

СРАВНЕНИЕ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ДВУМЕРНЫХ КОДИРОВАННЫХ АПЕРТУР

Аннотация. В работе исследованы томографические возможности систем визуализации гамма-излучения с двумерными кодированными апертурами. Методами математического моделирования исследовано влияние дефокусировки системы на качество получаемых изображений. Проведено сравнение томографических свойств кодирующих масок на базе однородно избыточных, модифицированных однородно избыточных массивов и циклического кода Хэмминга. Установлено, что томографические свойства систем визуализации не зависят от типа кодирующей последовательности.

Ключевые слова: гамма излучение, томография, кодированная апертура, кодирующая последовательность.

Система визуализации гамма-излучения с кодированной апертурой содержит узел кодирования потока гамма-квантов (кодирующая маска) и позиционно-чувствительный детектор - ПЧД. Кодирующая маска предназначена для кодирования информации о местонахождении источника гамма-квантов и представляет собой множество элементов, часть из которых поглощает значительную долю гамма-излучения источника, а другая часть множества элементов абсолютно прозрачна для гамма-квантов. Гамма-кванты, испускаемые объектом в направлении ПЧД, создают на нем гамма-тень маски. Эта тень регистрируется ПЧД в виде числа гамма-квантов, испытавших взаимодействие в отдельных ячейках. Последующая математическая обработка зарегистрированной тени позволяет восстановить изображение объекта.

Зарегистрированная тенеграмма $P(x,y)$ представляет собой функцию корреляции функции источника $O(\xi,\eta)$, описывающей распределение выхода гамма-квантов из объекта и функции $a(x',y')$, описывающей пропускание апертуры. В общем случае, с учетом регистрации аддитивного фона детектора, не зависящего от источников, выражение для функции тени можно записать в виде

$$P = O * a + B \quad (1)$$

где $B = B(x,y)$ - регистрируемый ПЧД фон, не обязательно однородный, $*$ - оператор корреляции.

Уравнение (1) представляет собой интегральное уравнение, многочисленные трудности, возникающие при решении такого типа уравнений, хорошо известны. Однако, исходное распределение источников излучения можно восстановить, используя корреляционные методы анализа [1], с помощью специальным образом выбранной обрабатывающей (или декодирующей) функции. Выражение для восстановленного распределения источников, полученного с помощью двумерной кодирующей маски, будет иметь вид:

$$O'_{k,l} = \sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} P_{i,j} \cdot G_{i+k,j+l} \quad (2)$$

где G – обрабатывающая функция, m,n – размерность кодирующей маски.

В практике применения кодированных апертур для построения кодирующих масок используют кодирующие последовательности, имеющие идеальную функцию рассеяния точки (ФРТ). ФРТ для системы с идеальным кодированием представляет собой ограниченную δ -функцию – единственный пик с плоскими боковыми лепестками. Идеальную ФРТ имеют несколько типов кодирующих последовательностей. Среди них чаще всего используют однородно избыточные массивы (Uniformly Redundant Arrays - URA) [1], циклические коды Хэмминга (M-sequence) [2], модифицированные однородно-избыточные массивы (MURA) [3].

Одно из уникальных свойств системы визуализации γ -излучения с кодированной апертурой состоит в возможности получения с ее помощью томографических изображений, т.е. в возможности послойного двумерного изображения трехмерного излучающего объекта. Исследования томографических возможностей систем с кодированными апертурами были проведены еще в работе [4]. Были исследованы томографические свойства двух типов массивов – URA на основе квадратичных вычетов и на основе циклического кода. По мнению авторов [4], массив на основе циклического кода предпочтительнее для томографических целей, чем массив на основе квадратичных вычетов, т.к. "более случайная"

природа циклического кода позволяет проявить хорошие дефокусирующие свойства случайного массива.

В последние несколько лет разработчики медицинских томографов для ОФЭКТ(SPECT)-томографии обратили внимание на использование кодирующих масок вместе с медицинскими гамма-камерами [5,6]. В работах приведены результаты экспериментов с медицинскими гамма-камерами, оборудованными кодирующими масками различных размерностей, показаны их принципиальные томографические возможности. Однако, выбор кодирующей последовательности никак не обоснован.

Цель нашей работы – сравнение томографических свойств двумерных кодирующих масок, построенных на различных типах кодирующих последовательностей.

Для исследования томографических свойств была создана математическая модель двумерного детерминированного кодирования с учетом дефокусировки. Основные идеи формирования изображения и измерения дефокусировки были изложены в нашей предыдущей работе [7]. Математическая модель была реализована в среде MathCAD 14, восстановление распределений источников и анализ результатов также производился с помощью стандартных средств MathCAD.

На рисунке 1а) показан пример ФРТ системы визуализации с кодирующей маской 29Ч31 элемент на основе квадратично-вычетного кода (URA) при идеальном кодировании (источник излучения находится в фокальной плоскости). Высота центрального пика равна количеству прозрачных для γ -излучения элементов маски.

Влияние дефокусировки тенеграммы проявляется при восстановлении изображения в виде снижения величины центрального пика и появления в боковых лепестках положительных отличных от нуля значений – положительного фона (рисунок 1б)).

Обращает на себя внимание тот факт, что в случае двумерной кодированной апертуры положительные шумовые значения, вызванные дефокусировкой, возникают в ряду и строке изображения, на пересечении которых находится отклик истинного положения источника. Таким образом, примененный нами ранее критерий оценки качества изображения в виде контраста [7] оказывается несостоятельным.

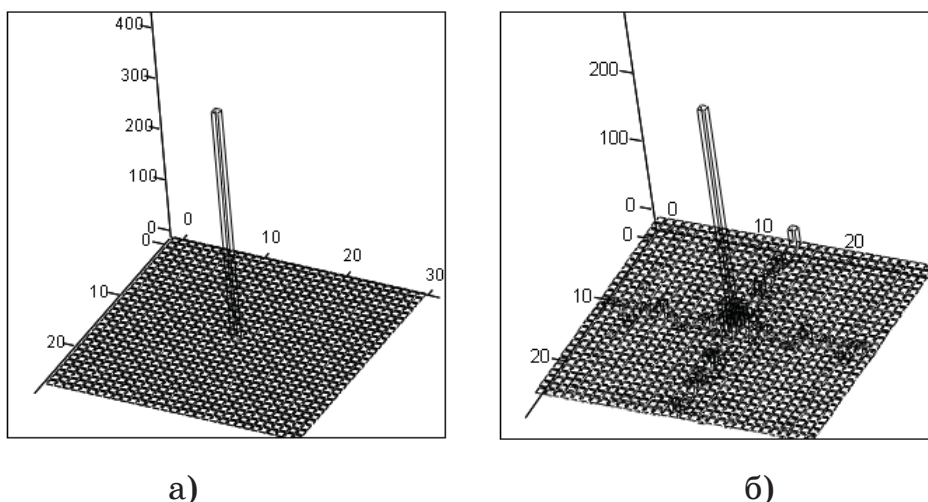


Рисунок 1 – ФРТ системы визуализации с двумерной кодированной апертурой: а) источник в фокальной плоскости; б) источник вне фокальной плоскости

Для оценки влияния дефокусировки на качество изображения в случае двумерных кодированных апертур была выбрана относительная высота центрального пика – отношение высоты пика в дефокусированном изображении к высоте пика источника в фокальной плоскости. При исследовании рассчитывались зависимости относительной высоты пика от степени дефокусировки – коэффициента масштабирования [7]:

$$k(z) = \frac{1}{m} \cdot \left(1 + \frac{f}{b+z} \right) \quad (3)$$

Здесь m – коэффициент увеличения, b – расстояние от маски до плоскости источников, f – расстояние от маски до ПЧД, z – расстояние от фокальной плоскости до плоскости источников. Коэффициент масштабирования может быть больше или меньше 1 в зависимости от знака z и значение этого коэффициента будет определять уровень дефокусировки тенеграммы.

Для сравнительных исследований были выбраны кодирующие последовательности близких размерностей, т.к. в предыдущей работе была установлена существенная зависимость томографических свойств от размерности кодирующей последовательности. Основой для выбора размерностей послужил тот факт, что циклический код Хэмминга может быть построен только по основанию $(2m-1)$ и не всякий такой код можно преобразовать в двумерную маску. В частности, код Хэмминга длиной $1023 = 2^{10}-1$ можно преобразовать в двумерную маску 31×33 элемента.

Таким образом, для сравнения томографических свойств были использованы маски на основе однородно избыточного массива (URA) 29Ч31 элемент, модифицированных однородно избыточных массивов (MURA) 29Ч29 и 31Ч31 элемент и кода Хэмминга (M-sequence) 31Ч33 элемента. Для определения зависимости томографических свойств от размерности двумерной кодированной апертуры была также рассчитана зависимость относительной высоты пика для маски URA 41Ч43 элемента от степени дефокусировки.

На рисунке 2 показаны зависимости относительной высоты пика источника от коэффициента масштабирования k . Индексы у обозначений кривых соответствуют размерностям маски.

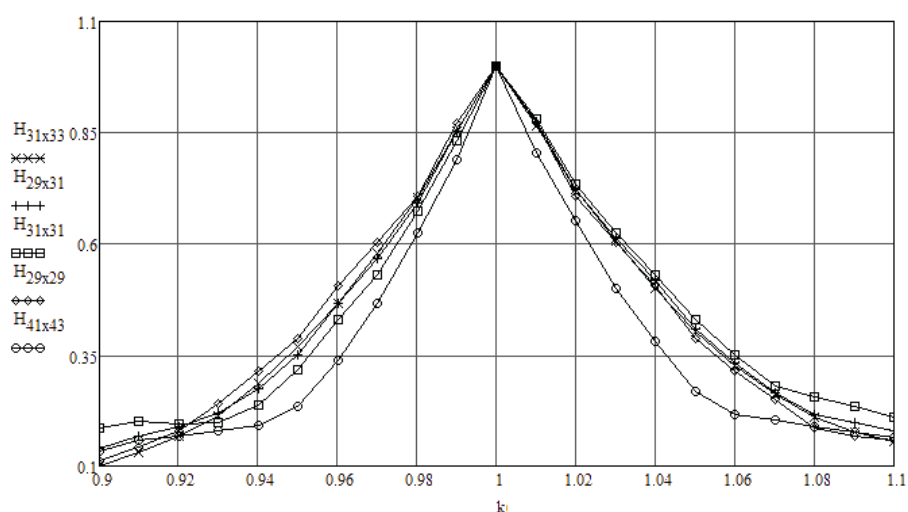


Рисунок 2 – Зависимость относительной высоты центрального пика в восстановленном изображении от степени дефокусировки

Очевидно, что ширина пика приведенных на рисунке зависимостей практически одинакова для всех типов кодирующих последовательностей с размерностью от 29Ч29 до 31Ч33 элемента. Значение разрешения пиков по критерию Рэля – высота впадины должна составлять 0,29 от высоты максимума – для всех типов кодирующих масок составляет 0,1 (от 0,95 до 1,05). При этом очевидно так же, что томографическое разрешение улучшается с увеличением размерности маски. Ширина пика для маски 41Ч43 элемента существенно меньше и составляет менее 0,08 (от 0,965 до 1,04).

Томографическое разрешение системы в абсолютных величинах может быть вычислено на основании соотношения (3) и

будет определяться конкретными геометрическими размерами системы визуализации.

Таким образом, в результате исследования томографических возможностей систем визуализации γ -излучения с кодирующими масками различного типа было установлено, что с точки зрения томографических свойств ни один из типов кодирующих последовательностей не обладает преимуществами. Улучшить томографическое разрешение системы визуализации можно только путем увеличения размерности кодирующей маски. На этом пути возникают иные трудности, связанные с размером элемента маски (автоколлимация, прозрачность элемента и т.д.). Из-за этого задача оптимизации томографических возможностей системы превращается в многофакторную оптимизационную задачу. Выбор типа кодирующей последовательности будет определяться другими, в основном конструкционными, требованиями – простота изготовления, удобство монтажа и обслуживания, а также необходимостью измерений с антимаской.

ЛИТЕРАТУРА

1. Fenimore E.E. Coded Aperture Imaging with Uniformly Redundant Arrays.// E.E. Fenimore, T.M. Cannon / Applied Optics, 1978. - v.17, No.3. - pp.337-347.
2. Proctor R.J. The Design of Optimum Coded Mask X-Ray Telescopes. // Proctor R.J., Skinner G.K., Willmore A.P. / Monthly Notes of Royal Astronomical Society, 1979. - v.187 - pp. 663-643.
3. Gottesman S. R. New family of binary arrays for coded aperture imaging.// S. R. Gottesman, E. E. Fenimore / Applied Optics, 1989. - Vol. 28, No. 20. – pp. 4344-4352
4. Cannon T.M. Tomographical Imaging Using Uniformly Redundant Arrays.// T.M. Cannon, E.E. Fenimore./ Applied Optics, 1979. - v. 18, No.7. - p.1052-1057.
5. С.В. Марков. Томографическая гамма-камера со сменными кодирующими коллиматорами.// С.В. Марков, В.М. Немчинов, Д.С. Семенов, Г.А. Федоров./ Качество, инновации, образование и CALS-технологии. Материалы международного симпозиума под ред. д.т.н. профессора В.Н.Азарова.- М.:Фонд "Качество", 2005. – 258 с. - с. 92-96.
6. Казачков Ю.П. Применение кодированных апертур в медицинских гамма-камерах.// Казачков Ю.П., Семенов Д.С., Горячева Н.П. / Приборы и техника эксперимента, 2007, №2. - с.131-139.
7. Плахотник В.Ю. Томографические возможности систем визуализации гамма-излучения с кодированными апертурами.// Плахотник В.Ю., Поляков Г.А / Системні технології. Регіональний міжвузівський збірник наукових праць. – Випуск №4(69) – Дніпропетровськ, 2010. – с. 79-87.