

## Метод обратного проецирования для гексагональных кодирующих коллиматоров в эмиссионной томографии с интегрально-кодowymi системами измерений

### Аннотация

Эмиссионная вычислительная томография является одним из эффективных способов диагностики патологических состояний организма человека. В рамках эмиссионной томографии развивается новый подход, связанный с использованием интегрально-кодowych систем измерений (ИКСИ). Разработан итерационный алгоритм, реализующий метод обратного проецирования для эмиссионной томографии на основе ИКСИ с использованием гексагональных кодирующих коллиматоров. Проведено численное моделирование, демонстрирующее работоспособность предложенного метода.

### Введение

Эмиссионная вычислительная томография является одним из эффективных способов диагностики патологических состояний организма человека. В рамках эмиссионной томографии развивается новый подход, связанный с использованием интегрально-кодowych (мультиплексных) систем измерений (ИКСИ). ИКСИ используют в таких областях, как рентгеновская и гамма-астрономия [1], радиационная интроскопия [2], радиационная безопасность [3], [4], медицина [5], оптика [6] и др. [7], [8].

Перспективным направлением развития интегрально-кодowych систем измерений является применение кодирующих коллимирующих устройств для томографической реконструкции трехмерных пространственных распределений радионуклидов без вращения массивной детектирующей системы вокруг объекта исследования [9]-[16]. Среди кодирующих устройств особого внимания заслуживают двумерные многопинхольные кодирующие коллиматоры (КК) [9], [14], [15], применение которых в ИКСИ дает возможность получать не только планарное двумерное, но и восстанавливать полное трехмерное распределение радионуклидов в объектах [9], [14], [16]. При этом плоскость коллиматора разбивается на условную регулярную сетку ячеек, в каждой из которых может находиться отверстие (пинхол), образующее на плоскости детектора проекционное изображение излучающего объекта. Отношение количества пинхолов  $k$  к общему количеству ячеек  $v$  в сетке представляет собой среднее пропускание коллиматора  $\rho = k / v$ .

Кодирующие устройства на основе двумерных псевдослучайных таблиц хорошо сочетаются с квадратными и прямоугольными детекторами. Однако при применении детекторов с круглой чувствительной поверхностью и кодирующими коллиматорами прямоугольной формы примерно треть полезной площади детекторов не используется. По этой причине представляют интерес гексагональные кодирующие коллиматоры (ГКК), использующие площадь детектора более эффективно [17], [18]. Помимо кодирующих коллиматоров со средним пропусканием, близким к 0,5 (рис. 1а), построенных на основе клас-

сических псевдослучайных последовательностей [9], [14], [15], возможны также и кодирующие коллиматоры с малым (рис. 1б) и очень малым (рис. 1в) пропусканием, построенные на основе расширенных псевдослучайных последовательностей [19].

Трансаксиальная эмиссионная вычислительная томография [9], основанная на вращении гентри, получила повсеместное применение в ядерной медицине, однако реализация подобной схемы измерений не всегда возможна, например из-за габаритов или конфигурации исследуемого объекта. Именно в этом случае перспективно использование кодирующих коллиматоров для томографической реконструкции трехмерных пространственных распределений радионуклидов без вращения массивной детектирующей системы вокруг исследуемого объекта [9], [14].

### Теория

При применении ИКСИ большое значение имеют фокусирующие свойства кодирующих коллиматоров, позволяющие сопоставить кодирующему коллиматору фокусное расстояние, определяемое формулой

$$f = LD / (D - d), \quad (1)$$

где  $f$  – расстояние от плоскости детектора до фокусной плоскости (фокусное расстояние);  $L$  – расстояние от плоскости детектора до плоскости кодирующего коллиматора;  $d$  – линейный размер ячейки сетки коллиматора;  $D$  – линейный размер ячейки соответствующей сетки детектора.

Фокусирующие свойства кодирующих коллиматоров позволяют использовать метод фокусных плоскостей (МФП), в котором осуществляется последовательная фокусировка на плоскости в исследуемом объекте [9], [14]. Считая, что пространственное распределение источников излучения состоит из набора точечных источников, измерения в МФП можно описать следующей системой матричных уравнений [9], [14], [16]:

$$\vec{q} = \widehat{H} \vec{p}, \quad (2)$$

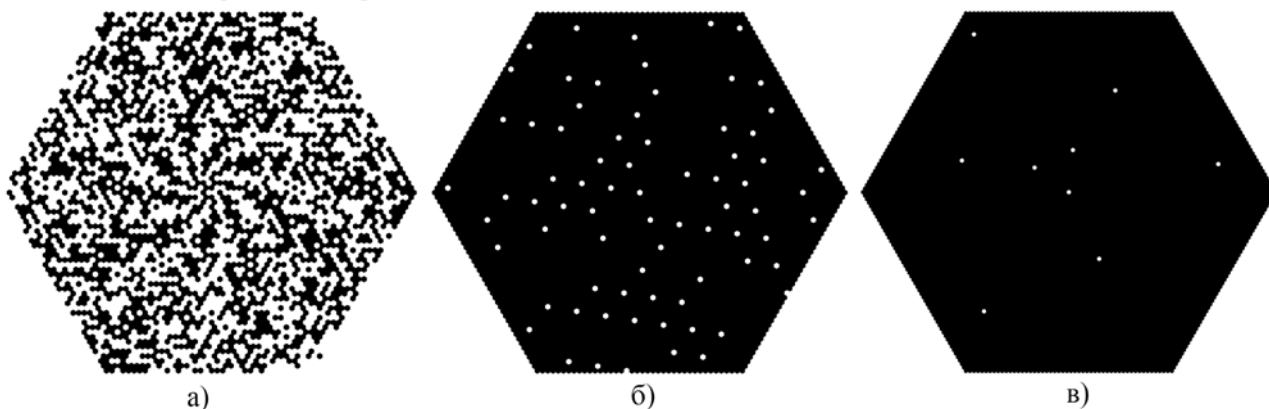


Рис. 1. Примеры гексагональных кодирующих коллиматоров с параметрами:  
а)  $k = 975$  и  $v = 1951$ ; б)  $k = 75$  и  $v = 4861$ ; в)  $k = 9$  и  $v = 7957$

где матрица  $\hat{H}$  определяет вклад как фокусных, так и внефокусных плоскостей в объемном источнике в результаты измерений;  $\vec{p}$  – вектор, отображающий трехмерное распределение источников излучения;  $\vec{q}$  – вектор измерений.

Матрица  $\hat{H}$  известна заранее и зависит как от выбора кодирующего коллиматора, так и от геометрии измерений. Если используется кодирующий коллиматор с  $\nu$  ячейками и число фокусных плоскостей равно  $M$ , то размерность  $\hat{H}$  равна  $M\nu \times M\nu$ .

В соответствии с МФП, сфокусированные изображения источников для каждой фокусной плоскости получаются умножением результатов измерений для этой фокусной плоскости на некоторую матрицу, которая при использовании ИКСИ определяется расположению пинхолов в кодирующем коллиматоре и известна заранее. Сфокусированные изображения определяются томографическими свойствами кодирующих коллиматоров и используются в качестве начального приближения в итерационных алгоритмах.

В эмиссионной томографии с использованием ИКСИ можно использовать только итерационные алгоритмы [20], [21]. В МФП с прямоугольными кодирующими коллиматорами для решения системы (2) был разработан метод обратного проецирования (МОП), доказавший свое превосходство над другими исследованными итерационными алгоритмами [22]. Поэтому и для гексагональных кодирующих коллиматоров можно предложить аналогичный метод обратного проецирования, а также соответствующий алгоритм, реализующий МОП.

В основе МОП лежит использование информации о том, какие источники вносят вклад в каждую ячейку позиционно-чувствительного детектора. При этом каждая итерация состоит из нескольких этапов:

$$\vec{s}^{(k+1)} = \vec{p}^{(k)}; \quad (3)$$

$$\vec{s}^{(k+1, i)} = \vec{s}^{(k+1, i-1)} + \alpha_{ik} \frac{q_i - \vec{h}_i^T \vec{s}^{(k+1, i-1)}}{\vec{h}_i^T \vec{h}_i} \vec{h}_i, \quad i = 2, 3, \dots, M\nu; \quad (4)$$

$$\vec{p}^{(k+1)} = \vec{s}^{(k+1, M\nu)}, \quad (5)$$

где  $\vec{h}_i^T = [(h_i)_1, (h_i)_2, \dots, (h_i)_{M\nu}]$  –  $i$ -я строка матрицы  $\hat{H}$ , записанная в виде вектора-столбца;  $\alpha_{ik}$  – коэффициент, учитывающий обратную квадратичную зависимость показаний детектора от расстояния между элементарным источником и элементарной ячейкой детектора.

## Результаты

Для исследования предложенного итерационного алгоритма восстановления трехмерного распределения источников излучения при использовании ИКСИ с многопинхольными ГКК различной размерности была разработана специальная программа численного моделирования.

В рентгеновской трансмиссионной томографии для тестирования часто используют фантом Шеппа-Логана [20], моделирующий сложное пространственное распределение коэффициента поглощения излучения. В эмиссионной томографии также можно использовать аналогичный фантом, моделирующий сложное пространственное распределение источников излучения. Визуально такой модифицированный фантом представляет собой суперпозицию эллипсоидов, имеющих различную ориентацию.

На *рис. 2а* представлено тестовое распределение типа «Многоуровневый источник», представляющее собой набор параллельных плоскостей (на *рис. 2а* – 5 плоскостей) в трехмерном пространстве, в которых расположены точечные источники в виде некоторого узора, причем между плоскостями, в отличие от фантома Шеппа-Логана, источников излучения нет. Восстановление проводится в этом же наборе плоскостей. На *рис. 2б* показаны сфокусированные изображения этого тестового распределения, зависящие от конфигурации использованного кодирующего коллиматора и служащие начальным приближением для итерационного алгоритма. В численном эксперименте использовался кодирующий коллиматор с  $\nu = 4682$  и количеством пинхолов  $k = 75$ . При этом коэффициент расширения, используемый для преобразования псевдослучайной последовательности в расширенную псевдослучайную последовательность,  $n = 30$  [19]. На *рис. 2в* показаны реконструированные изображения после 25 итераций МОП. Хорошо видна работоспособность алгоритма МОП.

На *рис. 3* представлены сечения фантома Шеппа-Логана (*рис. 3а*), сфокусированные (*рис. 3б*) и реконструированные изображения (*рис. 3в*) этих сечений после 25 итераций МОП при использовании кодирующего коллиматора с  $\nu = 7957$ ,  $k = 9$ ,  $n = 108$ . Кроме того, представлены сфокусированные (*рис. 3г*) и реконструированные изображения (*рис. 3д*) после 25 итераций МОП при использовании другого кодирующего коллиматора с  $\nu = 1951$ ,  $k = 975$ ,  $n = 0$ , в котором количество пинхолов значительно больше.

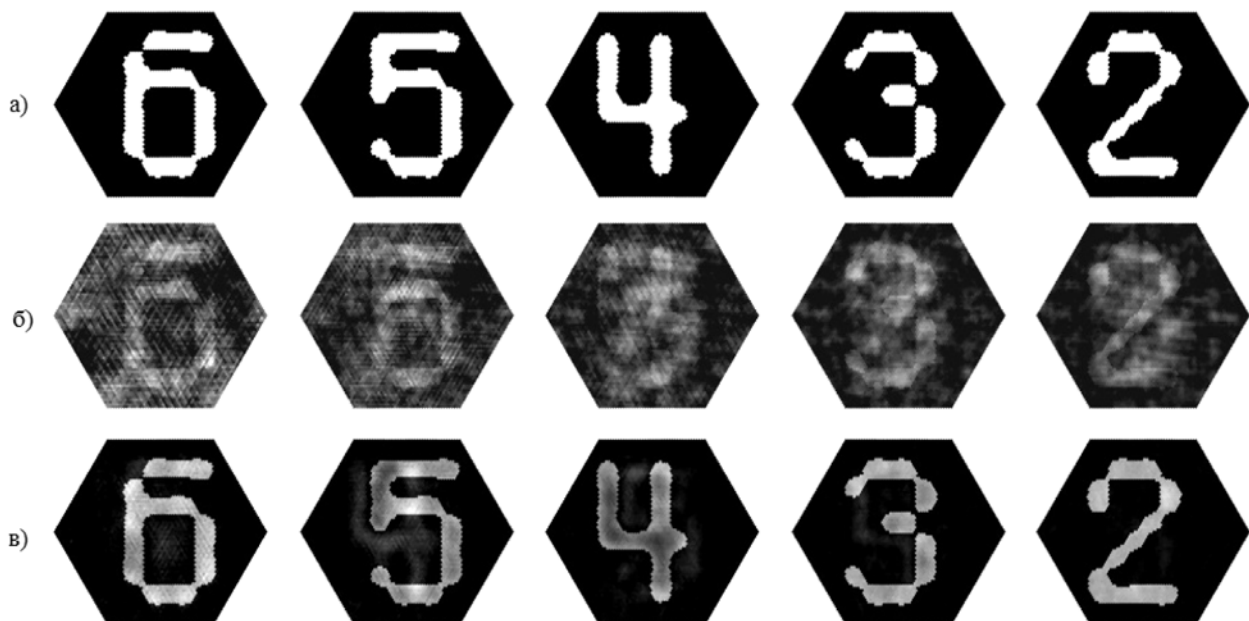


Рис. 2. Реконструкция тестового распределения: а) истинное распределение типа «Многоуровневый источник» в пяти плоскостях восстановления; б) сфокусированные изображения; в) восстановленное изображение после 25 итераций при использовании кодирующего коллиматора с  $\nu = 4682$ ,  $k = 75$ ,  $n = 30$

## Выводы

Проведенные численные эксперименты показали, что итерационный алгоритм, реализующий предложенный метод обратного проецирования, позволяет проводить полную пространственную реконструкцию источников излучения в однофотонной эмиссионной томографии с использованием интегрально-кодовых систем измерения на основе гексагональных кодирующих коллиматоров. Для реконструкции можно использовать как классические кодирующие коллиматоры на основе псевдослучайных последовательностей со средним пропусканием, близким к 0,5 или меньшим, так и новые кодирующие коллиматоры на основе расширенных псевдослучайных последовательностей с существенно меньшим коэффициентом пропускания.

По скорости работы алгоритма реконструкции гексагональные коллиматоры с небольшим количеством пинхолов значительно превосходят коллиматоры с большим количеством пинхолов. Распределение пинхолов по плоскости кодирующего коллиматора почти не сказывается на качестве реконструкции.

*Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (соглашение № 14.584.21.0021, идентификатор RFMEFI58417X0021).*

## Список литературы:

1. Hong J.S., Vadawale S.V., Grindlay J.E., Narita T. Laboratory coded-aperture imaging experiments: Radial hole coded masks and depth-sensitive CZT detectors // Proceedings of SPIE. 2004. Vol. 5540. PP. 63-72.
2. Федоров Г.А. Радиационная интроскопия: кодирование информации и оптимизация эксперимента. – М.: Атомиздат, 1982.
3. Иванов О.П., Семин И.А., Сафронов А.М., Торицын О.С. Испытания системы визуализации полей гамма-излучения iPIX в НИИЦ «Курчатовский институт» // АНРИ. 2017. № 2 (89). С. 66-70.
4. Gmar M., Gal O., Le Goaller C. et al. Development of coded-aperture imaging with a compact gamma camera // IEEE Transactions on Nuclear Science. 2004. Vol. 51. № 4. PP. 1682-1687.
5. Haboub A., MacDowell A.A., Marchesini S., Parkinson D.Y. Coded aperture imaging for fluorescent x-rays // Review of Scientific Instruments. 2014. Vol. 85. № 6. PP. 35-40.
6. Chi W., George N. Optical imaging with phase-coded aperture // Optics express. 2011. Vol. 19. № 5. PP. 4294-4300.
7. Cieslak M.J., Gamage K.A., Glover R. Coded-aperture imaging systems: Past, present and future development – A review // Radiation Measurements. 2011. Vol. 92. PP. 59-71.

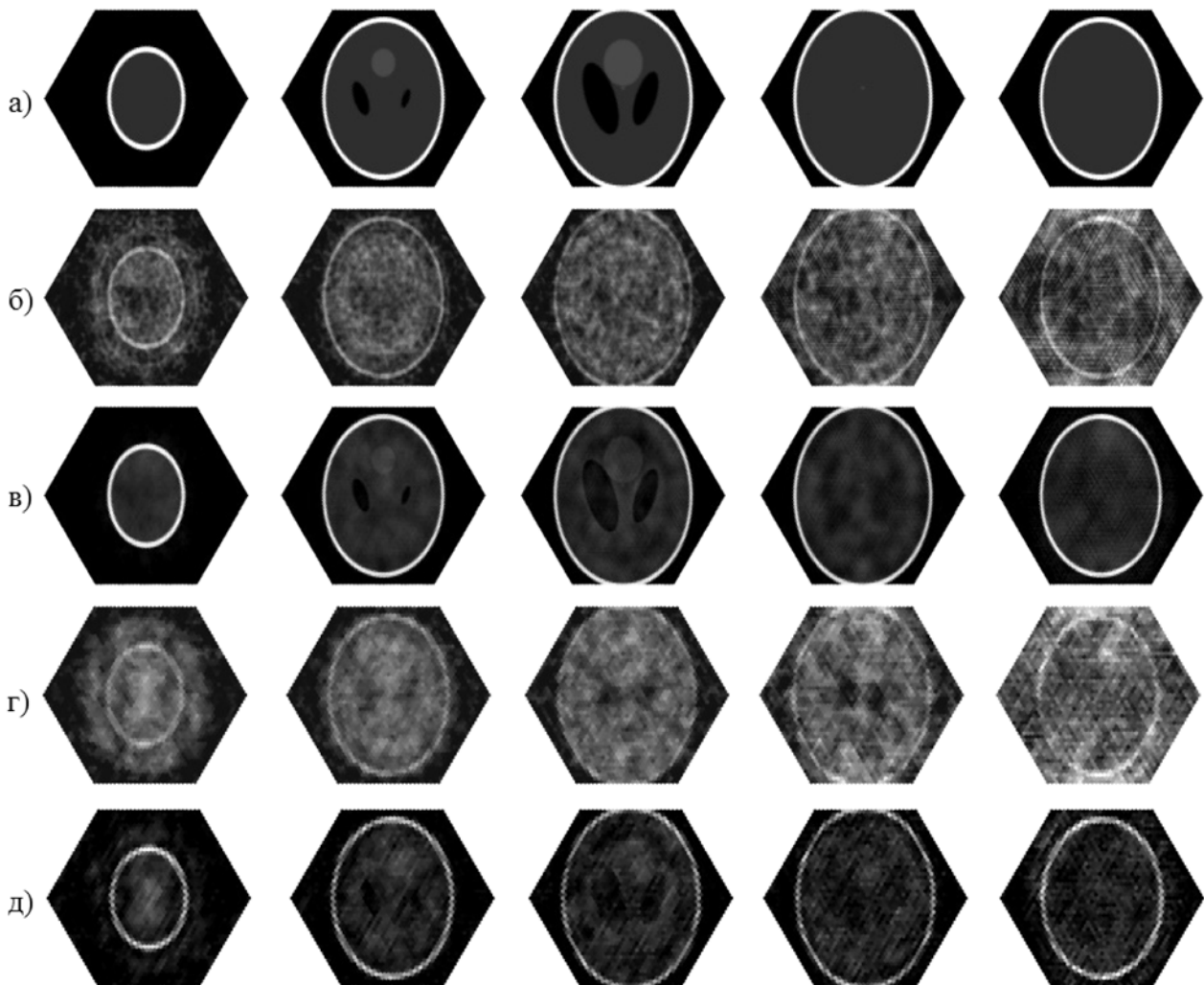


Рис. 3. Реконструкция фантома Шеппа-Логана в пяти плоскостях: истинное распределение (а); сфокусированные изображения (б) и восстановленное изображение (в) после 25 итераций при использовании кодирующего коллиматора с  $v = 7957$ ,  $k = 9$ ,  $n = 108$  (в); сфокусированные изображения (г) и восстановленное изображение (д) после 25 итераций при использовании кодирующего коллиматора с  $v = 1951$ ,  $k = 975$ ,  $n = 0$

8. *Gottesman S.R., Isser A., Giglioli G.W.* Adaptive coded aperture imaging: Progress and potential future applications // *Proceedings of SPIE*. 2011. Vol. 8165. PP. 816513-816521.
9. *Федоров Г.А., Терещенко С.А.* Вычислительная эмиссионная томография. – М.: Энергоатомиздат, 1990.
10. *Starfield D.M., Rubin D.M., Marwala T.* High transparency coded apertures in planar nuclear medicine imaging / *Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of IEEE EMBS*. 2007. PP. 4468-4471.
11. *Уткин В.М., Кумахов М.А., Блинов Н.Н. и др.* Мобильная гамма-камера «МиниСкан» и результаты ее испытаний // *Медицинская физика*. 2007. № 1. С. 42-53.
12. *Казачков Ю.П., Семенов Д.С., Горячева Н.П.* Применение кодирующих апертур в медицинских g-камерах // *Приборы и техника эксперимента*. 2007. № 2. С. 131-139.
13. *Accorsi R.* Design of near-filed coded aperture cameras for high-resolution medical and industrial of gamma-ray imaging / Ph.D. Thesis. Department of Nuclear Engineering. MIT. 2001.
14. *Терещенко С.А.* Методы вычислительной томографии. – М.: Физматлит, 2004.
15. *Fedorov G.A., Tereshchenko S.A.* Multiplexed Systems for the Detection of Ionizing Radiation. 1. Codes and Encoders // *Measurement Techniques*. 1995. Vol. 38. № 11. PP. 1287-1297.
16. *Fedorov G.A., Tereshchenko S.A.* Integral Code Systems for Recording Ionizing Radiation: Iterative Image Reconstruction Algorithms for Focal Plane Processing // *Measurement Techniques*. 2001. Vol. 44. № 4. PP. 422-427.
17. *Fedorov G.A., Tereshchenko S.A., Antakov M.A., Burnaevskii I.S.* Point spread functions of integral-code measurement systems with multiple-pinhole hexagonal coding collimators // *Measurement Techniques*. 2012. Vol. 55. № 5. PP. 574-582.
18. *Федоров Г.А., Терещенко С.А., Антаков М.А., Бурнаевский И.С.* Униполярная и биполярная схемы измерений при восстановлении пространственного распределения источников излучения с использованием гексагональных кодирующих коллиматоров // *Медицинская техника*. 2014. № 1. С. 43-45.
19. *Fedorov G.A., Tereshchenko S.A.* Extended pseudorandom sequences and two-dimensional coding collimators based on them // *Measurement Techniques*. 2007. Vol. 50. № 6. PP. 681-689.
20. *Lalush D.S., Wernick M.N.* Iterative Image Reconstruction. In: *Emission Tomography. – The Fundamentals of PET and SPECT*. Ed. Wernick M.N., and Aarsvold J.N. – Elsevier, 2004. PP. 443-472.
21. *Венгринович В.Л., Золотарев С.А.* Итерационные методы томографии. – Минск: Белорусская наука, 2009.
22. *Федоров Г.А., Дмитриев А.М., Терещенко С.А., Антаков М.А.* Реконструкция изображений пространственных распределений источников ионизирующего излучения на основе итеративного обратного проецирования в интегрально-кодовых системах измерений // *АНРИ*. 2012. № 1 (68). С. 62-70.

*Сергей Андреевич Терещенко,*  
 д-р физ.-мат. наук, профессор,  
 кафедра биомедицинских систем,  
 Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
 г. Москва, г. Зеленоград,  
*Георгий Алексеевич Федоров,*  
 д-р физ.-мат. наук, профессор,  
 кафедра радиационной физики  
 и безопасности атомных технологий,  
 Национальный исследовательский  
 ядерный университет «МИФИ»,  
 г. Москва,  
*Максим Александрович Антаков,*  
 канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,  
*Игорь Сергеевич Бурнаевский,*  
 аспирант,  
 кафедра биомедицинских систем,  
 Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
 г. Москва, г. Зеленоград,  
 e-mail: tsa@miee.ru

*М.И. Зеликман, С.А. Кручинин, Д.В. Михеев*

## **Оценка технического состояния рентгенорадиологического оборудования в ЛПУ РФ по результатам периодического контроля эксплуатационных параметров**

### **Аннотация**

Приводятся данные анализа технического состояния эксплуатируемого в лечебно-профилактических учреждениях ряда регионов РФ рентгенорадиологического оборудования, проведенного по результатам периодических технических испытаний различных видов этого оборудования в рамках производственного контроля.

В последнее десятилетие лечебно-профилактические учреждения (ЛПУ) практически всех регионов Российской Федерации в рамках осуществления приоритетного национального проекта «Здоровье» (запущен в 2006 году), а также программы модернизации здравоохранения (2011-2013 гг.) были оснащены современным высокотехнологичным оборудованием для лучевой диагностики и терапии: цифровыми рентгеновскими системами для различных разделов диагностики и ангиографическими комплексами, рентгеновскими компьютерными томографами (КТ), магнитно-резонансными томографами (МРТ), совмещенными ПЭТ-КТ системами и т. д.

Для гарантирования высокоэффективной с точки зрения диагностики и терапии, а также надежной работы рентгенорадиологического оборудования необходимо предпринимать меры, связанные с обеспечением качества этого оборудования в условиях эксплуатации (англоязычный термин – Quality assurance), которые, наряду с обязательным регулярным техническим обслуживанием, включают в себя:

- проведение испытаний сразу после инсталляции оборудования в ЛПУ (приемочные испытания) или после проведения существенных ремонтных работ, затрагивающих основные блоки и узлы аппаратов;
- проведение периодических испытаний оборудования в условиях эксплуатации, в том числе проведение испытаний на постоянство параметров;
- проведение регламентных работ, включая ежедневный контроль состояния оборудования до начала исследования пациентов.

Проведение испытаний после инсталляции рентгеновского оборудования в ЛПУ (приемочных) и периодических испытаний регламентируется СанПиН 2.6.1.1192-03 «Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований» [1], а также документом «Технический паспорт на рентгеновский диагностический кабинет» (Минздрав РФ, Москва, 2002 г.) [2]. В соответствии с этими документами, пе-