – 110 с.
5. **Салахутдинов Г.Х., Ефанов Д.В.** Нелинейные эффекты в сцинтилляционных детекторах // Приборы и техника эксперимента. – 2015. – № 3. – С. 43–47.
6. **Niki M.** Stintillation detectors for x-rays // Meas. Sci. Technol. – 2006. – № 17. – P. 37–54.
7. URL: http://www.thorlabs.de/newgroupage9.cfm?objectgroup_id=4973 (дата обращения: 20.05.2017).
8. **Boone J.M., Fewell T.R., Jennings R.J.** Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography // Medical Physics. – 1997. – Vol. 24. – No. 12. – С. 1883–1874.
9. **Hubbell J.H., Seltzer S.M.** X-ray mass attenuation coefficients. – URL: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm> (дата обращения: 20.05.2017).

10. Савелов А.С., Салахутдинов Г.Х. Сцинтилляционные кристаллы для плазмофизического эксперимента. – М.: НИЯУ МИФИ, 2015. – 32 с.
11. URL: <http://www.masterbond.com/tds/uv15> (дата обращения: 20.05.2017).
12. URL: <http://www.oem-products.siemens.com/x-ray-spectra-simulation> (дата обращения: 20.05.2017).

Поступила 20.07.2017 г.; принята к публикации 16.01.2018 г.

Булатов Заурбек Викторович – научный сотрудник лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (технического университета) (Россия, 141701, Московская область, г. Долгопрудный, Институтский пер., 9).

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

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

Кочетов Александр Владимирович – ведущий инженер-программист лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (технического университета) (Россия, 141701, Московская область, г. Долгопрудный, Институтский пер., 9).

Татарина Елена Александровна – кандидат технических наук, научный сотрудник лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (технического университета) (Россия, 141701, Московская область, г. Долгопрудный, Институтский пер., 9), tatarinova.ea@mipt.ru

Дабагов Анатолий Рудольфович – кандидат технических наук, президент ЗАО «Медицинские технологии Лтд.» (Россия, 105318, г. Москва, ул. Ибрагимова, д. 31), dar@mtl.ru

References

1. Vejp Yu.A. *Razrabotka i issledovanie cifrovyyh detektorov rentgenovskogo izobrazheniya medicinskogo naznacheniya*. Diss. kand. tekhn. Nauk [Development and investigation of digital X-ray image detectors for medical purposes]. St. Petersburg, 2011. 215 p. (in Russian).
2. Truhin V.M., Ryzhakov D.V., Shestakov E.A. Cifrovaya obrabotka signalov poluprovodnikovogo rentgenovskogo detektora [Digital processing of signals of a semiconductor X-ray detector]. *VANT. Ser. Termoyadernyj sintez – VANT. Ser. Thermonuclear synthesis*, 2013, vol. 36, pp. 78–85. (in Russian).
3. Zolocheskij A.A., Goncharova G.V., Borodenko, Koz'min Yu.S. Modelirovanie degradacii scintillyacionnyh detektorov Mashinostroenie i SAPR [Modeling of degradation of scintillation detectors. Mechanical engineering and CAD]. *Sbornik nauchnyh trudov – Proceedings collection*, 2008, no. 9, pp. 79–86. (in Russian).
4. Shendrik R.Yu. *Vvedenie v fiziku scintillyatorov. Ch.1* [Introduction to the physics of scintillators. Part 1]. Irkutsk, Irkut. gos. un-t Publ., 2013. 110 p. (in Russian).
5. Salahutdinov G.H., Efanov D.V. Nelinejnye efekty v scintillyacionnyh detektorah [Nonlinear effects in scintillation detectors]. *Pribory i tekhnika eksperimenta – Instruments and Experimental Techniques*, 2015, vol. 58, no. 3, pp. 345–349. (in Russian).
6. Nikl M. Scintillation detectors for x-rays. *Meas. Sci. Technol.*, 2006, no. 17, pp. 37–54.
7. Available at: http://www.thorlabs.de/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=4973 (accessed 20.05.2017).

8. John M. Boone, Thomas R. Fewell, Robert J. Jennings Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Medical Physics*, 1997, vol. 24, no. 12, pp. 1883–1874.
9. Hubbell J.H., Seltzer S.M. *X-Ray Mass Attenuation Coefficients*. Available at: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm> (accessed 20.05.2017).
10. Savelov A.S., Salahutdinov G.H. *Scintillyacionnye kristally dlya plazmofizicheskogo eksperimenta* [Scintillation crystals for plasmophysical experiment]. Moscow, NNIU MEPI, 2015. (in Russian).
11. Available at: <http://www.masterbond.com/tds/uv15> (accessed 20.05.2017).
12. Available at: <http://www.oem-products.siemens.com/x-ray-spectra-simulation> (accessed 20.05.2017).

Submitted 20.07.2017; accepted 16.01.2018.

Bulatov Zaurbek V. – scientific employee of the Laboratory of X-ray recording systems, Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Moscow Region, Institutskiy per. 9).

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

Suponnikov Dmitry A. – senior researcher, Laboratory of X-ray Registration Systems, Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Moscow Region, Institutskiy per. 9).

Kochetov Aleksandr V. – leading software engineer, Laboratory of X-ray Registration Systems, Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Moscow Region, Institutskiy per. 9).

Tatarinova Elena A. – Cand. Sci. (Tech.), scientific employee of the Laboratory of X-ray recording systems, Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Moscow Region, Institutskiy per. 9), tatarinova.ea@mipt.ru

Dabagov Anatoly R. – Cand. Sci. (Tech.), president of Medical Technologies Ltd. (Russia, 105318, Moscow, Ibragimov st. 31), dar@mtl.ru