

МЕТОДИКА ПОЛУЧЕНИЯ СЦИНТИГРАММ В ДЕТЕКТИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЕ ГАММА-ТОМОГРАФА «ЭФАТОМ»

М.А. Арлычев

ФГУП НИИЭФА им. Д.В. Ефремова, Санкт-Петербург, Россия

E-mail: mike-ar@mail.ru

Рассматривается методика получения сцинтиграмм в детектирующей системе гамма-томографа. Описаны процедуры калибровки детектирующей системы и алгоритмы определения координат сцинтилляционных событий. Приведены основные результаты технических испытаний гамма-томографа «ЭФАТОМ», в детектирующей системе которого применялась рассмотренная методика. Описаны некоторые особенности реализации режимов сбора.

1. КАЛИБРОВКА ДЕТЕКТИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ

1.1. НАСТРОЙКА ОТКЛИКА ФЭУ

Предварительный этап калибровки детектирующих головок гамма-томографа включает в себя настройку пика полного фотопоглощения в определенное положение, которое отвечает максимальной чувствительности фотоэлектронного умножителя (ФЭУ). Для проведения этого этапа радионуклид Со-57 или Тс-99, находящийся в свинцовом коллиматоре, последовательно устанавливается в геометрические центры ФЭУ с помощью шагового перемещающего устройства. В каждом положении набирается несколько спектров с разными значениями высокого напряжения на входе соответствующего ФЭУ и методом деления пополам вычисляется значение высокого напряжения, соответствующее требуемому положению пика полного фотопоглощения, которое определяется минимизацией функционала вида

$$f(x_0, C_1, C_2) = \sum_i (F(x_i) - C_1 \cdot e^{-C_2(x_i - x_0)^2})^2, \quad (1)$$

где x_0 – положение пика, C_1, C_2 – константы, i – точки в окрестности пика 2σ . На Рис.1 показан энергетический спектр, зарегистрированный от радионуклида Со-57 над геометрическим центром ФЭУ и распределение, найденное методом минимизации функционала (1).

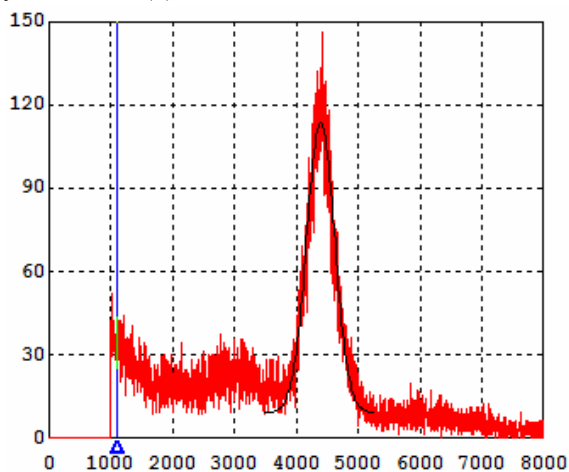


Рис.1. Энергетический спектр радионуклида Со-57

1.2. КАЛИБРОВКА ДЕТЕКТИРУЮЩИХ ГОЛОВОК

Калибровка заключается в прохождении коллимированного точечного источника по координатной сетке, перекрывающей всю площадь кристалла, и определении отклика всех ФЭУ в каждой точке соответственно. Шаг сетки, как показали проведенный расчет и экспериментальные результаты, должен быть не более 4 мм. По результирующему массиву откликов ФЭУ рассчитываются таблицы перехода от энжеровских координат к реальным координатам. Расчет этих таблиц проводится с помощью минимизации функционала вида

$$f(x, y) = (X_3 - X_3(x, y))^2 + (Y_3 - Y_3(x, y))^2, \quad (2)$$

где x, y – реальные координаты, X_3, Y_3 – табличные значения энжеровских координат, $X_3(x, y), Y_3(x, y)$ – 2D-сплайны зависимостей энжеровских координат от реальных координат. Достаточная точность достигается при шаге по энжеровским координатам, равном 0,08 мм. Также по откликам ФЭУ рассчитывается таблица пересчета суммарного отклика от всех ФЭУ в определенной точке к фактической энергии радионуклида, используемого в процессе калибровки [1].

2. АЛГОРИТМЫ ПОЛУЧЕНИЯ СЦИНТИГРАММ

Существующие алгоритмы вычисления координат можно разбить на две группы: метод Энжера и его модификации, метод максимального правдоподобия и его модификации. Эти методы могут использовать как сигналы со всех ФЭУ в блоке детектирования, так и с некоторого кластера. Кластером ФЭУ обычно называют некоторую группу ФЭУ с фиксированным числом ФЭУ в ней [1].

2.1. ЭНЖЕРОВСКИЙ АЛГОРИТМ С КОРРЕКЦИЕЙ НЕЛИНЕЙНОСТИ

Для определения координат по классическому методу Энжера используются сигналы со всех ФЭУ и вычисление производится по формуле взвешенного среднего. Координаты центров ФЭУ суммируются с весами, пропорциональными амплитудам сигналов ФЭУ по формулам:

$$X = \frac{\sum_{i=1}^N X_{ci} \cdot U_i}{\sum_{i=1}^N U_i}, \quad Y = \frac{\sum_{i=1}^N Y_{ci} \cdot U_i}{\sum_{i=1}^N U_i}, \quad (3)$$

где X, Y – оценка координаты события, X_{ci}, Y_{ci} – координаты центров ФЭУ, $U_i = U_i(x, y)$ – АПХ соответствующего ФЭУ, N – общее число ФЭУ. Реальная АПХ нелинейная, поэтому вычисленные координаты имеют нелинейные искажения. Проведение коррекции нелинейности можно выполнить с помощью таблиц, рассчитанных на этапе калибровки. Основным недостаток классического энжеровского алгоритма – это ухудшение собственного пространственного разрешения с увеличением количества ФЭУ детектирующей головки. Это связано с "шумом" ФЭУ, находящихся далеко от точки, в которой произошло сцинтилляционное событие, в результате чего точка на картинке размывается и ухудшается пространственное разрешение. Также классический алгоритм не позволяет регистрировать события за границами области центров крайних ФЭУ.

2.2. КЛАСТЕРНЫЙ ЭНЖЕРОВСКИЙ АЛГОРИТМ

Основное отличие кластерных алгоритмов от классического заключается в разбиении области формирования изображения на группы отдельных ФЭУ. В определении координат, в которых произошло сцинтилляционное событие, участвуют не все ФЭУ, а только находящиеся в непосредственной близости от него. Это позволяет повысить собственное пространственное разрешение за счёт сведения к минимуму уровня шумов. В то же время кластерные алгоритмы позволяют регистрировать одновременные события и избавляться от эффекта повышения яркости на границах. Но с уменьшением размера кластера, увеличивается нелинейность изображения и, как показали расчетные и экспериментальные данные, оптимальный размер кластеров для центральной области кристалла – 14 ФЭУ. Координаты центров ФЭУ, входящих в кластер, суммируются с весами, пропорциональными амплитудам сигналов соответствующих ФЭУ:

$$X = \frac{\sum_{i=1}^{N_c} X_{ci} \cdot U_i}{\sum_{i=1}^{N_c} U_i}, \quad Y = \frac{\sum_{i=1}^{N_c} Y_{ci} \cdot U_i}{\sum_{i=1}^{N_c} U_i}, \quad (4)$$

где X, Y – оценка координаты события, X_{ci}, Y_{ci} – координаты центров ФЭУ, U_i – амплитуды сигналов ФЭУ, N_c – число ФЭУ в кластере.

2.3. КОРРЕКЦИЯ НЕОДНОРОДНОСТИ ПОЛУЧАЕМОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Одной из проблем при получении изображений в однофотонной эмиссионной компьютерной томографии является неоднородность получаемых изображений. Для решения этой задачи при реализации программного обеспечения применялся следующий подход. Формировалось нескорректированное изо-

бражение с большим количеством событий при нахождении точечного источника на расстоянии 3-х метров от детектирующей головки без коллиматора. Далее вычислялась таблица весов сцинтилляционных событий для соответствующих координат детектирующей головки. В процессе сбора при регистрации сцинтилляционного события с определенными координатами этому событию сопоставляется заранее вычисленный вес, а не единица, как в классическом алгоритме. Применяемый подход позволяет формировать скорректированное изображение в режиме реального времени, а не умножением на коррекционную матрицу после окончания сбора кадра.

3. ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ТЕХНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ

Технические испытания и дальнейшая обработка данных проводились в соответствии с Nema Standards Publication NU 1-2001 "Performance Measurements of Scintillation Cameras" [2].

3.1. СОБСТВЕННОЕ ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ

Перед началом измерений проводилась настройка на фотопик и установка 15 % энергетического окна. Сбор данных осуществлялся в матрицу с размерами 1093×812, что соответствовало квадратному пикселю со стороной 0,5 мм. Результирующие изображения представлены на Рис.2. Для определения собственного пространственного разрешения по оси X матрица, представленная на Рис.2, суммировалась по 60 пикселям в направлении Y.

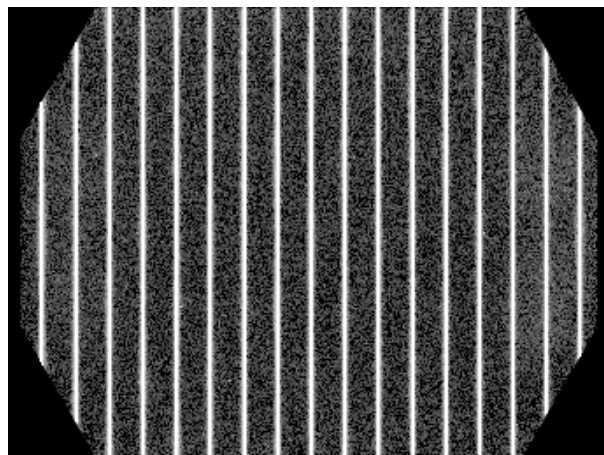


Рис.2. Сцинтиграмма при целевом коллиматоре вдоль оси Y

Последовательно на каждом уровне по оси Y определялись положения всех пиков функции рассеяния, показанной на Рис.3. При этом для нахождения точного положения максимумов использовалась параболическая интерполяция по трем точкам, лежащим в окрестности пиков. Точки, соответствующие половине максимального накопления, находились методом линейной интерполяции по двум ближайшим к этому значению накопления точкам.

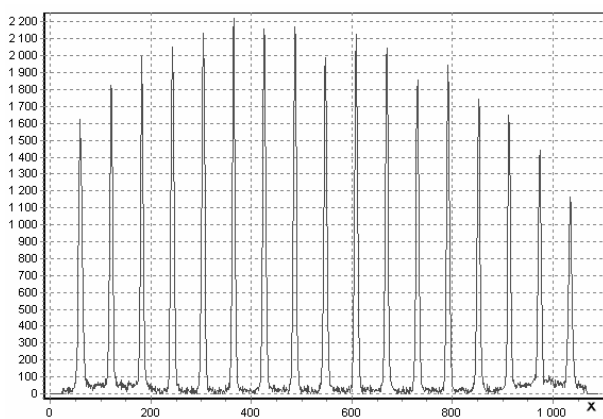


Рис.3. Исходное распределение пиков функции рассеяния

3.2. СОБСТВЕННОЕ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ РАЗРЕШЕНИЕ

Блок детектирования без коллиматора устанавливался в нижнем положении с горизонтальной ориентацией плоскости детектирования. Точечные источники Tc-99m и Co-57 в свинцовом контейнере последовательно устанавливались над центром блока детектирования на расстоянии 2,5 м. Скорость счета в каждом случае не превышала 20000 импульсов в секунду. Для каждого источника проводилось накопление энергетического спектра. Результаты накопления спектров представлены на Рис.4, 5.

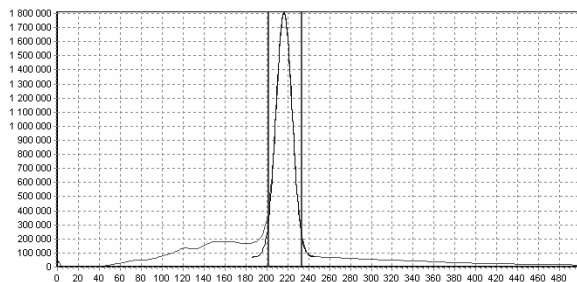


Рис.4. Энергетический спектр для Tc-99m, разрешение 8,3 %

В каждом случае для нахождения положения пика энергетического спектра и величины энергетического разрешения использовалась аппроксимация гауссовой функцией.

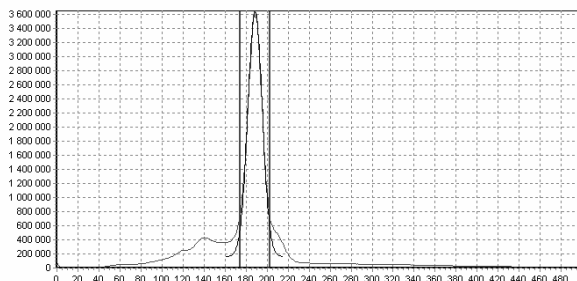


Рис.5. Энергетический спектр для Co-57, разрешение 8,6 %

3.3. СОБСТВЕННАЯ НЕОДНОРОДНОСТЬ

Блок детектирования без коллиматора устанавливался в нижнем положении с горизонтальной ориентацией плоскости детектирования. Точечный источник Co-57 в свинцовом контейнере устанавли-

вался над центром блока детектирования на расстоянии 2,5 м. Скорость счета в каждом случае не превышала 20000 импульсов в секунду. Перед началом измерений проводилась настройка на фотопик и установка 15 % энергетического окна. Сбор данных осуществлялся в матрицу с размерами 344×256, что соответствовало квадратному пикселю со стороной 1,58 мм. Результирующее изображение представлено на Рис.6. Для определения собственной однородности матрица, представленная на Рис.6, суммировалась по 4 пикселям в направлении X и Y. Полученная таким образом матрица соответствовала сбору в матрицу с квадратными пикселями размером 6,32×6,32 мм. Все пиксели изображения, накопление в которых меньше 75 % от среднего значения накопления в центральной области изображения, обнулялись. Затем все пиксели, имеющие, по крайней мере, один соседний элемент с нулевым значением накопления, также обнулялись и проводилось сглаживание изображения с помощью девятиточечного фильтра.

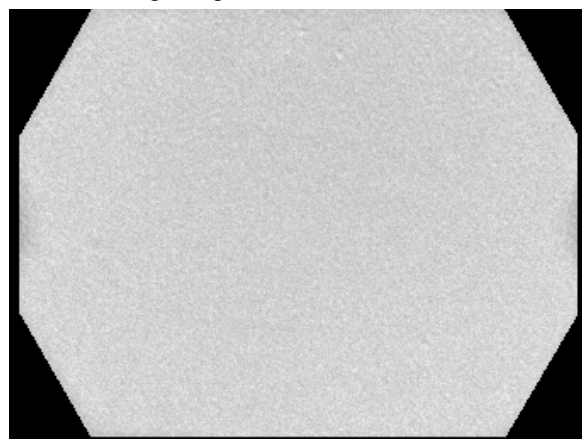


Рис.6. Сцинтиграмма, полученная при равномерной засветке

Основные результаты технических испытаний [3] приведены в таблице

Параметр	Значение
Собственное пространственное разрешение, мм	3,4
Системное пространственное разрешение, мм	6,5
Собственная неоднородность, %	1,8
Абсолютная нелинейность, мм	0,31
Дифференциальная нелинейность, мм	0,15

4. ОСОБЕННОСТИ РЕАЛИЗАЦИИ РЕЖИМОВ СБОРА

4.1. РЕЖИМЫ С КАРДИОСИНХРОНИЗАЦИЕЙ

В качестве кардиоанализатора использовался прибор «Альтон ЭК12К-01». Выносной блок кардиоанализатора обладает малыми габаритами и весом, что позволяет легко размещать его в непосредственной близости от пациента. Конструктивно он выполнен в виде кабеля отведений с удлиненным общим кабелем. Питание и снимаемые сигналы передаются по этому кабелю. Подключаемый к компьютеру контроллер выполнен в корпусе стандартного компьютерного разъема. На Рис.7 показана схема

подключений. Как видно из рисунка, сигнал по протоколу RS-232 передается непосредственно в компьютеры детектирующих головок и компьютер сбора данных. Связь кардиоанализатора с компьютерами детектирующих головок однонаправленная, в то время, как связь кардиоанализатора с центральным компьютером сбора и обработки данных двунаправленная. Однонаправленная связь с компьютерами детектирующих головок обусловлена необходимостью установки точных временных меток к данным синциллиационных событий. Двунаправленная связь с центральным компьютером сбора позволяет программно управлять работой кардиоанализатора и непосредственно получать кардиограмму с временными метками, которые соответствуют временным меткам синциллиационных событий.

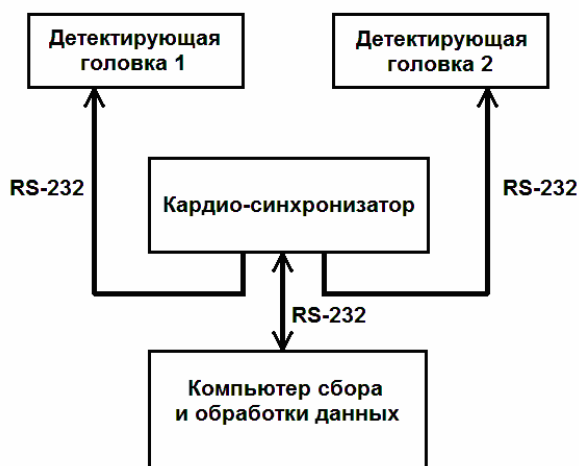


Рис.7. Схема подключений кардиоанализатора с компьютерами гамма-томографа

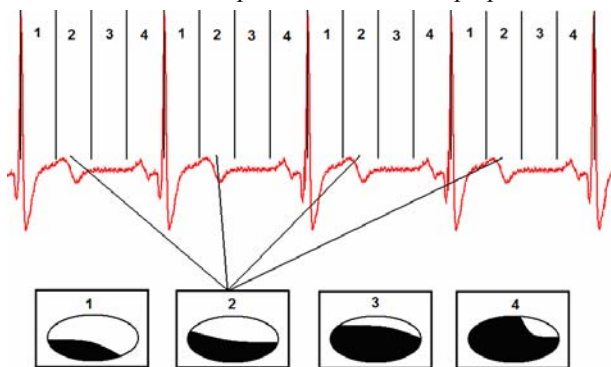


Рис.8. Схема разбиения кардиоцикла на равные интервалы времени и формирования синциллиграмм в соответствующих временных интервалах

Как видно из Рис.8 в результате автоматического разбиения RR-цикла на равные интервалы и временной привязки синциллиационных событий к кардиограмме, есть возможность сформировать отдельные синциллиграммы для каждого временного интервала в RR-цикле за длительный промежуток времени, что позволяет получить необходимое качество изображения. Все синциллиационные события, поступающие на центральный компьютер сбора, буферизируются, и после того как найдено положение нового R-зубца, добавляются в соответствующие синциллиграммы, если длительность RR-интервала попадает в определенное пользователем

окно. Полученные таким образом синциллиграммы затем обрабатываются в программном комплексе «Диагностика» [4, 5].

4.2. РЕЖИМ СКАНИРОВАНИЯ “ВСЕ ТЕЛО”

Для сканирования скелета с помощью томографа, детектирующие головки размещают в положениях 0° и 180° , а пациент лежит на спине, ногами по направлению к гантри. Во время исследования пациент и стол перемещаются таким образом, что сканирование идет с ног до головы. Передняя и задняя проекции создаются одновременно. Координаты точки синциллиационного события на формируемом изображении вычисляются по формулам:

$$x_{КАДР} = x_{ДГ}, \quad (5)$$

$$y_{КАДР} = current_table_position + y_{ДГ}, \quad (6)$$

где $x_{ДГ}, y_{ДГ}$ – координаты синциллиационного события в детектирующей головке, $current_table_position$ – текущее положение стола с пациентом. В момент, когда стол с пациентом достигает своего крайнего положения, он останавливается для того, чтобы добрать необходимую статистику синциллиационных событий в начале и конце формируемых изображений. Так как скорость перемещения стола во время сбора была постоянна, то положение крайней линии, в которую идет сбор данных, можно определить по формуле

$$y = width_{ДГ} \cdot (t_{прохода} - t), \quad (7)$$

где $width_{ДГ}$ – ширина детектирующей головки, $t_{прохода}$ – время прохода стола с пациентом вдоль всей детектирующей головки, t – время простоя стола с пациентом.

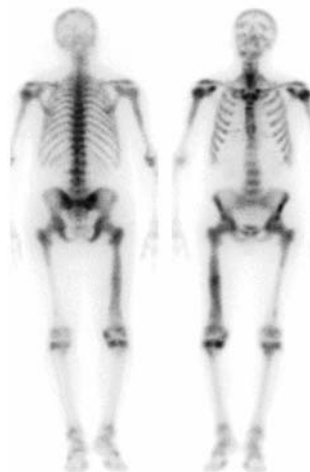


Рис.9. Синциллиграммы, полученные в режиме сканирования “Всё тело”

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Гамма-томограф «ЭФАТОМ» с программным комплексом «Диагностика» [4] в период эксплуатации в клинической больнице №83 г. Москвы показал себя как надежный и удобный в использовании аппарат. На настоящий момент на нём проведено более 5000 диагностических функциональных радиоизотопных исследований в таких областях как:

онкология, кардиология, неврология, гематология, гепатология и др.

В заключение хочется поблагодарить коллектив отделения радиоизотопной диагностики клинической больницы №83 во главе с О.Ф. Тузиковой за проявленное терпение, доброжелательность и огромную помощь в работе.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. M.N. Wernick, J.N. Aarsvold, editors. Emission tomography: the fundamentals of SPECT and PET. San Diego (CA): Elsevier; 2004.
2. Nema Standarts Publication NU 1-2001 "Performance Measurements of Scintillation Cameras". <http://www.nema.org/stds/nu1.cfm>
3. М.А. Арлычев, Е.Д. Котина и др. Двухдетекторный однофотонный эмиссионный гамма-томограф «ЭФАТОМ» // *Журнал технической физики*. 2009, т.79, в.10, с.138-146.
4. Е.Д. Котина. Программный комплекс «Диагностика» для обработки радионуклидных исследований // *Вестн. С.-Петербург. ун-та. Сер. 10: Прикладная математика, информатика, процессы управления*. 2010, в.2, с.100-113.
5. Е.Д. Котина. Обработка данных радионуклидных исследований // *Настоящий журнал*, с.195-198.

Статья поступила в редакцию 23.09.2011 г.

THE METHODOLOGY OF OBTAINING SCINTIGRAMS IN DETECTION SYSTEM OF THE GAMMA TOMOGRAPH "EFATOM"

M.A. Arlychev

Methodology of obtaining scintigrams in detection system of the gamma tomograph is considered. Calibration procedure of detection system and algorithms to determine the coordinates of scintillation events is described. Basic results of technical tests of gamma tomograph "EFATOM" in which a detection system used technique is considered. We describe some features of the implementation of collection modes.

МЕТОДИКА ОТРИМАННЯ СЦИНТИГРАММ У ДЕТЕКТУЮЧІЙ СИСТЕМІ ГАММА-ТОМОГРАФА «ЕФАТОМ»

M.A. Арлычев

Розглядається методика отримання сцинтиграмм у детектуючій системі гамма-томографа. Описано процедури калібрування детектуючої системи та алгоритми визначення координат сцинтиляційних подій. Наведено основні результати технічних випробувань гамма-томографа «ЕФАТОМ», у детектуючій системі якого застосовувалася розглянута методика. Описано деякі особливості реалізації режимів збору.