

ИНЖЕНЕРНОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКОЙ АППАРАТУРЫ

УДК 612.014.482.4

3D ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ГАММА-ИСТОЧНИКОВ В ОФЭКТ С ПОМОЩЬЮ ДЕТЕКТОРОВ TIMEPIX И КОДИРУЮЩИХ АПЕРТУР

© 2022 г. В. А. Рожков^{а, *}, А. С. Жемчугов^а, А. Лейва^{а, b}, П. И. Смолянский^а

^аОбъединенный институт ядерных исследований, Дубна, Московская обл., 141980 Россия

^bЦентр прикладных технологий и ядерного развития, Гавана, Куба

*E-mail: rozhkov@jinr.ru

Поступила в редакцию 26.10.2020 г.

После доработки 03.11.2021 г.

Принята к публикации 14.11.2021 г.

Представлена система микро-ОФЭКТ с пространственным разрешением 2.5 мм, для поля зрения 57×57 мм, продемонстрированы результаты томографической реконструкции калибровочных фантомов с раствором Tc-99m. Приведено описание конструкции фантомов, которые могут быть использованы для проведения оценки качества работоспособности системы ОФЭКТ с малым полем зрения.

Ключевые слова: ОФЭКТ, Tc-99m, Timepix, CdTe, кодирующая апертура, фантомы

DOI: 10.56304/S2079562922030423

ВВЕДЕНИЕ

В доклинических испытаниях лекарственных препаратов часто используется информация о динамике накопления меченых молекул. В таких молекулах некоторые стабильные атомы заменены эквивалентными по химическим свойствам радиоактивными. При связи таких молекул со специфическими белками становится возможно осуществить адресную доставку в любой орган. Одним из наиболее распространенных методов визуализации радиомаркеров в диагностике и доклинических испытаниях лекарственных препаратов является однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ). Проводимые доклинические исследования чаще всего проводят на грызунах, что благодаря их небольшому размеру налагает особые ограничения на систему визуализации радиомаркеров. Одной из особенностей таких систем должно быть высокое пространственное разрешение. Но помимо этой характеристики существуют и другие стандартные для ОФЭКТ-исследований характеристики, такие как, линейность, однородность, контрастность получаемых изображений. Методики измерения этих величин описаны в стандартах NEMA, ГОСТ, МАГАТЭ, IAEA [1–4], однако приведенные в них протоколы применимы для тестирования систем используемых в клинической практике, где пациентом является человек.

Для систем с малым полем зрения, используемых в доклинических исследованиях не существует подобных протоколов, описывающих конструкцию тестовых фантомов и методику измерений.

МЕТОДЫ

Данные были получены используя разработанную нами систему микро-ОФЭКТ с малым полем зрения [5], на основе гибридного пиксельного детектора Timepix [6]. Микросхемы Timepix разработаны коллаборацией Medipix в CERN. Детекторы Timepix помимо регистрации координат способен измерять энергию, выделенную в сенсоре в результате взаимодействия частицы. Площадь детектора составляет 14.08×14.08 мм, что существенно меньше по сравнению с другими гамма-камерами. Размер пикселя составляет 55×55 мкм, таким образом, каждый детектор содержит 256×256 пикселей. Микросхема Timepix может работать в нескольких режимах: режиме счета фотонов (Medipix), режиме счета времени (ТОВА) и режиме измерения энергии (ТОТ).

В данной работе применялся режим ТОТ, основанный на измерении длительности превышения сигналом порога, которая пропорциональна выделившейся энергии. Для перевода значений длительности над порогом в энергию была использована процедура попиксельной энергетической калибровки [7]. Калибровка проводилась при на-

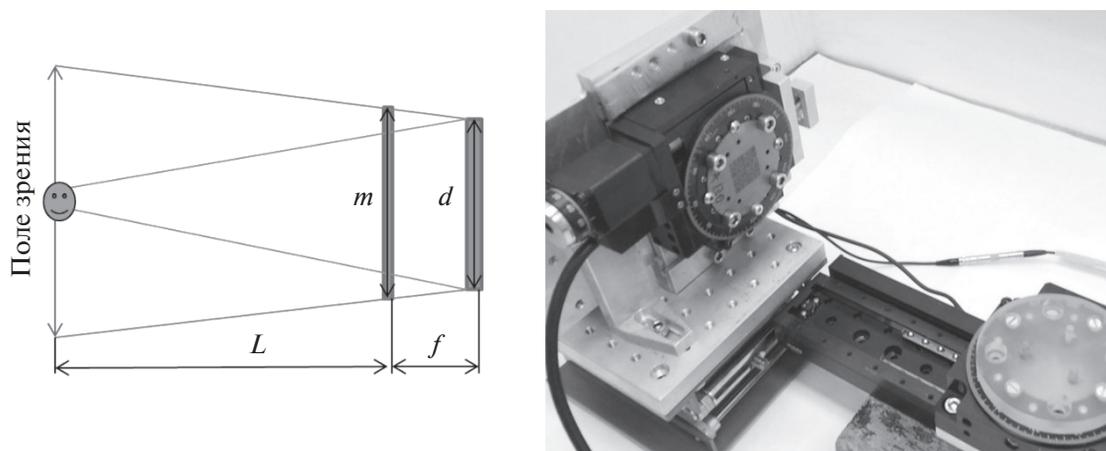


Рис. 1. Схема установки (слева), общий вид установки (справа).

пряжении на сенсоре -450 В и при установленном энергетическом порогом детектора 6 кэВ.

В качестве материала сенсора был выбран CdTe толщиной 2 мм, который по сравнению с Si и GaAs обладает более высоким коэффициентом поглощения фотонов в диапазоне от 30 до 180 кэВ. Основные преимущества и недостатки данного материала описаны в обзоре [8].

Работа системы для малого поля зрения обеспечивается коллиматором (маской) с кодирующей апертурой [9]. Применяемый коллиматор имеет прямоугольную рабочую область и при повороте на 90° сменяет прозрачные элементы на непрозрачные и наоборот. Данная особенность позволяет повысить отношение сигнал/шум, что дает возможность существенно улучшить качество восстановленного изображения [10]. Коллиматор толщиной 1 мм был выполнен из вольфрама, радиус отверстий – 340 мкм.

Детектор и кодирующая апертура были закреплены друг с другом дюралюминиевым креплением, позволяющим в небольших пределах изменять расстояние от детектора до кодирующей апертуры. Крепление включает в себя поворотную платформу, позволяющую быстро изменять положение маски. Изменение расстояний между объектом, детектором и коллиматором влияют на размер области поля зрения, системное пространственное разрешение, системную эффективность регистрации. Помимо изменения расстояний, на приведенные параметры также влияет диаметр отверстий коллиматора, а также ранг используемой матрицы. Схема установки приведена на рис. 1.

В качестве объекта исследования использовались специально разработанные фантомы. В качестве материала фантомов был выбран плексиглас. Выбор этого материала обусловлен тем, что

он является водозэквивалентным для энергий гамма-излучения 30 – 200 кэВ, а также тем, что он легко в механической обработке. В качестве источника излучения использовался раствор изотопа Tc-99m. Фантомы располагались на подвижной моторизованной платформе, что позволило снять серию кадров под различными углами. Томографическая реконструкция была проведена по полученным проекциям, используя программный пакет Astra toolbox [11].

Внешние размеры всех представленных ниже фантомов одинаковы и имеют диаметр 50 мм (средний обхват крысы). Во избежание разлива раствора с радиоактивным препаратом, каждый из фантомов имеет герметичную крышку. На дне расположена система креплений, которая позволяет однозначно позиционировать каждый из фантомов относительно платформы под необходимым углом к детектору.

Внутренняя структура фантомов разрабатывалась таким образом, чтобы все структурные элементы наполнения полностью попадали в расчетное поле зрения, а расстояние между структурными элементами соответствовало ожидаемому пространственному разрешению.

Полученные изображения распределения радиоизотопов при обработке не подвергались дополнительной фильтрации и сглаживанию.

Контрастный фантом

Внутренняя структура контрастного фантома представляет из себя две одинаковых полости диаметром 5 мм, расположенных на равном расстоянии от центра фантома (рис. 2.). Наполняя каждый объем раствором с радиоактивным изотопом в различной концентрации, возможно опреде-

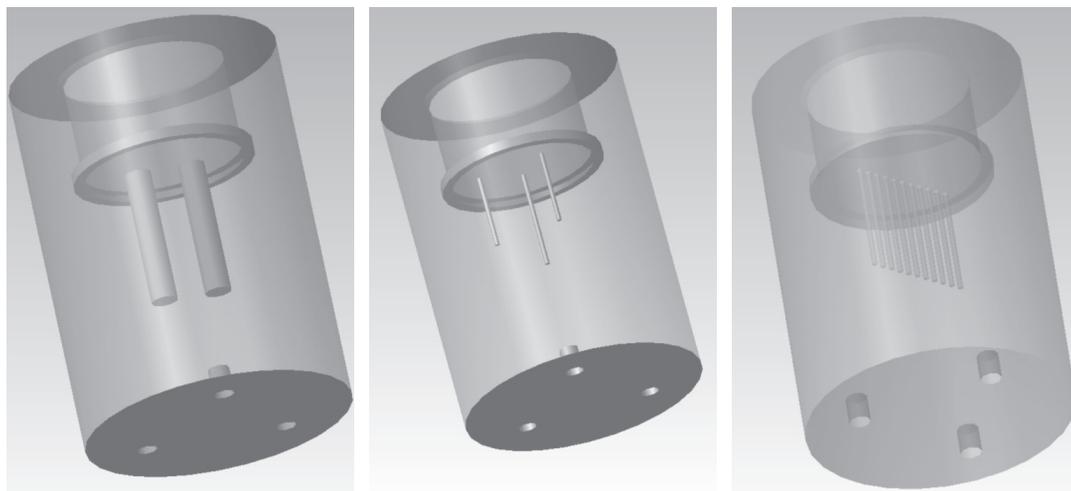


Рис. 2. Общий вид фантомов (слева направо: контрастный фантом, фантом для измерения пространственного разрешения, фантом для измерения линейности).

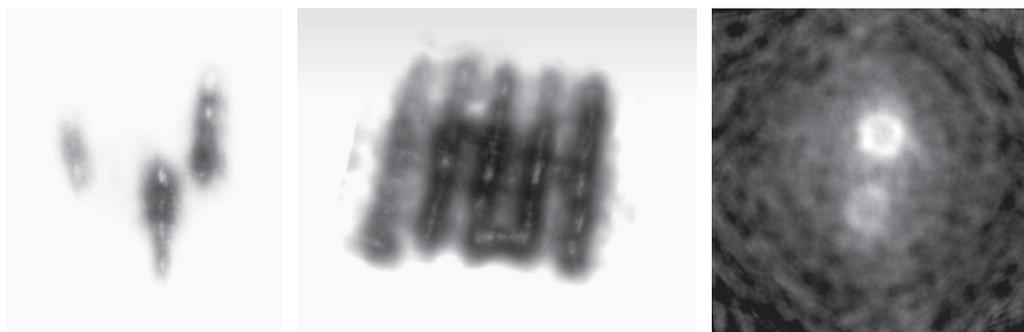


Рис. 3. Результаты томографической реконструкции. Слева – восстановленный объем фантома для измерения пространственного разрешения с раствором Tc-99m. По центру – восстановленный объем фантома для измерения линейности. Справа – томографический срез фантома для измерения контрастности.

лить, насколько система визуализации чувствительна к различию в удельной активности радиоактивного препарата.

Фантом для измерения линейности

Данный фантом представляет из себя ряд одинаковых капилляров, диаметром 1.1 мм, расположенных вдоль одной линии с шагом 1 мм (рис. 2). Фантом предназначен для измерения пространственной линейности. Заполняя определенные капилляры радиоактивным раствором, по полученному изображению возможно определить насколько положение капилляра отклонено от его реального местоположения. Полученная информация может быть использована для учета дисторсий и неоднородностей детектора при дальнейшей обработке реальных изображений.

Фантом для измерения пространственного разрешения

Фантом для измерения пространственного разрешения (рис. 2) представляет три капилляра диаметром 1.1 мм. Центральный капилляр длиннее остальных и расположен строго по центру фантома. Два остальных капилляра расположены на расстоянии 10 мм от центрального и при взгляде сверху образуют вершины прямоугольного треугольника. Фантом является мультизадачным – помимо измерения томографического пространственного разрешения, по отклонению центрального капилляра на полученных изображениях можно судить о нарушении юстировки (наклон детектора, наклон оси вращения, наклон поворотной платформы). Таким образом, информация, полученная при помощи данного фантома способна помочь не только при оценке каче-

ства работоспособности системы, но также может быть использована при калибровке и юстировке системы визуализации.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Для томографической реконструкции каждого из описанных выше фантомов (рис. 3) было получено 120 кадров с шагом 3° , время экспозиции 2 мин/кадр. Полная активность радиофармпрепарата составила 83 Мбк.

Полученные данные позволили определить:

- томографическое пространственное разрешение, которое составило 2.5 мм для поля зрения 57×57 мм;
- линейность системы визуализации — 0.1% (отклонение от прямой линии);
- точность определения отношения активностей внутри фантома 98%.

Данные полученные на фантоме для измерения пространственного разрешения также показали, что во время измерений ось вращения фантома была незначительно наклонена и смещена, что впоследствии привело к ухудшению пространственного разрешения. Проведение более точной юстировки сканера (с учетом наклона объекта и детектора, точного позиционирования оси вращения и т.д.) или внесение соответствующих коррекций на этапе обработки позволит добиться более высокого пространственного разрешения. Помимо юстировки, важным фактором влияющим на пространственное разрешение является коллиматор. Изменение типа коллиматора (увеличение ранга матрицы и уменьшение диаметра отверстий) будет способствовать увеличению системного пространственного разрешения. К факторам влияющим на качество полученных изображений стоит также отнести поправку на снижение активности раствора $Tc-99m$, так как время одного сканирования с учетом поворота коллиматора составляло 9 ч, что составляет 1.5 периода полураспада $Tc-99m$. Снижению времени сканирования и соответственно увеличению системной эффективности регистрации будет способствовать изменение геометрии установки (уменьшение расстояния от исследуемого объекта, до детектора), что в свою очередь приведет к изменению параметров мультипинхольного коллиматора. Дополнительные фильтрация и сглаживание на этапах декодирования тенеграмм и томографической реконструкции позволит увеличить отношение сигнал/шум, что будет способствовать повышению качества полученных данных.

ВЫВОДЫ

Представленная система микро-ОФЭКТ, благодаря высокому томографическому пространственному разрешению (2.5 мм), широкому полю зрения (57×57 мм), может быть использована для доклинических исследований лекарственных препаратов на лабораторных животных. Высокая линейность указывает на однородность детектора и хорошее качество выбранного метода реконструкции. Разработанные фантомы могут использоваться в тестах для оценки качества работоспособности систем ОФЭКТ с малым полем зрения. При проектировании и создании подобных фантомов необходимо учитывать, что элементы используемые в структуре фантома не должны быть меньше системного пространственного разрешения, а сама внутренняя структура не должна быть больше поля зрения.

БЛАГОДАРНОСТИ

Данное исследование было выполнено при поддержке РФФИ и СИТМА, в рамках проекта № 18-52-34005.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ/REFERENCES

1. Quality Assurance for SPECT Systems. IAEA Human Health Series. No. 6. 2009. Vienna: IAEA. P. 263.
2. Planning a Clinical PET Centre. IAEA Human Health Series. No. 11. 2010. Vienna: IAEA. P. 160.
3. https://www.techstreet.com/nema/standards/nema-nu-1-2018?product_id=2073744.
4. https://www.techstreet.com/nema/standards/nema-nu-2-2018?product_id=2017225.
5. *Rozhkov V. et al.* // J. Instrum. 2020. V. 15 (6). P. P06028.
6. *Llopart X., Ballabriga R., Campbell M., Tlustos L., Wong W.* // Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A. 2007. V. 581 (1–2). P. 485–494.
7. *Butler A., Butler P., Bell S., Chelkov G.A., et al.* // Phys. Part. Nucl. Lett. 2015. V. 12 (1). P. 59–73.
8. *Abbaspour S. et al.* // World J. Nucl. Mater. 2017. V. 16 (2). P. 101–107.
9. *Cieślak M.J., Gamage K.A.A., Glover R.* // Rad. Meas. 2016. V. 92. P. 59–71.
10. *Gottesman S.R., Fenimore E.E.* // Appl. Opt. 1989. V. 28. P. 4344–4352.
11. *Van Aarle W., Palenstijn W.J., De Beenhouwer J., Al-tantzi T., Bals S., Batenburg K.J., Sijbers J.* // Ultramicroscopy. 2015. V. 157. P. 35–47.

3D Visualization of Radiotracers for SPECT Imaging using a Timepix Detector with a Coded Aperture

V. A. Rozhkov^{1, *}, A. S. Zhemchugov¹, A. Leyva^{1, 2}, and P. I. Smolyanskiy¹

¹*Joint Institute for Nuclear Research, Dubna, Moscow obl., 141980 Russia*

²*Center of Technological Applications and Nuclear Development, Havana, Cuba*

**e-mail: rozhkov@jinr.ru*

Received October 26, 2021; revised November 3, 2021; accepted November 14, 2021

Abstract—The micro-SPECT system with 2.5 mm spatial resolution, for a field of view of 57×57 mm, is presented, the results of tomographic reconstruction of calibration phantoms with Tc-99m solution are demonstrated. A description of the phantoms design that can be used to assess the quality of the SPECT system with a small field of view is given.

Keywords: SPECT, Tc-99m, Timepix, CdTe, coded aperture, phantoms