

ИЗМЕРЕНИЕ НЕОДНОРОДНОСТИ И ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ МАЛОРАКУРСНОЙ ОФЭКТ-СИСТЕМЫ НА БАЗЕ ПИКсельНОГО ДЕТЕКТОРА И КОДИРУЮЩИХ АПЕРТУР

В. А. Рожков^{а, 1}, А. С. Жемчужов^а, А. Лейва^{а, б}, П. И. Смолянский^а

^а Объединенный институт ядерных исследований, Дубна

^б Центр прикладных технологий и ядерного развития, Гавана

В статье описывается методология и приведены результаты измерения параметров системы микроОФЭКТ с полем зрения 57×57 мм. Измерение неоднородности и эффективности регистрации системы микроОФЭКТ на базе детектора Timepix проводилось с использованием ^{99m}Tc . Эффективность регистрации составила 81 % при общей эффективности 0,0038 % вследствие малой площади поверхности детектора. Внутренняя неоднородность — 8 %. Интегральная и дифференциальная однородности 56 и 16 % соответственно. Интегральная однородность может быть значительно улучшена с помощью фильтрации данных и разработки улучшенных алгоритмов декодирования с учетом геометрии установки и коллиматора.

This paper describes the methodology and measurements results of the micro-SPECT system parameters with a 57×57 mm field of view. The system detection efficiency and uniformity of the Timepix based micro-SPECT system is measured using a ^{99m}Tc radioactive source. The system detection efficiency is 81%, while the total efficiency is 0.0038% only, mainly due to the small surface of the detector. The intrinsic uniformity is 92%. The integral and differential uniformity are 44 and 84%, respectively. The integral uniformity can be significantly improved by using additional filters and more advanced decoding algorithms that take into account the geometry of the collimator.

PACS: 85.60.Gz

ВВЕДЕНИЕ

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ) — один из основных инструментов, используемых для визуализации радиомаркеров в клинической диагностике и доклинических исследованиях лекарственных препаратов [1]. Системы ОФЭКТ с малым полем зрения (МПЗ) широко используются в молекулярной визуализации.

¹E-mail: rozhkov@jinr.ru

Одними из основных параметров, характеризующих МПЗ-систему, являются однородность и эффективность регистрации гамма-квантов (системная чувствительность). Описание методики измерения этих величин включено в ГОСТ, а также в такие протоколы испытаний гамма-камер, как NEMA и IAEA [2–5]. Системная чувствительность определяется как отношение зарегистрированных системой частиц к количеству испущенных частиц радиоактивным источником. Эта величина связана с эффективностью системы и позволяет оценить активность радиофармпрепарата, необходимую для измерений, а также дозовую нагрузку, приходящуюся на пациента или исследуемое лабораторное животное. Пространственная однородность — параметр, указывающий на разницу отклика элементов детектора. Измерения каждого из вышеописанных параметров проводятся для конкретного коллиматора и определяют качество визуализации системы в целом.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Описание установки. Данные были получены с использованием разработанной нами системы микроОФЭКТ с МПЗ [6] на основе гибридного пиксельного детектора Tiperix [7]. Микросхемы Tiperix разработаны коллаборацией Medipix в CERN. Детектор Tiperix помимо регистрации координат способен измерять энергию, выделенную в сенсоре в результате взаимодействия частицы. Площадь детектора составляет $14,08 \times 14,08$ мм, что существенно меньше по сравнению с другими гамма-камерами. Размер пикселя — 55×55 мкм. Таким образом, каждый детектор содержит 256×256 пикселей. Перед ОФЭКТ-измерениями была произведена процедура попиксельной энергетической калибровки [8]. Калибровка проводилась при напряжении на сенсоре -450 В и при установленном энергетическом пороге детектора 6 кэВ. Энергетическое разрешение при этом составило 22 % при энергии гамма-квантов 140 кэВ.

Фокусировка системы визуализации обеспечивается коллиматором (маской) с кодирующей апертурой [9]. Применяемый коллиматор имеет прямоугольную рабочую область и при повороте на 90° меняет 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 влияет на размер области поля зрения, системное пространственное разрешение, системную эффективность регистрации. Помимо изменения расстояний на приведенные параметры также влияет диаметр отверстий коллиматора и ранг используемой матрицы. Схема установки приведена на рис. 1.

Чувствительность. Чувствительность определяется как отношение количества зарегистрированных системой фотонов к испущенным источником фотонам. Этот параметр является показателем эффективности регистрации системой излучения от источника. Этот показатель может быть оценен для образца как без коллиматора (внутренняя чувствительность), так и с ним (собственная чувствительность).

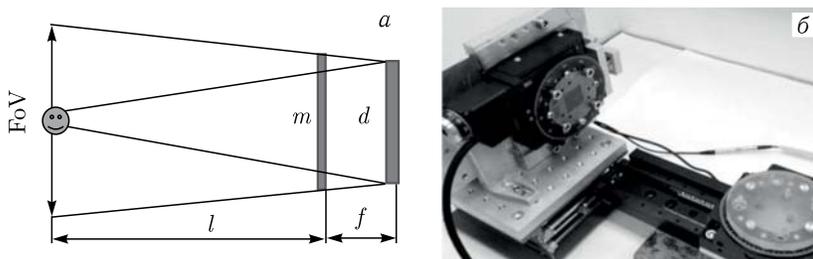


Рис. 1. Схема установки (а), общий вид установки (б). l — расстояние между кодирующей апертурой и объектом; f — расстояние между детектором и кодирующей апертурой; FoV — поле зрения; m — кодирующая апертура; d — детектор

В качестве источника использовался источник ^{99m}Tc диаметром 2 мм с активностью 100 МБк, размещенный на расстоянии 215 мм от коллиматора. Внутренняя чувствительность, также известная как эффективность детектирующего устройства, может быть оценена по формуле

$$\text{Sensitivity} = \frac{N}{AfT \text{ Coll Air Det}_{\text{eff}}}, \quad (1)$$

где N — количество зарегистрированных гамма-квантов; A — активность источника; f — телесный угол, стягивающий детектор; Coll — коэффициент, зависящий от площади открытых элементов маски; Air — коэффициент поглощения в воздухе; Det_{eff} — эффективность регистрации детектора.

Поскольку время экспозиции составляло 10 с, что значительно меньше по сравнению с периодом полураспада ^{99m}Tc , снижение активности источника не учитывалось в расчетах.

Пространственная неоднородность. Пространственная неоднородность — параметр, который количественно указывает на возможные артефакты в поле зрения визуализируемого объекта. Для вычисления данного параметра необходим точечный источник. В качестве источника использовалась рентгеновская трубка SB 120-350 производства Source Ray с фокусным пятном 75 мкм. Время экспозиции составило 5 мин.

Для оценки пространственной неоднородности используются интегральная и дифференциальная неоднородности, указывающие соответственно на наличие артефактов во всей области сенсора и их появление от пикселя к пикселю. Для вычисления данных параметров использовался плоский фантом размером $45 \times 50 \times 5$ мм. Фантом размещался таким образом, чтобы он полностью попадал в поле зрения установки, составляющее 57×57 мм. Активность раствора ^{99m}Tc в фантоме составляла 1 МБк. В связи с малой удельной активностью для увеличения статистики в каждом пикселе к декодированному изображению был применен биннинг 2×2 .

Согласно ГОСТ перед оценкой однородности необходимо приравнять к нулю все пиксели, счет которых менее 75 % от среднего числа импульсов. После чего ненулевые

пиксели сглаживают по девяти точкам со следующими весами:

1	2	1
2	4	2
1	2	1

Для расчета интегральной пространственной неоднородности (ИН) нами была использована формула

$$U = \frac{\max + \min}{\max - \min} \cdot 100\%, \quad (2)$$

где \max — максимальное значение из общего числа зарегистрированных детектором фотонов, а \min — минимальное.

Так как размер фантома не позволял полностью перекрыть поле зрения, в этом измерении интегральная неоднородность рассчитывалась только для области с фантомом.

Дифференциальная пространственная неоднородность (ДН) была также рассчитана с использованием формулы (2), но не для всей пиксельной матрицы, а только для небольшого участка поля зрения — 5×5 пикселей. Причем максимальным и минимальным значением является максимальное и минимальное из выбранной группы. Расчет велся для всех возможных вертикальных и горизонтальных групп.

ИН не является надежной оценкой, так как она сильно зависит от случайных выбросов. Наличие единственного неактивного (шумящего) пикселя может привести к чрезвычайно высокому значению ИН даже при отсутствии проблем с однородностью в пиксельной матрице.

Перед расчетом ИН и ДН все шумящие и нерабочие пиксели были замаскированы, чтобы снизить эффект от ложных выбросов.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЯ

Чувствительность. Рассчитанная по формуле (2) системная чувствительность составила 81%. Из всех возможных зарегистрированных гамма-квантов для данной конфигурации системы визуализации только 19% остаются неучтенными.

Однако если сравнивать количество зарегистрированных частиц с общим количеством частиц, испущенных источником, эффективность составит 0,0038%. Основной вклад в эту величину вносит геометрический фактор, связанный с малой площадью поверхности детектора. Телесный угол, стягиваемый поверхностью детектора, составляет 0,0043 ср. Поглощение гамма-квантов в воздухе снижает поток на 50%. Эффективность регистрации детектора (материал сенсора CdTe, толщина 2 мм, энергия гамма-квантов 140 кэВ) составляет 60%. Геометрия коллиматора пропускает только 39% оставшихся частиц.

Пространственная неоднородность. При расчете внутренней пространственной однородности использовалась та же область сенсора, что и для интегральной и дифференциальной однородности.

Внутренняя неоднородность детектора составила 8%. ИН и ДН составили 56 и 16% соответственно (рис. 2).

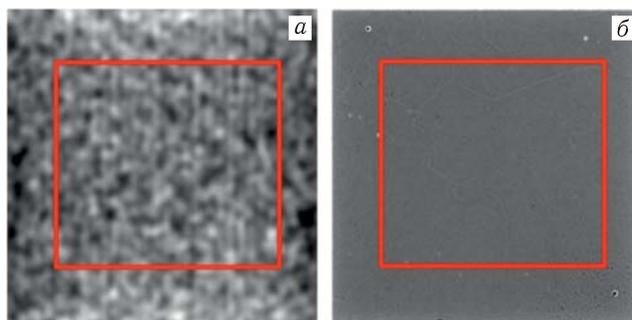


Рис. 2. Восстановленное изображение плоского фантома (а); отклик детектора на рентгеновский источник (б)

Высокая интегральная неоднородность связана с наличием большого количества артефактов, что является недостатком реконструкции тенеграм. Использование фильтров, а также усовершенствование алгоритмов реконструкции проекций из тенеграм позволит значительно снизить неоднородность.

ВЫВОДЫ

Измерена системная эффективность регистрации и неоднородность системы микроОФЭКТ на базе детектора Timepix. В качестве источника использовался раствор ^{99m}Tc . Системная эффективность регистрации составила 81 %. Общая эффективность регистрации — 0,0038 %, ее малое значение связано с небольшой площадью сенсора.

Внутренняя неоднородность системы — 8 %. ИН и ДН составили 56 и 16 % соответственно. ИН может быть значительно улучшена при использовании фильтров, а также разработке улучшенных методов реконструкции, учитывающих геометрию кодирующей апертуры.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Pysz M. A., Gambhir S. S., Willmann J. K. Molecular Imaging: Current Status and Emerging Strategies // *Clinic. Radiol.* 2010. V. 65, No. 7. P. 500–516.
2. International Atomic Energy Agency. Planning a Clinical PET Centre. IAEA Human Health Series. Vienna. 2010. V. 11. 160 p.
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. International Atomic Energy Agency. Quality Assurance for SPECT Systems. IAEA Human Health Series. Vienna. 2009. V. 6. 263 p.
6. Rozhkov V. et al. Visualization of Radiotracers for SPECT Imaging Using a Timepix Detector with a Coded Aperture // *J. Instrum.* 2020. V. 15, No. 06. P. P06028.

7. *Llopart X., Ballabriga R., Campbell M., Tlustos L., Wong W.* Timepix, a 65k Programmable Pixel Readout Chip for Arrival Time, Energy and/or Photon Counting Measurements // *Nucl. Instr. Meth. A.* 2007. V. 581, No. 1–2. P. 485–494.
8. *Butler A., Butler P., Bell S., Chelkov G.A. et al.* Measurement of the Energy Resolution and Calibration of Hybrid Pixel Detectors with GaAs:Cr Sensor and Timepix Readout Chip // *Phys. Part. Nucl. Lett.* 2015. V. 12, No. 1. P. 59–73.
9. *Cieslak M.J., Gamage K.A.A., Glover R.* Coded-Aperture Imaging Systems: Past, Present and Future Development — A Review // *Rad. Meas.* 2016. V. 92. P. 59–71.
10. *Gottesman S.R., Fenimore E.E.* New Family of Binary Arrays for Coded Aperture Imaging // *Appl. Opt.* 1989. V. 28. P. 4344–4352.

Получено 26 января 2022 г.