

## Моделирование конверсионных свойств сцинтилляторов для рентгеночувствительных панелей цифровых детекторов

Д. А. Супонников, З. В. Булатов, А. Н. Путилин, Е. А. Татарина, А. Р. Дабагов

*В настоящей работе разработана модель для исследования основных типов конверсионных материалов и алгоритмы ее программирования. Предложенное решение может быть использовано для обеспечения возможности адекватного подбора типа и конструкции сцинтиллятора при решении тех или иных задач, в том числе как средство подбора физико-геометрических характеристик сцинтилляторов, которые позволят обеспечить наилучшие параметры по световыходу и шумности, не ухудшая при этом контраст. Выделены основные элементы преобразовательных стеков. Для моделирования конверсионных материалов и сцинтиллирующих экранов на их базе использовался метод последовательного послойного моделирования, когда взаимодействие между различными слоями преобразовательного стека происходит последовательно от слоя к слою. Представленная модель позволяет решать задачу оптимизации для конкретных применений. Проведены расчеты контрастно-энергетических параметров моделируемых сцинтилляторов. Выполнены эксперименты по проверке адекватности модели. Анализ результатов позволил показать адекватность модели. Предложенная модель исследования сцинтилляторов позволяет производить предиктивную оценку их свойств при разработке рентгеночувствительных панелей.*

*Ключевые слова:* рентгеновский детектор, сцинтиллятор, конверсионные свойства.

### Введение

Ключевым элементом любого рентгеновского цифрового детектора непрямого преобразования является рентгеночувствительный конверсионный материал, также называемый сцинтиллятором [1, 2]. Основными факторами его влияния на качество получаемого изображения являются величина световыхода, зависящая от энергетического спектра излучения, степень рассеяния, определяемая способом построения сцинтиллирующей матрицы,

а также собственное поглощение сцинтиллятора, зависящее как от свойств самого сцинтиллирующего материала, так и от способа его структурирования [3].

При создании цифровых детекторов необходимо определить тип сцинтиллятора, основные параметры которого дадут возможность наиболее оптимально решить поставленную задачу [4, 5]. Для обеспечения возможности адекватного подбора типа и конструкции сцинтиллятора при решении тех или иных задач, необходимо иметь математический инструмент для моделирования и расчета конверсионных свойств сцинтилляторов, а именно средства подбора таких его физико-геометрических характеристик, которые позволят обеспечить наилучшие параметры по световыходу и шумности, не ухудшая при этом контраст [6, 7].

Целью данной работы являлась разработка модели для исследования основных типов конверсионных материалов и создание алгоритмов её программирования.

### Описание модели и алгоритмов её программирования

Для моделирования конверсионных материалов и сцинтиллирующих экранов на их базе целе-

---

Супонников Дмитрий Александрович<sup>1</sup>, старший научный сотрудник.

Булатов Заурбек Викторович<sup>1</sup>, научный сотрудник.

Путилин Андрей Николаевич<sup>1</sup>, старший научный сотрудник, к.ф.-м.н.

Татарина Елена Александровна<sup>1</sup>, научный сотрудник, к.т.н.

Дабагов Анатолий Рудольфович<sup>2</sup>, президент АО «МТЛ».

<sup>1</sup> Московский физико-технический институт

(государственный университет).

Россия, 141701, Московская обл., г. Долгопрудный,

Институтский пер., 9.

E-mail: tatarinova.ea@mipt.ru

<sup>2</sup> АО «Медицинские технологии ЛТд».

Россия, 105318, Москва, ул. Ибрагимова, д. 31, офис 500.

Статья поступила в редакцию 7 августа 2017 г.

---

© Супонников Д. А., Булатов З. В., Путилин А. Н., Татарина Е. А., Дабагов А. Р., 2017

сообразно использование метода последовательного послойного моделирования, когда взаимодействие между различными слоями преобразовательного стека происходит последовательно от слоя к слою. Такой подход вполне соответствует физической природе процессов, кроме того, доля вычислительной работы в части расчета путей пучков света может быть возложена на известные программные продукты [8].

Предполагается, что модель состоит из следующих физических слоев, моделируемых параллелепипедами, расположенными друг под другом (самый верхний слой стека облучается рентгеном, а в самом низу стека находится фоточувствительная ячейка).

1) Сцинтиллятор, а именно, оксисульфид гадолиния в полимерной матрице либо кристаллы йодида цезия. В первом случае этот элемент стека моделируется в виде акриловой матрицы с распределенными в ней с шагом 11 мкм шарами оксисульфида гадолиния радиусом 5 мкм. Во втором случае матрица сцинтиллятора представляет собой массив столбиков кристаллического йодида цезия диаметром 6 мкм, причем с расстоянием между осями 11 мкм. Толщина варьируется.

2) Оптический контакт, выполненный на оптически прозрачном адгезиве DIC Corporation #8603TNW-10, толщина 50 мкм.

3) Волоконно-оптическая плита смоделирована вертикально расположенными цилиндрами с гексагонально расположенными центрами, материал – Incom B7D61-6. Толщина плиты 2 мм, диаметр волокон 6 мкм. Межосевое расстояние решетки – 6 мкм.

4) Слой адгезива для волоконно-оптической плиты, Masterbond UV15, толщина 20 мкм.

5) Пассивация нитридом кремния, толщина 600 нм.

6) Окисел (диоксид кремния), толщина 50 нм.

7) Фотодиод.

Для моделирования воздействующего на сцинтиллятор рентгеновского излучения использованы интерполяционные многочлены, коэффициенты для которых взяты в [9]. При этом был получен спектр излучения рентгеновской трубки, соответствующий анодному напряжению 28 кВ, которое впоследствии использовалось при экспериментальных исследованиях для подтверждения корректности модели. Значение дозы излучения, выраженное через токовые и временные характеристики работы трубки в единицах  $\text{мА} \times \text{с}$ , устанавливалось до достижения освещенности над первым пикселем  $5000 \text{ Вт/м}^2$ .

Поглощение рентгеновского излучения в толще вещества (как для оксисульфида гадолиния

с акриловой матрицей, так и для матрицы йодида цезия) рассчитывалось в соответствии с экспоненциальным законом. Чтобы использовать его для случая полиэнергетического излучения были взяты показатели поглощения для всех энергий диапазона. Эти значения взяты из базы данных Национального института стандартов и технологий [10]. Там же взяты данные по поглощению излучения родиевым фильтром толщиной 50 мкм.

Особенность физической модели состоит в разбитии процесса преобразования рентгеновского пучка в изображение на две составляющие. Первая составляющая включает в себя моделирование излучения трубки и его поглощения в сцинтилляторе, вторая – моделирование явлений классической оптики в волоконно-оптическом массиве и других нижележащих слоях. При этом для каждого базового элемента сцинтиллятора рассчитывается суммарная энергия, поглощаемая им в процессе излучения.

Алгоритмическим базисом работы программы является метод полиэнергетического анализа, предполагающий моделирование процессов поглощения рентгеновского излучения в лежащих перед ним слоях по дискретному принципу с передачей дозы пропорционально полученному кванту. Структура классов программы позволяет достаточно быстро перестраивать расчет на различные преобразовательные стеки, а также допускает расширение классов для учета рентгеновской геометрической оптики (в настоящий момент считается, что рентгеновский пучок коллимирован).

Шары и цилиндры сцинтиллятора при расчетах являлись источниками светового излучения. Для них и всех других компонентов оптической системы задавались показатели преломления, координаты и размеры.

Матрица фотодиодов моделировалась тремя кремниевыми параллелепипедами, соответствующими трем близлежащим пикселям (в ряд). Размер пиксела принимался равным 150 мкм по обеим координатам, что соответствовало использованным в экспериментах сенсорам CM42M в режиме бинирования  $3 \times 3$ . Трассировка лучей в программе TracePro (Lambda Research Corporation, США) позволила определить средний сигнал и стандартное отклонение по всем трем пикселям матрицы. При этом излучателями были только частицы сцинтиллятора над одним крайним пикселем. Это соответствует ситуации, когда на рентгеночувствительную панель с размером пиксела 150 мкм уложена рентгеновская мишень с пространственной частотой 3,5 пл/мм, и прорезь в поглощающем материале находится прямо над пикселем.

**Результаты расчетов с использованием модели**

Для расчетов с использованием предложенных моделей были выбраны схемы, включающие в себя оксисульфид гадолиния с толщинами 140 и 300 мкм, а также йодид цезия с толщинами 190 и 300 мкм. В результате проведенного моделирования были построены профили интенсивности в области трех пикселей размером 150 мкм (рис. 1).

В качестве параметра, позволяющего провести сравнение результатов моделирования с результатами экспериментальных исследований, для оценки адекватности модели использована функция передачи модуляции (ФПМ), которая может быть измерена для пространственного разрешения 3,5 пл/мм на реальном сцинтилляторе с использованием фантома типа «острый край».

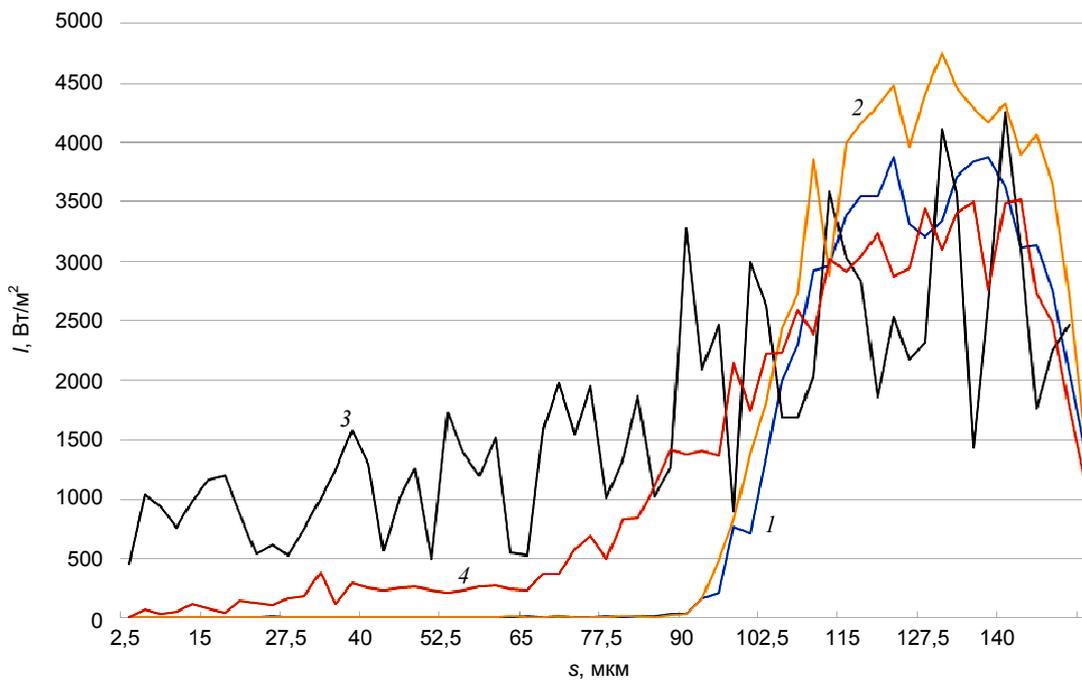


Рис. 1. Профиль интенсивности  $I$  в области трех пикселей в зависимости от расстояния от края дальнего пикселя  $s$ : 1 – оксисульфид гадолиния, 140 мкм; 2 – йодид цезия, 190 мкм; 3 – оксисульфид гадолиния, 300 мкм; 4 – йодид цезия, 300 мкм.

В таблице приведены данные по значению ФПМ, определенному исходя из полученных профилей интенсивности в области трех пикселей, для всех типов исследованных сцинтилляторов по формуле

$$ФПМ(3,5) = (I_1 - I_2) / I_T, \tag{1}$$

где  $I_T$  – входная освещенность над первым пикселем,  $I_1$  – освещенность первого пикселя,  $I_2$  – освещенность второго пикселя.

Таблица

Значения ФПМ для промоделированных сцинтилляторов

№ п/п	Тип сцинтиллятора	ФПМ
1	Оксисульфид гадолиния, 140 мкм	0,32
2	Йодид цезия, 300 мкм	0,28
3	Оксисульфид гадолиния, 300 мкм	0,14
4	Йодид цезия, 190 мкм	0,36

**Экспериментальные исследования по проверке адекватности моделей**

Для проверки адекватности модели были исследованы следующие образцы сцинтилляторов.

1) Сцинтиллятор 24×30 см с конверсионным слоем на базе частиц оксисульфида гадолиния, связанного полимерной матрицей с общей эффективной толщиной 140 мкм, на укрепляющей полимерной подложке.

2) Сцинтиллятор 23×29 см на базе кристаллического йодида цезия, выращенного на полимерной полупрозрачной гибкой защитной подложке, высота кристаллов (средняя) 190 мкм.

3) Сцинтиллятор 24×30 см с конверсионным слоем на базе частиц оксисульфида гадолиния, связанного полимерной матрицей с общей эффективной толщиной 300 мкм, на укрепляющей полимерной подложке.

4) Сцинтиллятор 23×29 см на базе кристаллического йодида цезия, выращенного на полимерной полупрозрачной гибкой защитной подложке, высота кристаллов (средняя) 300 мкм.

В качестве тестового фантома для получения зависимостей функции передачи модуляции (ФПМ) и детектируемой квантовой эффективности (ДКЭ) использовался фантом «острый край» модели IBA Tungsten Edge Test Device TX 5.

### Результаты экспериментальных исследований

Всего было отснято по 20 изображений каждого сцинтиллятора, которые были обработаны при помощи специального научного дополнения к

свободно распространяемой программе для ЭВМ ImageJ. Обработка серии изображений позволила определить показатели ФПМ и детектируемой квантовой эффективности (ДКЭ) для всех четырех типов сцинтилляторов, соответствующие графики приведены на рис. 2, 3. По оси абсцисс на графиках (рис. 2, 3) отложена пространственная разрешающая способность в парах линий на миллиметр (пл/мм). Пара линий – единица измерения пространственных параметров, которая в сочетании с измерением определённого расстояния обеспечивает оценку пространственной частоты [11].

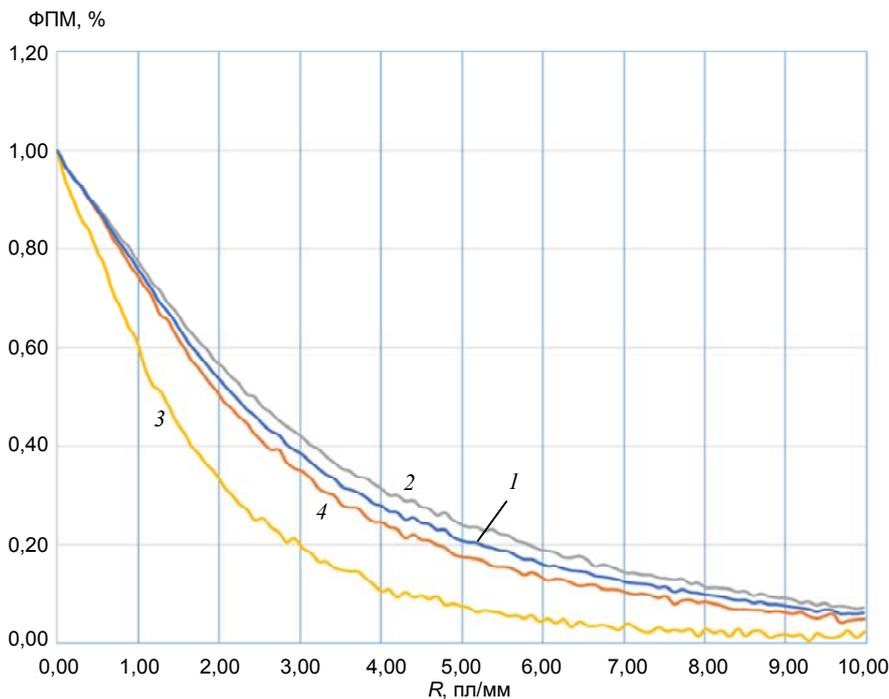


Рис. 2. Графики ФПМ для всех типов сцинтилляторов: 1 – оксисульфид гадолиния, 140 мкм; 2 – йодид цезия, 190 мкм; 3 – оксисульфид гадолиния, 300 мкм; 4 – йодид цезия, 300 мкм.

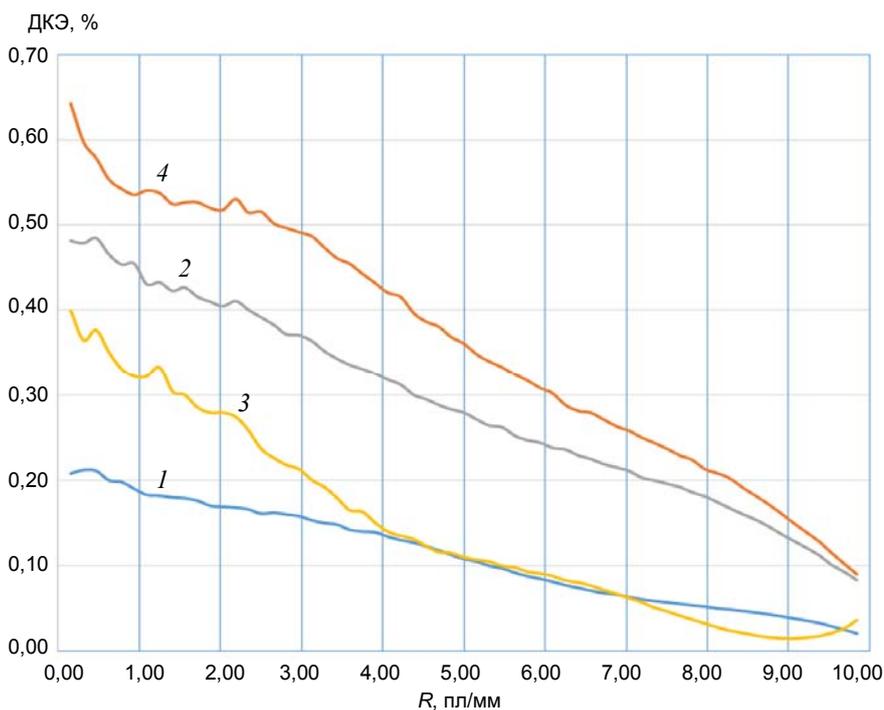


Рис. 3. Графики ДКЭ для всех типов сцинтилляторов: 1 – оксисульфид гадолиния, 140 мкм; 2 – йодид цезия, 190 мкм; 3 – оксисульфид гадолиния, 300 мкм; 4 – йодид цезия, 300 мкм.

Из представленных графиков хорошо видно, что полученные с помощью предложенной модели значения функции передачи модуляции на целевой частоте 3,5 пл/мм хорошо согласуются со значениями, измеренными при многократных повторах на аналогичной по своим параметрам рентгеновской системе.

В частности, видно, что, как и следует из модели, контраст растет с уменьшением толщины сцинтиллятора. Так, например, сцинтиллятор 1 показал более чем вдвое лучшее значение ФПМ, чем сцинтиллятор 3, при сходной конструкции, отличавшейся лишь примерно вдвое по толщине. В то же время наблюдается также, как и на модели, влияние анизотропной кристаллической структуры сцинтиллятора йодида цезия на контраст получаемого изображения, что позволяет добиться достаточно высокого контраста на большей толщине, сопоставимого с контрастом более тонкого сцинтиллятора изотропной структуры (сравнивая сцинтилляторы 1 и 4). При этом на сопоставимых толщинах (сцинтиллятор 2 лишь немного толще сцинтиллятора 1) наблюдается рост значения ФПМ на 10 %.

### Заключение

Предложенная в представленной работе модель позволяет адекватно оценивать характеристики сцинтилляторов наиболее широко используемых конструкций. Например, при необходимости повышения световых выходов для обеспечения большей чувствительности детектора обычно говорят о необходимости увеличения толщины сцинтиллятора, исходя из соображений постоянной удельной светоотдачи материала и его объема, причем с учетом известных зависимостей поглощения рентгена данным материалом. Однако необходимо в то же время правильно учесть величину выхода на разных энергиях и оценить вклад различных составляющих преобразовательного стека в ключевые параметры качества изображения. Предло-

женная модель позволит выполнять такой экспресс-анализ и производить предиктивный выбор необходимой толщины и даже структуры сцинтиллятора до того, как появится возможность изготовить и экспериментально проверить его параметры.

*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. Мурашев В. Н., Удалов В. А., Орлов О. М. Новое поколение детекторов рентгеновского излучения на пиксельных матрицах. В сборнике: Проблемы разработки перспективных микроэлектронных систем—2006. — М.: ИПИМ РАН, 2006. С. 433–438.
2. Ямный К. О. // Вестник БГУ. Сер. 1. 2012. № 1. <http://elibr.bsu.by/bitstream/123456789/36351/1/46-48.pdf>
3. Seung Man Yun, Chang Hwy Lim, Tae Woo Kim, Ho Kyung Kim // Proc. of SPIE. 2009. Vol. 7258. P. 72583N-1.
4. Nikl M. // Meas. Sci. Technol. 2006. Vol. 17. P. R37.
5. Вейн Ю. А. Разработка и исследование цифровых детекторов рентгеновского изображения медицинского назначения: дис. канд. техн. наук: — СПб.: 2011.
6. Коржик М. В., Лобко А. С., Мусевич О. В., Федоров А. А. Сцинтилляционные материалы для ядерной медицины; <http://elibr.bsu.by/bitstream/123456789/26693/1/korzhi7.pdf>
7. Rocha Jose G. and Lanceros-Mendez Senentxu // Recent Advances in Electrical & Electronic Engineering. 2011. Vol. 4. No. 1. P. 16.
8. Золочевский А. А., Гончарова Г. В., Бороденко Ю. А., Козьмин Ю. С. // Машиностроение и САПР (Киев) 2008. № 9. С. 79.
9. Boone J. M., Fewell T. R., Jennings R. J. // Medical Physics. 1997. Vol. 24. No. 12. P. 1883.
10. Hubbell J. H., Seltzer S. M. X-Ray Mass Attenuation Coefficients; <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
11. ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-6-2006 Автоматическая идентификация. Идентификация биометрическая. Форматы обмена биометрическими данными. Часть 6. Данные изображения радужной оболочки глаза. — Москва: Изд-во стандартов, 2006.

## Modeling of the conversion properties of scintillators for use in X-ray sensitive panels of digital detectors

D. A. Suponnikov<sup>1</sup>, Z. V. Bulatov<sup>1</sup>, A. N. Putilin<sup>1</sup>, E. A. Tatarinova<sup>1</sup>, and A. R. Dabagov<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Moscow Institute of Physics and Technology  
9 Institute al., Dolgoprudny, Moscow Region, 141701, Russia  
E-mail: tatarinova.ea@mipt.ru

<sup>2</sup>Medical Technologies Ltd.  
Office 500, 31 Ibrahimova str., Moscow, 105318, Russia

Received August 7, 2017

*Consideration is given to a model for investigating the main types of conversion materials and algorithms for its programming. The presented solution can be used to ensure the possibility of an adequate selection of the type and design of the scintillator when solving certain problems, including as a means of selecting the physico-geometric characteristics of scintillators, which will provide the best parameters for light output and noise, without impairing the contrast. The main elements of the conversion stacks are identified. To simulate the conversion materials and scintillating screens on their basis, the method of sequential layer-by-layer modeling was used, where the interaction between different layers of the converter stack occurs successively from layer to layer. The presented model allows to solve the optimization problem for specific applications. Calculations of contrast-energy parameters of simulated scintillators are carried out. Experiments have been carried out to verify the adequacy of the model. Analysis of the results allowed to show the adequacy of the model. The proposed model of scintillator research makes it possible to make a predictive assessment of their properties in the development of X-ray sensitive panels.*

*Keywords:* X-ray detector, scintillator, conversion properties.

### REFERENCES

1. V. N. Murashev, V. A. Udalov, and O. M. Orlov, in *Book: Problems of Development of Microelectronic Systems* (IPPM RAN, Moscow, 2006). P. 433–438 [in Russian].
2. K. O. Yamnyi, *Vestnik BGU*. Ser. 1. No. 1 (2012); <http://elib.bsu.by/bitstream/123456789/36351/1/46-48.pdf>
3. Seung Man Yun, Chang Hwy Lim, Tae Woo Kim, and Ho Kyung Kim, *Proc. of SPIE*. **7258**, 72583N-1 (2009).
4. M. Nikl, *Meas. Sci. Technol.* **17**, R37 (2006).
5. Yu. A. Veip, *Dissert. Ph. D.* (SPb, 2011).
6. M. V. Korzhik, A. S. Lobko, O. V. Misevich, and A. A. Fedorov, *Scintillation Materials for Nuclear Medicine*; <http://elib.bsu.by/bitstream/123456789/26693/1/korzhik7.pdf> [in Russian].
7. Jose G. Rocha and Senentxu Lanceros-Mendez, *Recent Advances in Electrical & Electronic Engineering* **4** (1), 16 (2011).
8. A. A. Zolochovsky, G. V. Goncharova, Yu. A. Borodenko, and Yu. S. Koz'min, *Mashinostr. SAPR*. No. 9, 79 (2008).
9. J. M. Boone, T. R. Fewell, and R. J. Jennings, *Medical Physics* **24** (12), 1883 (1997).
10. J. H. Hubbell and S. M. Seltzer, *X-Ray Mass Attenuation Coefficients*; <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
11. RF GOST ISO MEK 19794-6-2006 [in Russian].