

# Двухдетекторный однофотонный эмиссионный гамма-томограф „ЭФАТОМ“

© М.А. Арлычев,<sup>1</sup> В.Л. Новиков,<sup>1</sup> А.В. Сидоров,<sup>1</sup> А.М. Фиалковский,<sup>1</sup>  
Е.Д. Котина,<sup>2</sup> Д.А. Овсянников,<sup>2</sup> В.А. Плоских<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Научно-исследовательский институт электрофизической аппаратуры им. Д.В. Ефремова;  
Научно-производственный комплекс линейных ускорителей и циклотронов  
196641 Санкт-Петербург, Россия  
e-mail: mike-ar@mail.ru

<sup>2</sup> Санкт-Петербургский государственный университет,  
198504 Санкт-Петербург, Россия  
e-mail: ekotina123@mail.ru

(Поступило в Редакцию 30 декабря 2008 г.)

Разработан и испытан двухдетекторный однофотонный эмиссионный компьютерный томограф „ЭФАТОМ“, предназначенный для радионуклидных диагностических исследований внутренних органов и систем человека. Представлены схемы программно-аппаратного комплекса и блоков детектирования. Приведены результаты технических испытаний. Проведено сравнение полученных характеристик гамма-томографа „ЭФАТОМ“ с зарубежными аналогами.

PACS: 87.57.uh

## Введение

Двухдетекторный однофотонный эмиссионный компьютерный томограф „ЭФАТОМ“ предназначен для медицинских диагностических исследований внутренних органов и систем человека на основе визуализации распределения фармацевтических препаратов, меченных гамма-излучающими радионуклидами (радиофармпрепаратов).

Результатом работы томографа являются одноканальные цифровые изображения, представляющие собой проекции трехмерного распределения радиофармпрепарата на плоскость детектора [1,2].

В НИИЭФА им. Д.В. Ефремова в период 2003–2007 гг. был разработан и изготовлен опытный образец гамма-томографа [3,4]. Технические и клинические испытания гамма-томографа были проведены в 2007–2008 гг. в клинической больнице № 83 (Москва).

## Материалы и методы

### Конструкция гамма-томографа

Гамма-томограф „ЭФАТОМ“ состоит из следующих частей: штативно-поворотное устройство (гантри), блоки детектирования, комплект коллиматоров с устройством хранения и смены коллиматоров, стол для укладки обследуемого пациента (ложе пациента), пульт ручного управления, монитор укладки, кардиосинхронизатор. Функциональная схема и внешний вид томографа представлены на рис. 1.

1. Штативно-поворотное устройство кольцевого типа (гантри), обеспечивает крепление двух блоков детектирования, их перемещение и позиционирование по

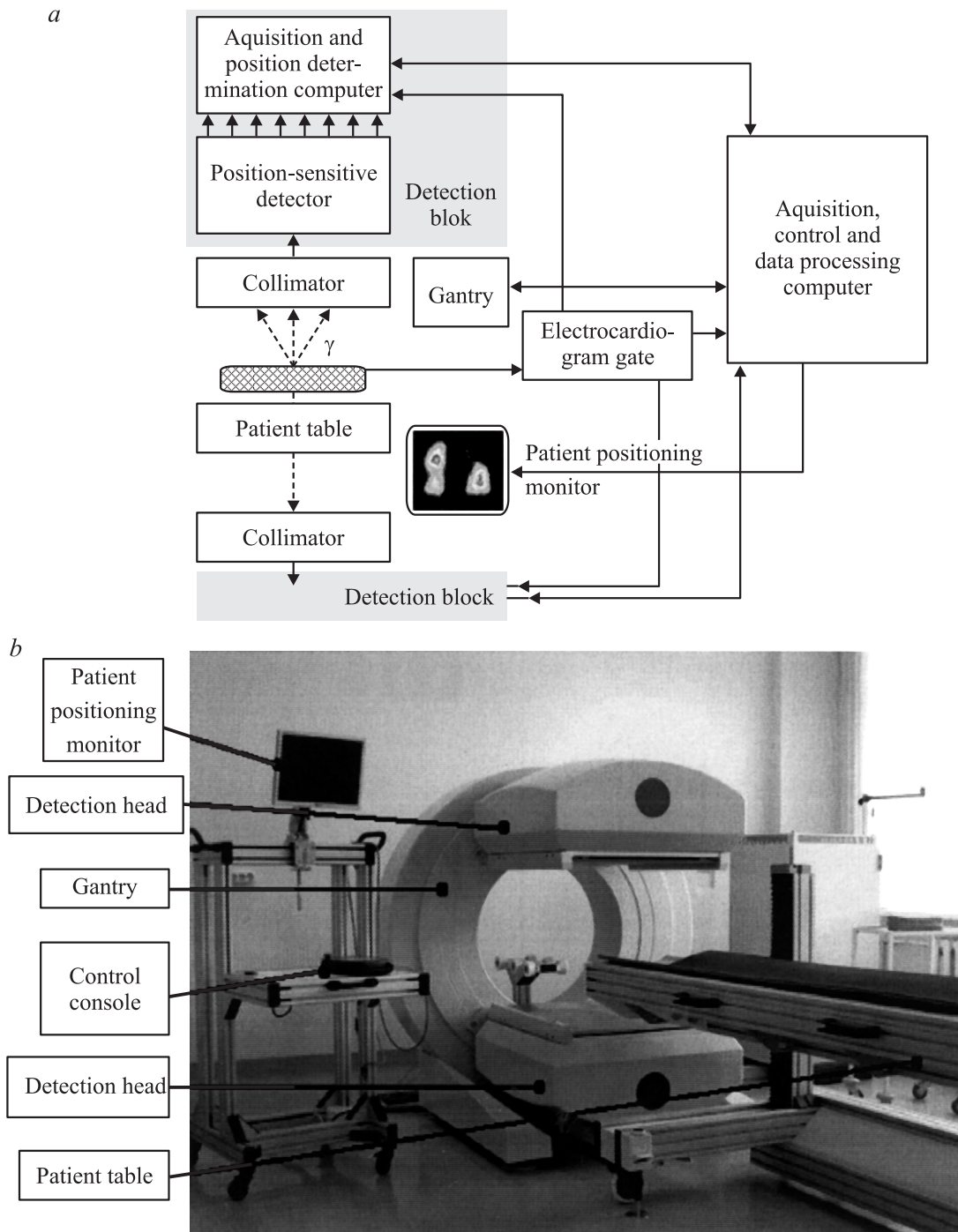
радиальной и угловой координатам с помощью электроприводов, его основные характеристики приведены в табл. 1.

2. Сцинтилляционные позиционно-чувствительные детекторы (ПЧД) с блоками электроники и обработки импульсов (блоки детектирования). Блок детектирования условно можно разделить на три части: ПЧД гамма-квантов, состоящий из сцинтилляционного кристалла с набором фотоэлектронных умножителей (ФЭУ); электронная схема, основной задачей которой является аналого-цифровое преобразование сигналов с ФЭУ и передача этих данных в компьютер сбора; компьютер сбора и вычисления координат событий. Для использования в блоке детектирования был выбран сцинтилляционный кристалл NaI(Tl) размером  $593 \times 470 \times 9.5$  mm. Такой кристалл обеспечивает эффективность регистрации 96% по линии 140 keV и полезное поле видения  $546 \times 405$  mm.

Полностью цифровые блоки детектирования обеспечивают преобразование аналоговых сигналов на выходе из каждого ФЭУ и вся дальнейшая обработка производится компьютером блока детектирования. Интерфейс

**Таблица 1.** Основные характеристики штативно-поворотного устройства (гантри)

Параметр	Значение
Внутренний диаметр траектории вращения, mm	0–170
Диапазон углового перемещения, grad	0–357
Точность углового позиционирования, grad	0.5
Максимальная угловая скорость, rot/min	0.5
Точность радиального позиционирования, mm	0.5



**Рис. 1.** Основные узлы однофотонного эмиссионного компьютерного томографа: *a* — функциональная блок-схема, *b* — внешний вид гамма-томографа „ЭФАТОМ“.

передачи данных из блока — гигабитный Ethernet, протокол передачи — TCP/UDP.

Блока детектирования оснащен также системой инфракрасных датчиков, обеспечивающих обнаружение объектов вблизи поверхности детектора в пределах 5–10 мм, что позволяет реализовать максимальное разрешение системы при проведении томографических исследований.

3. Стол для укладки обследуемого пациента (ложе пациента).

Ложе пациента обеспечивает фиксацию его положения в лежачем состоянии, его перемещение и позиционирование по вертикальной и горизонтальной координатам относительно блоков детектирования с помощью электроприводов. Диапазон скорости горизонтального сканирования 0.2–200 см/мин. Допустимые габариты па-

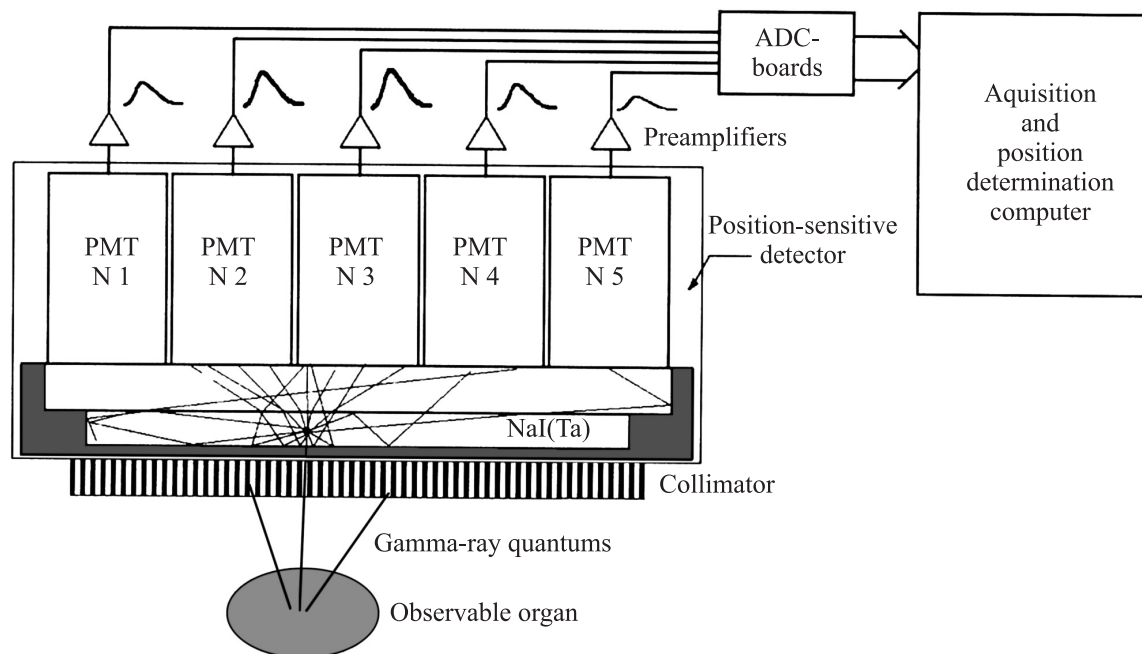


Рис. 2. Принцип действия позиционно-чувствительного детектора.

циента: вес 160 kg, рост 2 m. Устройство имеет электронную микропроцессорную систему, обеспечивающую ручное и компьютерное управление.

4. Комплект коллиматоров с устройством хранения и смены коллиматоров. На системные пространственное разрешение и чувствительность блоков детектирования основное влияние оказывают характеристики коллиматора, кроме того, он формирует поле чувствительности измерительной системы. Коллиматор представляет собой устройство из защитного материала с большой атомарной массой, имеющее систему сквозных каналов. В гамма-томографах используются ячеистые коллиматоры с гексагональной системой параллельных каналов. Сечение самих отверстий также имеет гексагональную форму. Наибольшее распространение получили многоканальные коллиматоры с параллельными отверстиями, представляющие собой совокупность нескольких тысяч прямолинейных параллельных каналов, стенки которых изготовлены из свинца. Каналы коллиматора перпендикулярны чувствительной поверхности позиционно-чувствительного детектора и перекрывают всю его площадь.

Коллиматор низкоэнергетический высокого разрешения (LEHR):

- отверстия — 1.5 mm (гексагональные отверстия, описанная окружность);
- толщина септы — 0.2 mm;
- высота — 38 mm.

Коллиматор низкоэнергетический общего назначения (LEAP):

- отверстия — 1.5 mm (гексагональные отверстия, описанная окружность);

- толщина септы — 0.2 mm;
- высота — 25 mm.

5. Монитор укладки пациента — устройство, отображающее текущие, усредненные за определенный промежуток времени, изображения, характеризующие распределение радиоактивности, фиксируемые блоками детектирования. Монитор представляет собой жидкокристаллический дисплей и используется при подготовке гамма-томографа к процессу радиодиагностического сканирования. Изображения формируются и передаются на монитор укладки центральным компьютером сбора данных.

6. Кардиосинхронизатор — устройство, позволяющее синхронизировать кадровую последовательность изображений, формируемую компьютером сбора данных, с циклом сердечной деятельности. Состоит из прошедшего испытания по соответствующему классу электробезопасности кардиоскопа.

### Устройство блока детектирования томографа

Принципиальная схема блока детектирования представлена на рис. 2. Как видно из схемы, блок детектирования состоит из коллиматора, сцинтилляционного кристалла NaI(Tl), набора фотоэлектронных умножителей, прикрепленных к кристаллу, и блока электроники с компьютером сбора и вычисления координат сцинтилляционных событий.

Излучаемые исследуемым объектом гамма-кванты, прошедшие через коллиматор, взаимодействуют со сцинтилляционным кристаллом, в результате чего возникают сцинтилляционные световые вспышки. Интенсивность вспышки пропорциональна энергии, которую

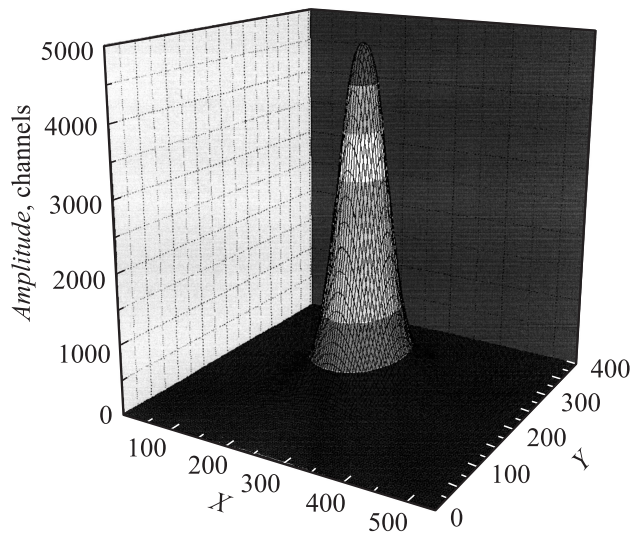


Рис. 3. Типичный вид АПХ.

гамма-квант оставил в сцинтиляторе. Амплитуды импульсов с анода ФЭУ зависят от интенсивности световой вспышки и от ее положения. Эту зависимость называют амплитудно-пространственной характеристикой (АПХ), ее типичный вид приведен на рис. 3.

Далее каждую сцинтилляцию регистрируют сразу несколько ФЭУ. Сигнал с ФЭУ, прошедший через преусилитель, поступает на отдельный аналого-цифровой преобразователь. В результате электронная схема оцифровывает входные сигналы с ФЭУ, вычитает базовую линию, проверяет попадание сигнала во временное окно и передает данные по высокочастотной шине данных в компьютер сбора. Компьютер сбора принимает цифровые данные, которые сгруппированы в пакеты по 56 байт, с платы электроники, проводит вычисление координат сцинтилляционного события для каждого пакета и передает вычисленные координаты в центральный компьютер по протоколу UDP через интерфейс Ethernet.

### Вычисление координат событий

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.

**Энжеровский алгоритм с коррекцией нелинейности.** Для определения координат по классическому методу Энжера используются сигналы со всех ФЭУ, и вычисление производится по форме взвешенного среднего [5]. Координаты центров ФЭУ суммируются с весами,

пропорциональными амплитудам сигналов ФЭУ:

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

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. Для проведения коррекции нелинейности необходимо составить таблицу соответствия энжеровских координат реальным координатам события. Эта таблица строится по информации, полученной в процессе калибровки детектирующей головки. 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 показал проведенный расчет и экспериментальные результаты, должен быть не более 4 мм. Основным недостатком 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 картине размывается и ухудшается пространственное разрешение. Также классический алгоритм не позволяет регистрировать события за границами области центров крайних ФЭУ [5].

**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 счет 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 увеличиваются 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 с соответствующих ФЭУ:

$$X = \frac{\sum_{i=1}^{N_c} X_{ci} U_i}{\sum_{i=1}^{N_c} U_i}, \quad Y = \frac{\sum_{i=1}^{N_c} Y_{ci} U_i}{\sum_{i=1}^{N_c} U_i}, \quad (2)$$

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

Для реализации этого алгоритма необходимо предварительно рассчитать таблицы перехода от кластерных энжеровских координат к реальным координатам для каждого кластера, т.е. найти реальные координаты сцинтилляционного события, соответствующие кластерным энжеровским координатам. Расчет этих таблиц проводится с помощью минимизации квадратичного функционала вида:

$$f(x, y) = (X_A - X_A(x, y))^2 + (Y_A - Y_A(x, y))^2, \quad (3)$$

где  $x, y$  — реальные координаты, в которых произошло сцинтилляционное событие,  $X_A, Y_A$  — табличные энжеровские значения,  $X_A(x, y), Y_A(x, y)$  — 2D-сплайны зависимостей энжеровских кластерных координат от реальных координат. Приемлемая точность достигается при шаге по энжеровским координатам — 0.08 mm. Достоинства описанного алгоритма заключаются в хороших результатах по пространственному разрешению и нелинейности, а также в высоком быстродействии [5].

**Амплитудно-пространственные характеристики.** Для построения таблиц соответствия энжеровских координат реальным были проведены измерения АПХ для всех ФЭУ в сборке детектирующей головки. Измерения производились с помощью коллимированного точечного источника гамма-квантов Co-57 с энергией 122 keV. Источник позиционировался в точке с заданной координатой на поверхности детектора, в которой определялись средние отклики от каждого ФЭУ. Далее источник передвигался по одной из координат на один шаг, равный 4 mm.

## Режимы сбора

В зависимости от целей исследования используется один из следующих режимов сбора информации.

1. **Планарное статическое сканирование**, при котором в процессе сбора информации перемещения пациента и блоков детектирования не происходит. Начальное позиционирование блоков и ложа осуществляется с пульта ручного управления и контролируется с помощью монитора укладки. При этом позиции блоков и ложа могут быть произвольными в пределах их возможных положений. В процессе сбора для каждого детектора формируется одно изображение. Данный режим позволяет оценивать статическое распределение радиофармпрепарата (РФП) в исследуемом объекте.

2. **„Динамика“**. Данный режим аналогичен предыдущему за исключением того, что в процессе сбора для каждого детектора формируется последовательность изображений с фиксированной выдержкой. Сканирование завершается после окончания формирования заданного числа изображений. Динамический режим позволяет наблюдать кинетику РФП в исследуемой системе организма.

3. **Сканирование типа „все тело“**, при котором в процессе сбора информации происходит перемещение пациента в горизонтальном направлении. В этом случае

в начальной позиции блоки находятся друг против друга, при этом один находится в верхнем положении, другой — в нижнем. В процессе сканирования угловое положение блоков не изменяется. Начальное позиционирование блоков осуществляется в автоматическом режиме.

Начальное позиционирование ложа с пациентом осуществляется с пульта ручного управления. В процессе сбора для каждого детектора формируется одно изображение. Данный режим позволяет оценивать статическое распределение РФП во всем теле.

4. **Томографическое сканирование** используется для получения картин объемного распределения РФП с помощью томографической реконструкции. Для этого формируется последовательность изображений, соответствующих различным угловым ракурсам. В этом случае перемещения пациента в процессе сканирования не происходит. Перемещение блоков в процессе движения дискретное. Переход на новое место сбора информации осуществляется последовательными изменениями радиальных и угловых координат. При этом угловое изменение (одинаковое для обоих блоков) задается значением следующей угловой координаты блоков, радиальное — либо заданным значением для каждого блока, либо минимально возможным приближением блока детектирования к объекту. Задание новых координат в процессе сканирования осуществляется компьютером сбора данных. Начальное позиционирование блоков осуществляется в автоматическом режиме. Начальное позиционирование ложа с пациентом осуществляется с пульта ручного управления.

Различают два типа томографического сканирования:

1) **при расположении блоков друг против друга**. В данном случае за время сканирования каждый детектор проходит дугу в 180°;

2) **при максимальном угловом приближении блоков друг к другу**. В данном случае угловые границы перемещения детекторов задаются таким образом, чтобы получить последовательность угловых ракурсов, равномерно расположенных на дуге в 180°.

5. **„Синхронизация“**. Данный режим аналогичен планарному статическому сканированию за одним исключением: в режиме синхронизации сбор информации ведется с использованием сигнала внешнего устройства (кардиосинхронизатора). Исследования с кардиосинхронизацией позволяют получать изображения сердца в различных фазах сердечного цикла.

6. **„Томография с синхронизацией“**. Данный режим является комбинацией томографического сканирования и режима синхронизации: перемещения блоков осуществляются в томографическом режиме, но в каждой позиции формируется не одно изображение, а серия.

## Результаты технических испытаний

Технические испытания и дальнейшая обработка данных проводились в соответствии с Nema Standarts Publication NU 1-2001 „Performance Measurements of Scintillation Cameras“ [6].

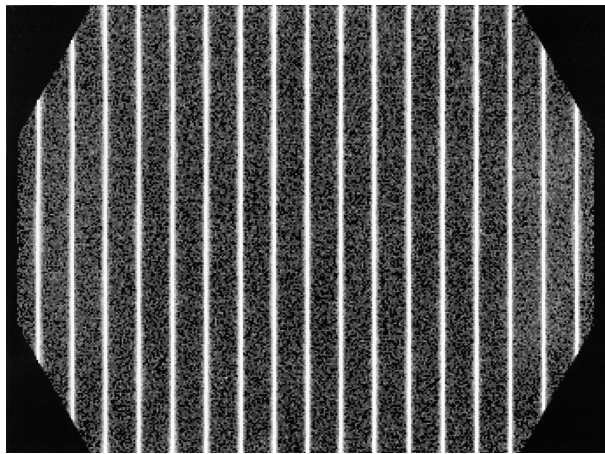


Рис. 4. Сцинтиграмма при щелевом коллиматоре вдоль оси  $Y$ .

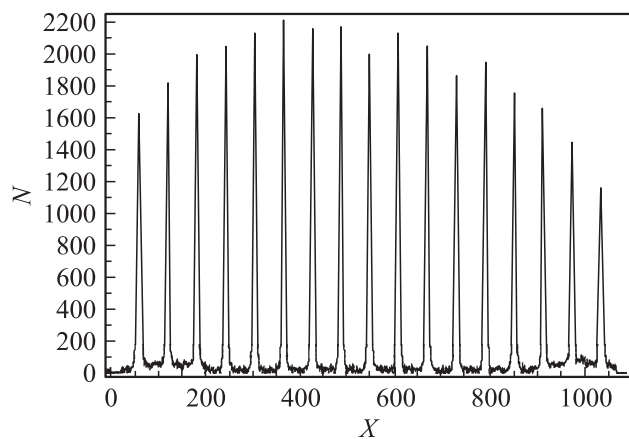


Рис. 5. Исходное распределение пиков функции рассеяния.

#### Собственное пространственное разрешение.

Перед началом измерений проводилась настройка на фотопик и установка 15% энергетического окна. Сбор данных осуществлялся в матрицу размером  $1093 \times 812$  пикселей, что соответствовало квадратному пикселу со стороной 0.5 mm. Результирующие изображения представлены на рис. 4.

Для определения собственного пространственного разрешения по оси  $X$  матрица, представленная на рис. 4, суммировалась по 60 пикселям в направлении  $Y$ . Последовательно на каждом уровне по оси  $Y$  определялись положения всех пиков функции рассеяния, показанной на рис. 5. 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 [6].

#### Собственное энергетическое разрешение.

Блок детектирования без коллиматора устанавливался в нижнем положении с горизонтальной ориентацией плоскости детектирования. Точечные источники  $Tc-99m$

Таблица 2. Собственное энергетическое разрешение

Изотоп	Положение пика, канал	Разрешение, %
$Tc-99m$	216.6	8.3
$Co-57$	188.6	8.6

и  $Co-57$  в свинцовом контейнере последовательно устанавливались над центром блока детектирования на расстоянии 2.5 m. Скорость счета в каждом случае не превышала 20 000 импульсов в секунду (counts/s). Для каждого источника проводилось накопление энергетического спектра. Результаты накопления спектров представлены на рис. 6, 7.

В каждом случае для нахождения положения пика энергетического спектра и величины энергетического разрешения использовалась аппроксимация гауссовой функцией. Результаты аппроксимации представлены на рис. 6, 7. Значения, полученные по данным аппроксимации, представлены в табл. 2.

По этим данным, ширина одного канала в сборе энергетического спектра составила 0.66 keV.

**Собственная неоднородность.** Блок детектирования без коллиматора устанавливался в нижнем положении с горизонтальной ориентацией плоскости де-

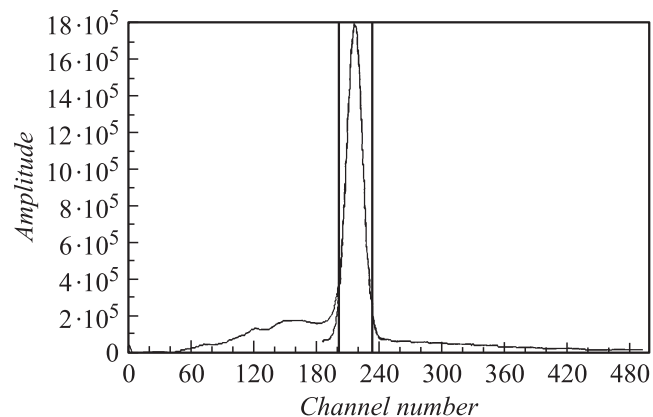


Рис. 6. Энергетический спектр для  $Tc-99m$ , разрешение 8.3%.

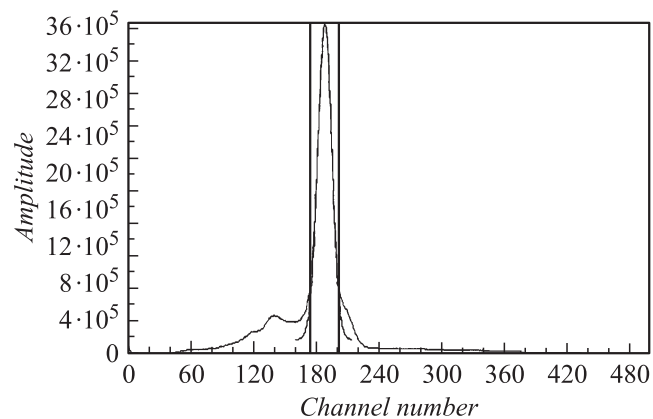


Рис. 7. Энергетический спектр для  $Co-57$ , разрешение 8.6%.

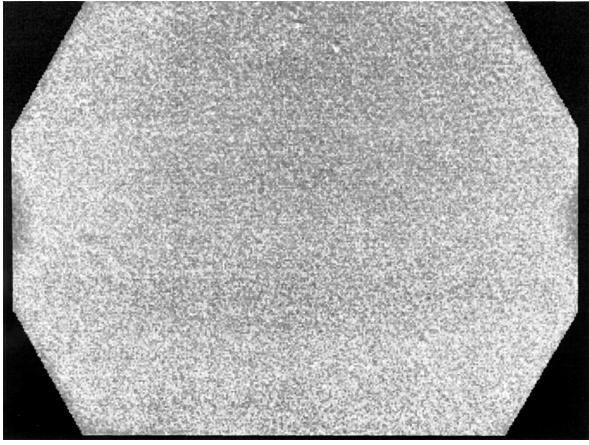


Рис. 8. Сцинтиграмма, полученная при равномерной засветке.

тектирования. Точечный источник Co-57 в свинцовом контейнере устанавливался над центром блока детектирования на расстоянии 2.5 м. Скорость счета в каждом случае не превышала 20 000 counts/s. Перед началом измерений проводилось настройка на фотопик и установка 15%-ного энергетического окна. Сбор данных осуществлялся в матрицу размером  $344 \times 256$  пикселей, что соответствовало квадратному пикселу со стороной 1.58 мм. Результирующее изображение представлено на рис. 8.

Для определения собственной однородности матрица, представленная на рис. 8, суммировалась по 4 пикселям в направлении  $X$  и  $Y$ . Полученная таким образом матрица соответствовала сбору в матрицу с квадратными пикселями размером  $6.32 \times 6.32$  мм. Далее 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. Далее проводилось сглаживание изображения с помощью девятиточечного фильтра [6].

**Системное пространственное разрешение.** Измерения проводились с помощью капиллярных стеклянных трубочек, заполненных Tc-99m. Внутренний диаметр трубочек составлял 1 мм, длина заполнения — не менее 60 мм. Стеклянные трубочки последовательно устанавливались вдоль  $X$  и  $Y$  осей на расстоянии 50 мм друг от друга и на расстоянии 100 мм от поверхности коллиматора. Измерения проводились с коллиматором высокого разрешения и коллиматором общего назначения. Перед началом измерений проводились настройка на фотопик и установка 15%-ного энергетического окна. Сбор данных осуществлялся в матрицу размером  $1093 \times 812$  пикселей, что соответствовало квадратному пикселу со стороной 0.5 мм. Фрагменты полученных изображений представлены на рис. 9.

Обработка данных осуществлялась так же, как при исследовании собственного пространственного разрешения. Для определения пространственного разрешения

по оси  $X$  соответствующая матрица суммировалась по 60 пикселям в направлении  $Y$ . Для определения пространственного разрешения по оси  $Y$  соответствующая матрица суммировалась по 60 пикселям в направлении  $X$ .

**Системное пространственное разрешение в томографическом режиме.** Томографический сбор данных осуществлялся при радиальном движении блока детектирования и следующих параметрах:

- радиус вращения — 210 мм;
- размер пикселя матрицы сбора — 213 мм;
- количество угловых ракурсов — 240.

По полученным данным в начале были построены синопаммы поперечных срезов. Далее средствами программ реконструкции были получены поперечные срезы реконструированного объема (рис. 10). Для каждого отображения точечного источника выбиралась область обработки, центрированная по максимуму пика. Области обработки различных источников не перекрывались. В пределах области обработки данные усреднялись по одной из координат при вычислении разрешения по другой координате. Пространственное разрешение (полная ширина на половине максимума функции рассеяния) для каждой из девяти точек по каждой координате вычислялось по методике, изложенной выше. Разрешение, полученное в результате расчетов, не превышало 11 мм.

**Сравнительные характеристики базовых моделей гамма-томографов.** Полученные в результате технических испытаний параметры томографа „ЭФА-ТОМ“ и параметры известных базовых моделей приведены в табл. 3. Следует отметить высокое собственное пространственное разрешение гамма-томографа „ЭФА-ТОМ“ при низких нелинейных искажениях. Этот ре-

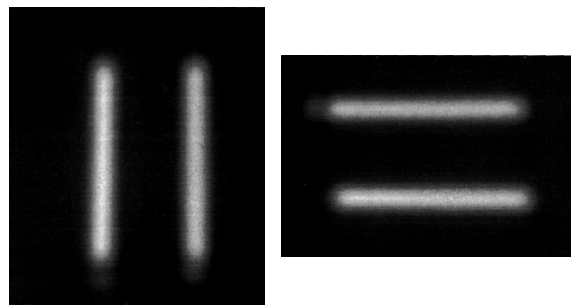


Рис. 9. Сцинтиграммы линейных источников.

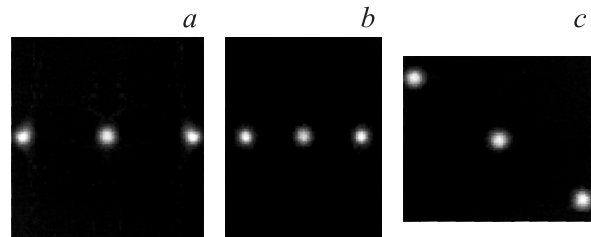


Рис. 10. Трансверсальный срез (a), сагиттальный срез (b), коронарный срез (c).

Таблица 3. Сравнительные характеристики базовых моделей гамма-томографов

Наименование параметра	Значение параметра		
	Гамма-томограф „ЭФАТОМ“	Гамма-томограф E.CAM, Siemens [7]	Гамма-томограф Nucline Spirit DH-V, Mediso [8]
Размер поля зрения (UFOV), mm	546 × 405	533 × 387	530 × 390
Собственное пространственное разрешение детектора по уровню 0.5 (FWHM), mm	3.4	3.8	3.6
Системное пространственное разрешение детектора с низкоэнергетическим коллиматором высокого разрешения по уровню 0.5 (FWHM), mm	3.4	3.9	3.7
Собственная интегральная неоднородность изображения, не более, %	1.8	2.9	2.4
Собственная дифференциальная неоднородность изображения, не более, %	2.4	3.7	2.9
Собственная абсолютная нелинейность изображения, не более, mm	1.4	2.5	1.9
Собственная дифференциальная нелинейность изображения, не более, mm	1.9	2.7	2.4
Собственная абсолютная нелинейность изображения, не более, mm	0.31	0.4	0.38
Собственная дифференциальная нелинейность изображения, не более, mm	0.31	0.7	0.4
Собственная дифференциальная нелинейность изображения, не более, mm	0.15	0.2	0.2
Собственная абсолютная нелинейность изображения, не более, mm	0.15	0.2	0.4
Скорость счета в 20% окне, kcoints/s	200	–	160

зультат был достигнут благодаря применению в расчете координат сцинтилляционных событий модификации кластерного энжеровского алгоритма с коррекцией нелинейности.

### Комплекс программ сбора и обработки данных радионуклидных исследований

Разработан программный комплекс сбора и обработки данных. Основной его задачей является автоматизация процесса проведения радионуклидных исследований.

Комплекс имеет модульную архитектуру, схема которой представлена на рис. 11.

Программа-оболочка является главным управляющим интерфейсом программы. В ее задачи входит осуществление задач связи между программами и источниками данных в терминах объектной модели. В число таких задач входит навигация по обследованиям, предварительный просмотр данных обследования, запуск программы сбора и клинических программ, совместимых с выбранным типом обследования, сохранение внесенных изменений в хранилище данных [9].

Сбор данных с томографа осуществляется программой сбора данных в соответствии с выбранным режимом. Программа осуществляет вывод текущих изображений на монитор укладки и экран, позволяет просматривать и изменять настройки режима сканирования, устанавливать энергетические и временные окна сбора. В процессе сбора программа производит управление штативно-поворотным устройством и получает информацию с блоков детектирования и устройства кардиосин-

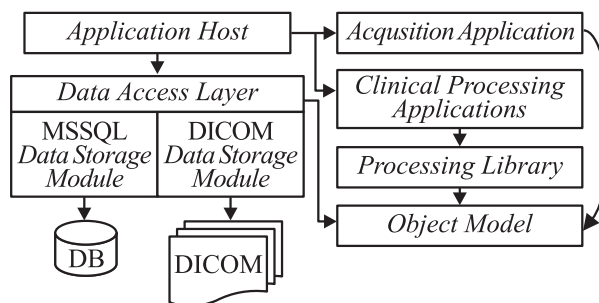
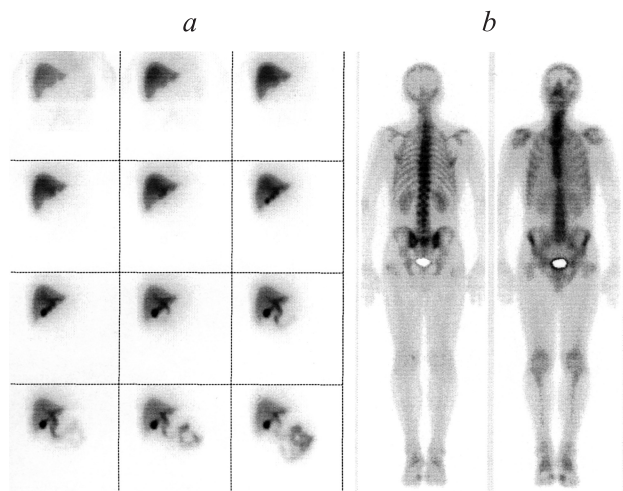


Рис. 11. Архитектура программного комплекса.





**Рис. 12.** Изображения, полученные при режимах сканирования: *a* — „динамика“; *b* — „все тело“.

хронизации, на основании которой строит изображения. При формировании изображений события регистрируются с учетом матрицы пространственной неоднородности детектора, полученной на этапе калибровки. На рис. 12 представлены примеры изображений, полученных при различных режимах сканирования.

Последующая обработка данных производится с помощью клинических программ [10,11], которые включают в себя как специализированные программы для проведения медицинских исследований, реализующие обработку и визуализацию данных в соответствии с принятыми протоколами и методиками, так и программы, реализующие промежуточные этапы обработки (томографическая реконструкция, просмотр). В комплекс входят программы обработки данных исследований в кардиологии, нефрологии, пульмонологии, эндокринологии, исследований гепатобилиарной системы и головного мозга, а также универсальная программа обработки статических и динамических исследований.

Программные компоненты, реализующие общие алгоритмические и вычислительные решения, используемые в обработке данных клиническими программами, объединены в библиотеку обработки.

Информация, полученная в процессе сбора и обработки, сохраняется с помощью одного из модулей данных. Комплекс использует MS SQL Server 2005 Express Edition в качестве основного централизованного хранилища данных. Реализован также альтернативный метод хранения изображений в файлах стандарта DICOM [12].

## Заключение

Разработан и прошел технические и клинические испытания цифровой двухдетекторный гамма-томограф „ЭФАТОМ“. Основные характеристики данного прибора приведены в табл. 3, из которой видно, что достигнуто высокое собственное пространственное разрешение при низких нелинейных искажениях.

В результате проведенного исследования по определению координат сцинтилляционных событий был сделан вывод о том, что выбранный алгоритм для определения координат (модифицированный кластерный энжеровский алгоритм с размером кластера меньше или равным 14) и методы коррекции неоднородности удовлетворяют требованиям, предъявляемым к современным томографическим гамма-камерам.

Созданный программный комплекс предоставляет возможность сбора и обработки информации в режимах „статика“, „динамика“, „томография“, „синхронизация“. Программы обработки данных предоставляют широкие возможности для качественной и количественной оценки результатов радионуклидных исследований.

В настоящее время гамма-томограф „ЭФАТОМ“ работает в клинической больнице № 83 (Москва). На нем проводятся диагностические функциональные радиоизотопные исследования.

## Список литературы

- [1] Калашиников С.Д. Физические основы проектирования сцинтилляционных гамма-камер. М.: Энергоатомиздат, 1985. 120 с.
- [2] Гребенищikov В.В., Котина Е.Д. Физико-технические основы ядерной медицины. СПб: СПбГУ, 2007. 172 с.
- [3] Арлычев М.А., Сидоров А.В., Новиков В.Л., Гребенищikov В.В., Шимчук Г.Г., Белых А.В., Овсянников Д.А., Котина Е.Д., Алешин А.В., Алешин М.В. Опытный образец двухдетекторной томографической гамма-камеры // ВАНТ Сер. „Электрофизическая аппаратура“. 2006. Вып. 4(30). С. 30–34.
- [4] Sidorov A.V., Novikov V.L., Arlychev M.A., Kotina E.D., Ovsyannikov D.A. et al. // The 9<sup>th</sup> Int. SAC Seminar on New Trends on Positron Emission Tomography (PET): Physics, Radiochemistry, Modeling, Pharmacology and Clinical applications. St. Petersburg, Russia, 2006. P. 29.
- [5] Арлычев М.А., Новиков В.Л., Сидоров А.В. // „Процессы управления и устойчивость“ Тр. 38-й Междунар. науч. конф. аспирантов и студентов / Под ред. А.В. Платонова, Н.В. Смирнова. СПб: Изд-во СПбГУ, 2007. С. 237–242.
- [6] Nema Standarts Publication NU 1-2001 „Performance Measurements of Scintillation Cameras“ (<http://www.nema.org/stds/nu1.cfm>).
- [7] ([http://www.medical.siemens.com/siemens/en\\_US/gg\\_nm\\_FBAs/images/product\\_images/e.cam\\_signatureSeries\\_Single/ecam\\_brochure.pdf](http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_nm_FBAs/images/product_images/e.cam_signatureSeries_Single/ecam_brochure.pdf)).
- [8] (<http://www.mediso.com/products/universal-line/spirit-dh-v/technical-specifications.html>).
- [9] Котина Е.Д., Джаксумбаев А.И., Дежурнюк Д.В., Плоских В.А. // Вест. СПбГУ. Сер. 10.2006. Вып. 1. С. 110–115.
- [10] Котина Е.Д., Овсянников Д.А., Дежурнюк Д.В., Джаксумбаев А.И., Плоских В.А. и др. // Сб. мат. II Евразийского конгр. по медицинской физике и инженерии „Медицинская физика-2005“. М., 2005. С. 247.
- [11] Kotina E.D., D.A. Ovsyannikov, V.A. Ploskikh, D.V. Dezhurnyuk, A.I. Dzaksumbaev et al. // The 9<sup>th</sup> Int. SAC Seminar on New Trends on Positron Emission Tomography (PET): Physics, Radiochemistry, Modeling, Pharmacology and Clinical applications. St. Petersburg, Russia, 2006. P. 70.
- [12] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)- (<ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/>).