

## ПРИНЦИПЫ ХИМИЧЕСКОГО ДИЗАЙНА ПЛАСТИЧЕСКИХ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ НА ОСНОВЕ СТИРОЛА, ДОПИРОВАННЫХ КВАНТОВЫМИ ТОЧКАМИ

© 2025 г. А. А. Кныш<sup>a</sup>, \*, М. А. Кирсанов<sup>a</sup>, В. В. Сосновцев<sup>a</sup>, И. Р. Набиев<sup>a, b</sup>, П. С. Самохвалов<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва, 115409 Россия

<sup>b</sup>Университет Реймса, Шампань-Арденны, Реймс, 51100 Франция

\*E-mail: knyshkikai@mail.ru

Поступила в редакцию 17.06.2024 г.

После доработки 17.06.2024 г.

Принята к публикации 18.06.2024 г.

Пластиковые сцинтилляторы на основе полистирола и других полимеров винил ароматического ряда (поливинилтолуол, поливинилксилол и др.) нашли свое применение в сцинтилляционных детекторах благодаря малому времени высвечивания, низкой стоимости и относительной легкости изготовления. С другой стороны, такие материалы обладают небольшой величиной светового выхода. Для придания полимерной матрице сцинтилляционных свойств и увеличения светового выхода пластиковые сцинтилляторы обычно допирают флуоресцентными органическими красителями. В последние годы значительный интерес вызывают исследования, направленные на использование в качестве допантов для пластиковых сцинтилляторов на основе полимерных матриц полупроводниковых нанокристаллов (квантовых точек). Одними из наиболее перспективных для этой цели материалов считаются перовскитные нанокристаллы состава CsPbBr<sub>3</sub> и квантовые точки состава CdSe/ZnS (ядро/оболочка). Эти материалы обладают большими квантовыми выходами, имеют высокие атомные номера и могут быть интегрированы в полимерные матрицы, сохраняя при этом свои структурные и оптические свойства. Указанные свойства квантовых точек позволяют предположить, что допирование ими пластиковых сцинтилляторов способно значительно улучшить световой выход и увеличить радиационную стойкость приборов на их основе. В настоящей работе мы предлагаем метод химического дизайна пластиковых сцинтилляторов, допированных квантовыми точками, исследуем свойства их радиолюминесценции и опишем оптимальные параметры изготовления композитных сцинтилляторов методом радикальной полимеризации пара-метилстиrola.

**Ключевые слова:** пластиковые сцинтилляторы, радиолюминесценция, перовскитные нанокристаллы, CsPbBr<sub>3</sub>, полимерные матрицы, пара-метилстирол

**DOI:** 10.56304/S2079562925010075

### ВВЕДЕНИЕ

Материалы, являющиеся по своей физической природе сцинтилляторами, представляют собой вещества, способные поглощать ионизирующее излучение и преобразовывать поглощенную энергию в более низкоэнергетические фотоны ультрафиолетового или видимого спектра. Как правило сцинтилляторы делят на неорганические (эффективный атомный номер  $Z_{\text{eff}} > 50$ ) и органические ( $Z_{\text{eff}} \sim 6$ ). Сечение фотоэффекта (вероятность поглощения гамма-кванта веществом) зависит от  $Z_{\text{eff}}$  как функция четвертой – пятой степени ( $\sigma_{\text{ph}} \sim (Z_{\text{eff}})^{4-5}$ ) [1, 2], поэтому для увеличения вероятности поглощения материалом гамма-квантов его эффективный атомный номер должен иметь как можно большее значение.

Неорганические сцинтилляторы нашли широкое применение в сфере медицинской радиографии, в области контроля радиационного облучения, радиационной безопасности [3]. В задачах биомедицинской визуализации сцинтилляционные материалы повсеместно используются для получения изображений в компьютерной томографии (КТ) [4], позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ) [5] и однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) [6].

Одним из классических способов изготовления неорганических сцинтилляторов является их кристаллизация при высокой температуре [6], что ограничивает возможности подстройки положения сигнала радиолюминесценции к необходимой области видимого спектра. В последнее время активно ведутся работы по исследованию сцинтилляционных свойств квантовых точек, содержа-

ющих в своем составе тяжелые атомы. Особое внимание привлекают перовскитные нанокристаллы (ПНК) состава  $\text{CsPbBr}_3$  [7] и квантовые точки типа ядро/оболочка состава  $\text{CdSe}/\text{ZnS}$  [8].

Эффективный атомный номер для сложных химических структур можно вычислить по формуле  $Z_{\text{eff}} = \sum(w_i \cdot Z_i^4)^{1/4}$ , где  $i$  принимает значения от 1 до  $n$ , где  $n$  – количество элементов в составе вещества, а  $w_i$  и  $Z_i$  – массовая доля и атомный номер  $i$ -го элемента, соответственно [9]. Для ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$  значение  $Z_{\text{eff}} = 63.2$ , а для квантовых точек типа ядро/оболочка состава  $\text{CdSe}/\text{ZnS}$  значение  $Z_{\text{eff}} = 40.2$ . Для сравнения, величины  $Z_{\text{eff}}$  для  $\text{CsI:Tl}$  и  $\text{LSO:Ce} (\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce})$  составляют 54.0 и 50.2, соответственно [10]. Известно, что величина светового выхода сцинтилляторов на основе ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$  может достигать величины 21000 фотонов/МэВ [11], а для сцинтилляторов на основе квантовых точек  $\text{CdSe}/\text{ZnS}$  световой выход может достигать 9000 фот./МэВ [8].

Перовскитные нанокристаллы изготавливают в растворе методами коллоидной химии при относительно низкой температуре. Положение максимума флуоресценции (ФЛ) ПНК может быть получено в любой области видимого спектра путем контролируемой подстройки химического состава и условий синтеза [12]. В частности, ПНК  $\text{CsPbBr}_3$  характеризуются ФЛ в зеленой области спектра [13], отличаются высокой фотостабильностью и длительное время сохраняют свои физико-оптические свойства при их непрерывном облучении гамма-квантами [14]. Отмечается, что при использовании композитных материалов на основе ПНК  $\text{CsPbBr}_3$  самая низкая обнаруживаемая мощность дозы рентгеновского излучения составляет 13 нГр/с [15], что существенно ниже величины средней эффективной дозы для широко распространенных методов рентгенографических исследований в отделениях неотложной помощи [16]. В [17] было продемонстрировано, что сцинтилляторы на основе ПНК обладают энергетическим разрешением 1.4% при облучении гамма-квантами с характерной энергией 0.662 МэВ от изотопа  $^{137}\text{Cs}$ , в то время как для классического сцинтиллятора  $\text{NaI:Tl}$  эта величина составляет 5.6%. Для квантовых точек типа ядро/оболочка состава  $\text{CdSe}/\text{ZnS}$  характерен узкий фотопик с энергетическим разрешением 9.8% при их облучении гамма-квантами с энергией 661.7 кэВ от изотопа  $^{137}\text{Cs}$  [8] и 15% при облучении образцов изотопом  $^{241}\text{Am}$  с энергией гамма-квантов 59 кэВ [18].

Несмотря на описанные выше преимущества, ПНК имеют и важный для практических задач недостаток: при контакте с атмосферой они проявляют структурную нестабильность, что приводит к ухудшению фотофизических свойств при воздействии света, влаги и молекулярного кислорода. Для

снижения этих негативных эффектов окружающей среды ПНК можно механически защитить путем инкапсулирования в полимерную матрицу. В предыдущем исследовании мы продемонстрировали, что для этой цели оптимальными матрицами являются полистирол и поли(пара-метилстирол), поскольку квантовый выход флуоресценции инкапсулированных ПНК длительное время оставался стабильным [19]. В настоящей работе мы демонстрируем возможность изготовления пластиковых сцинтилляторов на основе пара-метилстирола, dopированного ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$ , представляя концепцию химического дизайна пластиковых сцинтилляторов, а также исследуем их радиолюминесценцию при помощи рентгеновской трубы (напряжение 50 кВ) и гамма-спектроскопии при регистрации квантов с энергией 661.7 кэВ (источник  $^{137}\text{Cs}$ ).

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Материалы: пара-метилстирол (pMeSt, 96%), дивинилбензол (DVB, 80%), 1,4-бис (5-фенилоксазол-2-ил) бензол (РОРОР), лаурил пероксид (98%) были приобретены в Sigma-Aldrich и использованы без дополнительной очистки. Растворители, толуол (ОСЧ) и метилацетат (ЧДА), были приобретены у АО “Экос-1”.

### *Синтез перовскитных нанокристаллов состава $\text{CsPbBr}_3$*

Перовскитные нанокристаллы состава  $\text{CsPbBr}_3$  получали путем коллоидного химического синтеза, методика которого приведена в работе [20]. Синтезированные ПНК очищали от реакционной среды путем их осаждения из исходного раствора при добавлении избытка метилацетата, после чего очищенные ПНК растворяли в толуоле и хранили в сухом и темном месте. В процессе изготовления сцинтилляционных материалов ПНК переводили из раствора в толуоле в раствор в пар-метилстироле путем их переосаждения описаным выше способом.

### *Изготовление композитных сцинтилляторов на основе перовскитных нанокристаллов $\text{CsPbBr}_3$ и пар-метилстирола*

Образцы композитных сцинтилляторов готовили методом радикальной полимеризации. Для этого навеску высущенных ПНК растворяли в пар-метилстироле, при необходимости обрабатывая растворы на ультразвуковой ванне. Для инициации реакции радикальной полимеризации использовали термоинициатор лаурил пероксид (1% по массе от пар-метилстирола). В качестве кросслинкера для формирования более компактной трехмерной структуры полимера использова-

ли DVB (10% по массе от пара-метилстирола). Указанные компоненты тщательно смешивали с раствором ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$  в пара-метилстироле, после чего смесь заливали в 4-мл виалы. Далее реакционную смесь продували потоком аргона в течение 60 с, после чего виалы герметично запечатывали полиэтиленовой пленкой и помещали в печь на 12 часов при температуре 70°C. По прошествии реакции полимеризации виалы разбивали, извлекали из них композитный образец и осуществляли полировку поверхностей с использованием наждачной бумаги и полировальной пасты для пластиков.

#### *Инструментальные методы исследований*

Измерение спектров флуоресценции и радиолюминесценции изготовленных сцинтилляционных материалов проводили посредством портативного спектрометра Ocean Optics HR2000+ ES (Ocean Optics). Изображение радиолюминесценции образцов получали при помощи цифровой зеркальной фотокамеры D5100 (Nikon) при облучении образцов с использованием рентгеновской трубки с медным анодом Apogee (Oxford Instruments). Все измерения с использованием рентгеновской трубы проводились при напряжении 50 кВ. При исследовании образцов методом гамма-спектроскопии для регистрации сигналов сцинтиляции использовали ФЭУ-82 с торцевым полупрозрачным сурьмяно-цезиевым фотокатодом при электростатической фокусировке электронов на первый динод. Согласно заявленным техническим характеристикам, область максимальной спектральной чувствительности находится в диапазоне от 380 до 480 нм. Спектры распределения импульсов по амплитудам исследуемых образцов получали при их облучении гамма-квантами от источника  $^{137}\text{Cs}$  (энергия  $\gamma$ -квантов 661.7 кэВ). Для отсечения  $\beta$ -частиц между источником и исследуемым образцом помещали алюминиевую пластины. Сигналы с ФЭУ анализировали при помощи осциллографа C1-94. Рабочее напряжение на ФЭУ составляло 1.4 кВ. В качестве образца сравнения использовали кристалл антрацена цилиндрической формы с диаметром 30 мм и высотой 10 мм. Для антрацена напряжение на ФЭУ составляло 1.2 кВ.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

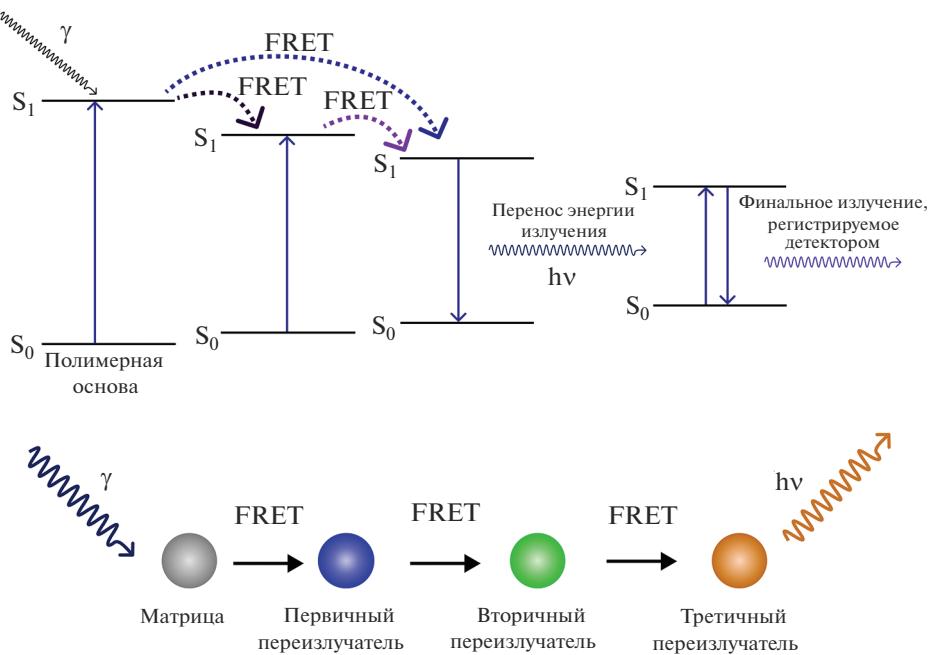
Пластиковый сцинтилятор представляет собой многокомпонентную гомогенную смесь различных флуорофоров, помещенных в полимерную матрицу. Как правило их изготавливают при помощи реакции радикальной полимеризации при высоких температурах. В классических пластиковых сцинтиляторах реализована трехступенчатая структура переноса энергии первично рассеянных

высокоэнергетических фотонов (рис. 1), которая включает полимерную основу (полистирол, пара-метилстирол, поли(винилтолуол)), первичный флуорофор (например, нафталин, 2,5-дифенилоксазол (РРО), п-терфенил (РТР), 2-(4-трет-бутилфенил)-5-(4-бифенил)-1,3,4-оксациазол (b-PBD)) и вторичный флуорофор (например, антрацен, 1,4-бис(5-фенилоксазол-2-ил) бензол (POPOP), 1,4-бис(2-метилстирил) бензол (Bis-MSB)). Добавление вторичного флуорофора позволяет сдвинуть длину волн ФЛ в более красную область спектра, и тем самым определяет длину волны излучения, которое будет регистрироваться сцинтиляционным детектором [21]. В более сложных сцинтиляционных системах могут присутствовать еще несколько компонентов. При этом перенос энергии в системе между донорами и акцепторами в основном происходит безызлучательно, по механизму FRET (от англ. Förster (Fluorescence) Resonance Energy Transfer) [22].

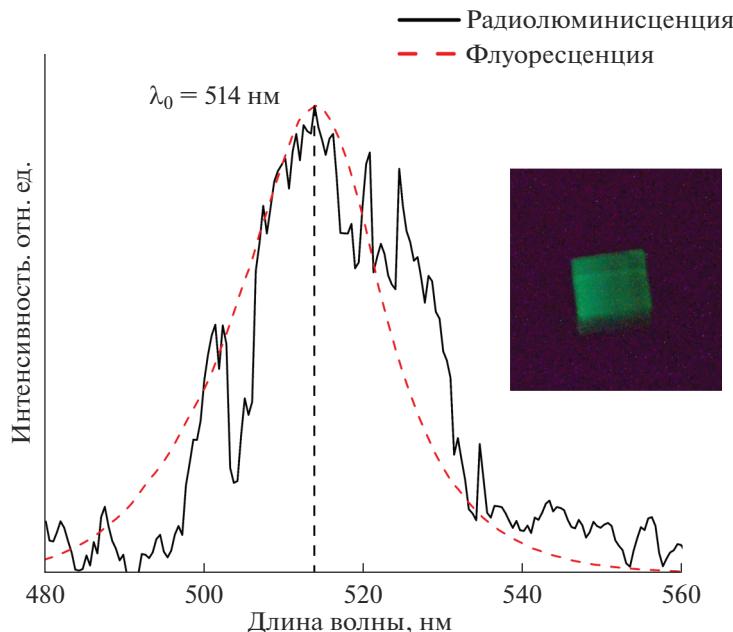
В настоящей работе были реализованы двух- и трехкомпонентные системы переноса энергии. В первом случае ПНК (~0.2% по массе) инкапсулировали в полимеризованную матрицу пара-метилстирола (PNC-pMeSt). Для реализации трехступенчатой системы к описанной выше системе добавляли органический флуорофор POPOP (0.15% по массе), выступающий в роли первичного переносчика (PNC-POPOP-pMeSt). Описанным методом был также изготовлен контрольный образец на основе только пара-метилстирола и дивинилбензола (Clear-pMeSt).

Спектры флуоресценции синтезированных ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$  и радиолюминесценции образца PNC-pMeSt, а также его свечение при облучении рентгеновской трубкой показаны на рис. 2. Длина волны максимума ФЛ для ПНК в растворе составляла 514 нм. Анализируя спектр радиолюминесценции, можно заметить, что максимум длины волны излучения ( $\lambda_0$ ) составляет также 514 нм. Это можно объяснить тем фактом, что в системе пара-метилстирол – ПНК взаимодействие гамма-квантов с полимерной основой приводит к созданию возбужденных состояний (экситонов), которые осуществляют перенос энергии на ПНК посредством механизма FRET. При этом полная ширина спектра радиолюминесценции на уровне половины высоты составляет около 24 нм, и несколько превышает таковую для исходных ПНК. Объяснить это можно большой толщиной исследуемого образца (~7–8 мм), из-за чего может происходить перепоглощение излучения, что и приводит к видимому уширению спектра.

Описанный выше эксперимент является демонстрацией эффективной радиолюминесценции композитных сцинтиляторов под воздействием рентгеновского излучения. При этом, исследования образца PNC-pMeSt методом гамма-спектро-



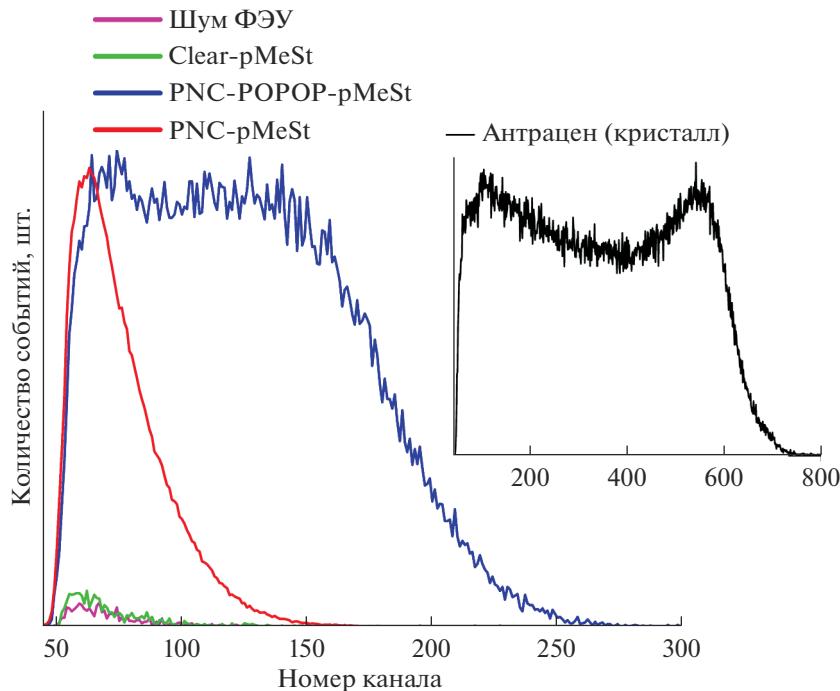
**Рис. 1.** Иллюстрация многокаскадного переноса энергии с полимерной основы на различные флуорофоры в пластиковых сцинтилляторах.



**Рис. 2.** Спектр радиолюминесценции образца PNC-pMeSt (черная линия) и его свечение при облучении рентгеновской трубкой. Пунктирной линией обозначен спектр флуоресценции ПНК состава  $CsPbBr_3$  из раствора в толуоле.

скопии при регистрации высокоэнергетических гамма-квантов с энергией 661.7 кэВ (источник  $^{137}Cs$ ) для исследуемых образцов показали (рис. 3), что для этой задачи данный тип сцинтилляторов не подходит. Действительно несмотря на то, что сигнал образца PNC-pMeSt имеет большую амплитуду

дугу, чем сигнал контрольного образца (Clear-pMeSt), и превышает шумовые сигналы ФЭУ, форма спектра при заданных параметрах регистрации не позволяет определить положение в спектре края комптоновского рассеяния. Из этого можно заключить, что исследуемый образец обладает очень низкой



**Рис. 3.** Распределение импульсов по амплитудам при регистрации гамма-квантов с энергией 661.7 кэВ от образцов на основе пара-метилстирола (зеленая линия), матрицы, допированной ПНК (красная линия), образца, содержащего ПНК и POPOP (синяя линия), а также антрацена (черная линия).

величиной световыххода, вероятно, за счет поглощения собственного излучения. Наблюдаемый эффект можно объяснить негомогенностью образца, возникающей в ходе полимеризации, и неравномерным распределением ПНК в объеме полимерной матрицы, что и приводит к образованию слабо излучающих агрегатов и перепоглощению собственного излучения. Второй причиной низкого световыххода образца PNC-pMeSt может служить низкая эффективность переноса энергии от полимерной матрицы к нанокристаллам, что обусловлено относительно малой объемной концентрацией последних в композите, а также слабым спектральным перекрыванием спектров ФЛ матрицы и возбуждения ФЛ ПНК.

Таким образом, эффективное сечение комптоновского рассеяния полимерной матрицы, допированной ПНК, превышает таковое для чистой матрицы пара-метилстирола, из-за более высокого значения  $Z_{\text{eff}}$  композита. В то же время световыхход образца PNC-pMeSt является существенно меньшим чем таковой для кристалла антрацена, в гамма-спектре которого явно выражен комптоновский край (рис. 3). Увеличение концентрации ПНК в композите с условием сохранения гомогенности или добавление в композит флуорофоров, являющихся промежуточным переносчиком энергии между

матрицей и ПНК, может позволить увеличить световыхход сцинтиллятора. Поскольку в ходе пробных экспериментов было установлено, что увеличение доли ПНК в композите на основе пара-метилстирола свыше 0.5% (по массе) приводит к видимому помутнению композита, было принято решение изготовить по описанной ранее методике образец PNC-POPOP-pMeSt, дополнительно содержащий в своем составе флуорофор, обладающий высоким значением световыххода. В качестве такого флуорофора нами был выбран POPOP. Из гамма-спектра образца PNC-POPOP-pMeSt (рис. 3) видно, что он имеет характерный для пластиковых сцинтилляторов край комптоновского распределения. Таким образом, использование дополнительных флуорофоров позволяет реализовать многокомпонентную систему переноса энергии в композитах на основе ПНК и полимерных матриц, дизайн которой приведен на рис. 1. Положение в гамма-спектре комптоновского края является важным параметром, поскольку ему соответствует максимальная энергия комптоновских электронов, которая для источника  $^{137}\text{Cs}$  составляет 477.65 кэВ. Сравнивая положение края комптоновского распределения в спектрах разных образцов, можно определить величину световыххода сцинтилляционных материалов. Из анализа амплитудных спек-

тров для образца PNC-POPOP-pMeSt и кристалла антрацена с учетом разного значения напряжения на ФЭУ для этих сцинтилляторов, можно заключить, что световойход образца PNC-POPOP-pMeSt составляет порядка 13% от световогохода антрацена, что соответствует примерно 2000 фотонов/МэВ. Таким образом можно заключить, что добавление дополнительных флуорофоров для создания трехкомпонентной системы переноса энергии позволяет существенно увеличивать величину световогохода композитов на основе ПНК и полимерных матриц. Можно также предположить, что увеличение загрузки ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$  в полимерной матрице позволит увеличить также и сечение поглощения гамма-квантов, что приведет к еще более существенному улучшению характеристик композитных сцинтилляторов.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящей работе мы реализовали два варианта химического дизайна композитных сцинтилляторов на основе ПНК и поли(пара-метилстирола), имеющие различную эффективность сцинтиляции при воздействии рентгеновского и гамма-излучений. Так для образца, в котором в качестве единственного допанта выступали только ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$ , наблюдалась достаточно эффективная радиолюминесценция, в то время как под воздействием гамма-квантов источника  $^{137}\text{Cs}$  наблюдались только слабые сигналы сцинтиляции, незначительно превышающие сигналы от чистой полимерной матрицы. Для увеличения световогохода композита, а также для получения типичного для пластиковых сцинтилляторов гамма-спектра, оказалось необходимым реализовать трехкаскадную систему переноса энергии первично рассеянных гамма-квантов от матрицы к ПНК, включающую промежуточный флуорофор — органический краситель POPOP. Можно предположить, что подбор оптимальных концентраций переизлучателей для достижения максимально эффективного переноса энергии по механизму FRET в многокаскадной системе, а также значительное увеличение доли ПНК в пластиковом сцинтилляторе позволит изготовить композитные сцинтилляторы, обладающие высоким значением световогохода для регистрации гамма-квантов широкого энергетического диапазона. Таким образом ПНК состава  $\text{CsPbBr}_3$  могут стать основой сцинтилляторов нового поколения для детекторов рентгеновского и гамма-излучения для медицинской техники.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда, грант № 21-79-30048.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ/REFERENCES

1. Hall H. // Rev. Mod. Phys. 1936. V. 8 (4). P. 358–397.
2. Nikl M., Yoshikawa A. // Adv. Opt. Mater. 2015. V. 3 (4). P. 463–481.
3. Yaffe M.J., Rowlands J.A. // Phys. Med. Biol. 1997. V. 42 (1). P. 1–39.
4. Wang Z., Dujardin C., Freeman M.S., et al. // IEEE Trans. Nucl. Sci. 2023. V. 70 (7). P. 1244–1280.
5. Pagano F., Kratochwil N., Salomoni M., et al. // Phys. Med. Biol. 2022. V. 67 (13). P. 135010.
6. Khoshakhlagh M., Islamian J. P., Abedi S. M., and Mahmoudian B. // World J. Nucl. Med. 2015. V. 14 (03). P. 156–159.
7. Lu L., Sun M., Wu T., et al. // Nanoscale Adv. 2022. V. 4 (3). P. 680–696.
8. Liu C., Li Z., Hajagos T.J., et al. // ACS Nano. 2017. V. 11 (6). P. 6422–6430.
9. Yanagida T. // Proc. Jpn. Acad., Ser. B. 2018. V. 94 (2). P. 75–97.
10. Maddalena F., Tjahjana L., Xie A., et al. // Crystals. 2019. V. 9 (2). P. 88.
11. Zhang Y., Sun R., Ou X., et al. // ACS Nano. 2019. V. 13 (2). P. 2520–2525.
12. Chen J., Zhou Y., Fu Y., et al. // Chem. Rev. 2021. V. 121 (20). P. 12112–12180.
13. Кныш А.А., Ткач А.А., Гулевич Д., Набиев И., Самохвалов П.С. // Ядерн. физ. инжинир. Т. 13 (5). С. 439–445 [Knysh A., Tkach A., Gulevich D., et al. // Phys. At. Nucl. 2022. V. 85 (10). P. 1619–1624].
14. Zaffalon M.L., Cova F., Liu M., et al. // Nat. Photon. 2022. V. 16 (12). P. 860–868.
15. Chen Q., Wu J., Ou X., et al. // Nature. 2018. V. 561 (7721). P. 88–93.
16. Jones J., Mills C., Mogensen M., Lee C. // West J. Emerg. Med.. 2012. V. 13 (2). P. 202–210.
17. He Y., Petryk M., Liu Z., et al. // Nat. Photonics. 2021. V. 15 (1). P. 36–42.
18. Létant S.E., Wang T.-F. // Nano Lett. 2006. V. 6 (12). P. 2877–2880.
19. Кныш А.А., Сосновцев В.В., Гулевич Д.Г., Набиев И.Р., Самохвалов П.С. // Ядерн. физ. инжинир. 2025. Т. 16 (3). С. 417–422 [Knysh A., Sosnovtsev V., Gulevich D., et al. // Phys. At. Nucl. 2023. V. 86 (11). P. 2535–2539].
20. Gulevich D.G., Tkach A.A., Nabiev I.R., et al. // Tech. Phys. 2023. V. 68 (2). P. 241.
21. Nuri H.L., Pancoco M., Jami A., et al. // Spektra. 2022. V. 7 (3). P. 141–150.
22. Cardoso Dos Santos M., Algar W.R., Medintz I.L., and Hildebrandt N. // Trends Anal. Chem. 2020. V. 125. P. 115819.

## Principles of Chemical Designing of Styrene-Based Plastic Scintillators Doped with Quantum Dots

A. A. Knysh<sup>1</sup>, \*, M. A. Kirsanov<sup>1</sup>, V. V. Sosnovtsev<sup>1</sup>, I. R. Nabiev<sup>1, 2</sup>, and P. S. Samokhvalov<sup>1</sup>

<sup>1</sup>National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute), Moscow, 115409 Russia

<sup>2</sup>Université de Reims Champagne-Ardenne, Reims, 51100 France

\*e-mail: knyshkikai@mail.ru

Received June 17, 2024; revised June 17, 2024; accepted June 18, 2024

**Abstract**—Plastic scintillators based on polystyrene and other polymers of the vinyl aromatic row (polyvinyltoluene, polyvinylxylene, etc.) have long been used in scintillation detectors because of their short fluorescence lifetimes, low cost, and relative ease of fabrication. On the other hand, such materials have a small light output. Plastic scintillators are usually doped with fluorescent organic dyes to impart scintillation properties to the polymer matrix and increase the light yield. In recent years, considerable interest has been aroused by studies aimed at the use of semiconductor nanocrystals-quantum dots—as dopants for plastic scintillators based on polymer matrices. One of the most promising materials for this purpose are considered to be CsPbBr<sub>3</sub> perovskite nanocrystals and CdSe/ZnS quantum dots of core/shell type. These materials demonstrate high quantum yield values, have high effective atomic number and can be effectively integrated into polymer matrices while preserving their structural and optical properties. Thus, it can be hypothesized that doping plastic scintillators with quantum dots can significantly improve their light yield and increase their radiation resistance. Here, we propose an approach to the chemical design of plastic scintillators doped with quantum dots, investigate their radioluminescence and describe the optimal parameters for the fabrication of such composite scintillators by radical polymerization of para-methylstyrene.

**Keywords:** plastic scintillators, radioluminescence, perovskite nanocrystals, CsPbBr<sub>3</sub>, polymer matrixes, para-methylstyrene