

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение
высшего образования

НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЯДЕРНЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ

«МИФИ»

Институт Ядерной Физики и Технологий

Кафедра №40 «Физика элементарных частиц»

ОТЧЕТ ПО НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ
**Моделирование коллиматора для гамма-локатора на основе
сцинтиллятора GAGG**

Студент: _____ Д. О. Бондаренко

Научный руководитель: _____ Ф. А. Дубинин

Москва, 2024

Содержание

Введение	3
1 Моделирование эксперимента	4
2 Моделирование коллиматора	7
3 Заключение	9
Список литературы	10

Введение

В современной радионуклидной диагностике достаточно широко используется медицинский гамма-локатор, позволяющий в режиме реального времени, а именно во время хирургического вмешательства, определить границы злокачественной опухоли для дальнейшего ее удаления.

Гамма-локатор представляет собой портативный прибор для регистрации гамма-излучения. В качестве детектирующей части используется сцинтиллятор, где происходит конвертация гамма-квантов в фотоны, и фотоприемник для регистрации испускаемых фотонов. [1]

Одной из главных характеристик гамма-локатора является его координатное разрешение, то есть минимальное расстояние между двумя точечными источниками, при котором они регистрируются детектором, как два отдельных. Чем лучше будет координатное разрешение, тем более точно будут определены границы опухоли.

Для оптимизация параметра координатного разрешения детектор должен быть помещен в коллиматор - устройство, позволяющее гамма-лучам, испущенным только в определенном направлении, достигать детектора. Это помогает уменьшить влияние фонового или рассеянного излучения на эффективность прибора.

Варьируя характеристики коллиматора, а именно его геометрические параметры и материал, из которого он изготовлен, можно добиться оптимальной конфигурации, при которой детектор будет обладать достаточно хорошим координатным разрешением для определения локализации опухоли, при этом чувствительность детектора, определяющая в конечном счете значение активности, которой должен обладать радиофармпрепарат, вводимый в тело человека, для достижения требуемой эффективности гамма-локатора, также должна достигать оптимального значения.

Целью работы является создание модели реального эксперимента и проверка с ее помощью одной из перспективных конфигураций коллиматора для улучшения характеристик гамма-локатора.



Рис. 1. Гамма-локатора с вынесенной детектирующей частью

1 Моделирование эксперимента

Для моделирования эксперимента было использовано программное обеспечение Geant4.

Исходная модель состояла из сцинтиллятора GAGG:Ce размером $3 \times 3 \times 5$ мм³, помещенного в свинцовый коллиматор, параметры которого приведены на рис.2. Коллиматор находился в вакуумном объеме. На расстоянии 30 мм от входного окна коллиматора располагался точечный источник гамма-квантов. Энергия гамма-квантов соответствовала средневзвешенной энергии источника ⁵⁷Co по двум спектральным линиям 122 кэВ и 136 кэВ, что составляло 124 кэВ. Отбор анализируемых событий происходил по фотопику. В модели задавалось число испущенных гамма-квантов в телесный угол 2π стерадиан таким образом, чтобы количеству событий в фотопике соответствовала погрешность $\sim 1\%$. Значение координатного разрешения определялось по кривой зависимости скорости счета от смещения источника в горизонтальной плоскости (вдоль оси X на рис.2)

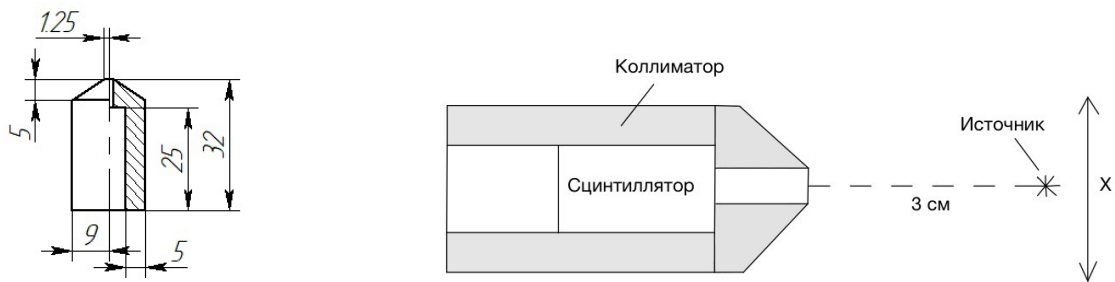


Рис. 2. Чертеж коллиматора и схема эксперимента

Для вычисления скорости счета в модели был выбран нормирующий коэффициент таким образом, чтобы при отсутствии смещения значение скорости счета в модели было равно среднему значению скорости счета по трем точкам ($X=-1, 0, 1$) экспериментального графика (рис. 3) При фитировании полученного графика функцией Гаусса было вычислено координатное разрешение

$$\Delta = 2.35 \cdot \sigma = 2.35 \cdot W/2 \approx 11.2 \text{ мм};$$

$$\Delta(\Delta) = 2.35 \cdot \Delta(W)/2 \approx 0.1 \text{ мм};$$

$$\Delta = 11.2 \pm 0.1 \text{ мм}.$$

Значение координатного разрешения, полученное ранее в реальном эксперименте, равнялось 12.2 ± 0.9 мм [2], что в пределах погрешности совпадает со значением полученным в модели. Таким образом, модель может быть использована для дальнейшего анализа.

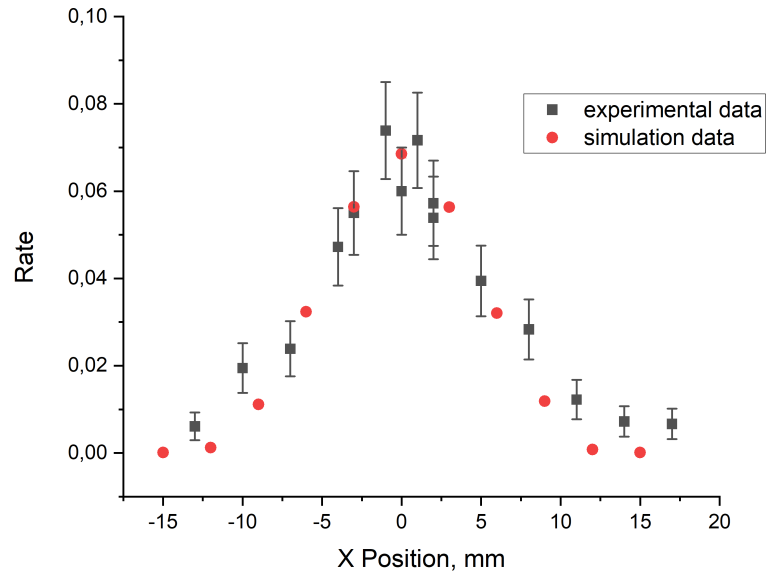


Рис. 3. Координатное разрешение в модели и в эксперименте

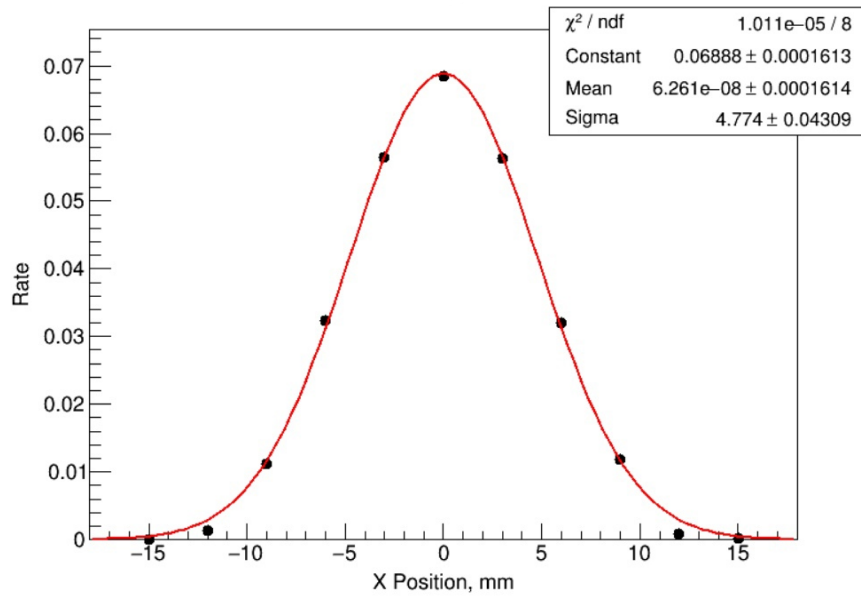


Рис. 4. Координатное разрешение в модели

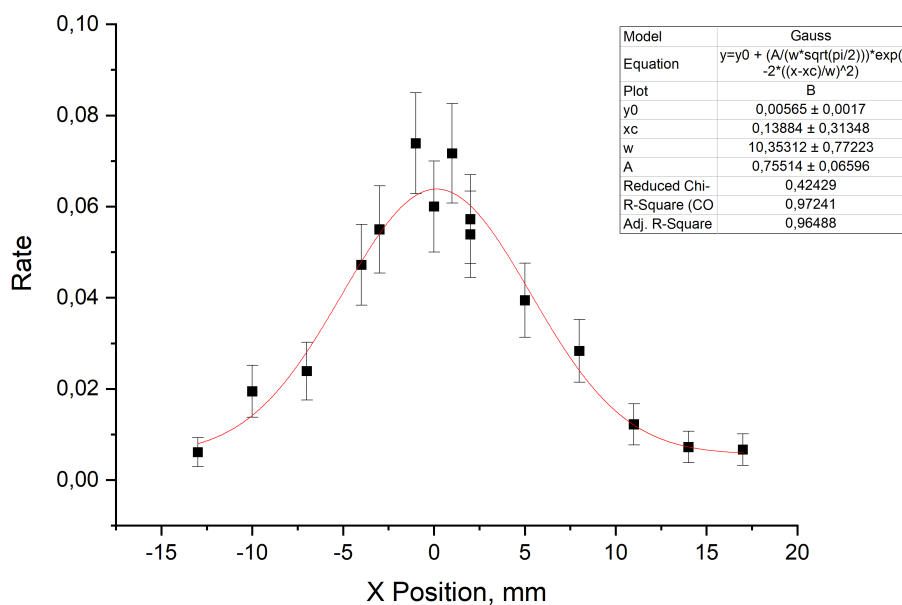


Рис. 5. Координатное разрешение в эксперименте

При дальнейшей моделировании расстояние 30 мм было между источником и сцинтиллятором.

Помимо изменений характеристик коллиматора, было проведено сравнение координатного разрешения для кристаллов GAGG:Ce размерами $3 \times 3 \times 5 \text{ мм}^3$ и $3 \times 3 \times 12 \text{ мм}^3$. Для кристалла с размерами $3 \times 3 \times 5 \text{ мм}^3$ оно составило $9.0 \pm 0.1 \text{ мм}$. Для кристалла с размерами $3 \times 3 \times 12 \text{ мм}^3$ – $8.9 \pm 0.2 \text{ мм}$.

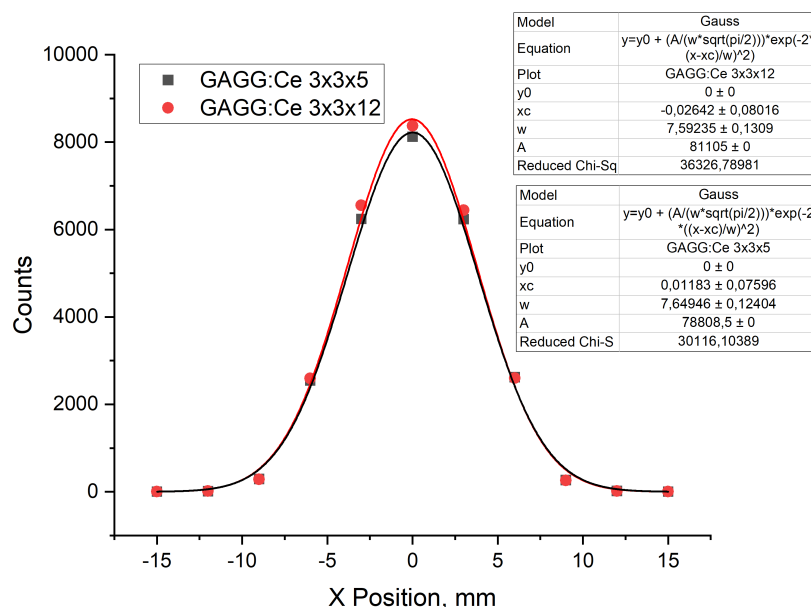


Рис. 6. Координатное разрешение при разной длине кристалла

Активности источника в данной модели сопоставлялось количество испущенных частиц при одном запуске, а именно 10 МБк. Чувствительность детектора в данной модели можно рассчитать как количество зарегистри-

рованных гамма-квантов на единицу активности гамма-источника, таким образом для кристаллов $3 \times 3 \times 5 \text{ мм}^3$ и $3 \times 3 \times 12 \text{ мм}^3$ чувствительность составила 406 ± 5 имп/с/МБк и 419 ± 5 имп/с/МБк соответственно.

Сцинтилляционный кристалл GAGG:Ce обладает лучшей эффективностью, чем LaBr₃:Ce, который использовался в начальной версии гамма-локатора. [3]. Таким образом, можно работать при меньшей длине кристалла почти без потерь чувствительности.

2 Моделирование коллиматора

Одной из возможных модификаций коллиматора является изменение формы отверстия, через которое гамма-кванты попадают на сцинтиллятор. [4] Таким образом, был смоделирован коллиматор с диаметром выходного отверстия, равного 4.2 мм, так как в таком случае доступной для регистрации гамма-квантов становится почти вся площадь кристалла, прилежащая к выходному отверстию, при этом диаметр входного отверстия остается неизменным. Визуализация данной модели изображена на рис 8.

В таком случае координатное разрешение составило 9.0 ± 0.2 мм, а чувствительность 609 ± 6 имп/с/МБк, то есть удалось добиться увеличения чувствительности на $\sim 50\%$ при сохранении координатного разрешения.

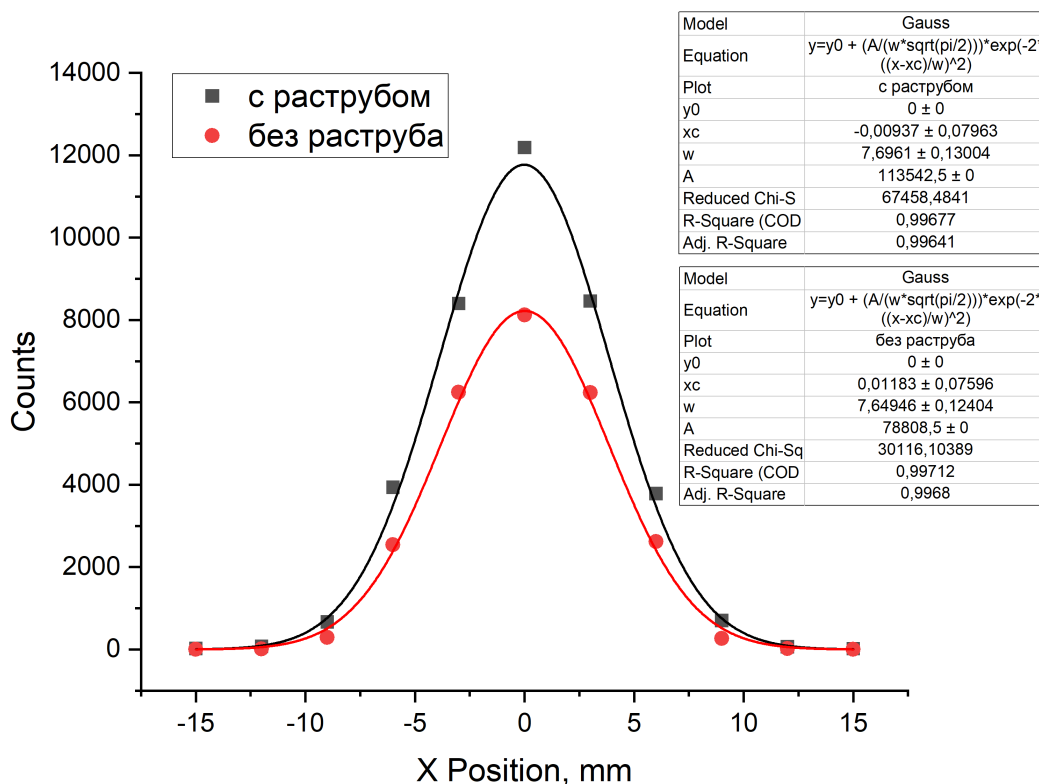


Рис. 7. Координатное разрешение с раструбом и без него

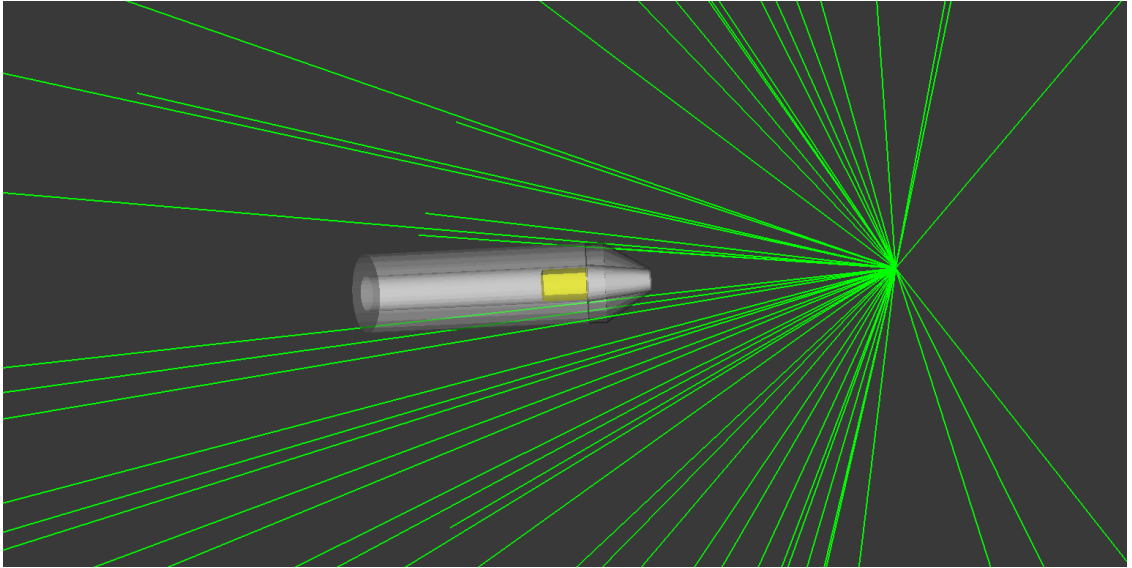


Рис. 8. Визуализация

3 Заключение

В ходе работы создана модель, позволяющая получать значения координатного разрешения и чувствительности детектора при изменении характеристик коллиматора.

Была выбрана форма коллиматора, которая имеет перспективы использования в гамма-локаторе, так как приводит к повышению чувствительности детектора на $\sim 50\%$ при сохранении координатного разрешения.

Список литературы

- [1] Бердникова А.К. Сцинтилляционный гамма-зонд для радионуклидной диагностики в ядерной медицине. 2016.
- [2] Бондаренко Д.О. Координатное разрешение гамма-локатора с вынесенной детектирующей частью. 2023.
- [3] Зверев А.П. Изучение характеристик гамма-локатора с детектором на основе кристалла gagg в сочетании с фотоприёмником sipm. 2023.
- [4] Панкин С.В. Разработка портативной радиометрической системы и методик ее применения для медицинской радионуклидной диагностики. 2022.