

МЕТОДЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ФИЗИКИ

УДК 539.1.074.3

**ОПТИМИЗАЦИЯ МОНОЛИТНОГО
СЦИНТИЛЛЯЦИОННОГО ДЕТЕКТОРА
ДЛЯ ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА**

М. В. Белов, М. В. Завертяев, В. А. Козлов, В. С. Цхай

Проведено моделирование и оценка разрешения монолитных позиционно чувствительных детекторов с различными поверхностями. Наилучший результат был получен при использовании комбинации грубой полировки поверхности кристалла и тефлоновой обертки с разрешением по глубине взаимодействия $dZ = 0.89 \pm 0.01$ мм. Наилучшее разрешение в плоскости $dX = 0.53 \pm 0.01$ мм было получено для тонко полированной пластины с ESR пленкой. Диффузный отражатель также демонстрирует повышение светосбора на 33% по сравнению с зеркальным.

Ключевые слова: сцинтилляционные кристаллы, гамма-излучение, позитронно-эмиссионная томография, искусственный интеллект, детекторы излучения.

Введение. Современные позитронно-эмиссионные томографы (далее ПЭТ) в качестве детекторов гамма-квантов используют сборки, состоящие из большого числа индивидуальных сцинтилляционных кристаллов, соединенных с многоканальными фотомножителями (далее ФЭУ). Пространственное разрешение таких детекторов ограничено физическими размерами кристаллов и ячеек ФЭУ. Альтернативой таким сборкам являются детекторы с монолитными сцинтилляционными пластинами. Монолитные кристаллы, соединенные с многоканальными ФЭУ, позволяют восстанавливать координаты в плоскости с высокой точностью, за счет возможности использования распределения сигналов от вспышек по каналам ФЭУ. Также такая конструкция позволяет восстанавливать координату по глубине взаимодействия. Кроме того, уменьшение числа рабочих элементов повышает надежность и понижает стоимость детекторного

элемента. Также стоит отметить, что данные детекторы и алгоритмы восстановления координаты взаимодействия применимы не только для ПЭТ.

В данной работе проведена оценка пространственного разрешения монолитного сцинтилляционного детектора для ПЭТ в зависимости от свойств поверхности кристалла при помощи моделирования методом Монте-Карло.

Исследуются два варианта поверхности кристалла – рассеивающая (грубая полировка и покрытие тефлоновой пленкой) и зеркальная (тонкая полировка и зеркальная пленка “enhanced specular reflector film (ESR)”, производимая ЗМ, с оптическим клеем).

Для оценки разрешающей способности пластины использовался алгоритм на основе искусственной нейронной сети.

Методы и средства. Модель разработана на основе библиотеки GEANT4 [1]. Модель состояла из сцинтилляционного кристалла LSO(Y) [2] размерами $57.6 \times 57.6 \times 6$ мм³, соединенного через слой оптической смазки DOW Corning с 64-х канальным кремниевым фотоумножителем (рис. 1), который моделировался с параметрами, имитирующими Sensl ARRAYC-60035-64P-PCB. В качестве источника был взят изотропный точечный источник 511 КэВ гамма-квантов, расположенный на расстоянии 35 см от центра кристаллической пластины.

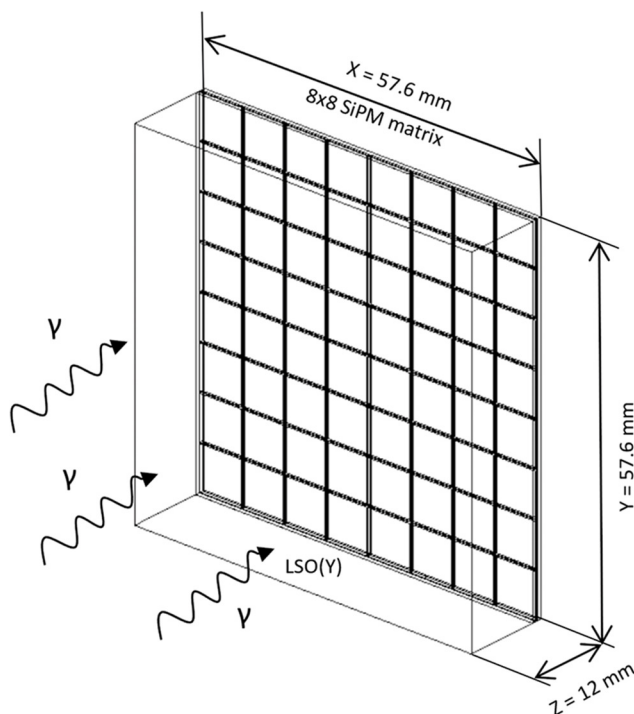


Рис. 1: Схема детектора.

Рассматривалось два варианта поверхности кристалла. Для моделирования поверхности использовались встроенные в GEANT4 таблицы LUT Davis [3]. Первый вариант представлял собой кристалл с грубой полировкой и тефлоновой пленкой в качестве покрытия. Во втором варианте моделировался кристалл с тонкой полировкой и покрытием из ESR пленки, соединенным с кристаллом через слой оптического клея.

Для обеих комбинаций было смоделировано по 2200000 событий, из которых 1100000 представляли собой события, где первым и единственным взаимодействием гамма-кванта являлось полное поглощение (фотоэффект). Оставшиеся 1100000 события содержали многократные рассеивания (комpton-эффект) с условием полного выделения энергии налетающего гамма-кванта в кристалле. Во втором случае точкой взаимодействия считалась координата первого взаимодействия. Первичный отбор событий для записи осуществлялся по сумме оптических фотонов образовавшихся в ходе сцинтилляции.

В ходе моделирования для каждого события записывалась координата точки первого взаимодействия, число взаимодействий и число фотоэлектронов, образовавшихся в каждом канале фотоумножителя.

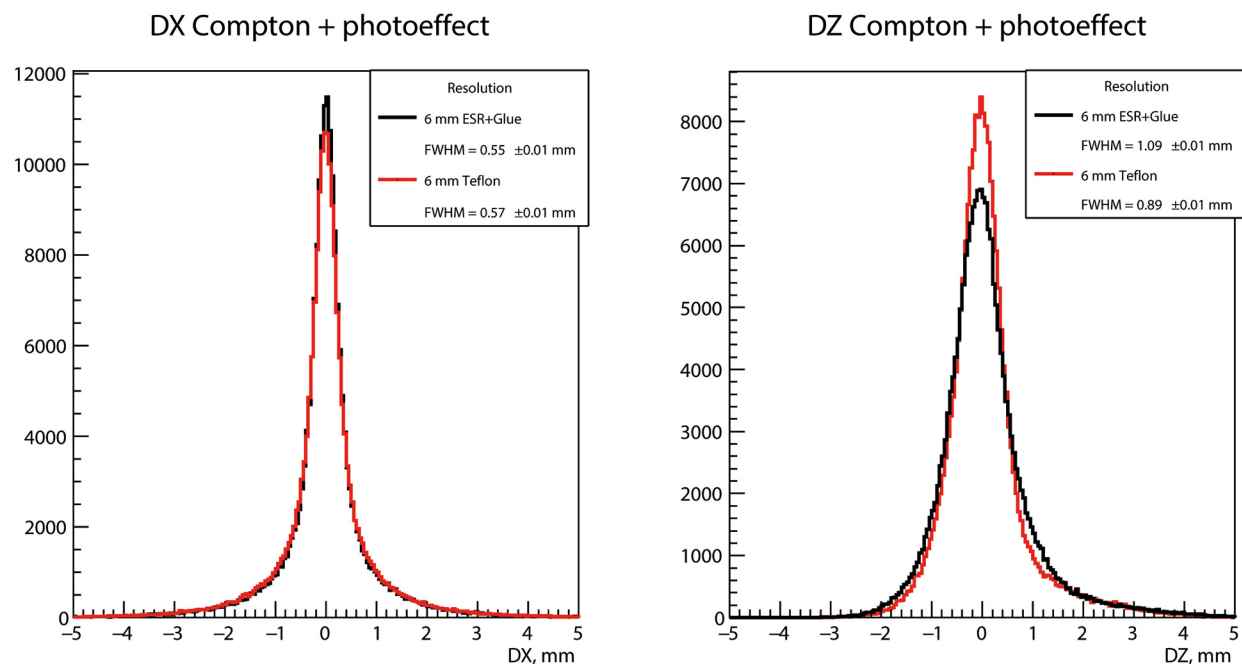


Рис. 2: Распределения отклонения координаты восстановленной точки взаимодействия от истинной.

Для оценки точности восстановления координаты была разработана искусственная нейронная сеть прямого действия [4]. В качестве функции нейронов было решено использовать функцию “leaky rectified linear unit (ReLU)”. Для обучения нейросети использовался алгоритм обратного распространения ошибок [5]. В качестве входных данных сети использовалось распределение сигналов по каналам детектора. В качестве решения – координаты первого взаимодействия гамма-кванта в детекторе. Для каждого варианта детектора обучение сети производилось на 1000000 событий с фотоэффектом и 1000000 событий с многократными рассеиваниями. Проверка работы сети осуществлялась на оставшихся 200000 событиях из соответствующего набора (комбинации типа обработки поверхности и отражателя). Для оценки влияния числа нейронов и слоев сети на результат процесс обучения и оценки работы был повторен для нескольких вариантов сети.

Результаты. В обоих случаях лучшие результаты продемонстрировала сеть, состоящая из 2-х слоев по 1024 нейронов. Разрешающая способность сети оценивалась при помощи построения распределений отклонений точки взаимодействия сети от истинной точки взаимодействия. Распределения продемонстрированы на рис. 2.

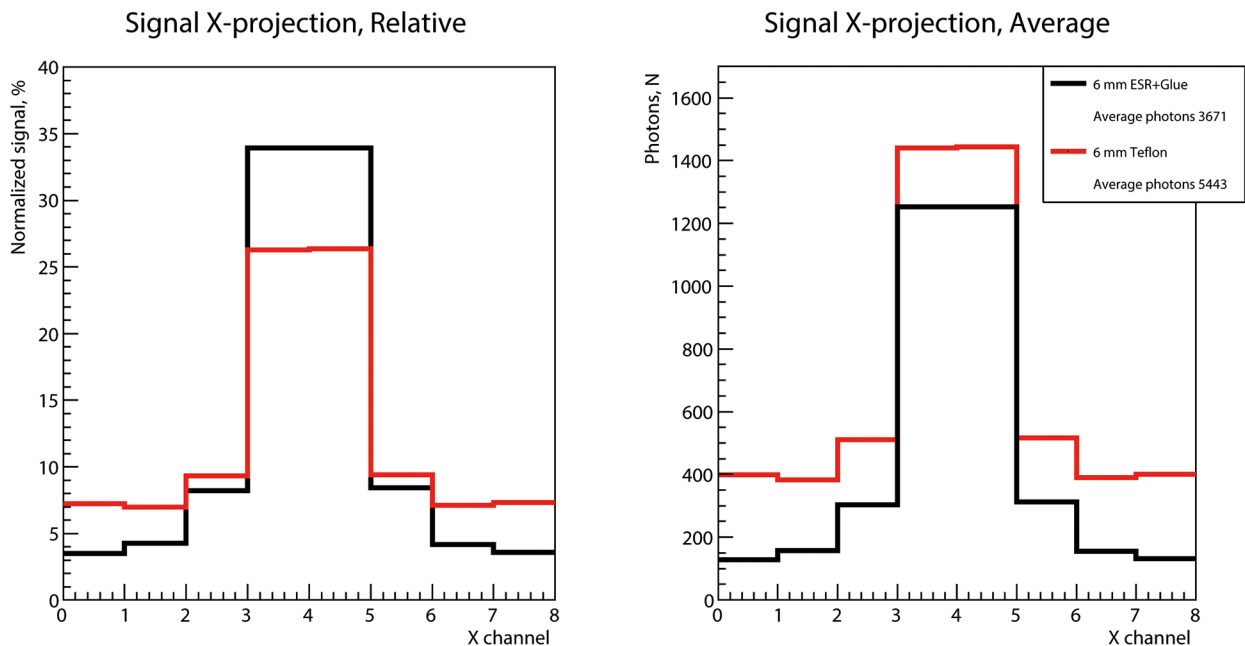


Рис. 3: Поканальные проекции распределения сигналов, полученные для двух вариантов пластины, относительные и абсолютные величины.

На рис. 3 приведены формы сигналов, получаемых с каналов фотоумножителя. Для построения распределения были отобраны события с единичным фотоэффектом из объема $1 \times 1 \times 1 \text{ мм}^3$, расположенным точно в центре кристалла.

Энергетическое разрешение для варианта с тефлоном составило 4%. Вариант с ESR пленкой продемонстрировал разрешение 5%.

Результаты работы различных вариантов показаны в табл. 1. Разрешение в плоскости оценивалось по оси X в силу симметрии детектора. $dR\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$.

Т а б л и ц а 1

*Пространственное разрешение пластины в зависимости от структуры нейросети.
(Все погрешности составляют менее 0.01 мм,
что эквивалентно ширине бина гистограммы.)*

Нейроны	256 нейрона			512 нейрона			1024 нейрона		
	dX ,	dZ ,	dR ,	dX ,	dZ ,	dR ,	dX ,	dZ ,	dR ,
Слой	мм	мм	мм	мм	мм	мм	мм	мм	мм
6 мм полированная пластина, ESR пленка с клеем									
1 слой	0.6	1.35	1.61	0.57	1.28	1.52	0.57	1.2	1.45
2 слоя	0.58	1.2	1.44	0.57	1.1	1.36	0.53	1.09	1.33
3 слоя	0.56	1.24	1.48	0.57	1.25	1.48	0.55	1.24	1.47
6 мм грубая пластина, тефлон									
1 слой	0.63	1.04	1.38	0.61	0.99	1.32	0.61	0.97	1.3
2 слоя	0.59	0.95	1.27	0.58	0.91	1.22	0.57	0.89	1.19
3 слоя	0.59	0.96	1.27	0.55	0.92	1.2	0.58	0.96	1.26

Заключение. Моделирование демонстрирует, что комбинация грубой полировки с диффузным отражателем показывает лучший результат $dR = 1.19 \pm 0.01$ мм в общем, а также лучший результат по глубине взаимодействия $dZ = 0.89 \pm 0.01$ мм. Пластина с диффузным отражателем также демонстрирует повышение светосбора на 33% по сравнению с зеркальной, и, соответственно, лучшее энергетическое разрешение. В то же время тонко полированная пластина показала лучший результат по разрешению в плоскости $dX = 0.53 \pm 0.01$ мм. Этот результат может быть объяснён лучшим отношением сигнал/шум по сравнению с диффузной пластиной. Более высокий светосбор в диффузной пластине является результатом того, что из-за случайной природы направления оптического фотона после взаимодействия с поверхностью средняя длина пути

фотона через среду уменьшается. Большое число фотоэлектронов ведет к меньшей статистической погрешности числа фотонов в пике, что влияет на точность определения координаты Z . Высокая эффективность диффузного отражателя также приводит к лучшему энергетическому разрешению $\Delta E = 4\%$ по сравнению с зеркальным $\Delta E = 5\%$.

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, et al., Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A **835**, 186 (2016). DOI: 10.1016/j.nima.2016.06.125.
- [2] Ю. Д. Заварцев, М. В. Завертяев, А. И. Загуменный и др., Краткие сообщения по физике ФИАН **40**(2), 13 (2013). DOI: 10.3103/S1068335613020024.
- [3] E. Roncali, S. Cherry, Phys. Med. Biol. **58**(7), 2185 (2013). DOI: 10.1088/0031-9155/58/7/2185.
- [4] G. Cybenko, Math. Control Signal Systems **2**, 303 (1989). DOI: 10.1007/BF02551274.
- [5] D. Rumelhart, G. Hinton, R. Williams, Nature **323**, 533 (1986). DOI: 10.1038/323533a0.

Поступила в редакцию 9 апреля 2024 г.

После доработки 3 июня 2024 г.

Принята к публикации 4 июня 2024 г.