

Униполярная и биполярная схемы измерений при восстановлении пространственного распределения источников излучения с использованием гексагональных кодирующих коллиматоров

Аннотация

Рассмотрено восстановление пространственного распределения источников излучения в биполярной схеме измерений с многопинхольными гексагональными кодирующими коллиматорами на основе псевдослучайных и расширенных псевдослучайных последовательностей. Проведено сравнение униполярных и биполярных схем измерений с помощью аппаратных функций кодирующих коллиматоров.

Введение

Одним из направлений использования ионизирующих излучений является применение интегрально-кодовых (мультиплексных) систем измерений (ИКСИ), например, в рентгеновской и гамма-астрономии, спектроскопии нейтронов по времени пролета, эмиссионной томографии, мониторинге радиоактивного загрязнения приповерхностного слоя почвы, дистанционном контроле состояния действующего ядерного реактора и других областях [1]-[10].

При этом интегрально-кодовыми называют системы, в которых регистрируемая измерительным прибором (установкой) информация имеет вид интегрального образа исследуемой пространственной функции. Регистрируемые таким прибором дискретные отсчеты являются линейными комбинациями дискретных отсчетов, характеризующих искомую функцию (например, пространственное распределение радионуклида), а не самими отсчетами. Поэтому полученные с помощью ИКСИ данные необходимо подвергнуть обратному преобразованию (декодированию).

Интегральное преобразование в ИКСИ осуществляется с помощью кодирующих устройств (кодирующих коллиматоров). Среди них наиболее удобны плоские двумерные многопинхольные кодирующие коллиматоры (КК), расположение пинхолов в которых описывается положением единиц в одномерных (0, 1)-периодических последовательностях, выбранных для построения КК [1], [3], [7], [11]-[13]. Отличительной особенностью таких коллиматоров является свойство фокусировки, которое дает возможность определять не только планарное двумерное, но и восстанавливать трехмерное распределение радионуклидов.

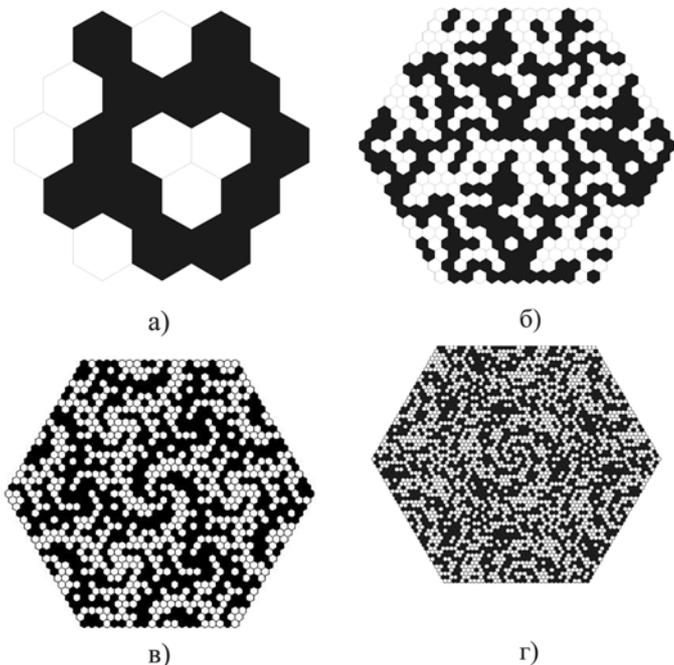


Рис. 1. Мозаичные гексагональные кодирующие коллиматоры на основе ПСП с длиной $v = 7$ (а), $v = 127$ (б), $v = 331$ (в) и $v = 919$ (г) (черные ячейки соответствуют нулям, а белые – единицам)

Распространены и целесообразны прямоугольные коллиматоры, построенные на основе одномерных псевдослучайных последовательностей (ПСП) единиц и нулей, имеющих двухуровневую автокорреляционную функцию [14]-[16], а также расширенных псевдослучай-

ных последовательностей (РПС), обладающих близкими с ПСП свойствами [17]. Любая ПСП является строкой (v, k, λ) -матрицы-циркулянта [3], имеющей экстремальные свойства на классе $(0, 1)$ -матриц. При этом v – длина ПСП и порядок (v, k, λ) -матрицы; k – количество единиц в ПСП; $\lambda = k(k-1)/(v-1)$. Важно, что для (v, k, λ) -матрицы существует аналитическое выражение для обратной матрицы.

На основе одномерных последовательностей могут быть построены также гексагональные кодирующие коллиматоры (ГКК) [12], [13]. Примеры ГКК представлены на рис. 1.

Метод фокусных плоскостей

В случае трехмерного распределения, в соответствии с методом фокусных плоскостей (МФП), в униполярной схеме измерений (рис. 2а) производится M измерений, в каждом из которых в фокусе последовательно находится одна из M плоскостей, параллельных плоскости позиционно-чувствительного детектора (ПЧД), на которые условно разбивается трехмерное распределение источников излучения [3], [7]. Таким образом, объект сканируется в направлении, перпендикулярном плоскости детектора. Осуществляя M последовательных перемещений измерительной системы относительно объекта либо объекта относительно измерительной системы, можно получить M двумерных результатов измерений, в которых каждая из условных плоскостей ровно один раз будет находиться в фокусе. Тогда, с информационной точки зрения, будет观察到 равенство количества неизвестных количеству экспериментальных данных.

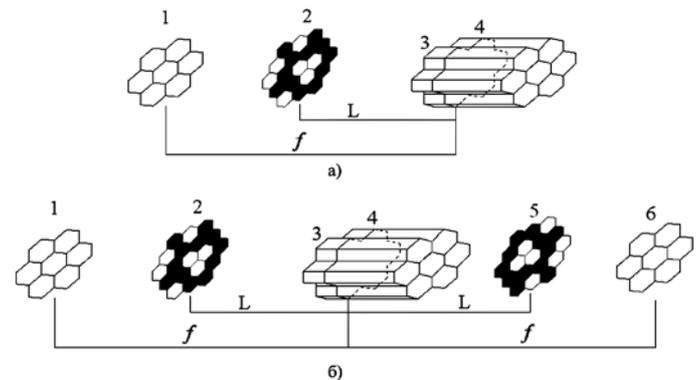


Рис. 2. Униполярная схема измерений (а), биполярная схема измерений (б): 1, 6 – ПЧД; 2, 5 – ГКК; 3 – исследуемый трехмерный объект; 4 – фокусная плоскость

Фокусное расстояние f (расстояние от плоскости источника до плоскости детектора) и размер ячейки источника Δ определяются следующими формулами [3], [7]:

$$f = \frac{LD}{D-d}; \quad (1)$$

$$\Delta = \frac{Dd}{D-d}, \quad (2)$$

где L – расстояние от коллиматора до детектора; d и D – линейные размеры ячеек коллиматора и детектора соответственно.

В МФП система матричных уравнений имеет вид

$$\bar{\zeta}^{(i)} = \hat{A} \bar{\xi}^{(i)} + \sum_{i' \neq i}^M \hat{B}^{(ii')} \bar{\xi}^{(i')}, \quad i = 1, 2, \dots, M, \quad (3)$$

где $\bar{\zeta}^{(i)} = (\zeta_j^{(i)}, j = 1, 2, \dots, v)$ – вектор измерений, учитывающий излучение от всех плоскостей; $\hat{A} = (a_{jj'}, j, j' = 1, 2, \dots, v)$ – образующая (v, k, λ) -матрица-циркулянт из единиц и нулей, описывающая расположение открытых и закрытых пинхолов; $\bar{\xi}^{(i)} = (\xi_j^{(i)}, j = 1, 2, \dots, v)$ – вектор рас-

пределения источников в фокусной плоскости; M – число фокусных плоскостей (число измерений); $\hat{B}^{(i)} = (b_{jj}^{(i)}, j, j' = 1, 2, \dots, v)$ – матрица, определяющая влияние i' -й внефокусной плоскости на результат i -го измерения в плоскости фокуса.

В соответствии с МФП сфокусированные изображения источников $\xi^{(i)} = (\xi_j^{(i)}, j = 1, 2, \dots, v)$ в каждой фокусной плоскости получаем умножением результатов измерений на обратную матрицу \hat{A}^{-1} , которая при использовании (v, k, λ) -матриц известна заранее:

$$\tilde{\xi}^{(i)} = \hat{A}^{-1} \xi^{(i)}. \quad (4)$$

Как следует из выражений (3) и (4), сфокусированные изображения состоят из изображений источников в фокусной плоскости, на которые накладываются расфокусированные изображения от источников, расположенных во внефокусных плоскостях. Структура неравномерного фона от внефокусных источников, в отличие от, например, естественного радиационного фона, в значительной степени определяется используемым кодирующим коллиматором, а также видом распределения источника излучения. Далее сфокусированные изображения можно улучшать с помощью итерационных алгоритмов решения системы уравнений (3).

Биполярная схема измерений

При решении некоторых задач с применением МФП существует возможность использования второй ИКСИ, расположенной с противоположной стороны объекта так, чтобы в процессе измерений одна и та же плоскость объекта была фокусной для обеих ИКСИ. Такая схема измерений с двумя детекторами получила название биполярной [18]. При этом коллиматоры в двух ИКСИ могут быть как идентичными, так и различными. Такая биполярная схема измерений может быть реализована как с прямоугольными, так и с гексагональными кодирующими коллиматорами (рис. 2б).

Для биполярной схемы измерений система уравнений (3) примет вид

$$\begin{cases} \tilde{\zeta}_1^{(i)} = \hat{A}_1 \xi^{(i)} + \sum_{\substack{i'=1 \\ i' \neq i}}^M \hat{B}_1^{(i')} \xi^{(i')}; \\ \tilde{\zeta}_2^{(i)} = \hat{A}_2 \xi^{(i)} + \sum_{\substack{i'=1 \\ i' \neq i}}^M \hat{B}_2^{(i')} \xi^{(i')}, \end{cases} \quad (5)$$

где $\xi^{(i)}$ – вектор измерений для первого детектора; $\tilde{\zeta}_2^{(i)}$ – вектор измерений для второго детектора; $\hat{B}_1^{(i')} = (b_{jj}^{(i')}, j, j' = 1, 2, \dots, v)$ – матрица, определяющая влияние i' -й внефокусной плоскости на результат i -го измерения в плоскости фокуса для первого детектора; $\hat{B}_2^{(i')} = (b_{jj}^{(i')}, j, j' = 1, 2, \dots, v)$ – матрица, определяющая влияние i' -й внефокусной плоскости на результат i -го измерения в плоскости фокуса для второго детектора.

Соответственно, в биполярной схеме измерений образуются два сфокусированных изображения для каждого детектора:

$$\begin{cases} \tilde{\xi}_1^{(i)} = \hat{A}_1^{-1} \tilde{\zeta}_1^{(i)}; \\ \tilde{\xi}_2^{(i)} = \hat{A}_2^{-1} \tilde{\zeta}_2^{(i)}. \end{cases} \quad (6)$$

Общие сфокусированные изображения при биполярной схеме измерений можно получить усреднением сфокусированных изображений для обоих детекторов:

$$\tilde{\xi}_s^{(i)} = \frac{1}{2} (\tilde{\xi}_1^{(i)} + \tilde{\xi}_2^{(i)}). \quad (7)$$

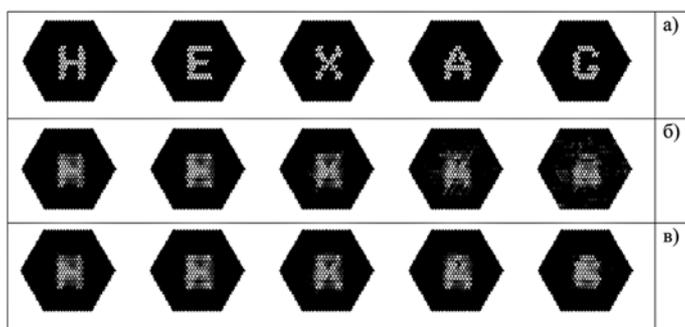


Рис. 3. Истинные изображения (а), сфокусированные изображения в униполярной схеме измерений (б), сфокусированные изображения в биполярной схеме измерений (в) при использовании ГКК с длиной ПСП $v = 631$

На рис. 3 представлены полученные при численном моделировании сфокусированные изображения для униполярной и биполярной схем измерений при использовании ГКК с $v = 331$. Видно, что при биполярной схеме измерений выравнивается качество восстановления по глубине объекта по сравнению с униполярной схемой измерений.

Аппаратные функции

Одним из инструментов для исследования характеристик ИКСИ с многопингольными КК являются глубинные аппаратные функции (АФ), характеризующие фокусирующие свойства КК, а также влияние внефокусных источников на изображение в плоскости фокуса [7], в том числе и для ГКК [13], [19]. Расчет АФ основан на сфокусированных изображениях точечного источника, последовательно занимающего все возможные положения в пространстве объекта. Пример АФ, полученной на основе формул (3) – (4) в униполярной схеме измерений, представлен на рис. 4а, а на рис. 4б представлена АФ, полученная на основе формул (5) – (7) в биполярной схеме измерений, при использовании одного и того же гексагонального КК на основе ПСП с $v = 631$, $d = 4$ мм, $D = 8$ мм, $f = 200$ мм.

Расчет АФ требует больших вычислительных затрат, в связи с чем представляет интерес возможность получения биполярных АФ с помощью униполярных АФ для каждого коллиматора. Исходя из формулы (6), можно предположить, что биполярная АФ будет примерно равна полусумме двух униполярных АФ, одна из которых инвертирована (рис. 4в). Аппаратная функция, полученная численно, и АФ, полученная из униполярных АФ, представлены на рис. 4г. Видно, что эти АФ различаются незначительно. Таким образом, аппаратные функции для биполярной схемы измерений могут быть достаточно точно получены сложением аппаратных функций для униполярной схемы измерений.

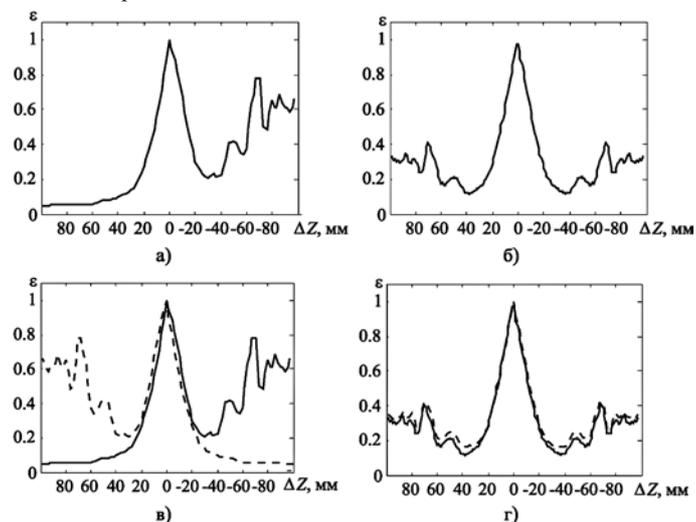


Рис. 4. АФ ГКК с $v = 331$ при униполярной (а) и биполярной (б) схемах измерений; АФ первого (сплошная линия) и второго (пунктирная линия) КК при биполярной схеме (в); АФ при биполярной схеме измерений: расчетная (сплошная линия) и полученная на основе сложения АФ первого и второго КК (пунктирная линия) (г)

Выводы

Произведено сравнение униполярной и биполярной схем измерений при восстановлении пространственного распределения источников излучения с использованием гексагональных кодирующих коллиматоров. Установлено, что аппаратные функции кодирующих коллиматоров с использованием биполярной схемы измерений обладают лучшими характеристиками, чем аппаратные функции аналогичных кодирующих коллиматоров с использованием униполярной схемы измерений. Предложен метод расчета биполярных аппаратных функций, основанный на использовании униполярных аппаратных функций двух кодирующих коллиматоров.

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (соглашение 14.132.21.1762).

Список литературы:

1. Федоров Г.А. Радиационная интроскопия. Кодирование информации и оптимизация эксперимента. – М.: Энергоатомиздат, 1982.

2. *Caroly J., Stephen J.B., DiCocco G. et al.* Coded aperture imaging in X-and Gamma-ray astronomy // *Space Science Reviews*. 1987. Vol. 45. № 3/4. PP. 349-403.
3. *Федоров Г.А., Терещенко С.А.* Вычислительная эмиссионная томография. – М.: Энергоатомиздат, 1990.
4. *Durrant P.T., Dallimore M., Jupp I.D. et al.* The application of pinhole and coded aperture imaging in the nuclear environment // *Nuclear Instruments and Methods A*. 1999. Vol. 422. PP. 667-671.
5. *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.
6. *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.
7. *Терещенко С.А.* Методы вычислительной томографии. – М.: Физматлит, 2004.
8. *Gottesman S.R.* Coded apertures: Past, present, and future application and design // *Proceedings of Adaptive Coded Aperture Imaging and Non-Imaging Sensors*, SPIE. 2007. Vol. 6714.
9. *Starfield D.M., Rubin D.M., Marwala T.* High transparency coded apertures in planar nuclear medicine imaging / *Proceedings of the 29th Annual International Conference of IEEE EMBS*. 2007. PP. 4468-4471.
10. *Gottesman S.R., Isser A., Gigioli G.W.* Adaptive coded aperture imaging: Progress and potential future applications // *Proceedings of the International Society for Optical Engineering*, SPIE. 2011. Vol. 8165. № 13.
11. *Cook W.R., Finger M., Prince T.A., Stone E.C.* Gamma-ray imaging with a rotating hexagonal uniformly redundant array // *IEEE Tr. on Nuclear Science*. 1984. Vol. NS-31. № 1. PP. 771-775.
12. *Gottesman S.R., Fenimore E.E.* New family of binary arrays for coded aperture imaging // *Applied Optics*. 1989. Vol. 28. № 20. PP. 4344-4352.
13. *Федоров Г.А., Терещенко С.А., Антаков М.А., Бурнаевский И.С.* Аппаратные функции интегрально-кодовых систем с многопинхольными гексагональными кодирующими коллиматорами // *Измерительная техника*. 2012. № 5. С. 59-64.
14. *Спанн Р.* Свойство псевдослучайных последовательностей максимальной длины при двумерной корреляции // *ТИИЭР*. 1965. Т. 53. № 12. С. 2363-2364.
15. *Макуильямс Ф.Дж., Слоан Н.Дж.А.* Псевдослучайные последовательности и таблицы // *ТИИЭР*. 1976. Т. 64. № 12. С. 80-95.
16. *Gottesman S.R., Schneid E.J.* PNP – a new class of coded aperture arrays // *IEEE Tr. on Nuclear Science*. 1986. Vol. NS-33. № 1. PP. 745-749.
17. *Федоров Г.А., Терещенко С.А.* Расширенные псевдослучайные последовательности и двумерные кодирующие коллиматоры на их основе // *Измерительная техника*. 2007. № 6. С. 66-71.
18. *Федоров Г.А., Терещенко С.А.* Интегрально-кодовые системы регистрации ионизирующих излучений. Биполярные измерения // *Измерительная техника*. 2005. № 6. С. 58-62.
19. *Федоров Г.А., Терещенко С.А., Антаков М.А., Бурнаевский И.С.* Интегрально-кодовые системы измерений с многопинхольными гексагональными кодирующими коллиматорами на основе троичных последовательностей // *Вестник НИЯУ «МИФИ»*. 2013. Т. 2. № 1. С. 40-46.

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

И.С. Явелов, А.И. Гончаренко, М.Я. Израилович, Д.Ш. Катанов

Моделирование эффекта локального усиления кровотока

Аннотация

В Институте машиноведения им. А.А. Благонравова (ИМАШ) РАН на основе волоконно-оптических датчиков создана измерительная аппаратура для исследования пульсовых волн и вибросигналов сердечно-сосудистой системы человека, с помощью которой изучались процессы модуляции сердечного ритма. Предложено рассматривать изменения ритма и формы пульсовых волн с точки зрения оптимальной доставки крови к работающим или страдающим органам (импульсным потребителям). Отмечена роль низкочастотных модуляций частоты сердечных сокращений как механизма увеличения расхода крови в заданную зону (адресная доставка крови).

Сфигмография высокого разрешения не относится пока к распространенным методам функциональной диагностики. Однако с развитием методов апланационной тонометрии она все больше утверждается в качестве перспективного раздела кардиологии. Представленная статья показывает, что с помощью разработанной в ИМАШ РАН аппаратуры [1], [2] возможны наблюдение и полезное исследование гемодинамики, в том числе и процессов, связанных с неравномерностью сердечного ритма [3].

Следует отметить, что неравномерность сердечного ритма подавляется в случае сильной стрессовой реакции организма. При этом сердце работает «удар в удар» и стрессовая сборка ударов за фрагмент съемки при правильной разметке кардиоциклов превращается в «ниточку». Такой тип кровотока с подавленной ритмикой называют в некоторых работах эмбриональным, так как он свойственен младенцам, находящимся в утробе матери [4]. По многим наблюдениям известно, что у людей в состоянии волнения или нервного стресса как бы «перехватывает» дыхание и они не могут говорить или говорят прерывисто. Это свидетельствует о нехватке кислорода. Продолжая рассуждения, приходим к выводу, что модуляции ритма есть проявление оптимизации свойств сердечно-сосудистой системы в смысле многофункционального действия кислородного обмена и, скорее все-

го, адресной доставки обогащенной крови в требуемые зоны. Анализируя многочисленные записи пульсовых волн, можно убедиться, что доминирующей низкочастотной гармоникой является частота дыхания, которая модулирует частоту сердечных сокращений.

Приведем в доказательство запись неравномерности насосной функции сердца, полученную в компьютере, связанном с анализатором «Пульс».

Здесь высота каждого столбика, обозначающего очередной кардиоцикл, соответствует величине интеграла, определяемого площадью фигуры, очерченной пульсовой волной. Исследование ритмики по пульсовой волне в отличие от исследования по кардиоинтервалам имеет следующую особенность: механопульсограмма несет полезную информацию о насосной функции сердца, которая является его конечной функцией, тогда как по ЭКГ оценивается только работа синусового узла сердца. Таким образом, в рассматриваемой работе предложен метод исследования ритмики по конечной функции сердца, а не по промежуточной.

Из рис. 1 следует, что модуляция величины площадей под кривой пульсовой волны по низкой частоте следующая: одна волна на 5-6 ударов сердца. Эта явление известно у медиков под названием «дыхательная аритмия». При подавлении изменений ритма гистограмма имеет