

УДК 621.039.555

В.Ю. Плахотник, Г.А. Поляков

ТОМОГРАФИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ СИСТЕМ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ С КОДИРОВАННЫМИ АПЕРТУРАМИ

Анотація. В статті розглядаються томографічні можливості систем візуалізації гамма-випромінювання з кодованими апертурами. Методами математичного моделювання досліджений вплив дефокусування системи на її зображувальні властивості. Проаналізовані томографічні властивості систем візуалізації з одновимірними кодувальними масками на базі множин квадратичних лишків.

В области ядерной медицины и радионуклидной диагностики гамма-камеры являются основным инструментом для визуализации пространственных распределений гамма-излучающих радиофармацевтических препаратов (РФП). Получаемые с их помощью изображения распределений представляют собой двумерные проекции трехмерных распределений радиофармпрепаратов на плоскость детектора гамма-камеры. Для получения изображений трехмерных распределений в современных методиках ядерной диагностики применяют сканирование области интереса в теле пациента с различных направлений. Таким образом, в результате исследования получают несколько двумерных проекций распределения радиофармпрепарата в различных ракурсах. Эти распределения являются основой для восстановления трехмерных распределений радиоактивного препарата в теле пациента.

Для визуализация трехмерных распределений РФП с помощью гамма-камер требуется введение высоких активностей препаратов, т.к. качество получаемых изображений обусловлено количеством регистрируемых гамма-квантов. Альтернативой использованию гамма-камер в ядерной медицине может быть использование медицинских томографов, основанных на системах визуализации с кодированными апертурами.

Системы визуализации гамма-излучения с кодированными апертурами первоначально были разработаны для астрономических приложений. Они предназначались для получения изображений

источников на больших расстояниях (практически на бесконечности). Однако к настоящему времени уже создан ряд приборов, предназначенных для работы в ближнем поле.

Система получения изображения с кодированной апертурой основана на пространственном кодировании положения источника излучения с помощью кодирующей маски, состоящей из массива элементов, прозрачных для гамма-излучения и поглощающих его. Маска устанавливается между областью источников и позиционно-чувствительной детектирующей плоскостью так, что любой источник излучения в поле зрения, проектирует тень маски на детектирующую плоскость. Элементы маски распределены в соответствии с тщательно выбранным математическим алгоритмом так, что тень маски, проектируемая источником в любой позиции в поле зрения уникальна. Проекция имеет то же самое кодирование, что и маска, но сдвинута в соответствии с направлением на источник фотонов.

В течение единственного наблюдения позиционно-чувствительный детектор (ПЧД) собирает "тенеграммы" от каждого источника в поле зрения. Информация о позиции источника кодируется сдвигом тенеграммы, а интенсивность источника - мощностью тенеграммы. Следовательно, записанная тень может быть использована для восстановления положения и интенсивности источника.

Томографические свойства систем получения изображений с кодированными апертурами отмечались еще Barret [1] при исследовании Френелевской зонной пластинки. Дальнейшее развитие исследования томографических возможностей кодированных апертур получили в работах Cannon и Fenimore [2,3].

Известно, что для использования в качестве кодирующих последовательностей наиболее подходящими являются равномерно избыточные массивы, имеющие автокорреляционную функцию в виде ограниченной δ -функции. Чаще всего в практике используются массивы на основе квадратичных вычетов [4] и на основе циклических кодов [5], так как с их помощью возможно создание прямоугольной кодированной апертуры. В [3] были исследованы томографические свойства этих двух типов массивов. Установлено, что массив на основе циклического кода предпочтительнее для

томографических целей, чем массив на основе квадратичных вычетов. По мнению авторов [3], это связано с "более случайной" природой циклического кода, что позволяет проявить хорошие дефокусирующие свойства случайного массива. Однако исследователи и разработчики приборов с кодированными апертурами отмечают сравнительно невысокое разрешение по глубине в томографических системах.

Одна из первых попыток реализации томографических возможностей систем получения изображений с кодированными апертурами описана в [6]. Разработанный гамма-микроскоп с кодированной апертурой предназначен для изучения *in vivo* распределения радиофармацевтических препаратов в теле малых животных. Физическая схема получения томографической информации показана на рис. 1. Отсюда, очевидно что, для получения значительного различия теней от источников, находящихся на различной глубине, детектор должен быть непрерывным (типа гамма-камеры) или иметь высокое пространственное разрешение.

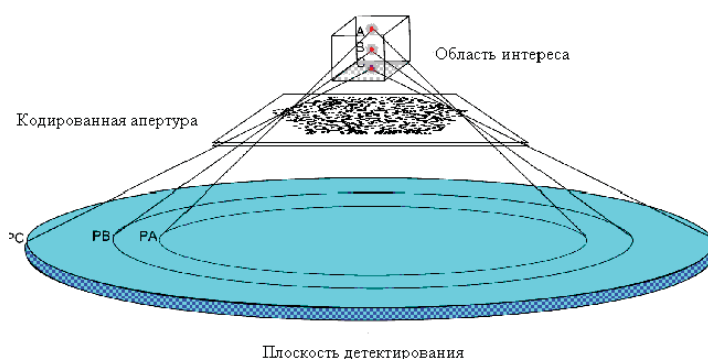


Рисунок 1 – Принцип получения томографической информации с помощью кодированной апертуры

Авторами работы был изготовлен прототип аппарата и проведены экспериментальные исследования, направленные на разработку оптимальных методов обработки результатов наблюдений с целью получения томографической информации об объекте. Были опробованы методы корреляционного анализа и методы максимального правдоподобия. Отмечено, что трехмерная реконструкция объекта при помощи единственной кодированной апертуры возможна, но требуется разработка специальных методов обработки результатов измерений и оптимальных кодирующих масок.

В последние несколько лет разработчики медицинской аппаратуры обратили внимание на использование кодирующих масок вместе с медицинскими гамма-камерами [7,8]. В работах изучены изображающие свойства кодирующих масок различных размерностей, показаны их принципиальные томографические возможности. Однако, до настоящего времени в работах, относящихся к разработке систем визуализации гамма-излучения с кодированными апертурами не разработан общий подход к оценке томографических свойств систем с кодирующими масками различной размерности и выбору оптимальной геометрии системы визуализации.

Цель нашей работы – оценка томографических свойств линейных (одномерных) кодирующих масок в зависимости от их размерности и оптимизация геометрии системы визуализации.

В типовой постановке задача создания прибора с кодированной апертурой состоит в проектировании устройства для визуализации γ -излучающих объектов, находящихся на расстоянии b от точки наблюдения, с позиционным разрешением s . При этом задается либо размер поля зрения либо размер наблюдаемого объекта и минимальная чувствительность (в активности определенного нуклида или в плотности потока γ -квантов в плоскости ПЧД).

Рассмотрим классическую схему прибора, показанную на рисунке 2. Здесь для примера приведена схема прибора с размерностью кодирующей маски равной 7 и позиционно-чувствительным детектором (ПЧД) дискретного типа.

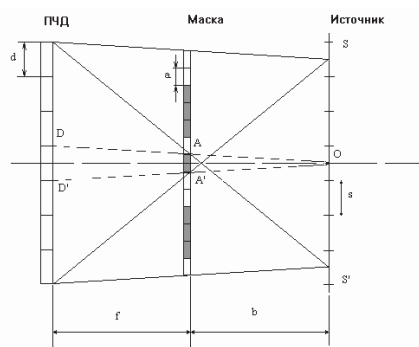


Рисунок 2 – Геометрия системы визуализации с кодированной апертурой

Обозначения на рисунке 2:

d - шаг установки детекторов ПЧД

a - размер элемента маски

s - размер элемента разрешения

f - расстояние ПЧД-маска

b - расстояние маска-плоскость источников (фокальная плоскость)

Все геометрические соотношения очевидны из рисунка и получаются из простого соотношения геометрической оптики, следующего из подобия треугольников ODD' и OAA' :

$$\frac{d}{a} = \frac{f + b}{b} = 1 + \frac{f}{b} = m \quad (1)$$

В зарубежной литературе это соотношение называют коэффициентом увеличения. Соотношение (1) верно для фокальной плоскости источников, т.е. когда размер тени элемента маски равен размеру детектора. Если же источник находится на расстоянии $(b+z)$ от маски, то размер тени элемента маски относительно размера детектора определяется через коэффициент масштабирования:

$$k(z) = \frac{1}{m} \cdot \left(1 + \frac{f}{b + z} \right) \quad (2)$$

Здесь z – расстояние от фокальной плоскости до плоскости источников. Очевидно, что коэффициент масштабирования может быть больше или меньше 1 в зависимости от знака z и значение этого коэффициента будет определять уровень дефокусировки тенеграммы.

Из теории кодированных апертур известно, что функция рассеяния точки (ФРТ) для системы с идеальным кодированием (например, квадратично-вычетные и циклические коды Хэмминга) представляет собой ограниченную δ -функцию – единственный пик с плоскими боковыми лепестками. На рисунке 3а) показан пример ФРТ системы визуализации с кодирующей маской длиной 31 элемента 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 3б)).

В качестве параметра оценки влияния дефокусировки нами был принят контраст источника, определяемый как отношение

превышения амплитуды пика над средним положительным фоном к среднему положительному фону.

$$C = \frac{P - B}{P + B} \quad (3)$$

Здесь P – высота центрального пика в восстановленном распределении источников, B – средний положительный фон. Средний положительный фон определяем как отношение суммы всех положительных элементов восстановленного распределения к числу этих элементов.

$$B = \frac{\sum_i (Pic_i > 0)}{\sum_i (1, \text{if}(Pic_i > 0))} \quad (4)$$

где Pic_i – элемент восстановленного распределения источников.

При таком определении контраста понижение амплитуды центрального пика не приводит к уменьшению контраста при отсутствии положительного фона.

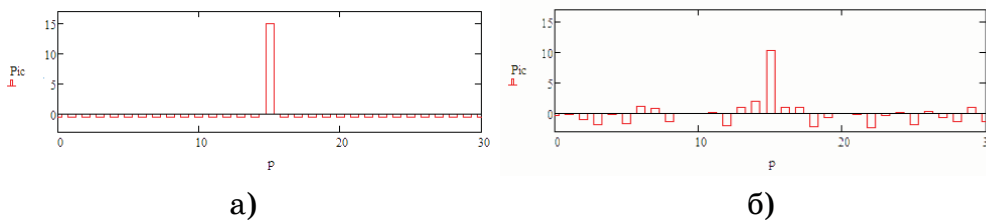


Рисунок 3 – ФРТ системы визуализации с кодированной апертурой:
а) источник в фокальной плоскости; б) источник вне фокальной плоскости

Для оценки томографических свойств кодированных апертур мы исследовали кодирующие маски, построенные на базе множеств квадратичных вычетов. На данном этапе исследований мы ограничились одномерными кодирующими масками. По нашему мнению, одномерные маски имеют такие же свойства визуализации, как и двумерные маски на базе множеств квадратичных вычетов, поэтому ограничение исследуемой размерности несколько не ограничивает общности выводов.

Для исследования томографических свойств на основе общей теории кодирования апертуры была создана математическая модель детерминированного кодирования с учетом дефокусировки. Математическая модель была реализована в среде MathCAD 14,

восстановление распределений источников и анализ результатов также производился с помощью стандартных средств MathCAD.

Известно, что кодирующая маска на базе множества квадратичных вычетов может быть построена по основанию простого числа. При этом не все такие маски имеют идеальную ФРТ. Среди первой сотни целых чисел кодирующая маска с идеальной ФРТ может быть построена по основанию следующих чисел: 7, 11, 19, 23, 31, 43, 47, 59, 67, 71, 79, 83, 103.

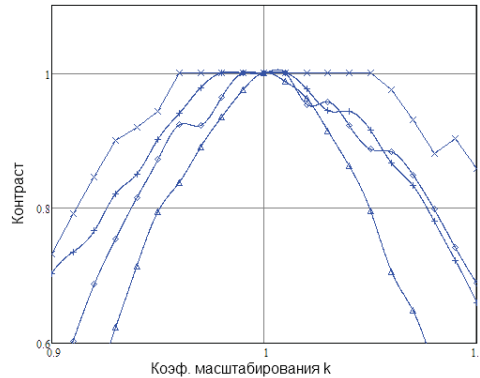
На рисунке 4 а) – в) показаны зависимости контраста центрального пика для кодирующих масок приведенных выше размерностей от значения коэффициента масштабирования. Маска размерности 7 не исследовалась из-за слишком малой длины и практической нечувствительности к дефокусировке.

Зависимости контраста от коэффициента масштабирования для малоразмерных масок (рисунок 4 а)) показывают довольно широкие области нечувствительности или малой чувствительности кодированных апертур к дефокусировке. Это проявляется в участках постоянного значения контраста при изменении коэффициента масштабирования (плосковершинность). Только начиная с размерности маски 31, зависимость контраста приобретает вид выраженного пика (рисунок 4 б) – 4 в)).

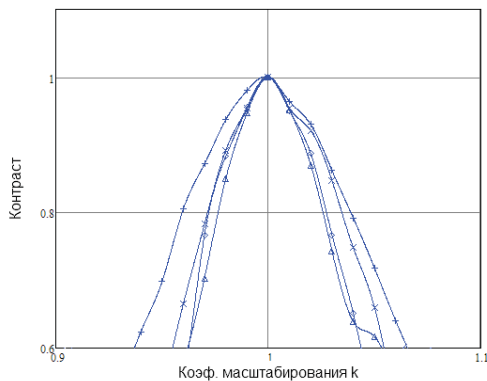
Обращает на себя внимание и тот факт, что ширина пика в зависимости контраста имеет тенденцию к уменьшению с возрастанием размерности кодирующей маски. Таким образом, при увеличении размерности маски возрастает чувствительность системы визуализации с кодированной апертурой к дефокусировке, а, следовательно, улучшается и томографическое разрешение.

Очевидно, что удовлетворительные или приемлемые значения томографического разрешения в системах визуализации с кодированными апертурами можно получить только при использовании масок большой размерности. Однако, изменение коэффициента масштабирования (2) при изменении расстояния до плоскости источников в значительной мере зависит от геометрических параметров системы визуализации. Изменение коэффициента масштабирования тем значительнее, чем меньше расстояние детектор-маска в системе визуализации. Таким образом, оптимизация томографических возможностей системы визуализации

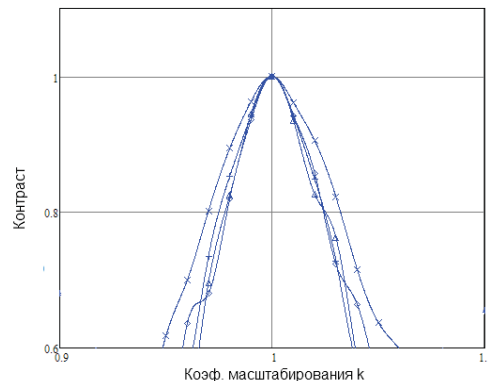
с кодированной апертурой требует учета таких параметров изучаемых пространственных распределений, как расстояние до объекта и возможная его глубина.



а)



б)



в)

Рисунок 4 – Зависимость контраста центрального пика для кодирующих масок различной длины (размерности) от значения коэффициента масштабирования:

- а) *-*-*-* - длина 11; б) *-*-*-* - длина 43; в) *-*-*-* - длина 71;
 +--+--+ - длина 19; +--+--+ - длина 47; +--+--+ - длина 79;
 ◊-◊-◊-◊ - длина 23; ◊-◊-◊-◊ - длина 59; ◊-◊-◊-◊ - длина 83;
 ▲-▲-▲-▲ - длина 31; ▲-▲-▲-▲ - длина 67; ▲-▲-▲-▲ - длина 103

Проведены исследования томографических возможностей систем визуализации гамма-излучения с кодированными апертурами. Изучены зависимости параметров восстановленных изображений от величины дефокусировки системы. Установлено, что томографические возможности систем визуализации улучшаются с увеличением размерности кодирующей маски. Настоящее исследование было ограничено одномерными кодирующими масками

на базе множества квадратичных вычетов. Будущие исследования будут направлены на исследование двумерных масок и масок на базе циклических кодов Хэмминга.

ЛИТЕРАТУРА

1. Н.Н. Barret. Journal of Nuclear Medicine, 1972, v.13, p.382.
2. Е.Е. Fenimore, Т.М. Cannon. Coded Aperture Imaging with Uniformly Redundant Arrays. Applied Optics, 1978, v.17, No.3, pp.337-347
3. Т.М. Cannon, Е.Е. Fenimore. Tomographical Imaging Using Uniformly Redundant Arrays. Applied Optics, 1979, v. 18, No.7, p.1052-1057.
4. Холл М. Комбинаторика / М.Холл - М.: Мир, 1970. - 424 с.
5. Бородин Л.Ф. Введение в теорию помехоустойчивого кодирования / Л.Ф. Бородин - М.: Советское радио, 1968. - 408 с.
6. М. Dallimore, I.D. Jupp, P.T. Durrant, D. Ramsden. Preliminary Results from a 3-D Coded Aperture Microscope for I125 Imaging. Poster at IEEE Medical Imaging Conference, Toronto, 1998.
7. Марков С.В. Томографическая гамма-камера со сменными кодирующими коллиматорами. / С.В. Марков, В.М. Немчинов, Д.С. Семенов, Г.А. Федоров. // Материалы международного симпозиума «Качество, инновации, образование и CALS-технологии». [под ред. д.т.н. профессора В.Н.Азарова] - М.:Фонд "Качество" - , 2005. - 258 с., с. 92-96.
8. Казачков Ю.П. Применение кодированных апертур в медицинских гамма - камерах / Ю.П. Казачков, Д.С. Семенов, Н.П. Горячева // Приборы и техника эксперимента, - 2007, №2, с.131-139.

Получено 23.04.2010г.