

У статті розглянуті принципи однофотонної емісійної томографії, представлено інформаційно-аналітичний огляд її основних напрямів. Коротко даються теоретичні основи методів відтворення первинного об'єкту. Зокрема, розглянуті конструктивні особливості приладів, загальні питання методів обробки даних, деякі методи відтворення первинної структури, малоракурсна та малокутова томографія, описаний метод фокальних площин для систем з кодовою апертурою

Ключові слова: однофотонна емісійна комп'ютерна томографія, гамма-випромінення, гамма-камера, кодована апертура, перетворення Радона

В статье рассмотрены принципы однофотонной эмиссионной томографии, представлен информационно-аналитический обзор её основных направлений. Кратко даны теоретические основы методов восстановления исходного объекта. В частности, рассмотрены конструктивные особенности приборов, общие вопросы методов обработки данных, некоторые методы восстановления исходной структуры, малоракурсная и малоугловая томография, описан метод фокальных плоскостей для систем с кодированной апертурой

Ключевые слова: однофотонная эмиссионная компьютерная томография, гамма-излучение, гамма-камера, кодированная апертура, преобразование Радона

УДК 681.2.082.79.001.63; 681.2.082.79.001.66

МЕТОДЫ ОДНОФОТОННОЙ ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ

О. В. Малахов

Кандидат технических наук, доцент,
заведующий кафедрой*

E-mail: olegm1@list.ru

С. А. Щелканов

Аспирант*

E-mail: h21_@mail.ru

*Кафедра автоматизации и компьютерно-интегрированных технологий
Восточноукраинский национальный
университет им. В. Даля
кв. Молодёжный 20-а,
г. Луганск, Украина, 91034

1. Введение

Проблема изучения внутренней структуры оптически непрозрачных объектов без их разрушения получила возможность разрешения после открытия излучений, обладающих высокой проникающей способностью через среды, непрозрачные для видимого света. Известно, что такой способностью обладают рентгеновское излучение и гамма-излучение. Основная проблема томографии – как по получаемым в томографическом эксперименте проекционным данным "увидеть" внутреннюю структуру анализируемого объекта. Все виды томографии по свойствам изучаемых объектов можно разделить на два больших класса: трансмиссионную вычислительную (компьютерную) томографию (ТКТ) и эмиссионную вычислительную (компьютерную) томографию (ЭКТ). В ТКТ внешнее излучение зондирует пассивный (неизлучающий) объект, частично поглощаясь им. В ЭКТ излучающий объект представляет собой пространственное распределение источников излучения, при этом излучение является суперпозицией излучений всех источников, лежащих на линии проецирования.

Тема исследования является частью проекта по разработке гамма-монитора для контроля ядерно-технических объектов. Прибор должен обеспечивать локализацию, количественную оценку, идентификацию и визуализацию распределения радионуклидов по объёму исследуемого объекта. Специализированных устройств для решения этой задачи в комплексе не существует. Наиболее перспективным при создании та-

кого класса приборов является использование систем, имеющих томографические свойства и позволяющих получать информацию о распределении источников гамма-излучения в разных сечениях трёхмерного излучающего объекта.

В статье представлен сравнительный анализ вариантов, алгоритмов и методов однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ), рассмотрена возможность их применения для построения будущего гамма-монитора.

2. Физические основы эмиссионной томографии

В типичной постановке задачи ЭКТ источники излучения распределены в некотором материальном объекте. Прежде чем гамма-излучение, испускаемое источниками, будет зарегистрировано детекторами системы эмиссионной томографии, поток гамма-квантов проходит через материальную среду и взаимодействует с ней. Различают первичные и вторичные процессы взаимодействия гамма-излучения с веществом. В результате первичных процессов гамма-кванты поглощаются или рассеиваются, вторичные являются следствием первичных и приводят к дополнительному фотонному излучению.

Для детектирования гамма-излучения в ЭКТ применяются, в основном, сцинтилляционные детекторы, работа которых основана на регистрации световых вспышек, возникающих в сцинтилляционном кристалле в результате поглощения энергии гамма-кван-

та. Конструкция скитилляционного блока детектирования представляет собой оптическую сборку скитилляционного кристалла с фотоприёмником. В установках для ЭКТ применяют, в основном, линейки дискретных детекторов из набора отдельных блоков детектирования, снабжённых коллиматором, и непрерывные детекторы типа гамма-камеры Энжера, позволяющие получить двумерные изображения проекций [1, 2]. Схема детектора классической гамма-камеры показана на рис. 1.

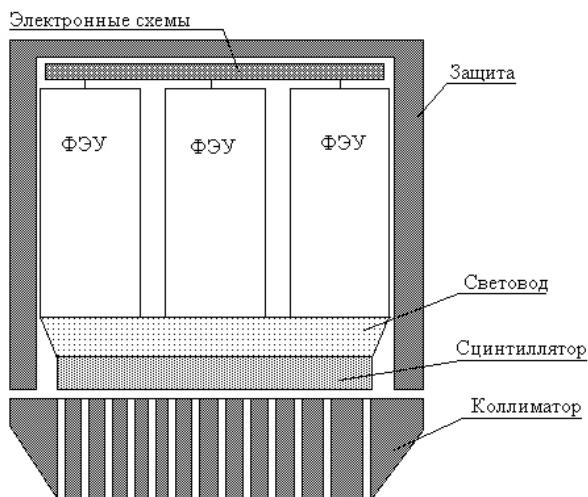


Рис. 1. Конструкция гамма-камеры Энжера

Её основой служит скитилляционный кристалл в виде диска. Коллиматор предназначен для ограничения угловой чувствительности детектора таким образом, чтобы для каждого зарегистрированного гамма-кванта можно было установить направление на точку его вылета. Фотоэлектронные умножители (ФЭУ) на поверхности световода собраны в плотноупакованную гексагональную структуру. Соотношение амплитуд сигналов ФЭУ при регистрации вспышки является информацией для вычисления её координат.

3. Основы теории эмиссионной томографии

Рассмотрим задачу восстановления двумерного распределения источников излучения $s(x,y)$ в трансаксиальном сечении трёхмерного объекта. Упрощённо, процесс измерений осуществляется следующим образом. Гамма-камера, снабжённая многоканальным коллиматором, вращается вокруг объекта (рис. 2). Благодаря коллиматору каждый элемент позиционно-чувствительного детектора (ПЧД) регистрирует фотоны, испущенные источниками, лежащими на линии проецирования. Набор отсчётов, зафиксированных элементами ПЧД, определяет проекцию. Затем система коллиматор-детектор поворачивается относительно объекта на некоторый малый угол, и регистрируется новая проекция. Такие измерения повторяются, пока система не повернётся на угол 360° . По полученному набору одномерных проекций (для одной секущей плоскости в объекте) необходимо восстановить двумерное распределение источников излучения $s(x,y)$.

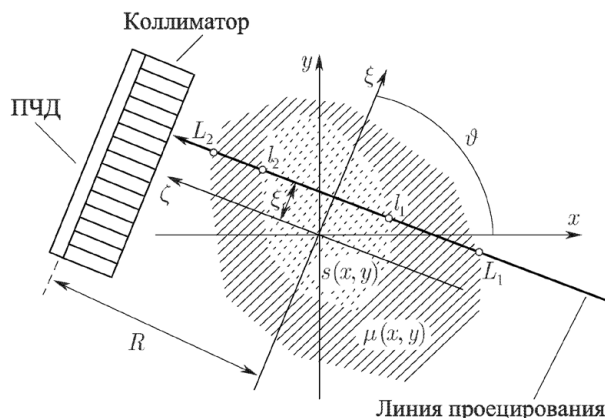


Рис. 2. Круговая геометрия измерений в ЭКТ

Математическая модель проецирования объекта на плоскость детектора описывается экспоненциальным преобразованием Радона и с помощью δ -функции Дирака может быть представлена в виде:

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} s(x,y) \delta(\xi - x \cos(\theta) - y \sin(\theta)) \exp[\mu(-x \sin(\theta) + y \cos(\theta))] dx dy, \quad (1)$$

где $p(\xi, \theta)$ – скорость счёта детектора для точки ξ при повороте θ , $\mu(x,y)$ – линейный коэффициент ослабления в среде [3, 4]. Задача восстановления структуры объекта сводится к обратному преобразованию Радона. Первоначально в ОФЭКТ применяли методы обращения преобразования Радона с использованием приближённых алгоритмов коррекции ослабления излучения. Целью коррекции ослабления излучения является получение из исходных проекций таких скорректированных проекций, которые совпадали бы с проекциями, полученными при отсутствии поглощающей среды [5].

Большинство приближённых методов коррекции ослабления излучения основываются на использовании оппозитных проекций $p(\xi, \theta)$ и $p(-\xi, \theta + \pi)$. Не использующий оппозитных проекций метод корректирующей матрицы даёт, по-видимому, наилучшие результаты среди приближённых методов коррекции ослабления излучения в веществе [6]. Метод обратного проецирования заключается в получении двумерной функции, называемой суммарным изображением, исходя из набора одномерных проекций [7].

Аналитические методы основаны на точных математических решениях уравнений восстановления изображения, дискретизация производится только на конечной стадии при численной реализации алгоритма, полученного в непрерывной форме. В алгебраических методах задача сразу рассматривается как дискретная. При этом используется аппроксимация восстанавливаемого объекта массивом ячеек равной плотности. Пространственная область, в которой находится исследуемый объект, покрывается сеткой из элементарных ячеек (рис. 3) [4, 8]. Очевидно, чем

меньше размеры элементарной ячейки, тем точнее дискретная версия описывает искомое распределение. В дискретной форме задача может быть записана в виде векторного уравнения:

$$A\vec{f} = \vec{p} + \vec{e}, \quad (2)$$

здесь $\vec{p}^T = (p_1, p_2, \dots, p_m)$ – вектор результатов измерений (отсчёты проекций), $\vec{e}^T = (e_1, e_2, \dots, e_m)$ – вектор погрешностей измерений. Матрица A состоит из элементов a_{ij} ($i = 1, 2, \dots, m; j = 1, 2, \dots, n$), которые описывают вклад j -й ячейки пространственной области f_j в i -е измерение p_i . Практически всегда считают, что $\vec{e} \equiv 0$.

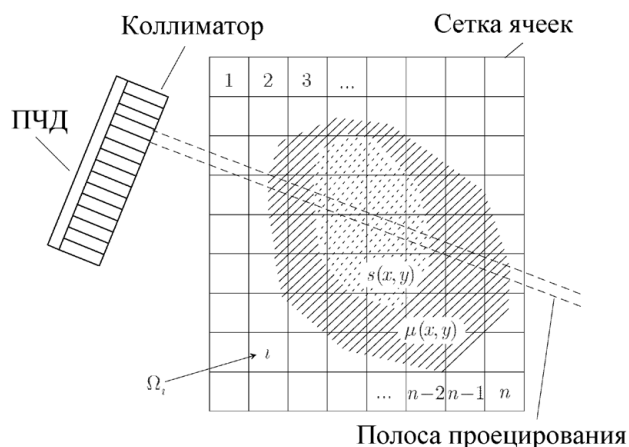


Рис. 3. Дискретизация непрерывного объекта исследований

Иначе уравнение (2) можно записать в виде:

$$\begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ p_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdot & \cdot & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \cdot & \cdot & a_{2n} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ a_{m1} & a_{m2} & \cdot & \cdot & a_{mn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ f_n \end{pmatrix}. \quad (3)$$

Таким образом, решение задачи томографии сводится к решению системы линейных уравнений (СЛАУ). В большинстве случаев прямые методы решения СЛАУ в томографии неприменимы по следующим причинам: большая размерность системы (матрица A содержит 10^8-10^{10} элементов); плохая обусловленность матрицы системы, что делает процедуру обращения матрицы A неустойчивой – отражение общей некорректности задачи томографической реконструкции; погрешности в определении элементов матрицы A и в измеренных данных, приводящие к недопустимым отклонениям точного решения от истинного; использование неквадратных матриц системы, как переопределённых, так и недоопределённых; трудность учёта в прямых методах априорной информации, такой как неотрицательность и максимальное значение компонент искомого вектора f , пространственные границы распределения $s(x, y)$ и др.

Поэтому, для решения томографических задач, как правило, применяют итерационные методы. Интегральные методы восстановления томограмм превосходят итерационные методы по производительности и вычислительным затратам, но в алгебраических методах проще учитываются любые геометрии измерений, физические процессы и априорная информация. Для решения томографических СЛАУ используют как методы, разработанные ранее в вычислительной математике, так и методы, разработанные непосредственно для вычислительной томографии, в которых учитывается специфика получения проекционных данных. В качестве примера алгоритмов первой группы можно упомянуть метод простой итерации и метод скорейшего спуска, а второй группы – метод ART (algebraic reconstruction technique); SIRT (simultaneous iterative reconstruction technique) и ILST (iterative least square technique) [9–13].

4. Вырожденные (ограниченные) классы томографии

В обычных условиях компьютерной томографии требуется получение данных (проекции) со всех направлений в пределах 180° . В некоторых ситуациях, особенно при неразрушающем контроле, габариты объекта таковы, что получение данных в требуемом объёме, невозможно. Любая потеря проекционных данных приводит к артефактам или некоторым формам отсутствия или неоднозначности информации. В области реконструкции томографических изображений значительное число работ посвящают проблеме восстановления недостающей информации и улучшению восстановленных в условиях недостатка данных изображений.

Малоракурсная томография – это вариант томографии с ограниченными данными. Характерна для случаев, когда для измерений доступны данные в пределах полного угла (180°), но только при дискретных редких угловых положениях, причём шаг угловых положений довольно грубый.

Для улучшения качества томографических изображений в малоракурсной томографии применяют различные методы аппроксимации недостающих данных. Одним из наиболее распространенных методов является интерполяция синограмм. Одновременно с разработкой методов интерполяции и восстановления недостающих данных разработаны специфические методы реконструкции томографических срезов. Эти методы основаны на применении вейвлет-анализа, метода наименьших квадратов, байесовской максимизации апостериорной вероятности, методов моделирования структуры [14].

Малоугловая томография – задача, в которой данные проекций доступны в ограниченном диапазоне углов $<180^\circ$. Ограничение угла получения проекций приводит к отсутствию информации о границах объекта. Качественная реконструкция томограмм в ситуации с неполными данными требует некоторых специальных мер для восстановления информации [15]. Самые современные алгоритмы восстановления информации основаны на применении моделирования объекта методами Монте-Карло [16].

Следует заметить, что общая некорректность задачи томографической реконструкции только уси-

ливается при недостатке данных. И очень часто в практических случаях возникают ситуации, объединяющие малоракурсную и малоугловую томографию. Особенности задач малоугловой и малоракурсной томографии, затрудняющие их решение: ограниченность числа ракурсов наблюдения; угловые ограничения в регистрации проекций; возможное рассогласование проекций; наличие аппаратных искажений при детектировании сигнала; наличие шумов в каналах регистрации; самопоглощение эмитируемого излучения в объекте исследования.

Наличие указанных обстоятельств стимулировало поиск путей решения проблемы, отличающихся от традиционного томографического подхода. Наиболее привлекательными в этом случае являются методы, обладающие нелинейными свойствами – метод максимальной энтропии (МЭ) и итерационные алгоритмы с нелинейными ограничениями (ИАНО). Метод МЭ использует статистический подход и наиболее эффективен в случае обработки больших массивов данных. При ограничениях числа ракурсов и диапазона угла их расположения более привлекательны ИАНО [17]. Так как не существует точных формул восстановления по конечному набору проекций, решение задачи восстановления на практике ищется в виде приближённого решения. Для задач, когда число ракурсов мало, необходимым условием является применение априорной информации о восстанавливаемом объекте. К числу наиболее часто применяемых видов априорной информации относятся: форма и размеры исследуемого объекта; положение внутренних локальных объектов, их ориентация в пространстве, характеристики формы; степень гладкости искомого решения; оценка случайного шума в измерениях; положительность решения; симметрия решения.

5. Кодированные апертуры в ОФЭКТ. Метод фокальных плоскостей

Рассмотренные выше методы относятся к поперечной томографии. Другой подход, в котором не предполагается движение системы наблюдения вокруг объекта, представляет продольная томография. В случае трёхмерного объекта основной задачей продольной томографии является получение изображения выбранной (фокальной) плоскости объекта, параллельной плоскости детектора, более или менее свободного от вклада остальных (внефокусных) плоскостей.

Одним из методов продольной томографии является применение систем визуализации гамма-излучения с кодированными апертурами [18]. Фотоны источника гамма-излучения в поле зрения (ПЗ) проецируют тень маски на детектор. В течение единственного наблюдения ПЧД собирает тенеграммы от каждого источника, при этом информация о позиции источника кодируется сдвигом тенеграммы, а интенсивность – мощно-

стью тенеграммы. Конфигурация кодирующей маски разрабатывается так, что тень маски, проецируемая источником в любой позиции ПЗ уникальна. Счётная информация, зарегистрированная позиционно-чувствительной плоскостью в течение времени наблюдения, представляет собой суперпозицию тенеграмм от всех источников в ПЗ. При этом тенеграммы от источников, находящихся на различных расстояниях от ПЧД и кодированной апертуры, имеют различный масштаб [19]. Фокальной плоскостью в данном случае называется плоскость, источники которой проецируют базовый фрагмент маски на всю чувствительную поверхность ПЧД. Трёхмерная реконструкция распределения источников может быть получена путем исследования данных детектирующей плоскости для теней, соответствующих источникам на различных расстояниях.

6. Выводы

Задача восстановления трёхмерной структуры по набору проекций не имеет одного универсального решения. На практике главными факторами, затрудняющими процесс ОФЭКТ являются: ослабление и рассеяние излучения в среде, недостаточные чувствительность и разрешающая способность регистрирующих приборов, малость числа ракурсов наблюдения, угловые ограничения в регистрации проекций, наличие шумов в каналах регистрации. Так как в каждом конкретном случае имеем свою постановку задачи, то основной проблемой становится выбор наилучшего алгоритма для её решения. Главными критериями качества алгоритма реконструкции являются качество восстановленного изображения и время его получения. В последнее время, с ростом вычислительных мощностей, всё большее значение получают дискретные алгебраические алгоритмы восстановления информации, а также, алгоритмы, основанные на применении моделирования объекта методами Монте-Карло. Для задач с ограниченным набором данных разработаны специфические методы решения.

Особый интерес для построения томографического гамма-монитора представляет исследование и разработка комплексного метода получения томографических изображений с использованием методов томографии, традиционных для кодирующих апертур, совместно с методами малоракурсной томографии. Таким образом, томографическая информация, полученная путём независимых измерений под разными углами, будет более полной и обеспечит более точное восстановление внутренней структуры объекта и, не смотря на естественные ограничения методов малоракурсной томографии и томографии с помощью кодированных апертур, объединение преимуществ обоих методов обеспечит возможность значительно улучшить томографическое разрешение и точность восстановления его внутренней структуры.

Литература

1. Anger, H. C. Scintillation cameras with multichannel collimators [Text] / H. C. Anger // Journal of Nuclear Medicine. – 1964. – № 5. – P. 515–531.

2. Калашников, С. Д. Физические основы проектирования сцинтилляционных гамма-камер [Текст] / С. Д. Калашников. – М.: Энергоатомиздат, 1985. – 120 с.
3. Федоров, Г. А. Однофотонная вычислительная томография [Текст] : уч. пос. / Г. А. Федоров. – М.: МИФИ, 2008. – 204 с.
4. Терещенко, С. А. Методы вычислительной томографии [Текст] / С. А. Терещенко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2004. – 320 с.
5. Фёдоров, Г. А. Вычислительная эмиссионная томография [Текст] / Г. А. Фёдоров, С. А. Терещенко. – М.: Энергоатомиздат, 1990. – 184 с.
6. Chang, L. T. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography [Text] / L. T. Chang // IEEE Tr. on Nuclear Science. – 1978. – Vol. NS-25, № 1. – P. 638–643.
7. Херман, Г. Т. Восстановление изображений по проекциям. Основы реконструктивной томографии [Текст] / Г. Т. Херман. – М.: Мир, 1983. – 349 с.
8. Soares, E. J. Image Reconstruction in Emission Tomography I. Non-iterative Methods [Electronic resource] / E. J. Soares – Electronic text data (606598 bytes). – available at : http://www.capital.edu/uploadedFiles/Capital/Academics/Schools_and_Departments/Natural_Sciences,_Nursing_and_Health/Computational_Studies/Educational_Materials/Neuroscience/imagecon7104.pdf - 05.10.2013
9. Raparia, D. The Algebraic Reconstruction Technique (ART) [Electronic resource] / D. Raparia, J. Alessi, A. Kponou. – Electronic text data (387866 bytes). – Available at: <http://arxiv.org/abs/physics/9709014> – 09.10.2013
10. Chidlow, K. Rapid Emission Tomography Reconstruction. Proceedings of the 2003 Eurographics [Text] / K. Chidlow, T. Möller. – IEEE TVCG Workshop on Volume graphics, 2003. – P. 15–26
11. Barendt, S. A variational model for SPECT reconstruction with a nonlinearly transformed attenuation prototype [Text] / S. Barendt, J. Modersitzki // International Journal of Computer Mathematics. – 2013. – Vol.90, № 1. – P. 82–91
12. Fokas, A. S. Reconstruction algorithm for single photon emission computed tomography and its numerical implementation [Text] / A. S. Fokas, A. Iserles, V. Marinakis // Soc. Inter-face. – 2006. – № 3. – P. 45–54.
13. Bruyant, P. P. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT [Text] / P. P. Bruyant // Journal of Nuclear Medicine. – 2002. – Vol. 43, № 10. – P. 1343-1358.
14. Catur, Edi Widodo Tomographic Image Reconstruction from a Sparse Projection Data Using Sinogram Interpolation [Text] / Edi Widodo Catur, Kus Kusminarto, Gede Bayu Suparta // International Journal of Engineering & Technology IJET-IJENS. – Vol. 11, № 05. – P. 86–89.
15. Clackdoyle, R. Tomographic Reconstruction in the 21st Century [Text] / R. Clackdoyle, M. Defrise // IEEE Signal Processing Magazine. – 2010. – Vol. 27, Issue 4. – P. 60–80
16. Wolf, P. A first-order primal-dual reconstruction algorithm for few-view SPECT [Text] / P. Wolf, J. H. Jorgensen, T. G. Schmidt, E. Y. Sidky // IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC). – 2012. – P. 2381–2385.
17. Агафонов, М. И. Томография при ограниченном числе проекций. II. Радиоастрономический метод CLEAN в приложении к трёхмерным задачам. [Текст] / М. И. Агафонов, О. И. Шарова // Известия вузов. Радиофизика. – 2005 – Т. 48, № 5. – С. 367–381.
18. Cannon, T. M. Tomographical Imaging Using Uniformly Redundant Arrays. [Text] / T. M. Cannon, E. E. Fenimore // Applied Optics. – 1979. – Vol. 18, № 7. – P. 1052–1057.
19. Плахотник, В. Ю. Томографические возможности систем визуализации гамма-излучения с кодированными апертурами. [Текст] / В. Ю. Плахотник, Г. А. Поляков / Системні технології. Регіональний міжвузівський збірник наукових праць, Дніпропетровськ. – 2010. – Вип. 4 (69). – С. 79–87.