

К.Д. КАЛАНТАРОВ, С.Д. КАЛАШНИКОВ, В.А. КОСТЫЛЕВ, С.Г. КУТУЗОВ,
А.Е. МАРКОВСКИЙ, Б.Я. НАРКЕВИЧ, В.В. ПОНОМАРЕВ, Л.Д. СОШИН

АППАРАТУРА И МЕТОДИКИ РАДИОНУКЛИДНОЙ ДИАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНЕ



**К.Д. Калантаров, С.Д. Калашников, В.А. Костылев, С.Г. Кутузов,
А.Е. Марковский, Б.Я. Наркевич, В.В. Пономарев, Л.Д. Сошин**

**АППАРАТУРА И МЕТОДИКИ
РАДИОНУКЛИДНОЙ ДИАГНОСТИКИ
В МЕДИЦИНЕ**

**Под редакцией академика Российской академии
медицинских наук В.А. Викторова**

Калантаров К.Д., Калашников С.Д., Костылев В.А., Кутузов С.Г.,
Марковский А.Е., Наркевич Б.Я., Пономарев В.В., Сошин Л.Д.

К95 **Аппаратура и методики радионуклидной диагностики
в медицине** – М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2002. – 122 с.
ISBN 5-98099-010-0

Рассмотрен широкий круг вопросов связанных с одним из основных направлений ядерной медицины – радионуклидной диагностикой.

Изложены физические основы метода радионуклидной диагностики, общие принципы детектирования и обработки сигналов, основы создания позиционно-чувствительных детекторов γ -излучения. Описаны основные виды аппаратуры для радионуклидной диагностики, включая их программно-алгоритмическое обеспечение и проблему гарантии качества. Рассмотрены основные клинические методики, реализуемые методами радионуклидной диагностики.

Под редакцией академика РАМН Викторова В.А.

Рецензент – доктор биологических наук, профессор
Р.В. Ставицкий.

Российская академия медицинских наук
НИИ медицинского приборостроения – ЗАО «ВНИИМП-ВИТА»

УДК 615.471:616-073.916
ББК 53.6

ISBN 5-98099-010-0

© НИИ медицинского приборостроения - ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2002

© Калантаров К.Д., Калашников С.Д., Костылев В.А., Кутузов С.Г., Марковский А.Е., Наркевич Б.Я., Пономарев В.В., Сошин Л.Д. 2002

Введение	5
1. Физические основы радионуклидной диагностики в медицине	10
1.1. Радиоактивность и свойства ядерного излучения	10
1.2. Способы детектирования γ -излучения	14
1.3. Принципы и схемотехника обработки сигналов γ -детекторов	26
2. Позиционно-чувствительные детекторы (ПЧД) γ-излучения	32
2.1. Статистическая постановка задачи	34
2.2. Алгоритм взвешенного среднего	35
2.3. Оптимизированный алгоритм	40
3. Аппаратура для радионуклидной диагностики	45
3.1. Краткая история развития аппаратуры	45
3.2. Невизуализирующие приборы для динамических радионуклидных исследований	50
3.3. Гамма-камеры	61
3.4. Гамма-камеры для ОФЭКТ	72
3.5. ПЭТ [15]	74
3.6. Программно-алгоритмическое сопровождение ядерной медицины	78
4. Радиофармпрепараты	84
5. Клинические методики радионуклидной диагностики	92
6. Гарантия качества в радионуклидной диагностике	105
6.1. Контроль качества радиофармпрепаратов	105
6.2. Контроль качества гамма-камер	107
6.3. Контроль качества эмиссионных томографов	116
Список литературы	119

Введение

В конце девятнадцатого века были сделаны весьма важные открытия. Впервые человек своим глазом мог увидеть что-то скрывающееся за непрозрачной для видимого света преградой. Конрадом Рентгеном были открыты так называемые X-лучи, которые могли проникать через оптически непрозрачные преграды и создавать теневые изображения объектов, скрытых за ними. Было открыто и явление радиоактивности. Уже в 20 веке, в 1905 году Эйндховен доказал электрическую активность сердца. С этого момента стала развиваться электрокардиография.

Медики стали получать все больше сведений о состоянии внутренних органов пациента, за которыми они не могли наблюдать без соответствующих приборов, созданных инженерами на основе открытий физиков. Наконец медики получили возможность наблюдать и за функционированием внутренних органов.

К началу второй мировой войны ведущие физики планеты, еще до появления сведений о делении тяжелых атомов и колоссальном выделении энергии при этом, пришли к выводу о том, что возможно создание искусственных радиоактивных изотопов. Количество радиоактивных изотопов не ограничивается только известными естественно радиоактивными элементами. Они известны у всех химических элементов таблицы Менделеева. Ученые получили возможность проследить за их химической историей, не нарушая течения исследуемого процесса.

Еще в двадцатые годы были предприняты попытки использования естественно радиоактивных изотопов из радиевого семейства для определения скорости кровотока у человека. Но такого рода исследования не имели широкого применения даже в научных целях. Более широкое использование в медицинских исследованиях, в том числе и диагностических, радиоактивные изотопы получили в пятидесятые годы после создания ядерных реакторов, в которых достаточно просто можно было получать большие активности искусственно радиоактивных изотопов.

Наиболее известный пример одного из первых применений искусственно радиоактивных изотопов - это использование изотопов йода для исследований щитовидной железы. Метод позволил понять причину заболеваний щитовидной железы (зоб) для определенных

областей проживания. Была показана связь между содержанием йода в рационе питания и заболеваниями щитовидной железы. В результате этих исследований мы с Вами потребляем поваренную соль, в которую сознательно введены добавки неактивного йода.

К тому же времени относятся и первые попытки получения изображений внутренних органов, за счет регистрации радиоактивных излучений от радионуклидов поглощенных исследуемым органом. В 1951 году Cassen с соавторами получил изображение щитовидной железы после перорального введения I-131. Таким образом, в начале пятидесятых годов стало ясно, что радиоактивные изотопы могут быть использованы для исследования функции внутренних органов. В дальнейшем было показано, что при этом можно исследовать функцию органа в целом, либо исследовать функцию отдельных его участков. Важно отметить, что такого рода исследования проводятся без нарушения целостности организма и процессов нейрогуморальной регуляции в нем. Тем самым была показана физиологичность использования радионуклидов в медицинских диагностических исследованиях. Кроме того, были заложены методические основы применения радионуклидов, так как были разработаны два основных вида исследования – функциональные и скинтиграфические.

В начале для исследования распределения радионуклидов в органе применялись одиночные скинтилляционные детекторы, которые точка за точкой просматривали исследуемый орган, т.е. сканировали его, перемещаясь по линии меандра над всем исследуемым органом. Такое исследование называли сканированием, а приборы используемые для этого носили название сканеров (скеннеров). С разработкой позиционно чувствительных детекторов, которые кроме факта регистрации попавшего гамма кванта, определяли и координату его попадания в детектор, появилась возможность просматривать сразу весь исследуемый орган без движения детектора над ним. В настоящее время получение изображения распределения радионуклидов в исследуемом органе носит название скинтиграфии. Хотя, вообще говоря, термин скинтиграфия введен в 1955 году (Andrews с соавторами) и вначале относился к сканированию. Среди систем со стационарными детекторами наибольшее распространение получила так называемая гамма-камера, впервые предложенная Anger в 1958 году.

Гамма-камера позволила существенно снизить время получения изображения и в связи с этим применять более короткоживущие ра-

дионуклиды. Использование короткоживущих радионуклидов существенно уменьшает дозу радиационного воздействия на организм обследуемого, что позволило увеличить активности РФП, вводимые пациентам. В настоящее время при использовании Tc-99m время получения одного изображения составляет доли секунды. Такие короткие времена получения отдельного кадра привели к появлению динамической скинтиграфии, когда за время исследования получается ряд последовательных изображений исследуемого органа. Анализ такой последовательности позволяет определить динамику изменения активности как в органе в целом, так и его отдельных частях, т. е. происходит сочетание динамических и скинтиграфических исследований.

По мере развития техники получения изображений распределения радионуклидов в исследуемом органе встал вопрос и о методиках оценки распределений РФП в пределах обследуемой области, особенно в динамической скинтиграфии. Сканограммы обрабатывались в основном визуально, что стало неприемлемо при развитии динамической скинтиграфии. Основной неприятностью была невозможность построения кривых отражающих изменение активности РФП в исследуемом органе или в его отдельных частях. Можно конечно отметить еще целый ряд недостатков получаемых скинтиграмм – наличие статистического шума, невозможность вычитания фона окружающих органов и тканей, невозможность получения в динамической скинтиграфии на основе ряда последовательных кадров суммарного изображения.

Все это привело к появлению систем цифровой обработки скинтиграмм на основе ЭВМ. В 1969 году Jiputa с соавторами применил возможности ЭВМ для обработки скинтиграмм, что позволило получить более достоверную диагностическую информацию и в существенно большем объеме. В связи с этим в практику работы отделений радионуклидной диагностики стали весьма интенсивно внедряться системы сбора и обработки скинтиграфической информации на основе ЭВМ. Такие отделения стали первыми практическими медицинскими подразделениями, в которых широко внедрялись ЭВМ.

Разработка цифровых систем сбора и обработки скинтиграфической информации на основе ЭВМ заложила основы принципов и методов обработки медицинских диагностических изображений, которые были использованы и при обработке изображений полученных с использованием других медико-физических принципов. Это относит-

ся к рентгеновским изображениям, изображениям, получаемым в УЗИ-диагностике и, конечно же, к компьютерной томографии. С другой стороны развитие методик компьютерной томографии привело в свою очередь к созданию эмиссионных томографов как однофотонных, так и позитронных.

Развитие высоких технологий по использованию радиоактивных изотопов в медицинских диагностических исследованиях и все большее их использование в клинической практике привело к появлению самостоятельной медицинской дисциплины *радиоизотопной диагностики*, которая в дальнейшем по международной стандартизации получила название *радионуклидной диагностики*. Чуть позднее появилось понятие *ядерная медицина*, объединившее, методы использования радионуклидов, как для диагностики, так и для терапии. С развитием радионуклидной диагностики в кардиологии, (в развитых странах до 30 % от общего числа радионуклидных исследований стали кардиологическими), появился термин *ядерная кардиология*.

Еще одна исключительно важная группа исследований с использованием радионуклидов – это *in vitro* исследования. Этот тип исследований не предполагает введения радионуклидов в организм пациента, а использует радионуклидные методы для определения концентрации гормонов, антител, лекарств и других клинически важных веществ в пробах крови или тканей. Кроме того, современные биохимия, физиология и молекулярная биология не могут существовать без методов радиоактивных индикаторов и радиометрии.

В нашей стране массовое внедрение методов ядерной медицины в клиническую практику началось с конца 50-х годов после выхода в свет приказа Министра Здравоохранения СССР (№248 от 15 мая 1959г.) о создании в крупных онкологических учреждениях отделений радиоизотопной диагностики и строительстве типовых радиологических корпусов, некоторые из них функционируют до настоящего времени. Большую роль сыграло и постановление ЦК КПСС и Совета Министров СССР от 14 января 1960 года №58 «О мерах по дальнейшему улучшению медицинского обслуживания и охраны здоровья населения СССР», где предусматривалось широкое внедрение методов радиологии в медицинскую практику.

Быстрое развитие ядерной медицины за последние годы привело к возникновению дефицита врачей-радиологов и инженеров, являющихся специалистами в области радионуклидной диагностики.

Результат применения всех радионуклидных методик зависит от двух важнейших моментов: от детектирующей системы с достаточной чувствительностью и разрешающей способностью с одной стороны, и от радиофармацевтического препарата, который обеспечивает получение приемлемого уровня накопления в желаемом органе или ткани с другой стороны. Поэтому каждый специалист в области ядерной медицины должен обладать глубоким пониманием физических основ радиоактивности и детектирующих систем так же, как знанием химии радиофармацевтических препаратов и процессов, определяющих их локализацию в определенных органах и тканях.

Данная монография не является простым обзором достижений в области радионуклидной диагностики. В ней представлено много оригинального материала, являющегося результатом исследований ее авторов. Многолетний опыт совместной работы коллектива разработчиков отдела радиологической аппаратуры ЗАО "ВНИИМП-ВИТА", Онкологического центра РАМН, Кардиологического НПК МЗ РФ, НИИ кардиологии Томского научного центра РАМН, Ассоциации медицинских физиков России позволил рассмотреть теоретические вопросы формирования радионуклидных изображений, практическую реализацию подобных методик и получение максимально информативных результатов диагностики для клинической практики.

Развитие медицинской техники в области радионуклидной диагностики неразрывно связано с именем Сергея Дмитриевича Калашникова, который много лет работал в этом направлении во Всесоюзном научно-исследовательском институте медицинского приборостроения и руководил созданием первой российской томографической гамма-камеры ГКС-301.

1. Физические основы радионуклидной диагностики в медицине

1.1. Радиоактивность и свойства ядерного излучения

Современная физика располагает на сегодняшний день данными о более чем 2000 различных нуклидах. Часть из них стабильны. Ядро стабильного нуклида может оставаться неизменным беспрестанно долгое время, если только сильное внешнее воздействие не изменит состояния ядра. Большинство же составляют нестабильные изотопы. Ядро такого нуклида, сохраняя какое-то время неизменным свой состав, может внезапно, без всякого внешнего воздействия (самопроизвольно) и практически мгновенно превратиться в ядро другого нуклида. Такие самопроизвольные превращения называются радиоактивными, а нуклиды, обладающие этим свойством - радионуклидами. К числу радиоактивных процессов относятся α -распад (сопровождается испусканием тяжелых положительно заряженных частиц - α -частиц, или ядер гелия), β -распад (сопровождается испусканием легких отрицательно заряженных частиц - β^- -частиц, или электронов, либо положительно заряженных частиц - β^+ -частиц, или позитронов), γ -излучение (жесткое электромагнитное излучение, имеющее еще более короткую длину волны, чем рентгеновское излучение), спонтанное деление тяжелых ядер, испускание запаздывающих протонов и нейтронов. Ниже будут рассмотрены α -распад, β -распад и γ -излучение, так как эти виды радиоактивных превращений имеют наиболее важное значение для практического применения в рамках рассматриваемых в данной работе вопросов.

Так как мерой устойчивости атомного ядра является величина энергии связи ядра, то радиоактивность является свойством энергетического состояния атомного ядра. Она не зависит от химического окружения атома, от того, является ли атом частью молекулы, вещества в кристаллическом состоянии, или от типа рассматриваемых связей. Она не зависит также от физических условий, например от температуры, давления или облучения светом или другим излучением. Повлиять на ход процесса радиоактивного распада нельзя, не изменив энергетического состояния атомного ядра. Чем больше энергия связи, тем труднее произвести разделение. При этом во всех видах радиоактивных превращений выполняются законы сохранения энергии, импульса, момента количества движения а также электрического заряда.

Радиоактивное превращение отдельного атома является случайным событием, поскольку заранее невозможно точно предсказать, в какой момент времени оно произойдет. Однако можно указать вероятность λ радиоактивного превращения отдельного атома в единицу времени (для данного ядра, находящегося в определенном энергетическом состоянии). Это означает, что *скорость радиоактивного распада* (т. е. число ядер, распадающихся за единицу времени) пропорциональна количеству нераспавшихся ядер в данный момент времени $N(t)$:

$$dN / dt = -\lambda N(t),$$

где λ - *постоянная распада* данного радиоизотопа. Этим выражением описывается *закон радиоактивного распада*. При этом каждое радиоактивное ядро имеет строго определенную постоянную распада.

Решение этого уравнения записывается в виде:

$$N(t) = N_0 \exp(-\lambda t),$$

где N_0 - число ядер в некоторый начальный момент времени $t = 0$.

Величина $\tau = 1/\lambda$ называется *средним временем жизни* радиоактивного ядра. Если $T_{1/2}$ - это время, за которое распадается половина ядер (так называемый *период полураспада*), то справедливо выражение

$$T_{1/2} = (\ln 2) / \lambda \approx 0,69\tau.$$

Тогда закон радиоактивного распада можно записать в виде:

$$N(t) = N_0 (1/2)^m,$$

Где m - число периодов полураспада, прошедших после момента времени $t = 0$.

С помощью приведенных выше простых соотношений можно рассчитать активность любой массы радиоактивного вещества в произвольный момент времени относительно некоторого начального времени.

Радиоактивность вещества в данный момент времени определяется скоростью превращений, т.е. числом распадов за единицу времени. До недавнего времени единицей радиоактивности была, да и сейчас еще используется, кюри (Ки). Количество радиоактивного вещества, в котором происходит $3,7 \times 10^{10}$ распадов в секунду, имеет активность, равную 1 кюри:

$$1 \text{ кюри (1Ки)} = 3,7 \times 10^{10} \text{ распадов в секунду.}$$

Число $3,7 \times 10^{10}$ было выбрано за основу исторически, так как это число распадов, происходящих за секунду в одном грамме радия.

В настоящее время официальной единицей активности в СИ является беккерель (Бк), которая равна одному распаду в секунду:

$$1 \text{ Ки} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Бк или } 37 \text{ ГБк.}$$

Удельная активность - это активность на единицу массы элемента или соединения, содержащего радионуклид (Бк/кг). Удельная активность может выражаться также в виде отношения активности к молярной массе.

Объемная активность - это активность на единицу объема образца (Бк/м³). Эквивалентная единица - беккерель на литр (Бк/л).

В случае соединения следует обращать внимание на то, к какой массе отнесена активность, к массе элемента или соединения.

Альфа-распад представляет собой процесс спонтанного излучения α -частиц при распаде тяжелых радиоизотопов. Если в результате α -распада ядро остается в возбужденном состоянии, то при его переходе в невозбужденное состояние происходит излучение γ -кванта. Возможность α -распада связана с тем, что масса (а значит и энергия покоя) α -радиоактивного ядра больше суммы масс (суммарной энергии покоя) α -частицы и образующегося после распада дочернего ядра. Большая часть высвобождающейся при этом переходе энергии распределяется между дочерним ядром (в виде энергии отдачи) и α -частицей (в виде кинетической энергии). При α -распаде исходное ядро теряет четыре единицы массы и две единицы заряда. Кинетическая энергия α -частиц имеет строго определенные значения, заключенные в небольших пределах 4-9 МэВ. Как правило, энергетический спектр α -частиц состоит из нескольких близко расположенных моноэнергетических линий (тонкая структура α -спектра).

Многие радионуклиды нестабильны из-за дисбаланса отношения числа нейтронов и протонов в ядре. Как и в случае α -распада, возможность β -распада обусловлена тем, что исходное радиоактивное ядро имеет большую массу и энергию покоя, чем продукты β -распада. Избыток энергии покоя освобождается в форме кинетической энергии электрона или позитрона, энергии антинейтрино или нейтрино (нейтральные частицы с нулевой массой покоя) и дочернего ядра.

Распад содержащих большое число нейтронов радионуклидов сопровождается излучением β^- -частиц (электронов). Это приводит к превращению нейтрона в протон. Излученные β^- -частицы имеют не дискретный, а непрерывный энергетический спектр (т.е. энергия из-

меняется от 0 до максимального значения E_{max}). *Бета-распад* может сопровождаться излучением γ -квантов в том случае, когда дочерний радионуклид образуется в возбужденном состоянии. При бета-распаде атомный номер дочернего радионуклида на единицу превышает атомный номер исходного радионуклида, однако, атомная масса сохраняется.

Ядра, которые содержат большое число протонов или ядра с дефицитом нейтронов могут претерпевать распад с испусканием позитронов (β^+ -частицы). При *позитронном распаде* атомный номер дочернего радионуклида уменьшается на единицу по сравнению с атомным номером исходного радионуклида, однако, атомная масса снова остается неизменной. Длина свободного пробега позитрона мала (в биологических тканях она порядка 1мм). В конце своего пробега позитрон, взаимодействуя с электроном, аннигилирует, в результате чего возникают два γ -кванта с энергией 511кэВ, разлетающихся в противоположных направлениях. Эти γ -кванты называются аннигиляционным излучением. Испускание позитронов возникает только в том случае, когда разница энергий у исходного и дочернего радионуклидов превышает 1,02 МэВ.

Альтернативой испусканию позитронов для радионуклидов с избытком протонов является процесс *электронного захвата*. При электронном захвате происходит поглощение электрона ядром, в результате чего протон превращается в нейтрон. Для протекания указанного процесса (в отличие от позитронного распада) различия между энергиями исходного и дочернего радионуклидов могут быть небольшими. Обычно происходит захват электронов наиболее близкой к ядру К-оболочки. Возникающая при этом во внутренних электронных орбитах вакансия заполняется электронами внешних орбит. Разница энергий этих электронных оболочек определяет длину волны рентгеновского или γ -излучения, которое является характеристическим для данного дочернего радионуклида.

В процессе γ -излучения ядро самопроизвольно переходит из возбужденного состояния в менее возбужденное или основное. При этом избыток энергии ядра освобождается в виде кванта коротковолнового электромагнитного излучения - γ -кванта (подавляющая часть энергии E_γ) и в виде энергии отдачи ядра (ничтожно малая часть энергии - $T_\gamma < 10\text{эВ}$). γ -Излучателями являются практически все дочерние

ядра – продукты α - и β -радиоактивных ядер, так как они образуются не только в основном, но и в возбужденном состоянии. Энергия γ -квантов, испускаемых после α -распада, обычно не превышает 0,5МэВ. Энергия γ -квантов, испускаемых после β -распада, достигает 2-2,5МэВ.

Внутренней конверсией называется процесс, в результате которого энергия возбуждения ядра идет не на γ -излучение, а передается одному из электронов данного атома, в результате чего электрон вылетает из него. Вылетевший электрон называется *конверсионным*. Конверсионные электроны в отличие от электронов β -распада имеют не непрерывный, а дискретный спектр. Вакансии на внутренних оболочках заполняются электронами с внешних оболочек, что приводит к появлению *характеристического излучения*. Конверсионное излучение может наблюдаться как вместе с γ -излучением, так и без него. Отношение числа испущенных конверсионных электронов к числу испускаемых γ -квантов называется коэффициентом внутренней конверсии.

Возникающее в результате радиоактивного распада ядро может некоторое время оставаться в возбужденном состоянии. Такие состояния называются *метастабильными состояниями*, а ядро, имеющее метастабильный уровень, называется *изомером*. Переход в основное состояние может занимать промежуток времени от долей секунды до многих лет. Переход из изомерного состояния в основное сопровождается испусканием γ -квантов. Типичным примером метастабильного изотопа, широко применяемого в ядерной медицине, является изотоп ^{99m}Tc .

1.2. Способы детектирования γ -излучения

В зависимости от используемого радионуклида радиоактивный распад сопровождается испусканием α -, β -, γ - или рентгеновских квантов. Длина свободного пробега α - и β - частиц в биологических тканях мала. Поэтому они используются в диагностике некоторых опухолей, расположенных вблизи от поверхности тела (кожа, мягкие ткани плеча и бедра) или в сравнительно легкодоступных полостях (гортань, пищевод и др.). Рентгеновское и γ -излучение распространяются в биологических тканях более эффективно. При низких энергиях (до 100кэВ) рентгеновское и γ - излучение ослабляются тканями организма главным образом вследствие фотоэлектрического поглощения. При энергиях свыше 100кэВ преобладающим эффектом становится комптоновское рас-

сеяние фотонов. Увеличение поглощения за счет образования пар происходит при энергиях фотонов свыше 1МэВ. В настоящее время для визуализации с помощью радиоизотопов в большинстве случаев используются радионуклиды, испускающих γ - кванты с энергией выше 50 кэВ. Чтобы зарегистрировать излучение, внутри чувствительного объема детектора должны быть образованы ионизированные или возбужденные атомы. γ -излучение регистрируют по заряженным частицам, возникающим при взаимодействии фотонов либо с веществом детектора, либо с окружающими его материалами. При этом существует двойная проблема: фотоны должны минимально взаимодействовать до попадания в детектор, а вероятность взаимодействия в детекторе должна быть большой. Почти каждое свойство излучения, такие эффекты, как фотографический, биологический, ионизационный и флюоресцентный, можно использовать для регистрации излучения, однако ионизация и возбуждение лежат в основе большинства наиболее важных детекторов, применяемых в ядерной медицине.

Газовые детекторы. Обычная газонаполненная ионизационная камера представляет собой весьма точный и чувствительный детектор ионизирующего излучения (рисунок 1.1).

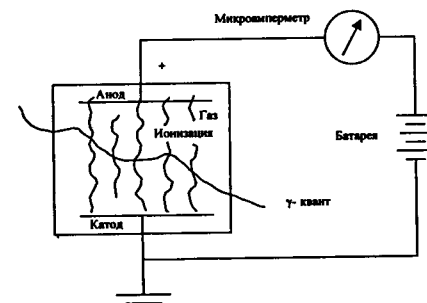


Рис.1.1. Схема простой ионизационной камеры.

Однако она относительно прозрачна для рентгеновского и γ -излучений, если в детектор не введены вещества с большим атомным номером (Z), например газы с большим Z под высоким давлением, такие, как ксенон, или же металлические конвертеры в газовой камере. Когда внутри рабочего объема происходит событие, приводящее к ионизации, электроны притягиваются положительным анодом, а тяжелые положительные ионы движутся в направлении катода. Собранные на анод электроны образуют импульс напряжения. При очень малых напряжениях питания некоторая доля образованных ионов будет рекомбинировать, не достигая электродов. С увеличением напряжения вероятность рекомбинации уменьшается, и в области ионизационной камеры достигается полное разделение и собирание всех ионов. В этой области амплитуда импульса не зависит от приложенного напряжения, и это наблюдается до области пропорционального счетчика. На этом участке напряжение достаточно велико, чтобы электрон приобрел необходимую для ионизации атомов газа энергию, что приводит к увеличению числа образованных ионов. Наблюдаемое газовое усиление вначале ограничено узкой областью исходного трека, и поэтому вторичные ионы не образуют в соударениях дополнительные ионы. При этом амплитуда импульса пропорциональна первоначальному числу созданных ионов, как и в области ионизационной камеры. С дальнейшим ростом напряжения эффект пропорциональности постепенно теряется, так как вторичные ионы сами начинают создавать дополнительную ионизацию (переходная область). Когда газовое усиление становится очень большим, пропорциональности уже не существует, достигается область лавинного умножения во всем объеме, когда ионизация уже не ограничена областью начального трека. Это область Гейгера. Если увеличивать и далее напряжение, то возникает непрерывный электрический разряд.

Число образуемых в камере ионов слишком мало, и это не позволяет регистрировать отдельные γ -кванты. Однако взаимодействие большого числа квантов в каждую единицу времени приводит к образованию в камере измеримого ионизационного тока. Камера является полезным прибором для измерения относительно больших активностей, например, поставляемых радиоактивных препаратов или при проверке активности в шприце перед введением пациенту. Работаю-

щий при более высоких напряжениях счетчик Гейгера – Мюллера применяют для регистрации γ -излучения в дозиметрии.

Подводя итоги сказанному, можно констатировать, что из-за низкой чувствительности и большой инерционности простые газовые детекторы пока не нашли широкого применения в приборах для радионуклидной визуализации. Однако в последнее время стали развиваться многопроволочные газоразрядные камеры вследствие их относительно небольшой стоимости.

Полупроводниковые детекторы. В последнее время стали доступны полупроводниковые детекторы из германия или кремния. Во многих отношениях они подобны ионизационной камере, сконструированной из твердого материала. Поглощенная энергия фотонов передается непосредственно носителям электрического заряда, для образования которых требуется всего 3эВ. Поэтому энергетическое разрешение высоко, и для фотонов с энергией до нескольких мегаэлектронвольт оказывается лучше 1% (рисунок 1.2).

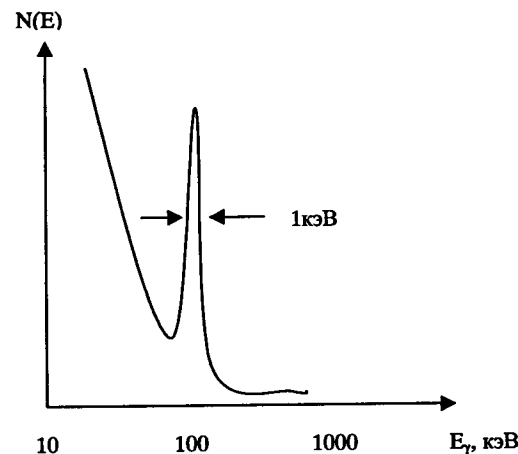


Рисунок 1.2. Амплитудный спектр импульса γ -излучения с энергией 140кэВ, зарегистрированного полупроводниковым детектором.

В настоящее время можно изготавливать кремниевые детекторы с площадью поверхности порядка $5 \times 5 \text{ см}^2$ и толщиной около 1 мм. Но даже высокая разрешающая способность по энергии все же не компенсирует такой недостаток кремния, как небольшой его атомный номер. Однако кремний может иметь полезное применение в автордиографии, если им заменить пленочную эмульсию.

Германий, имеющий значительно больший Z , имеет преимущества перед кремнием по многим параметрам, за исключением того, что высокая разрешающая способность по энергии достигается в нем только при температуре жидкого азота. Сравнительно просты в изготовлении лишь тонкие германиевые детекторы с малой площадью поверхности. В перспективных разработках гамма-камер полупроводниковые детекторы имеют потенциальные преимущества перед другими, но высокая стоимость материала и необходимость глубокого их охлаждения пока препятствуют использованию этих детекторов. Применение полупроводниковых детекторов для исследований *in vivo* сейчас находятся в стадии развития. Однако в настоящее время они еще дороги, менее распространены, чем сцинтилляторы, вследствие меньших размеров и атомного номера и требуют более сложной сопутствующей аппаратуры.

В конце 1980-х годов фирмой Digirad была разработана технология получения детектора γ -излучения работающего при комнатной температуре на основе комбинации кадмия (Cd), цинка (Zn) и теллура (Te) (CZT-детектор). Подобные детекторы применялись ранее для инфракрасной техники, но предложенная технология позволила получать кристаллы существенно более высокой химической чистоты.

К основным достоинствам CZT-детекторов следует отнести:

- возможность работы при комнатной температуре;
- хорошее энергетическое разрешение;
- высокая эффективность регистрации;
- высокая временная и температурная стабильность;
- улучшенное соотношение сигнал/шум;
- высокая эффективность регистрации в диапазоне энергий до 511 кЭв
- доступная стоимость исходного материала детектора.

Отдельные CZT-кристаллы небольшого размера (порядка $3 \times 3 \text{ мм}$) можно собирать в плотные сборки получая таким образом позиционно-чувствительные детекторы γ -излучения. Практическая

реализация гамма-камеры на основе CLZ-детектора (фирма Digirad) представлена на рисунке 1.3.

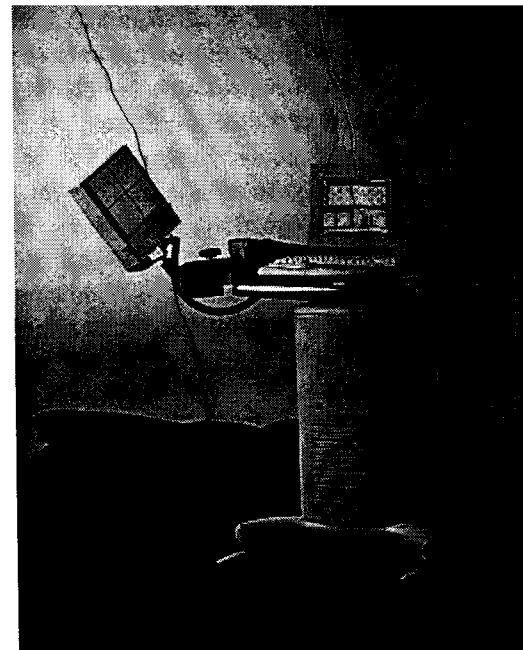


Рисунок 1.3. Гамма-камера фирмы Digirad с твердотельным детектором на основе CdZnTe.

Сцинтилляционные детекторы. При поглощении энергии ионизирующего излучения в ряде веществ возникает слабая вспышка видимого света. Эта вспышка обусловлена возбуждением, и ее интенсивность пропорциональна полной поглощенной энергии в материале сцинтиллятора.

Практическая разработка сцинтилляционного счетчика стала возможной с изобретением фотоэлектронного умножителя (ФЭУ).

Этот прибор преобразует световые вспышки в электрические импульсы, которые можно зарегистрировать различными электронно-измерительными устройствами. Разработано множество сцинтиллято-

ров, и сейчас сцинтилляционный счетчик - наиболее распространенный счетчик излучения, применяемый в ядерной медицине.

Для удовлетворительного использования в качестве сцинтиллятора вещество должно обладать определенными характеристиками.

1. Сцинтиллятор должен быть хорошим поглотителем излучения. В случае γ -излучения по возможности большими должны быть размеры сцинтиллятора и его атомный номер, чтобы обеспечить вероятность полного поглощения γ -кванта.
2. Так как поглощенную энергию определяют по интенсивности световой вспышки, то для уверенной регистрации ионизирующего излучения преобразование поглощенной энергии в световое излучение должно быть эффективным, а интенсивность испускаемого света должна быть пропорциональна поглощенной энергии в широком диапазоне, что обеспечит также измерение энергии фотонов.
3. Необходимо, чтобы сцинтиллятор был прозрачным для испускаемого им света, и только небольшая часть его поглощалась до достижения фотоумножителя. Это ограничение касается оптических свойств материала и приводит к тому, что обычно используются монокристаллы.
4. Длина волны излучаемого кристаллом света должна совпадать с диапазоном наибольшей световой чувствительности фотоумножителя. Большинство сцинтилляторов испускает свет в голубой и зеленой части спектра.
5. Интенсивность световой вспышки быстро нарастает, а спадает более медленно. Спад со временем должен быть возможно короче (предпочтительно менее 1 мкс), так как он ограничивает максимально возможную скорость регистрации.

Совершенных во всех этих отношениях материалов нет, но ряд удовлетворительных веществ был найден.

- NaI(Tl) - неорганический сцинтиллятор. Длительность вспышки (без учета медленных компонент) 250 нс. Предназначен для регистрации γ -излучения и спектрометрии. Существует в виде больших монокристаллов. Гигроскопичен - должен упаковываться в воздухонепроницаемую оболочку. Очень широко применяется.

- CsI(Tl) - неорганический сцинтиллятор. Длительность вспышки 650 нс. Предназначен для регистрации γ -излучения и спектрометрии. Имеется в виде больших монокристаллов. Негигроскопичен. Большая, чем у NaI(Tl) , эффективность регистрации, но меньший световой выход.

- Сцинтилляторы на основе пластмасс - органические сцинтилляторы. Длительность вспышки 2-5 нс. Большие детекторы в случаях, когда информации об энергии не требуется. Легко поддаются механической обработке, очень "быстрые" и недорогие.

Указанные в скобках элементы (например - Tl) являются небольшой примесью, порядка 0,1-0,5%, добавление которой значительно увеличивает световой выход. Кристалл обычно упакован в светонепроницаемую оболочку из алюминия. Со стороны установки фотоумножителя имеется окно для собирания света. Внутренняя поверхность оболочки кристалла покрыта диффузным отражателем для лучшего собирания света в окне фотоумножителя. Хороший оптический контакт между сцинтиллятором и фотоумножителем обеспечивают с помощью оптической смазки, а в некоторых случаях применяют специальный световод, выполненный из несцинтиллирующего материала, например прозрачной пластмассы, который помещают между сцинтиллятором и фотоумножителем.

Фотоумножитель можно рассматривать как двухсекционный прибор. Фотокатод представляет собой очень тонкое полупрозрачное покрытие, которое поглощает энергию световых фотонов и испускает низкоэнергетические электроны. Эти электроны затем ускоряются в направлении первого динода электрическим полем, существующим между фотокатодом и динодом. Динод представляет собой металлический электрод, покрытый материалом, подобным материалу фотокатода, только на этот раз появление ускоренного электрона вызывает эмиссию ряда новых низкоэнергетических электронов. Они, в свою очередь, ускоряются ко второму диноду, и так далее по всей динодной системе. Результирующий пучок электронов собирается на аноде ФЭУ и регистрируется как электрический импульс. Фотокатод имеет малую квантовую эффективность, и только около 10-20% попадающих на него световых фотонов вызывают испускание фотоэлектронов. На динодах ФЭУ возникает от двух до трех электронов на каждый приходящий. В действительности можно получить усиление порядка 10^6 и

необходимо отметить, что это значение очень зависит от напряжения между диодами. Полное напряжение, подаваемое на фотоумножитель, находится обычно в пределах 1000-2000В и распределяется между диодами посредством резистивного делителя. Фотокатод и диоды размещены в вакуумной колбе.

Поскольку в сцинтиляторе процессы образования световых фотонов являются статистическими, то даже если моноэнергетическое γ -излучение полностью поглощается в нем, результирующие импульсы фотоумножителя, пропорциональные количеству образованных световых фотонов при каждом акте взаимодействия ионизирующего излучения с материалом сцинтилятора, не будут все одинаковыми и наблюдается распределение амплитуд импульсов на выходе ФЭУ. (рис. 1.4).

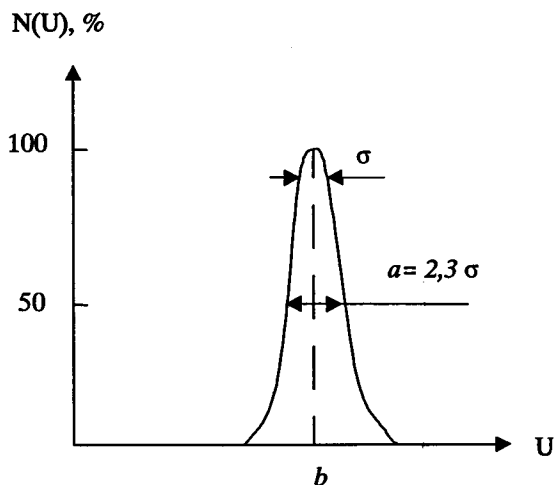


Рис. 1.4. Амплитудное распределение импульсов на выходе фотоумножителя.

Распределение амплитуд импульсов является мерой точности, с которой можно измерить значение импульса (a , следовательно, и по-

глощенной энергии). Удобная величина для этой цели - полная ширина на распределения на половине высоты кривой, отмеченная на рисунке буквой a . Для гауссовой кривой $a=2,3\sigma$. Полную ширину на половине высоты часто выражают в процентах от значения амплитуды импульса для пика кривой, а именно $a/b \times 100\%$. Это значение зависит от многих причин, включая как конверсионную эффективность сцинтиллятора (преобразование поглощенной энергии в световое излучение), так и полную поглощенную энергию. Энергетическое разрешение улучшается с ростом энергии и изменяется приблизительно обратно пропорционально квадратному корню из энергии. Световые импульсы конвертируются в электрические, которые в итоге и измеряются. Амплитудное распределение импульсов ФЭУ обычно представляют на графиках, где по оси абсцисс отложена энергия регистрируемого ионизирующего излучения, а по оси ординат - число импульсов на выходе фотоумножителя, соответствующих величине поглощенной энергии в материале сцинтиллятора.

Гамма-излучение взаимодействует со сцинтилятором посредством одного из следующих процессов: фотоэлектрическим, комптоновским или образованием пары. В двух первых процессах образуются свободные электроны, а в третьем возникает электрон-позитронная пара. Распределение амплитуд импульсов на выходе ФЭУ зависит от относительных вкладов этих трех процессов взаимодействия. Рассмотрим различные взаимодействия, приводящие к возникновению сложного амплитудного спектра. В каждом случае энергия падающего γ -излучения равна E .

Взаимодействие γ -квантов с энергией менее 1,02 МэВ. В этом случае кванты могут взаимодействовать со сцинтилятором главным образом с помощью фотоэлектрического или комптон-эффекта. Для образования пары энергия слишком мала. Если в случае фотоэлектрического поглощения как фотоэлектрон, так и возникающее характеристическое излучение полностью поглощаются, тогда поглощается энергия E , и регистрируемое амплитудное распределение импульсов состоит только из одного пика, соответствующего E . Этот пик называется пиком полного поглощения фотоэлектрона. Для небольших кристаллов, когда регистрируются γ -кванты с энергией менее 100кэВ, характеристическое излучение может не взаимодействовать с кристаллом. Тогда образуется пик при меньшей энергии, соответствующей

кинетической энергии фотоэлектрона. При комптоновском взаимодействии комптон-электрон поглощается, а рассеянный фотон выходит из кристалла без взаимодействия. При этом амплитудный спектр может изменяться от нуля до максимума, меньшего E . После одного или нескольких комптоновских взаимодействий может произойти фотоэлектрическое поглощение, что приведет к полному поглощению γ -кванта в сцинтилляторе. При этом гамма-спектр будет идентичен пику полного поглощения. Именно поэтому популярное наименование "фотопик" употребляют часто неправильно. В больших кристаллах, особенно при больших энергиях γ -квантов, многократные эффекты дают значительный вклад в пик полного поглощения. На рисунке 1.5 показан типичный амплитудный спектр, полученный при регистрации квантов с энергией 140 кэВ.

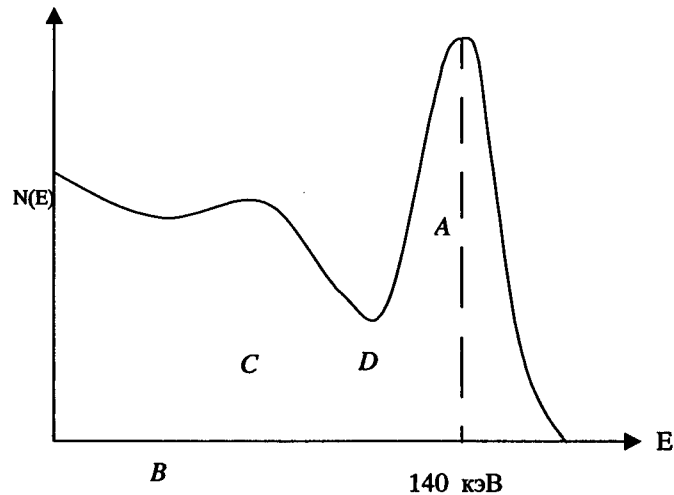


Рис.1 5. Спектр для источника γ -излучения с энергией 140 кэВ.

На графике видны все описанные выше эффекты, а уширение пиков обусловлено статистическим разбросом. Замечен пик полного поглощения A , непрерывный комптоновский участок B , граница комптоновского поглощения C и область многократных комптоновских взаимодействий D .

Взаимодействие γ -квантов с энергией $\geq 1,02$ МэВ. Когда $E_m \geq 1,02$ МэВ, может произойти образование пары. Энергия 1,02 МэВ расходуется на образование электрон-позитронной пары, суммарная кинетическая энергия которой будет $(E_m - 1,02)$ МэВ. Когда позитрон теряет свою кинетическую энергию, то он аннигилирует с электроном и образуется два γ -кванта с энергией 0,51 МэВ. Оба кванта могут покинуть кристалл без взаимодействия. Тогда спектр состоит из одной линии при $(E_m - 1,02)$ МэВ. С другой стороны, может исчезнуть только один из возникших квантов, что приведет к образованию пика при энергии $(E_m - 0,51)$ МэВ. Если же поглощаются оба кванта, то наблюдается один пик, соответствующий пику полного поглощения при E_m . Дополнительно кванты аннигиляции могут взаимодействовать посредством комптон-эффекта, что приводит к появлению дополнительных особенностей в спектре.

Гамма-излучение взаимодействует также и с материалом источника и особенно велико это взаимодействие в исследованиях *in vivo*. Обратное рассеяние внутри источника приводит к образованию рассеянных γ -квантов с приблизительно одинаковой энергией. Поэтому в гамма-спектре имеется широкий, но хорошо определенный пик, который может быть резко выражен, если источник расположен внутри рассеивающей среды. Многие кванты рассеиваются под малыми углами, но это приводит лишь к небольшим потерям энергии, особенно при малой энергии. При этом пик полного поглощения уширяется в сторону меньших энергий. Гамма-кванты, претерпевающие фотоэлектрическое поглощение в окружающих детектор материалах, вызывают эмиссию характеристического излучения. Это особенно заметно для свинцовых коллиматоров, характеристическое излучение которых образует большой пик энергии 88 кэВ. Если позитроны аннигилируют внутри источника либо в его непосредственном окружении, то они образуют в спектре пик при энергии 0,51 МэВ.

Радионуклиды или их смеси, излучающие несколько γ -квантов различных энергий, при регистрации образуют гамма-спектр, являю-

щийся суперпозицией спектров отдельных γ -квантов. Тем не менее основная форма спектра (рисунок. 2.6) остается прежней и спектр обычно легко расшифровывается. На практике часто работают только с пиком полного поглощения - наиболее заметной частью спектра. Если радионуклид излучает два каскадных γ -кванта, то имеется возможность зарегистрировать их одновременно. Вероятность регистрации обоих квантов одного и того же распада будет наибольшей, если использовать геометрию счета 4π , как в случае колодезного счетчика.

1.3. Принципы и схемотехника обработки сигналов γ -детекторов

Измерительная аппаратура ядерной медицины обеспечивает детектирование и регистрацию отдельных γ -квантов. Сборка с детектором обычно расположена на некотором расстоянии от остальной электронной аппаратуры, и применение длинного соединительного кабеля может привести к искажению или ослаблению сигналов детектора. Предусилитель - небольшой узел, предназначенный для преобразования сигналов детектора в электрические импульсы напряжения, необходимой для дальнейшей обработки амплитуды, длительности и формы. Чаще всего его встраивают в сборку с детектором для лучшего согласования сигналов детектора с соединительным кабелем. Кроме того, счетчики Гейгера снабжают электронной гасящей схемой, выполняющей следующие три функции. Во-первых, она уменьшает напряжение на счетчике на определенный период, чтобы погасить разряд. Во-вторых, она обеспечивает задание длительности мертвого времени, и, в-третьих, она согласовывает счетчик с кабелем и последующим прибором.

Таким образом, к предусилителю предъявляются следующие требования:

1. Предусилитель должен иметь регулируемое усиление, обеспечивающее амплитуду выходных импульсов в диапазоне 0,1-10В (это обеспечивает возможность работы детектора без нелинейных искажений во всем энергетическом диапазоне используемых в настоящее время в радиоизотопной диагностике радионуклидов, т.е. ~50-500 кэВ). Обычно предусматривается как грубая (дискретная), так и тонкая (плавно регулируемая) настройка усиления. Иногда используют усилитель с фиксированным уси-

лением и регулируемым делителем напряжения для изменения амплитуды выходных импульсов.

2. **Линейность.** Амплитуда импульса на выходе предусилителя должна быть прямо пропорциональна заряду на выходе детектора для обеспечения передачи входной информации без искажений. Очень большие импульсы должны ограничиваться по амплитуде, но это не должно приводить к искажениям в других частях γ -спектра.
3. **Стабильность.** Усиление не должно заметно меняться при изменениях окружающей температуры или небольших отклонениях напряжения питания.
4. **Формирование импульсов.** Амплитуда электрического сигнала детектора γ -излучения вначале быстро увеличивается со временем (время нарастания), а затем медленно уменьшается (время спада). Этот импульс необходимо сформировать, т.е. стандартизировать время его нарастания и спада, чтобы последующий импульс не накладывался на "хвост" предыдущего. Это осуществляется с помощью специальных схем с регулируемой длительностью импульса. При этом, изменяя постоянную времени интегрирования, можно регулировать нарастание импульса, а изменяя постоянную времени дифференцирования, - спад импульса. Существуют и другие, более сложные методы формирования импульсов, например ключевой интегратор с регулируемым временем интегрирования.

Основной усилитель должен обеспечить сохранение пропорциональности между амплитудой выходного импульса и поглощенной в детекторе энергией. Однако на практике необходимо выбрать некоторую часть гамма-спектра, например пик полного поглощения, чтобы отделить его от части, соответствующей меньшим энергиям рассеянного излучения. Выходные импульсы предусилителя можно обработать следующими способами.

1. Регистрируются все импульсы с амплитудой больше установленного порогового значения. Это называют амплитудной дискриминацией.
2. Регистрируются все импульсы с амплитудами в пределах установленного диапазона. Работу в таком режиме называют ампли-

тудным анализом импульсов, а установленный диапазон пропускания является "окном" (шириной канала) анализатора.

Эти задачи решаются с помощью анализатора амплитуд импульсов, который обеспечивает получение на выходе логических сигналов, соответствующих всем отобранным импульсам. В некоторых приборах регулировка ширины канала пропускания осуществляется в абсолютных значениях амплитуд импульсов, в других - в процентах от значения положения середины окна анализатора. Часто уровни дискриминатора градуируют непосредственно в единицах энергии. Процедуру изменения положения и ширины окна анализатора кратко называют настройкой на пик излучения. Если при измерениях необходимо выделить несколько различных диапазонов энергий, то используют несколько одноканальных анализаторов, соединенных параллельно.

Импульсы, прошедшие через амплитудный анализатор, имеют одинаковую форму и амплитуду и их можно зарегистрировать различными способами. Простейший способ регистрации состоит в подсчете числа импульсов с последующим воспроизведением результата обычно с использованием цифровой индикации. Если требуется определить скорость счета, тогда пересчетная схема автоматически управляется встроенным таймером. Радиометры имеют собственное мертвое время и с учетом этого можно регистрировать скорости счета вплоть до 10^5 - 10^6 имп/с.

Непрерывная индикация скорости счета обеспечивается с помощью аналогового интенсиметра, в котором каждый проходящий импульс заряжает конденсатор с емкостью C , который потом разряжается через резистор R . При равновесных условиях напряжение на сопротивлении пропорционально скорости счета. Характеристика интенсиметра регулируется с помощью постоянной времени, определяемой произведением RC . При этом малая постоянная времени позволяет реагировать на быстрые изменения скорости счета и таким образом фиксировать случайные статистические флуктуации. При большой постоянной времени обеспечивается устойчивый к флуктуациям выходной сигнал, но ответная реакция на изменение скорости счета при этом замедлена (рисунок 1.6).

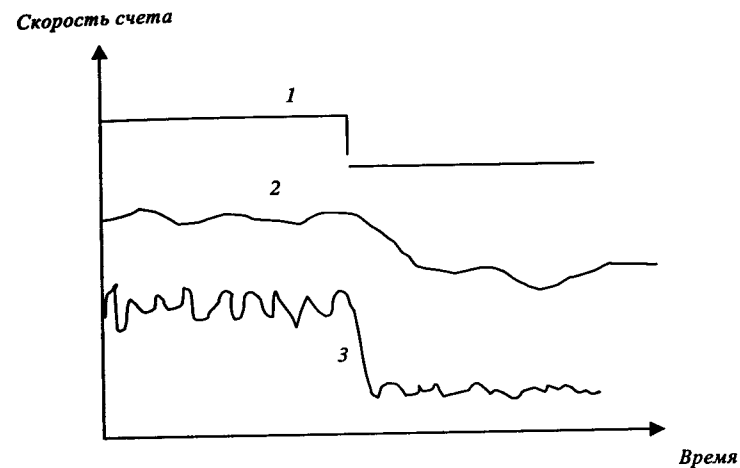


Рис. 1.6. Зависимость показаний интенсиметра от постоянной времени. 1 – фактическое изменение; 2 – большая постоянная времени; 3 – малая постоянная времени.

Отсутствие памяти является существенным недостатком аналоговых интенсиметров, поэтому в настоящее время часто используют цифровые интенсиметры. Они состоят из пересчетных устройств, которые по истечении установленного времени возвращаются в исходное положение и счет импульсов начинается снова. В конце каждого счетного периода накопленная сумма импульсов делится на соответствующее время накопления и полученное значение выводится на дисплей. При этом отсутствует эффект запаздывания, а результаты измерений получаются в удобном для последующей обработки на компьютере виде.

Рассмотренные выше устройства существуют в виде отдельных блоков (модулей). Имеются и специализированные приборы. Например, гамма-спектрометры, ренографы, сцинтилляционные гамма-камеры и др.

В заключение следует отметить, что в настоящее время все большее распространение приобретают цифровые устройства для регистрации γ -излучения и последующей обработки результатов изме-

рений на ЭВМ. Это возможно благодаря современным достижениям в области преобразования аналоговых сигналов в цифровой код и широким возможностям компьютерной обработки получаемых результатов в реальном времени в сочетании с практически неограниченными возможностями хранения и представления получаемой информации.

Для передачи данных в компьютер их необходимо преобразовать в цифровую форму. Это может быть выполнено различными способами, в зависимости от конкретной задачи. В случае радиометрических устройств (например ренограф), где необходима простая регистрация γ -квантов, наличие электрического импульса на выходе одноканального анализатора представляет один отсчет при измерении накопления радиофармпрепарата. В других случаях (например сцинтилляционная гамма-камера) данные имеются первоначально в аналоговой форме. При этом для обработки с использованием ЭВМ необходимо иметь информацию об амплитуде сигнала детектирующего устройства. Для этого используется аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) для перехода от аналогового сигнала к соответствующему цифровому коду. Требования, предъявляемые к разрядности АЦП, основаны на необходимой точности определения амплитуды входного сигнала. Так как максимальный размер кристалла современной гамма-камеры может достигать 550мм, а собственное пространственное разрешение – 2,5мм, то в соответствии с теоремой Котельникова АЦП должны обеспечивать не менее 512 уровней квантования (т. е. 2^9). Кроме того, поскольку часто используется режим измерений с увеличением изображения приблизительно в два раза (так называемый ZOOM) и с учетом минимальных нелинейных искажений получаемых изображений (~0,3мм в современных гамма-камерах), то в большинстве практических приложений используются АЦП, обеспечивающие 1024-4096 уровней квантования (т. е. 10-12 разрядов). Быстродействие АЦП (т.е. максимальное время преобразования аналогового сигнала в цифровой код) ограничивается длительностью импульса детектора γ -излучения. Например, в случае сцинтилляционного детектора время преобразования должно быть не более 1мкс, так как длительность импульса на выходе ФЭУ не превышает 1мкс (быстрые компоненты) и при большем времени преобразования возникнут дополнительные просчеты из-за потери части импульсов, возникших на входе АЦП до окончания процесса преобразования. Дифференциальная нелиней-

ность АЦП должна быть не более 0,1% от абсолютной величины минимального уровня квантования (или размера пикселя матрицы изображения), иначе возникнут характерные искажения в виде регулярной решетки на изображении. Интегральная нелинейность АЦП должна быть не более половины минимального уровня квантования. В противном случае возникают дополнительные нелинейные искажения получаемых изображений.

Для спектрометрических детекторов цифровой код на выходе АЦП должен соответствовать энергии регистрируемых γ -квантов. Это достигается одним из следующих способов.

1. Аналоговое интегрирование сигналов детектора с последующим преобразованием полученной величины в цифровой код.
2. Преобразование аналогового сигнала детектора в сигнал определенной формы, амплитуда которого соответствует энергии регистрируемых γ -квантов, с последующим преобразованием этой амплитуды в цифровой код.
3. Преобразование мгновенных значений аналогового сигнала детектора в цифровой код с последующим цифровым интегрированием.

Следует отметить, что последний способ требует использования быстрых АЦП (время преобразования не более 10нс) и мощных дополнительных вычислительных средств.

Полученные цифровые данные передаются в компьютер для последующей обработки и получения конечных результатов измерений. В ядерной медицине компьютеры выполняют следующие основные функции.

- Сбор и коррекция (для изображений, получаемых на гамма-камере) данных в реальном масштабе времени (с учетом амплитудного анализа сигналов детектора).
- Обработка полученной информации.
- Представление результатов измерения (в первую очередь формирование и преобразование изображений).
- Управление режимами работы детектирующей системы.
- Хранение результатов измерений.

Таким образом, применение цифровых систем для регистрации γ -квантов существенно улучшает качество результатов измерения и открывает неограниченные возможности для получения количественной информации об источнике излучения.

2. Позиционно-чувствительные детекторы (ПЧД) γ -излучения

В основе многих методик исследований внутренних органов в биологии и медицине лежит принцип регистрации пространственного распределения гамма-излучения какого-либо излучающего объекта. При этом необходимый параллельный поток гамма-излучения (угловая дискриминация) создается специальными коллимирующими устройствами.

Устройство, позволяющее получить распределение плотности потока γ -излучения в каждый момент времени называется позиционно-чувствительным детектором γ -излучения.

Сразу отметим, что среди большого многообразия такого рода устройств основным объектом наших исследований были детекторы на основе сцинтилляционных пластин большой площади оптически сопряженных с совокупностью фотоприемников, причем свет каждой сцинтилляции воспринимается всеми фотоприемниками одновременно. Такие ПЧД будем называть ПЧД с непрерывным формированием координатных сигналов или ПЧД типа Энгера (по фамилии изобретателя). На рисунке 2.1 изображена блок-схема такого прибора, а на рисунке 2.2- схема расположения 27 фотоприемников на поверхности сцинтилляционного детектора прямоугольной формы. Очевидно, что фотоприемники должны максимально плотно покрывать выходное окно сцинтилляционного детектора. Среди твердотельных детекторов ПЧД непрерывного типа конкурируют с позиционно-зависимыми структурами (ПЗС), которые собираются в виде мозаики из мелких дискретных элементов. Принцип формирования координат в ПЗ структурах, очевидно, дискретный.

ПЧД с непрерывным формированием сигналов имеют очевидное преимущество в плане получения полезного поля зрения больших размеров. К недостаткам следует отнести, в первую очередь, значительные габариты и вес, а также, ограничения по разрешающей способности и быстродействию.

В настоящей главе обобщен опыт работы коллектива авторов с ПЧД непрерывного типа. Установлены предельные возможности такого рода приборов и намечены пути приближения к предельным параметрам за счет оптимизации схемы прибора и возросшим возможностям цифровой электроники, а также улучшения качества основных комплектующих.

В настоящей главе обобщен опыт работы коллектива авторов с ПЧД непрерывного типа. Установлены предельные возможности такого рода приборов и намечены пути приближения к предельным параметрам за счет оптимизации схемы прибора и возросшим возможностям цифровой электроники, а также улучшения качества основных комплектующих.

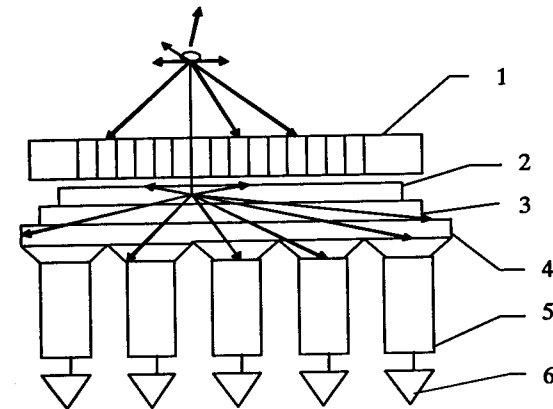


Рисунок 2.1. ПЧД непрерывного типа (типа Энгера).
1-коллиматор; 2- сцинтилляционный кристалл; 3 - выходное окно; 4 - световод; 5 - фотоумножители; 6 - предусилители.

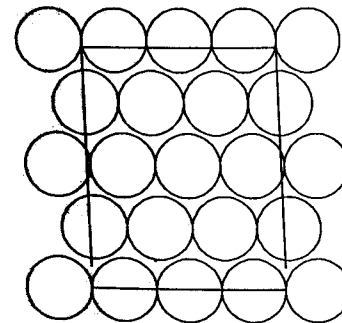


Рисунок 2.2 Расположение сборки из 23 круглых ФЭУ на поверхности сцинтилляционного детектора прямоугольной формы. Показано полезное поле зрения.

2.1. Статистическая постановка задачи

С точки зрения статистической теории определение координат сцинтилляции в ПЧД непрерывного типа есть задача точечного оценивания параметров некоторого распределения по совокупности статистических реализаций, где параметрами распределения являются координаты точки сцинтилляции, а реализациями - амплитуды сигналов фотоприемников. В дальнейшем вместо термина «фотоприемник» будет использоваться «фотоумножитель» или (ФЭУ), поскольку в ПЧД непрерывного типа используется, почти исключительно, именно этот вид фотоприемников.

Используя метод наибольшего правдоподобия, Калашников С.Д. [26] нашел выражения для максимально правдоподобных оценок координат сцинтилляции, как решение пары алгебраических уравнений (2.1):

$$\frac{\partial}{\partial x} L(\vec{K}, \vec{R}) = 0; \quad \frac{\partial}{\partial y} L(\vec{K}, \vec{R}) = 0; \quad (2.1)$$

где $L(\vec{K}, \vec{R})$ - функция правдоподобия, имеющая, в данном случае, весьма сложный вид:

$$L(\vec{K}, \vec{R}) = \prod_{i=1}^N \frac{[\Omega_i(\vec{R})]^{K_i}}{K_i!} \times \exp \left[- \sum_{i=1}^N \Omega_i(\vec{R}) \right] \quad (2.2)$$

где \vec{K} - N мерный вектор, компонентами которого являются числа фотоэлектронов, собранных на 1-й диод соответствующего ФЭУ;

$\vec{R} = (X, Y)$ - вектор, определяющий искомые координаты в плоскости кристалла;

$\Omega_i(\vec{R})$ - средняя амплитуда импульса i-го ФЭУ или амплитудно-пространственная характеристика (АПХ).

Таким образом, «идеальная позиционная арифметика» по Калашникову есть устройство или метод решения пары трансцендентных уравнений (2.1).

В данном виде решение задачи имеет, скорее всего, только теоретическое значение, поскольку не дает никаких практических путей для нахождения оптимальных оценок в реальном времени. Практиче-

ский интерес представляет, полученное тем же автором [26], выражение для предельного пространственного разрешения гамма-камеры, как нижней границы оценки дисперсии, определяемой неравенством Крамера-Рао. Согласно [26] это значение равно:

$$R_{\text{lim}} = 2.36 \sqrt{\frac{1}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{K_i} \times \left(\frac{\partial \Omega_i}{\partial R} \right)^2}} \quad (2.3)$$

Выражение:

$$I = \sum_{i=1}^N \frac{1}{K_i} \times \left(\frac{\partial \Omega_i}{\partial R} \right)^2 \quad (2.4)$$

часто называют информацией Фишера, а каждое из слагаемых в выражении (2.4) - вклад соответствующего ФЭУ в общую информацию о местоположении сцинтилляции. По своему физическому смыслу информация Фишера - это величина обратная дисперсии. Значение предельного пространственного разрешения, согласно выражению (2.3), может быть использовано для оценки разрешающей способности ПЧД и оценки качества алгоритма определения координат (позиционной арифметики).

2.2. Алгоритм взвешенного среднего

Система уравнений (2.1) ставит задачу оптимизации позиционной арифметики в общем виде, однако не дает пути решения этой задачи. Поэтому, в настоящее время, в ПЧД непрерывного типа координатные сигналы формируются, почти исключительно, по алгоритму взвешенного среднего в соответствие с выражениями:

$$X = \frac{\sum_{i=1}^N X_{ci} U(R_i)}{\sum_{i=1}^N U(R_i)}; \quad Y = \frac{\sum_{i=1}^N Y_{ci} U(R_i)}{\sum_{i=1}^N U(R_i)}; \quad (2.5)$$

где X, Y - оценки координат сцинтилляции; X_{ci}, Y_{ci} - координаты центров ФЭУ на плоскости сцинтилляционного детектора; $U(R_i)$ -

амплитуда сигнала ФЭУ, находящегося на расстоянии R_i от сцинтилляции; N -число фотоумножителей.

Алгоритм взвешенного среднего обладает несомненным достоинством простоты и легко реализуется в реальном времени. Однако, оценки координат, определенные по формулам (2.5), не обладают свойствами несмещенности и минимума дисперсии.

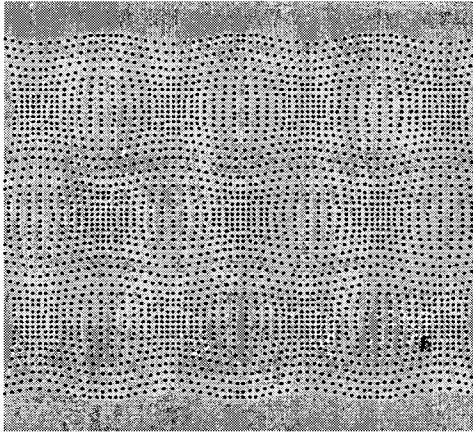


Рисунок. 2.3. Алгоритм взвешенного среднего (линейный). Карта равномерной сетки тестовых точек.

На рисунке 2.3 изображена равномерная сетка тестовых точек полученная расчетным путем, по формулам (2.5). Для расчета были приняты следующие исходные данные: толщина сцинтилляционного кристалла NaI(Tl) – 9 мм; толщина выходного окна детектора - 12.5 мм; энергетическое разрешение ФЭУ по Co^{57} - 8.5%. На рисунке 2.3 видны значительные нелинейные искажения, присущие алгоритму взвешенного среднего (максимальная нелинейность равна 5.4мм). Характерным является сжатие масштаба изображения вблизи центров ФЭУ и растяжение между ними. Среднее по полю зрения детектора пространственное разрешение равно 3.5 мм, а теоретический предел, рассчитанный по формуле (2.3), составляет 2.16 мм. Таким образом,

алгоритм взвешенного среднего далек от оптимального, также, и в плане минимизации дисперсии оценки.

Существенным недостатком алгоритма является ограничение поля зрения. Причину этого явления легко понять, если записать уравнения (2.5) в следующем виде:

$$X = \sum_{i=1}^N X_{ci} \Omega(R_i); Y = \sum_{i=1}^N Y_{ci} \Omega(R_i); \quad (2.6)$$

где $\Omega(R)$ - зависимость сигнал-расстояние нормированная на суммарный (энергетический) сигнал. Пусть x_j, y_j - координаты j -й тестовой точки, а X_j, Y_j - их оценки согласно уравнениям (2.6). В системе координат с центром в точке (x_j, y_j) уравнения (2.6) примут вид:

$$\begin{aligned} \delta_{jx} &= X_j - x_j = \sum_{i=1}^N (X_{ci} - x_j) \Omega(R_{ij}) \\ \delta_{jy} &= Y_j - y_j = \sum_{i=1}^N (Y_{ci} - y_j) \Omega(R_{ij}) \\ \delta_{jx} &= \sum_{i=1}^N R_{ij} \Omega(R_{ij}) \cos \alpha_{ij}; \\ \delta_{jy} &= \sum_{i=1}^N R_{ij} \Omega(R_{ij}) \sin \alpha_{ij}; \end{aligned} \quad (2.7)$$

Здесь R_{ij} - расстояние между i -м ФЭУ и j -й тестовой точкой, α_{ij} - полярный угол i -го ФЭУ в новой системе координат. В таком виде уравнения (3.7) напоминают выражения для упругой деформации, где в левой части - проекции деформаций на оси координат, а в правой части - суммы проекций действующих сил. Продолжая эту аналогию, можно сказать, что ФЭУ «тянет» на себя изображение тестовой точки с «виртуальной силой» равной:

$$F_{virt} = R \Omega(R) \quad (2.8)$$

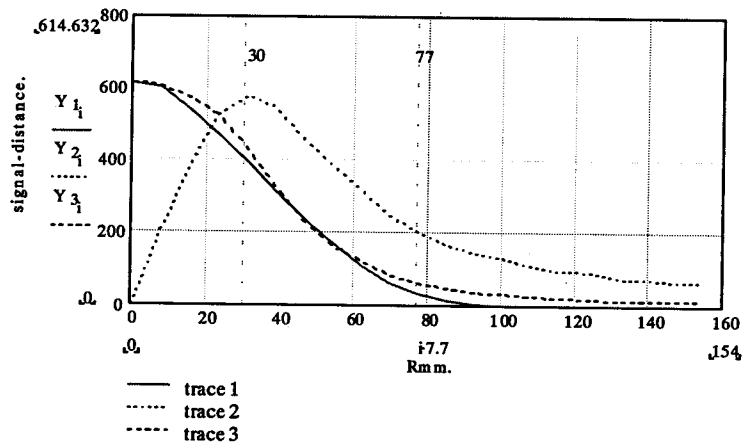


Рисунок 2.4. Кривые сигнал-расстояние: «реальная»-пунктир, «оптимальная»-сплошная; «виртуальная сила»-точки.

График такой «виртуальной силы» приведен на рисунке 2.4. Видно, что она достигает максимума на расстоянии, равном, приблизительно, $2/3$ радиуса ФЭУ. Это означает наличие «нерабочей» зоны с каждой стороны сборки ФЭУ шириной $5/3$ радиуса ФЭУ.

Из уравнений (2.7) следует, что для получения несмещенных оценок координат сцинтилляций по алгоритму взвешенного среднего должно выполняться условие равенства нулю суммы всех виртуальных сил в каждой точке поля зрения детектора:

$$\sum_{i=1}^N \vec{F}_{vi} = 0; \quad (2.9)$$

Решая уравнения (2.9) методом наименьших квадратов, получим зависимость $\Omega_{opt}(R)$, позволяющую минимизировать сумму квадратов отклонений тестовых точек от оценок, рассчитанных по формулам (2.7). На рисунке 2.4 такая зависимость изображена сплошной линией, пунктирной линией показана собственная кривая сигнал-расстояние - $\Omega(R)$. Их различие и определяет величину нелинейных искажений.

Во многих, промышленно выпускаемых детекторах типа Энгра, для уменьшения нелинейных искажений используют дополнительный световод (поз.4. рисунок 2.1), устанавливаемый между ФЭУ и

выходным окном сцинтилляционного детектора. Он представляет собой пластину из оптически прозрачного материала, имеющую специальные окна для установки ФЭУ. На поверхность световода, обращенную к сцинтилляционному детектору, часто наносят оптические маски. Смысл этих мер заключается в попытке изменить форму кривой $\Omega(R)$ таким образом, чтобы приблизить ее к $\Omega_{opt}(R)$.

Следует отметить, что достигаемое при этом улучшение линейности всегда сопровождается ухудшением пространственного разрешения, вызванным потерями света в материале световода и на его поверхности.

Радикальным средством исправления нелинейности без потери разрешающей способности может быть нелинейное преобразование сигналов ФЭУ: $U_{out} = f(U_{in})$, переводящее зависимость $\Omega = \Omega(R)$ в зависимость $\Omega = \Omega_{opt}(R)$. Для этого сигналы ФЭУ должны быть представлены в виде цифрового кода. На рисунке (2.5) показана переходная характеристика, позволяющая осуществить такое преобразование.

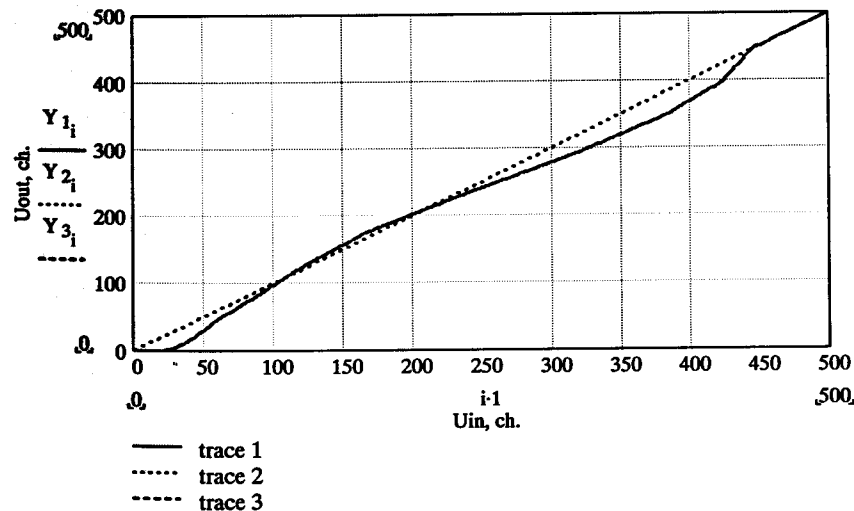


Рисунок 2.5. Нелинейная переходная характеристика.

На рисунке 2.6. показано изображение равномерной карты тестовых точек, полученных с помощью этого преобразования. Нелинейность в этом случае составляет 0.2 мм. Напомним, что при линейном преобразовании на рисунке 2.3 нелинейность равнялась 5.4 мм.

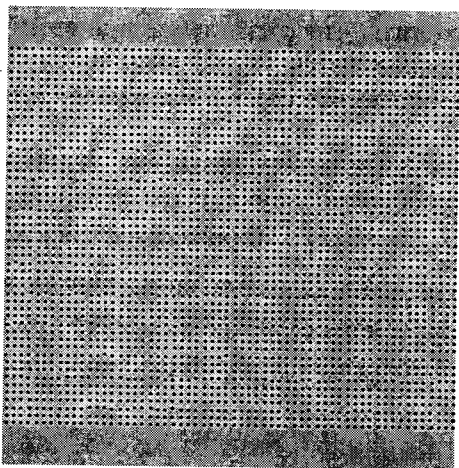


Рисунок 2.6. Нелинейный алгоритм взвешенного среднего. Карта тестовых точек. Нелинейность 0.2 мм.

2.3. Оптимизированный алгоритм

Для ряда практически важных случаев задача улучшения качества оценок может быть решена с помощью соотношений, известных в статистике как «формулы взвешенного среднего с минимальной дисперсией». В теории ошибок эти соотношения называют, также, «формулами для неравноточных измерений». Вывод этих соотношений можно найти, например, в книге [27]. Напомним, что, если мы имеем k независимых измерений X_1, X_2, \dots, X_k одной и той же величины ξ , произведенных с дисперсиями D_1, D_2, \dots, D_k , соответственно, то несмещенной оценкой для ξ с минимальной дисперсией будет следующая линейная комбинация:

$$Y = \frac{1}{\sum_{i=1}^k D_i^{-1}} \times \left(\frac{X_1}{D_1} + \frac{X_2}{D_2} + \dots + \frac{X_k}{D_k} \right) \quad (2.10)$$

Дисперсия этой оценки будет, как доказано, минимально возможной и равна:

$$D_{\min} = \frac{1}{\sum_{i=1}^k D_i^{-1}} \quad (2.11)$$

Применительно к одномерным ПЧД формула (2.10) может быть непосредственно использована как оптимальный алгоритм для определения координаты сцинтилляции. При этом оценка координаты каждым ФЭУ будет равна:

$$X_i = X_{ci} + \delta_i R_i \quad (2.12)$$

где X_{ci} - координата центра i -го ФЭУ, R_i - расстояние от оси ФЭУ до сцинтилляции, определяемое по измеренной зависимости $\Omega(R)$, (см. рис. 2.7), $\delta = \pm 1$, в зависимости от того, справа или слева от оси ФЭУ произошла сцинтилляция.

Если учесть, что сигналы ФЭУ распределены согласно закону Пуассона, для которого, как известно, дисперсия равна среднему, то выражение для дисперсии $D_i = D[X_i]$ примет вид:

$$D[X_i] = K_i \left(\frac{\partial \Omega_i}{\partial R} \right)^{-2} \quad (2.13)$$

где K_i - число фотоэлектронов, достигших i -го динода ФЭУ.

Подставляя (3.13) в (3.11) и, учитывая, что пространственное разрешение, с точностью до масштабного множителя, равно:

$$R_x = 2.36 \sqrt{D} \quad (2.14)$$

мы приходим к формуле (2.3), т.е. полученное, таким образом, пространственное разрешение будет минимально возможным, определяемым нижней границей неравенства Крамера-Рао.

На рисунке 2.7 показаны, полученные расчетным путем, зависимость расстояния от оси ФЭУ до сцинтилляции как функция амплитуды

ды сигнала ФЭУ (функция обратная $\Omega(R)$) и кривая информации (пунктирная линия) для круглых ФЭУ диаметром 76 мм, установленных на сцинтилляционном детекторе NaI(Tl) толщиной 9 мм и выходным окном толщиной 12 мм. В этом случае, пространственное разрешение для двух ФЭУ, определяемое согласно выражениям (2.10) и (2.12) (оптимальный алгоритм) равно 2.4 мм. Для этой же конфигурации оценка координаты, сделанная по традиционному алгоритму взвешенного среднего по формуле (2.5) имеет разрешение 3.6 мм.

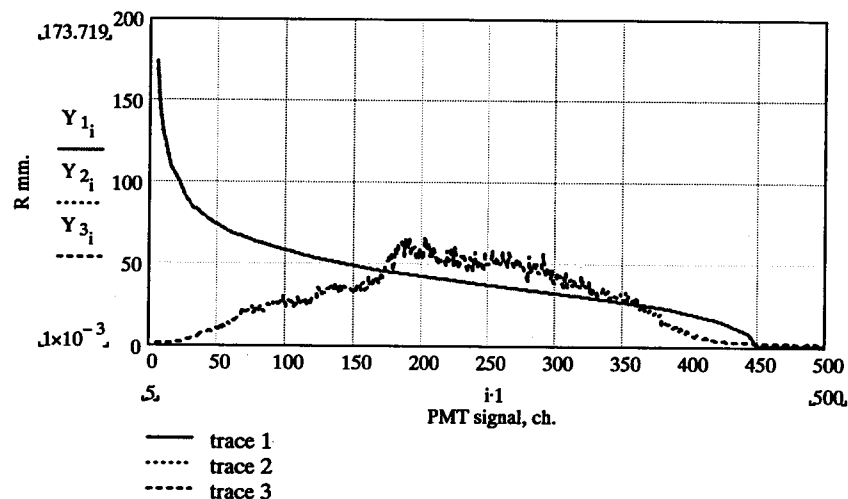


Рисунок 2.7. Зависимость амплитуды сигнала ФЭУ от расстояния до его оси (сплошная линия) и кривая информации сигнала (пунктир).

Этот метод применим, также, для двухмерного ПЧД. Сущность метода поясняет рис. 2.8. Фотоприемники, в этом случае, должны быть расположены в виде прямоугольной сетки как на рис. 2.8. Суммирование сигналов ФЭУ осуществляется отдельно по рядам и столбцам. Предполагается, что амплитуда суммарного сигнала ряда или столбца ФЭУ зависит только от расстояния между точкой сцинтилляции и рядом (или столбцом) ФЭУ и не зависит от положения точки сцинтилляции вдоль ряда (или столбца). Это предположение с достаточной точностью выполняется при использовании ФЭУ с квадратным фотокатодом (например R 6237 фирмы Hamamatsu). Таким

образом, каждый ряд (или столбец) ФЭУ можно рассматривать как отдельный фотоприемник со своими кривыми «сигнал-расстояние», и получения информации аналогичным тем, что показаны на рис. 2.7. для одного ФЭУ.

Гамма-камера с прямоугольным полем зрения

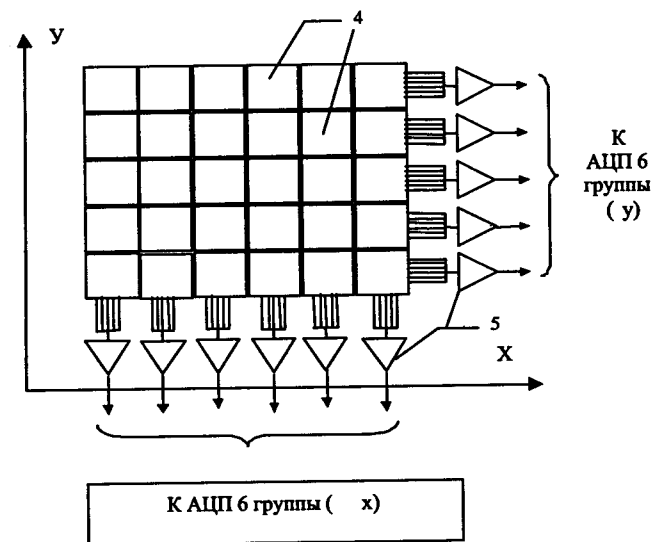


Рисунок 2.8. Блок-схема ПЧД с прямоугольным расположением фотоприемников.

Алгоритм формирования координат в этом случае представляет уравнения аналогичные (2.10) и (2.12) для одномерного ПЧД:

$$\begin{aligned}
 X &= \sum_{i=1}^N X_i a_i; & Y &= \sum_{j=1}^N Y_j b_j; \\
 X_i &= \dot{X}_{ci} + \delta_i R_i; & Y_j &= Y_{cj} + \delta_j R_j;
 \end{aligned}
 \tag{2.15}$$

$$a_i = \frac{D_i^{-1}}{\sum_{i=1}^N D_i^{-1}}; \quad b_j = \frac{D_j^{-1}}{\sum_{j=1}^N D_j^{-1}};$$

В формулах (2.15) все обозначения имеют тот же смысл, что и в (2.10) и (2.12), но применительно к рядам и столбцам ФЭУ. Так X_{ci} в (2.15) это x -координата i -го столбца ФЭУ, а Y_{cj} - это y -координата j -й строки, D_i, D_j - соответствующие дисперсии, а R_i, R_j - расстояния от точки сцинтилляции до i -го столбца и j -й строки, соответственно. Более полную информацию о ПЧД, основанных на этом алгоритме, можно найти в [28].

Расчеты, проведенные на математической модели детектора, состоящего из сцинтилляционного кристалла NaI(Tl) толщиной 9 мм с выходным окном толщиной 12 мм, на котором были установлены 64 ФЭУ с прямоугольным фотокатодом 76×76 мм и энергетическим разрешением 8.5% по Co^{57} показали, что среднее по полю зрения детектора пространственное разрешение равно 2.92 мм при максимальной нелинейности 0.7 мм. Теоретический предел пространственного разрешения, рассчитанный по формуле (2.3) для этого случая равен 2.76 мм. Таким образом, можно сделать вывод, что предложенный алгоритм дает оценки координат близкие к оптимальным. При этом размер полезного поля зрения детектора практически совпадает с размером сборки ФЭУ (около 600 мм). Для сравнения, если для этого детектора определять координаты по алгоритму взвешенного среднего, то пространственное разрешение составит 3.5 мм при нелинейности 5.6 мм и размере полезного поля зрения - 495 мм.

Накопленный авторами опыт в области детектирования мягкого γ - излучения, особенно в вопросах, касающихся позиционно-чувствительных детекторов, позволяет предположить, что ПЧД непрерывного типа (типа Энгера) еще долгое время будут основным видом ПЧД, используемых в медицинской радионуклидной диагностике.

Дальнейшее совершенствование ПЧД этого типа будет происходить в плане уменьшения габарита и веса за счет использования ФЭУ меньшей высоты и улучшения пространственного разрешения за счет совершенствования «позиционной арифметики».

3. Аппаратура для радионуклидной диагностики

3.1. Краткая история развития аппаратуры

Всю аппаратуру для радионуклидной диагностики можно разделить на два класса: невизуализирующие приборы для радионуклидных (в первую очередь динамических) исследований и аппаратура для получения изображения пространственного распределения радиофармпрепарата (метод эмиссионной гамма-топографии). Исторически первыми появились невизуализирующие приборы, которые рассматриваются в разделе 3.2.

Визуализирующие приборы для радионуклидной диагностики (гамма-топографы) по принципу формирования изображения можно разделить на две группы: гамма-топографы сканирующего типа (сканеры) и гамма-топографы с неподвижным позиционно-чувствительным детектором (гамма-камеры).

Первые радиоизотопные изображения были получены с использованием сцинтилляционного детектора, соединенного со свинцовым фокусирующим коллиматором. Благодаря коллиматору сцинтиллятор эффективно регистрировал лишь те γ -кванты, которые были излучены малым участком ткани вблизи фокуса коллиматора. Визуализация распределения радионуклида в организме при помощи гамма-топографа сканирующего типа осуществлялась последовательной регистрацией поля γ -излучения коллимированным детектором, перемещаемым по некоторой траектории из одного дискретного положения в другое. В 1950-х гг. были разработаны двухкоординатные сканеры с одним или двумя детекторами на кристаллах NaI(Tl) большого объема с тяжелыми свинцовыми фокусирующими коллиматорами, которые позволяли эффективно регистрировать γ -кванты в широком энергетическом диапазоне (140-511кэВ). В последующие годы нашли применение многодетекторные специализированные устройства для эмиссионной компьютерной томографии, а также линейные сканеры для визуализации всего тела.

Основной недостаток гамма-топографов сканирующего типа - это большие затраты времени на получение изображения. Причем время исследования растет с увеличением площади исследуемой области и повышением требований к статистической достоверности получаемых результатов. Кроме указанных недостатков регистрации сканирующие гамма-топографы не имеют возможности проводить ис-

следования динамических процессов в организме, что существенно ограничивает круг решаемых задач. До разработки кристаллов с большой площадью поверхности предпринимался ряд попыток создания стационарных систем визуализации с большим полем зрения, в которых использовалось множество отдельных детекторов в виде фиксированной матрицы. Одно из таких устройств было разработано фирмой Baird Atomic Inc. в середине 1960-х гг. Это устройство состояло из большого числа кристаллов NaI(Tl) значительной толщины, составленных в прямоугольную матрицу. С помощью пластмассовых световодов кристаллы подсоединялись к двум независимым линейкам ФЭУ, которые точно соответствовали положению сцинтиллятора.

Однако разработка монокристаллов NaI(Tl) с большой площадью поверхности, благодаря изобретению гамма-камеры, привела к радикальному изменению в радиоизотопной визуализации. После того как радионуклидные сканеры морально устарели, и их серийный выпуск прекратился, основным прибором в радиоизотопной визуализации стала гамма-камера, т.е. гамма-топографическая установка с неподвижным позиционно-чувствительным детектором γ -излучения. Отличительная особенность гамма-топографов стационарного типа, называемых также гамма-камерами, - одновременная регистрация поля γ -излучения в любой точке исследуемой области без перемещения детектора, что резко сокращает время формирования изображения. Благодаря этому помимо статической визуализации гамма-камеры позволяют проводить также динамические исследования путем формирования серии последовательных изображений (кадров). Отмеченные достоинства определяют ведущую роль гамма-камер как наиболее производительных и универсальных приборов радионуклидной гамма-топографии.

Разработка отечественной аппаратуры для радионуклидной диагностики в СССР началось в конце 50-х прошлого столетия и во многом связано с Всесоюзным научно-исследовательским институтом медицинского приборостроения (с 1993 года ЗАО "ВНИИМП-ВИТА"), в котором в 1958 году был образован отдел радиологических приборов (ныне отдел эмиссионной интроскопии). Следуя в рамках мировых тенденций развития аппаратуры для радионуклидной диагностики, в институте был разработан и внедрен в клиническую практику целый ряд аппаратов, начиная от простых невизуализирующих

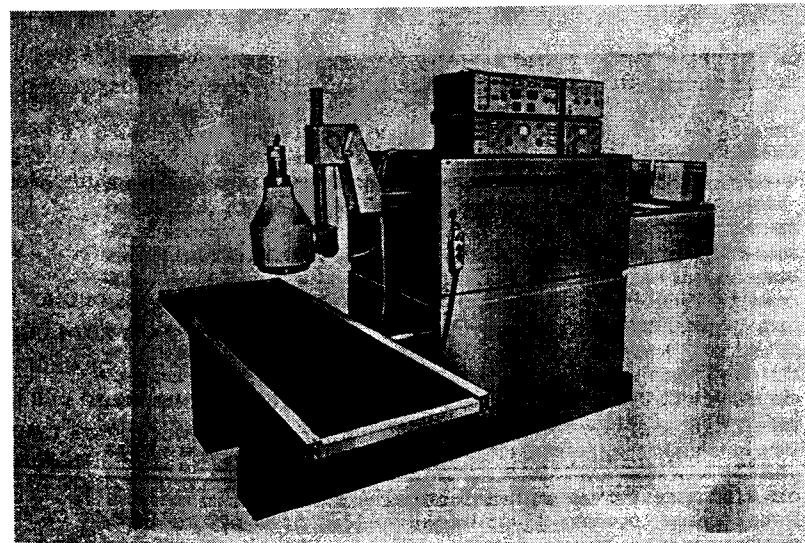
приборов для динамических исследований и заканчивая томографической гамма-камерой ГКС-301Т.

В частности в классе невизуализирующих приборов для динамических исследований были разработаны и внедрены в клиническую практику следующие аппараты:

- диагностическая сцинтилляционная установка ДСУ-2;
- установка универсальная диагностическая УРУ;
- установка "Ксенон РКП-1";
- комплекс для радиодиагностических исследований КПРДИ;
- установка для исследования легочной вентиляции "КСЕНОН-1";
- установка для исследования мозгового кровотока "КСЕНОН-2";
- автоматизированный ренограф и ряд других.

Развитие визуализирующей аппаратуры началось с разработки сканеров с одним и двумя детекторами. Внешний вид двухдетекторного сканера ГСГ-2 представлен на рисунке 3.1.

Рисунок 3.1 Двух – детекторный сканер ГСГ-2. (разработка ВНИИМП).



Начиная с 70-х годов ВНИИМП при участии КПО Медаппаратура (г. Киев) впервые в СССР разработал и внедрил в широкую клиническую практику несколько типов планарных сцинтилляционных

гамма-камер. Первая гамма-камера ГКС-1 имела блок детектирования с 19-ю фотозлектронными умножителями (ФЭУ) и диаметром поля зрения 260 мм, без систем коррекции искажений и регистрацию результатов исследований на поляроид. Гамма-камера второго поколения - ГКС-2 и ее модификации ГКС-200К, ГКС-201Б (большое поле зрения) с блоком детектирования на 37 ФЭУ начали комплектоваться специализированными системами сбора и обработки радиодиагностической информации САОРИ-01, САОРИ-02, а также встроенными системами коррекции неоднородности изображения. Внешний вид гамма камеры ГКС-2 и системы обработки САОРИ приведен на рисунке 3.2.



Рисунок 3.2. Гамма-камера ГКС-2 и система сбора и обработки радиодиагностической информации САОРИ.

Гамма-камеры ГКС-1, ГКС-2 и их модификации успешно выпускались на КПО Медаппаратура и в течение целого ряда лет шли на оснащение радионуклидных отделений учреждений здравоохранения.

В 80-х годах был разработан и клинически апробирован специализированный многодетекторный эмиссионный компьютерный гамма-томограф для исследований головного мозга "Тестаскан". Внешний вид томографа представлен на рисунке 3.3.



Рисунок 3.3. Экспериментальный образец многодетекторного эмиссионного компьютерного томографа для исследований головного мозга. (ВНИИМП).

В тот же период ВНИИМПом была разработана и рекомендована к серийному производству универсальная томографическая сцинтилляционная гамма-камера с режимом сканирования всего тела ГКС-301Т, основные технические параметры которой соответствовали мировому уровню того периода. Особенность и сложность работы в этот период состояла в необходимости разработки и производстве отечественных комплектующих элементов аппаратуры и в первую очередь, таких как сцинтилляционные кристаллы большой площади, фотозлектронные умножители с мультищелочным фотокатодом, рентгенопрозрачные прочные углепластики для ложа пациента, матричные спецпроцессоры для обработки данных в реальном времени, коллиматоры. С привлечением целого ряда научно-исследовательских институтов и организаций эти задачи были успешно решены. Одновременно на РПЗ "ОРИЗОН" (г.Смела Украина), который внес большой вклад в серийное освоение и последующую модернизацию ГКС-301Т, была подготовлена производственная и технологическая база для серийного выпуска ГКС-301Т. Внешний вид томографической гамма-камеры ГКС-301Т представлен на рисунке 3.4.

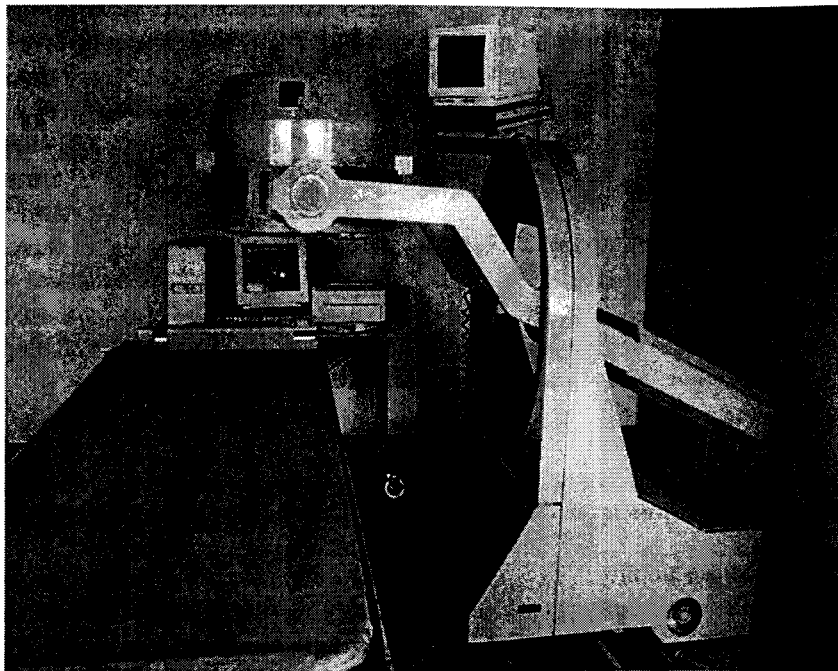


Рисунок 3.4. Универсальная эмиссионная томографическая гамма-камера с режимом сканирования всего тела ГКС-301Т (ЗАО "ВНИИМП-ВИТА")

3.2. Невизуализирующие приборы для динамических радионуклидных исследований

До появления гамма-камер динамические радионуклидные исследования проводились на многодетекторных приборах, датчики которых устанавливались над органом. Конечно, такая установка была приблизительной ("ошибка прицеливания") и получаемая информация была менее достоверна, чем при использовании гамма-камеры. Поэтому на Западе эти приборы исчезли с рынка, уступив свое место гамма-камерам с компьютерными системами обработки. Однако, гамма-камеры, имея преимущество перед невизуализирующими приборами для динамики, обладают одним недостатком, - очень большой ценой по сравнению с многодетекторными приборами.

Во ВНИИМПе в 1962-67 г.г. были разработаны и запущены в серийное производство приборы первого поколения для динамических исследований. Эти изделия подразделялись на приборы для высокоэнергетических РФП (J-131, Au-198, C2-51), такие как установка УРУ-62 (установка радиодиагностическая универсальная) и приборы для низкоэнергетических РФП (Xe-133, J-125).

Такое разделение определялось необходимостью применения разных детекторов в зависимости от энергии излучения РФП.

Детекторы для высоких энергий (300-400Кэв) имели более "толстые" сцинтилляционные кристаллы - высотой 40мм и защиту от фона из свинца толщиной до 20-30мм.

Такие детекторы имели вес не менее 20-50кг, что предъявляло более строгие требования к штативам. Детекторы для низкоэнергетических РФП имеют небольшую свинцовую защиту (толщина 4мм.) и поэтому могут устанавливаться на более легкие штативы. Приборы для низкоэнергетических РФП выпускались в модификациях "Ксенон-1" для исследования вентиляции легких с Хе-133 и имели кресло с 8-ю детекторами со спины. Электроника состояла из 8-ми идентичных каналов, где каждый отдельный канал состоял из усилителя импульсов, амплитудного анализатора, измерителя скорости счета и усилителя постоянного тока. Сигнал с последнего канала подавался на самописец Н301/8 с записью на бумажную диаграммную ленту.

Установка "Ксенон-2" состояла из 8 датчиков, как и "Ксенон-1", но установленных на индивидуальных легких штативах крепившихся к напольному штативу. Этот прибор предназначался для исследования мозгового кровотока с помощью Хе-133 и имел электронные каналы и самописец, идентичные узлам "Ксенон-1". Кривые, полученные как при исследовании легких, так и при исследовании кровотока мозга, обсчитывались вручную.

Недостатком приборов этого поколения был трудоемкий процесс ручной обработки кривых, так на обработку данных по вентиляции легких на одного больного уходил 1 час, при времени съема информации около 5 минут. Этот недостаток был устранен в приборах следующего поколения.

С появлением мини-ЭВМ эти приборы были связаны через интерфейс, разработанный во ВНИИМПе, с мини-ЭВМ СМ-2,4. Были разработаны программы автоматической обработки кривых при исследовании вентиляции и кровотока легких и кровотока мозга. Таким

образом, эти приборы составили второе поколения невизуализирующих приборов для исследования динамических процессов.

Недостаток такого интерфейса состоял в том, что одновременно мог работать только один прибор.

Приборы третьего поколения получили название КПРДИ - комплекс приборов для радионуклидных динамических исследований. Модернизация состояла в том, что приборы для высокоэнергетических изотопов получили воплощение в виде КПРДИ-1 с теми же детекторами, что и аналог второго поколения, но соединенный с ПЭВМ.

Так как исследования функции почек - ренография - имело свою массовую "нишу" в практике динамических исследований для урологии, то этот прибор выдержал конкуренцию с гамма-камерой в силу своей цены (в три раза меньшей) и он выпускался большими сериями на КПОМА г. Киев.

Вариант такого прибора под названием "Ренограф" был разработан в 1989-90 г. во ВНИИМПе.

Штативы и датчики не изменились, однако изменились анализатор амплитуд и счетчики, т.е. все 4 канала прибора были собраны на одной плате, вставляемой в персональный IBM-совместимый компьютер, где программным путем осуществляется накопление, обработка и представление кривых и цифровых диагностических параметров.

Прибор "Ксенон-1" не выдержал конкуренции с гамма-камерой, и его в дальнейшем не модернизировали.

Прибор "Ксенон-2" не мог быть заменен гамма-камерой, так как детекторы должны собирать информацию о прохождении РФП с обоих полушарий головного мозга. Этот прибор был модернизирован в 1989-90 г.г.

Вместо 8 детекторов прибор имеет 32 детектора (16 на каждое полушарие) установленных жестко в прозрачном шлеме так, что детекторы "просматривают" бассейны основных артерий мозга (см. рисунок 3.5).

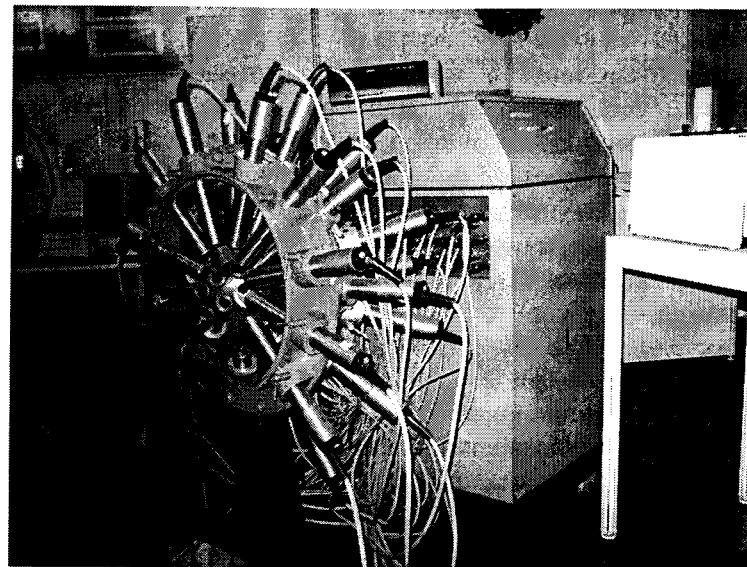


Рисунок 3.5. Установка для исследований кровотока головного мозга "КСЕНОН-2".

Больной при исследовании размещается на подвижном ложе в лежачем положении. Сигналы с 16 детекторов поступают на плату имеющую анализатор амплитуд, счетчики и микропроцессор, обрабатывающий информацию и отсылающий ее в ПЭВМ. Прибор имеет две таких платы, и совместим с ПК любого типа. Было изготовлено три опытных образца прошедших клинические испытания и рекомендованных МЗ СССР к серийному выпуску. Однако серийного выпуска этих установок, к сожалению не было.

Новым прибором для динамических исследований явился монитор фракции выброса левого желудочка.

Показатель фракции выброса является очень чувствительным параметром ишемии миокарда у больных ИБС.

Мониторинг фракции выброса осуществляемый с помощью амбулаторного носимого прибора типа "ВЕСТ", получивший широкое распространение, имеет один недостаток - невозможность расчета фракции выброса (ФВ) в реальном времени. Другой прибор, "КАР-ДИОСЦИНТ" позволяет рассчитывать ФВ в реальном времени, но его

детектор соединен с ПК кабелем, что не позволяет больному быть автономным.

Нами разработан и изготовлен носимый прибор ("Монитор фракции выброса левого желудочка определяемой радионуклидным методом"), который позволяет рассчитать ФВ в реальном времени у больного находящегося на расстоянии 2-3 километров от ПК накапливающего импульсы от прекардиального детектора в течение 3-4 часов. Это стало возможным благодаря телеметрической передаче данных с помощью радиотелефона КХТ9095. Прибор предназначен для длительного (до 4-х часов) наблюдения за фракцией выброса левого желудочка сердца с помощью радионуклидного метода.

Прибор предназначен для оценки фракции выброса (ФВ) при исследовании влияния факторов повседневной жизни на ФВ у больных со стойкой стенокардией, перенесших инфаркт, после шунтирования или ангиопластики.

Прибор состоит из следующих узлов:

- детектор;
- носимый блок электроники;

- трубка радиотелефона;
- база радиотелефона;
- интерфейс, сопрягаемый с персональным компьютером (ПК);
- жилет для крепления детектора и носимых узлов.

Расположение узлов на пациенте, прохождение сигнала и связь с ПК показаны на рисунках 3.6 и 3.7.

Конструкция детектора представляет собой прямоугольную коробку из полимера, на одной стороне которой наклеена "липучка" (крючки). На верхней стороне коробки расположена рукоятка управления заслонкой детектора. Сам детектор внутри коробки представляет собой сцинтилляционный датчик с кристаллом

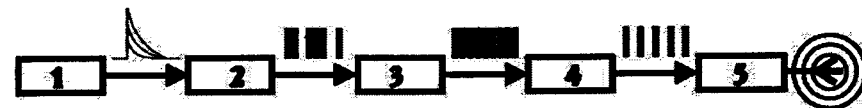


Рисунок 3.7. Блок схема монитора

NaI(Tl) диаметром 16 мм и высотой 16 мм находящийся в оптическом контакте с фотоумножителем ФЭУ-67. Эта сборка помещена в свинцовый кожух таким образом, что излучение падает на боковую поверхность кристалла через коллиматоры. Имеется "рабочий" коллиматор, который при исследовании будет "нацелен" на левый желудочек и "фоновый" коллиматор - нацеленный на легкое. Включение того или иного коллиматора осуществляется заслонкой. При помещении детектора на пациента, как это показано на рисунке 5.4, можно с помощью заслонки регистрировать излучение, либо от левого желудочка, либо от легких, что будет рассматриваться как фон.

В кожухе детектора также находится плата высокого напряжения для питания ФЭУ, представляющая собой цепочку "диод-емкость" с напряжением на выходе 900 вольт и питаемую от электронного блока импульсами 70 вольт по кабелю. По второму кабелю к электронному блоку подается сигнал с детектора.

В электронном блоке, который представляет собой одноплатную конструкцию, осуществляется дальнейшая обработка сигнала.



- 1. детектор
- 2. "липучка"
- 3. электронный блок
- 4. радиотелефон
- 5. ЭКГ-электроды
- 6. жилет

Рисунок 3.6 Расположение узлов монитора на пациенте

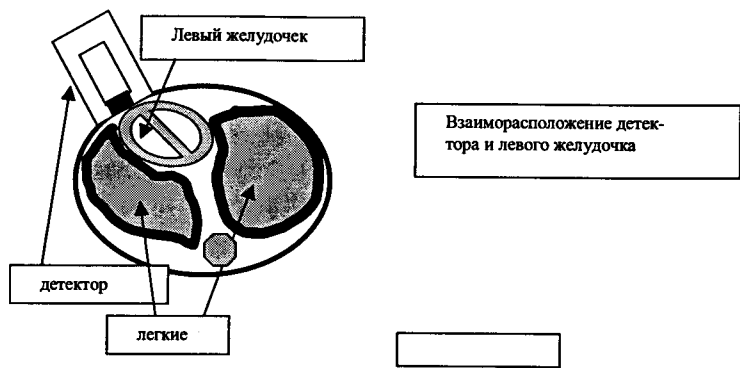


Рисунок 3.8. Взаиморасположение детектора и левого желудочка.

Амплитудный анализ, ограничивающий сигнал по “верхнему” и по “нижнему” порогу. Сигнал с анализатора в виде прямоугольного импульса поступает на вход временного “разравнивателя”. Затем сигнал поступает на делитель частоты, уменьшающий скорость счета в 2, 4, 8 или 16 раз.

После делителя сигнал поступает на модулятор, с которого модулированный сигнал отправляется на микрофонный вход радиотелефона – трубки. На этой же плате размещен ЭКГ – усилитель, который выделяет R-зубец и преобразует его в прямоугольный синхросигнал также поступающий на микрофонный вход радиотелефона.

Сигналы от детектора имеют положительную полярность, а от R-зубца отрицательную. Сигналы, переданные по эфиру на базу радиотелефона поступают с нее на вход интерфейса, соединенного с материнской платой ПК через шину EISA. В интерфейсе происходит демодуляция сигналов и разделение их, после чего они поступают в разные зоны оперативной памяти. В корпусе электронного блока имеется отделение в виде цилиндра с завинчивающейся крышкой для элементов питания. В качестве элементов используются аккумуляторы размером AA и емкостью не менее 1300мАч, или элементы типа “Дюраселл” или “Энерджайзер” того же размера.

После того как осуществлена “метка” крови пациента на него наклеивают одноразовые ЭКГ–электроды и одевают жилет, который

должен сидеть на нем по возможности туго. В карманах жилета размещают радиотелефон – трубку и электронный блок. Подключают базу радиотелефона к блоку питания и ПК. Включают радиотелефон и вызывают базу с помощью кнопки “inter/page”, устанавливая, таким образом, связь монитора с ПК.

При вызове программы, на экране появляется изображение меню. С помощью мыши вызывают подпрограмму “МОНИТОР”. На область сердца накладывают на “липучку” жилета лист полиэтилена, по которому перемещают детектор с включенным, с помощью заслонки, рабочим коллиматором. Эта манипуляция имеет своей целью нахождение левого желудочка рабочим коллиматором.

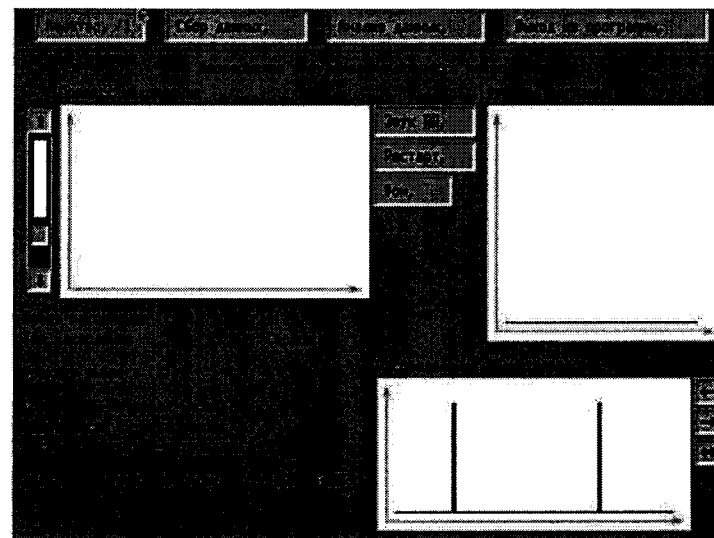


Рисунок 3.9 Экран монитора для установки детектора

В это время на экране ПК (рисунок 3.9) будут изображены окна, где в окне 1 будет виден процесс изменения радиоактивности левого желудочка в систолу и диастолу; в окне 2 - функция изгнания или ФВ, в окне 3 - распределение RR интервалов. Об успешности поиска левого желудочка судят по глубине функции изгнания. Необходимо доби-

ваться максимальной функции, т.е. наиболее глубокого провала кривой. В этом случае детектор имеет оптимальное расположение на пациенте относительно желудочка сердца. Прижимая детектор плотно к “липучке”, медленно вытягивают полиэтилен, давая возможность детектору прилипнуть к найденной точке. Уточнить и скорректировать нацеливание рабочего коллиматора можно, выбирая желаемую область в распределении интервалов RR, т.е. при разных значениях частоты сердечных сокращений (ЧСС). При этом в левом нижнем углу экрана будут отображаться некоторые цифровые данные (ФВ, длительность RR интервалов и т.д.)

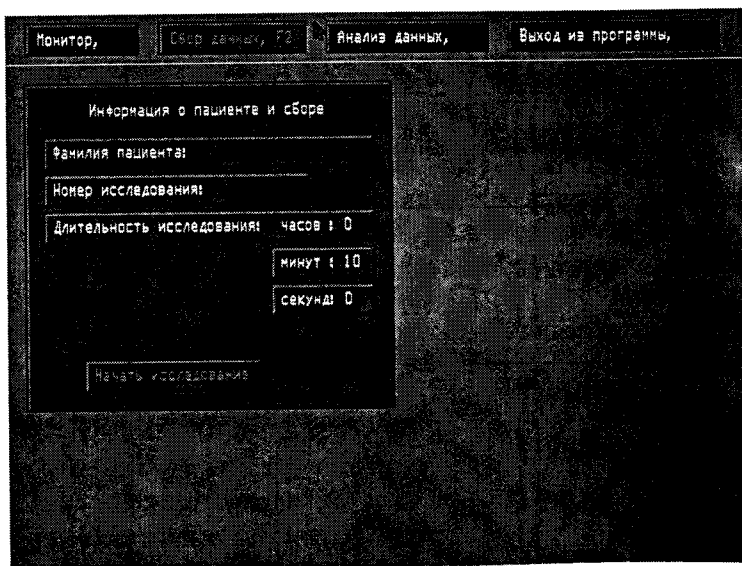


Рисунок 3.10. Лист данных пациента.

После установки детектора, вызывают подпрограмму “СБОР ДАННЫХ” и заполняют таблицу административных данных пациента (рисунок 3.10). После этого открывают фоновый коллиматор и активируют с помощью “мыши” кнопку “ФОН” накапливая фон в течение 1-2 минут. Затем снова открывают рабочий коллиматор и, начав накопление данных, отпускают пациента. Максимальное удаление пациента с радиотелефоном – трубкой от базы радиотелефона - не более 2 км.

Следует заранее проверить предел досягаемости радиотелефонной связи, помещая в различные места лечебного учреждения (места обычного нахождения пациента) прибор с установленным на детектор слабым источником излучения. Заряда на аккумуляторах прибора хватает на 10-12 часов работы. Аккумулятор радиотелефона-трубки рассчитан только на 2 часа непрерывной работы, поэтому, если исследование будет более длительным, то следует его сменить на запасной аккумулятор, который подзаряжается на базе телефона. При смене аккумулятора не надо заново проводить установку детектора или измерять фон. Программа анализа данных предусматривает перерыв в накоплении.

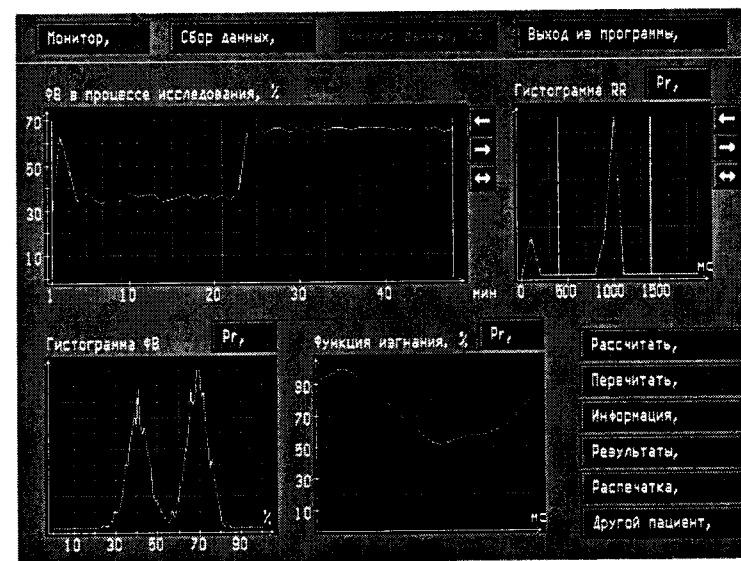


Рисунок 3.11 Страница анализа данных.

Анализ данных можно проводить в процессе исследования. Для этого “мышью” активируется подпрограмма “Анализ данных”, тем самым вызывается текущее исследование (рисунок 3.11). При этом в окне 1 отобразится изменение ФВ в течение прошедшего времени исследования. В окне 2 следует установить интервал RR, в котором хотя бы рассчитывают ФВ. В окне 1 можно курсорами задать участок вре-

мени, в котором хотят рассчитать ФВ. При этом в окне 3 появится гистограмма значений ФВ для данной временной точки. В окне 4 появится изображение функции изгнания. Анализ данных законченного исследования можно проводить, вызывая данные из списка пациентов. Просмотрев данные можно провести расчет ФВ и других параметров (выбрав временную точку в окне 1 и установив значение ЧСС). Для этого надо активировать кнопки “рассчитать” и “результаты” в правом нижнем углу экрана. После этого появится таблица с данными соответствующими выбранным параметрам (рисунок 3.12). Распечатать эти данные можно на принтере.

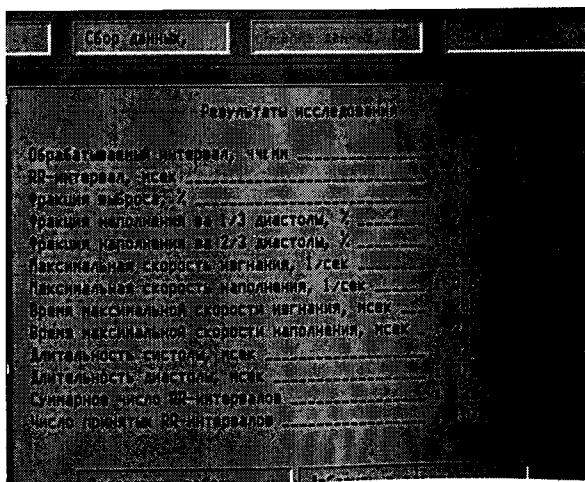


Рисунок 3.12. Лист результатов мониторинга фракции выброса

Из других не визуализирующих, приборов к которым за последнее время проявляется большой интерес необходимо отметить приборы для интраоперационной радиометрии с зондовыми сцинтилляционными и полупроводниковыми детекторами γ -излучения. Они необходимы для определения локализации и оценки уровня накопления мелкодисперсного ^{99m}Tc -коллоида в т. наз. «сторожевых» лимфатических узлах, расположенных по ходу лимфотока от первичных опухо-

лей типа меланомы или рака молочной железы. По результатам такой интраоперационной радиометрии решается вопрос о необходимости хирургического удаления пораженных опухолевым процессом лимфоузлов или проведения их прицельной пункционной биопсии. Внешний вид одной из установок для интраоперационной радиометрии показан на рисунке 5.9.



Рисунок 3.13. Внешний вид установки для интраоперационной радиометрии

3.3. Гамма-камеры

Функционально гамма-камера представляет собой совокупность четырех основных блоков: коллиматора, позиционно-чувствительного детектора γ -квантов, электронной системы формирования координатных сигналов и устройства представления и регистрации изображения.

Позиционно-чувствительным детектором (ПЧД) γ -квантов называют детектор, который позволяет определять координаты попадания в него квантов γ -излучения и, как правило, одновременно и энергию, переданную квантом чувствительному объему детектора. Позиционно-чувствительный детектор - основной, принципиально важный блок гамма-камеры, определяющий качество получаемого изображения и специфику прибора в целом. Наиболее общие требования, предъявляемые к характеристикам позиционно-чувствительного детектора, вытекающие из назначения и условий применения гамма-камер, касаются эффективности регистрации и площади чувствитель-

ной поверхности детектора. Для визуализации быстрых динамических процессов в организме, например прохождения радиофармпрепарата через камеры сердца, требуется получать статистически достоверное изображение за время порядка 0,1 с. Поэтому к детекторам гамма-камер предъявляются требования высокой эффективности регистрации в диапазоне энергий, характерном для применяемых в гамма-топографии радионуклидов (примерно до 500 кэВ). Максимальные требования к полезной площади позиционно-чувствительного детектора гамма-камеры предъявляются при визуализации скелета пациента с целью поиска костных метастазов. Очевидно, что детектор в этом случае должен иметь полезную площадь порядка 50×200 см. Однако для большинства исследований внутренних органов и систем человека, проводимых на гамма-камерах, достаточно иметь площадь порядка 10^3 см^2 , позволяющую одновременно визуализировать оба легкого или легкое и печень. Это значение полезной площади детектора обычно считается минимально допустимым для гамма-камеры.

Основными метрологическими характеристиками гамма-камеры, определяющими информативность и эффективность диагностического процесса, являются: чувствительность, пространственное и энергетическое разрешение, характеристика скорости счета, однородность и линейность изображения.

Все характеристики гамма-камеры можно разделить на системные и собственные. Системные характеристики измеряются для гамма-камеры вместе с коллиматором, при этом значения характеристик для различных коллиматоров существенно различаются. Поскольку гамма-камеры снабжены несколькими сменными коллиматорами, целесообразно наряду с системными рассматривать собственные характеристики гамма-камер, измеряемые без коллиматора. Определению и методам измерения системных и собственных характеристик гамма-камер посвящена глава 7.

В настоящее время наибольшее распространение в практике эмиссионной гамма-топографии получили сцинтилляционные позиционно-чувствительные детекторы (СПЧД). Сцинтилляционный метод регистрации сочетает высокую эффективность регистрации и быстрое действие, позволяющее исследовать быстрые динамические процессы в организме и большую полезную площадь детектора, обеспечивающую все существующие диагностические методики, с достаточным энергетическим и пространственным разрешением.

Принцип действия гамма-камеры ясен из рисунка 3.14.

γ -кванты от радиофармпрепарата (РФП) распределенного в теле пациента через коллиматор попадают на сцинтилляционный детектор. Параметры коллиматора обычно выбирают так, чтобы обеспечить попадание γ -излучения из каждого элементарного объема источника на соответствующий достаточно малый элемент чувствительной поверхности детектора. Тем самым осуществляется преобразование 3-мерного распределения РФП в проекционное 2-мерное распределение частоты актов взаимодействия γ -квантов с веществом детектора, т.е. в планарное распределение сцинтилляционных световспышек.

При попадании γ -кванта в сцинтилляционный кристалл возникает световая вспышка, под воздействием которой на анодах всех ФЭУ одновременно появляются выходные импульсы, амплитуды которых тем выше, чем ближе расположен данный ФЭУ к точке сцинтилляции.

Сигналы ФЭУ усиливаются зарядово-чувствительными предусилителями и поступают на резисторную матрицу. Выход каждого предусилителя подключается к входам сумматоров позиционных сигналов через сопротивление резисторной матрицы, величина которых определяет вклад данного ФЭУ в суммарный сигнал. На выходе резисторной матрицы формируются четыре позиционных сигнала +X, -X, +Y, -Y и энергетический сигнал - Z.

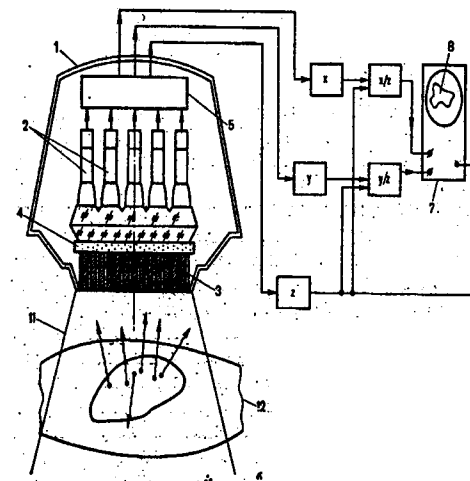


Рис.3.14. Принципиальная блок-схема гамма-камеры

- 1 – корпус детекторной головки;
- 2 – фотоэлектронные умножители;
- 3 – коллиматор;
- 4 – сцинтилляционный кристалл;
- 5 – линейный усилитель с сумматором;
- 6 – амплитудный селектор;
- 7 – система представления данных;
- 8 – изображение исследуемого органа

Сопротивления матрицы рассчитывают, чтобы позиционные сигналы $+X$ и $+Y$ линейно возрастали в положительном направлении соответствующих осей координат, а сигналы $-X$ и $-Y$ — в обратном направлении. При этом разность позиционных сигналов $+X$ и $-X$ ($+Y$ и $-Y$) прямо пропорциональна одноименной координате сцинтилляции и меняет знак в центре сцинтилляционного кристалла.

Энергетический сигнал формируется суммированием сигналов всех ФЭУ с равными весами на входе сумматора энергетического сигнала. Питание ФЭУ осуществляется от источника высокого напряжения через индивидуальные делители напряжения, снабженные регулировочными потенциометрами. При настройке детектора индивидуальной регулировкой чувствительности ФЭУ за счет изменения ускоряющего напряжения между диодами добиваются независимости амплитуды энергетического сигнала от местоположения сцинтилляций. Сформированный таким образом энергетический сигнал Z пропорционален энергии взаимодействия γ -кванта в кристалле и используется для дискриминации неинформативных событий.

Позиционные и энергетические сигналы с выходов сумматоров поступают на входы линейных пропускателей, а энергетический сигнал (параллельно), — на вход одноканального амплитудного анализатора. Амплитудный анализатор вырабатывает сигнал, открывающий линейные пропускатели в том случае, если амплитуда энергетического сигнала лежит в "окне" анализатора, т.е. между нижним и верхним уровнями дискриминации. Окно анализатора - заранее настраивается на фотопик гамма-спектра используемого радионуклида. Ширина окна выбирается на практике в зависимости от активности вводимого пациенту радиофармпрепарата и требований к качеству изображения.

Так как позиционные и энергетические сигналы являются линейными комбинациями одних и тех же сигналов ФЭУ, любые флуктуации энергетического сигнала в пределах окна анализатора сопровождаются соответствующими флуктуациями позиционных сигналов независимо от местоположения сцинтилляций в кристалле. Для уменьшения влияния статистических флуктуаций на качество изображения в гамма-камере применяются схемы деления позиционных сигналов на энергетический сигнал. Амплитуды импульсов $+X$, $-X$ и $+Y$, $-Y$ на выходе делителя пропорциональны амплитуде соответствующего позиционного сигнала и обратно пропорциональны амплитуде энергетического сигнала. После делителей сигналы X и Y поступают на входы дифференци-

альных усилителей где осуществляется попарное вычитание одноименных сигналов и их усиление. Два координатных сигнала X и Y на выходе дифференциальных усилителей, определяют местоположение каждого полезного акта взаимодействия γ -кванта в кристалле и формирование изображения распределения радиофармпрепарата.

Основной характеристикой коллиматора и детектора в целом, с помощью которой можно определить все остальные, является чувствительность к точечному источнику γ -излучения $S_A(x, y, z)$. Она определяется как средняя частота регистрируемых импульсов при размещении такого источника в точке $A(x, y, z)$ перед коллиматором детектора гамма-камеры. Также используются показатели чувствительности прибора к линейному $S_L(x, z)$, плоскому $S_F(z)$ и объемному $S_V(h)$ источникам, которые определяются соответствующим интегрированием.

Для одноканальной системы функция $S_L(x, z)$, измеренная в некоторой плоскости z , достаточно хорошо описывается функцией Гаусса. Функция $S_F(z)$ при выделении коллиматором практически параллельного потока квантов убывает с глубиной по экспоненциальному закону с показателем, равным коэффициенту ослабления γ -излучения в материале исследуемого объекта; в частности, в воздухе для идеального коллиматора $S_F = \text{const}$ для всех z .

Оценку пространственного разрешения детектора наиболее часто производят по ширине пика функции чувствительности S_A и S_L на половине его высоты (английская аббревиатура FWHM). Однако такой параметр даёт лишь информацию о минимально различимом расстоянии между двумя точечными или линейными источниками соответственно. Но наиболее важным свойством систем гамма-топографии является способность передавать без искажений информацию обо всем характере пространственного распределения радионуклида в объекте.

Это свойство оценивают с помощью, так называемой, функции передачи модуляции (ФПМ), которая представляет собой отношение глубины пространственной модуляции изображения m' к глубине модуляции активности источника m . В качестве тест-объекта обычно используют одномерное распределение в виде плоского источника с плотностью активности A_F , меняющейся по синусоидальному закону с частотой ν (плоская волна):

$$A_F(x) = A_F^0 (1 + m \cos 2\pi\nu x),$$
 где A_F^0 — средняя плотность активности плоского источника.

Тогда частота импульсов n , регистрируемых прибором, меняется по аналогичному закону:

$$n(x') = n^0 (1 + m' \cos 2\pi v x'),$$

где n^0 — средняя частота следования импульсов. Функция передачи модуляции ФПМ представляет собой нормированное Фурье-преобразование функции $S_L(x, z)$:

$$\text{ФПМ}(v, z) = m' / m = \int_{-\infty}^{+\infty} S_L(x, z) \cos 2\pi v x \, dx \Big/ \int_{-\infty}^{+\infty} S_L(x, z) \, dx.$$

Требования высокой чувствительности и минимально возможного пространственного разрешения взаимно противоречат друг другу, и для обеспечения компромисса между ними используют коллиматоры различных конструкций (см. рисунок 3.15). Наиболее часто применяемый плоскопараллельный коллиматор содержит до нескольких тысяч параллельно расположенных каналов-отверстий. Толщина перегородок (септы) между каналами и их число определяются энергией γ -квантов: низкоэнергетические коллиматоры имеют тонкую септу и большое количество отверстий; чем больше толщина такого коллиматора, т.е. чем длиннее каналы, тем ниже чувствительность, но тем и меньше, т.е. лучше, пространственное разрешение.

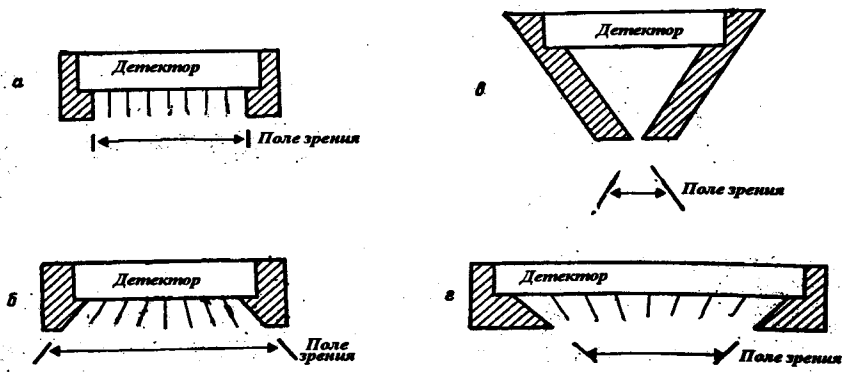


Рисунок 3.15. Коллиматоры для гамма-камер
 а — плоскопараллельный; б — дивергентный; в — пинхольный (с точечной апертурой); г — конвергентный

При необходимости визуализации протяженных объектов (например, вся грудная клетка) используют дивергентные коллиматоры со слегка расходящимися от детектора каналами. При обратной ситуации, когда необходимо визуализировать малоразмерные структуры (например, щитовидную железу), целесообразно применять конвергентные коллиматоры, у которых каналы сходятся к источнику. В настоящее время дивергентные коллиматоры применяются редко, так как у современных гамма-камер размеры кристалла достаточно велики, а для исследований малоразмерных объектов типа щитовидной железы используют т. наз. пинхольный коллиматор, т.е. с точечной апертурой. Его можно охарактеризовать как частный случай конвергентного коллиматора с единственным сходящимся к источнику каналом; по конструкции он близок к известной в оптике камере-обскуре. Обычно в комплектацию гамма-камер включают пинхольный коллиматор, три многоканальных плоскопараллельных коллиматора с высокой разрешающей способностью для γ -квантов низких, средних и высоких энергий и 1 многоканальный плоскопараллельный коллиматор с низким пространственным разрешением и высокой чувствительностью для γ -излучения низкой энергии.

Кроме чувствительности, пространственного разрешения и ФПМ используются также и другие тестовые характеристики: пространственная неоднородность чувствительности, линейность функции отклика, размер поля зрения, быстродействие и т.д.

Основной недостаток гамма-камеры типа Ангера — неоднородность и нелинейность изображения. Это специфические искажения, присущие гамма-камере, и объясняются они тем, что на непрерывной поверхности сцинтилляционного кристалла ФЭУ образуют лишь кусочно-непрерывный фотокатод (рисунок 3.16).

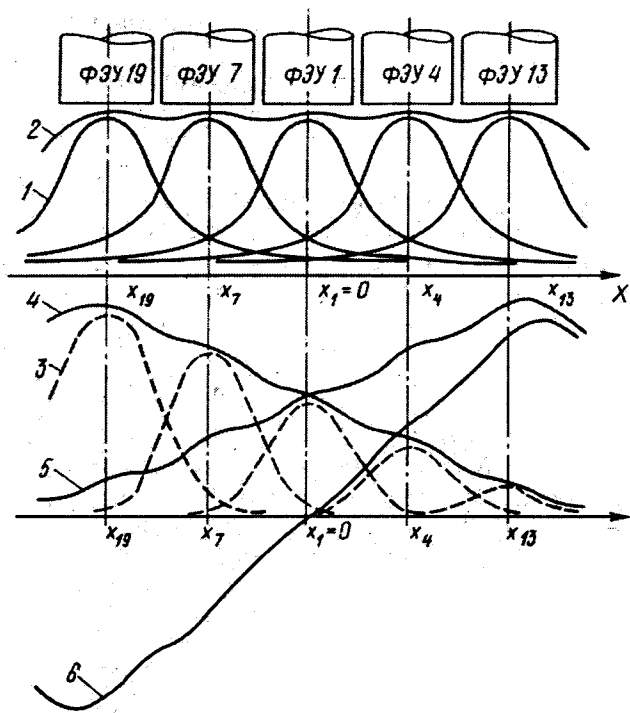


Рисунок 3.16. Формирование пространственной зависимости позиционных сигналов в гамма-камере типа Ангера:

1 - зависимость амплитуд импульсов ФЭУ, расположенных вдоль оси X, от места сцинтилляции на этой оси; 2 - зависимость амплитуды энергетического сигнала от координат сцинтилляции; 3 - зависимость амплитуд импульсов ФЭУ после их преобразования резисторной матрицей от координат сцинтилляции; 4 - зависимость амплитуды позиционного сигнала +X, от; 5 - зависимость амплитуды позиционного сигнала -X от координат сцинтилляции; 6 - пространственная зависимость результирующего координатного сигнала.

Системная неоднородность изображения характеризует различие в скорости счета, наблюдаемой на отдельных участках поля зрения гамма-камеры при визуализации плоского однородного источника γ -излучения, расположенного параллельно поверхности коллиматора. Показатель системной неоднородности ν определяется как

$$\nu = (n_{max} - n_{min}) / (n_{max} + n_{min}) 100\%,$$

где n_{max} , n_{min} - соответственно максимальное и минимальное значения скорости счета по полю детектора.

Современные сцинтилляционные гамма-камеры значительно отличаются от классической гамма-камеры типа Ангера по уровню характеристик и имеют существенные конструктивные и функциональные отличия. К основным изменениям, произошедшим в конструкции и функциональной схеме гамма-камеры, определяющим ее современный облик и уровень характеристик, относятся: применение пороговой схемы формирования сигналов и световодов с переменной оптической плотностью; наличие микропроцессорной системы автоматической настройки и стабилизации блока детектирования; применение встроенных микропроцессорных систем коррекции неоднородности и нелинейности изображений посредством современной вычислительной техники для автоматизации сбора данных, представления, обработки и архивации изображений.

В результате функциональной специализации сложились следующие основные модификации гамма-камер, имеющие существенные конструктивные различия: стационарные; сканирующие все тело человека; томографические; специализированные гамма-камеры (передвижные; для кардиологических исследований).

Основными конструктивными элементами стационарной сцинтилляционной гамма-камеры являются - блок детектирования, штатив и контрольно-измерительный пульт. Помимо этих основных элементов в комплект гамма-камеры входят: сменные коллиматоры, устанавливаемые на подвижных тележках, кровать-каталка для укладки пациента, видеомонитор для контроля правильности укладки и другие вспомогательные приспособления. Блок детектирования подвижно закрепляется на штативно-поворотном устройстве гамма-камеры. Управление перемещениями блока детектирования осуществляется с помощью выносного малогабаритного пульта.

Для визуализации скелета широко применяют так называемые гамма-камеры на все тело (ВТ) человека. Гамма-камеры ВТ снабжены устройством перемещения блока детектирования вдоль тела пациента и системой синхронного перемещения изображения относительно матрицы, на которой осуществляется регистрация изображения. В различных модификациях применяется как перемещение штатива с блоком детектирования относительно ложа пациента, так и перемеще-

ние специального стола, на котором расположен пациент относительно неподвижного блока детектирования.

Гамма-камеры ВТ первого типа представляют собой стандартную гамма-камеру, дополненную системой для перемещения всего штатива относительно ложа пациента и синхронизации изображения. Достоинством гамма-камер ВТ этого типа является небольшая площадь, необходимая для размещения системы. Недостатками подобных гамма-камер было - необходимость конструктивных изменений штатива стандартной гамма-камеры, а также трудность обеспечения равномерного движения штатива с блоком детектирования из-за их значительной массы.

Гамма-камеры ВТ второго типа представляют собой стандартную гамма-камеру, дополненную системой, состоящей из специального стола и электронных блоков для равномерного и синхронного с изображением перемещения пациента относительно неподвижного блока детектирования. Достоинством гамма-камер ВТ второго типа являются относительная простота и малая требуемая мощность электромеханических узлов, возможность использования стандартной гамма-камеры без каких-либо конструктивных изменений. К недостаткам систем этого типа следует отнести примерно вдвое большую площадь, необходимую для их размещения.

Для обследований нетранспортабельных больных используется передвижная (мобильная) гамма-камера. Все передвижные гамма-камеры по метрологическим характеристикам не уступают стационарным гамма-камерам. Исключение составляет диапазон возможных энергий γ -излучения и меньший размер поля зрения. Это объясняется необходимостью максимального снижения габаритов и массы передвижной гамма-камеры. Но это существенно не снижает возможностей передвижных гамма-камер, так как в большинстве случаев в диагностике заболеваний при помощи этих гамма-камер используются низкоэнергетические изотопы. Для различных типов мобильных гамма-камер важны такие эксплуатационные характеристики, как габариты и масса установки, легкость управления при передвижении и маневрировании с различными скоростями, время подготовки к работе, число степеней свободы детектора, легкость манипулирования с ним и его фиксация, удобство расположения электронно-измерительного пульта при установке детектора над больным и т.д. Последние три свойства очень важны, так как при обследовании тяжелобольных

крайне нежелательно, а часто невозможно, придавать пациенту положение, удобное для обследования.

Внедрение цифровых электронных устройств в сцинтилляционных гамма-камерах отражает общую тенденцию, характерную для современного приборостроения. По мере увеличения возможностей и снижения стоимости цифровых устройств они становятся более выгодными, чем аналоговые системы, и обеспечивают большую гибкость в разработке, что ведет к улучшению характеристик приборов. Наметившиеся в последнее время тенденции в разработке сцинтилляционных гамма-камер показывают, что перспективы их развития и дальнейшего совершенствования связаны с повышением роли цифровой электроники в формировании сцинтиграфического изображения и постепенной трансформацией аналоговой гамма-камеры полностью в цифровую. Первым шагом в этом направлении была замена аналогового осциллоскопического дисплея на цифровой графический дисплей и переход от аппаратного управления режимом исследования к диалогу оператора и встроенной микропроцессорной системы. Изображение формируется на матрице размером не менее 256×256 элементов и воспроизводится как минимум с 64 градациями яркости. Такой режим регистрации изображения позволяет исключить необходимость повторных обследований больного, связанных с проблемами экспозиции пленки, позволяет получать многочисленные копии, позволяет изменять фон и контраст после обследования, проводить компьютерную обработку результатов исследования по тем или иным клиническим программам и, следовательно, повышает надежность и воспроизводимость информации. Выбор параметров, задающих режим исследования в форме диалога оператора и системы, позволяет резко снизить требования к технической подготовке врача-оператора, упрощает процесс исследования, снижает возможность ошибки и повышает информативность получаемого изображения.

В цифровой гамма-камере преобразование сигналов из аналоговой в цифровую форму должно происходить на выходе предусилителей. Все дальнейшие операции над сигналами, например взвешивание, суммирование сигналов ФЭУ, деление координатных сигналов на энергетический сигнал, амплитудная селекция энергетического сигнала, коррекция неоднородности и нелинейности осуществляются программным путем в цифровой форме. Таким образом, блок детектирования рассматривается в этом случае как устройство ввода данных в

специализированный компьютер. Быстрый прогресс в разработке элементов цифровых устройств позволяет считать, что они станут экономически выгодными в самом ближайшем будущем и по своим характеристикам позволят конструктивно объединить в единое устройство гамма-камеру и компьютерную систему обработки информации, превратив их в интегральный измерительно-информационный комплекс.

3.4. Гамма-камеры для ОФЭКТ

В современных клиниках рутинные гамма-камеры уже уступили свое место установкам для однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ), которые по существу являются теми же гамма-камерами, но с качественно новыми функциональными возможностями. Такие томографические гамма-камеры, наряду с возможностью работы в обычном режиме планарной скинтиграфии, позволяют также получать послойные изображения распределения РФП в параллельных друг другу плоскостях, перпендикулярных чувствительной поверхности детектора. При этом все томографические конструкции обеспечивают режим сканирования всего тела. Внешний вид некоторых томографических камер представлен на рисунке 3.17.

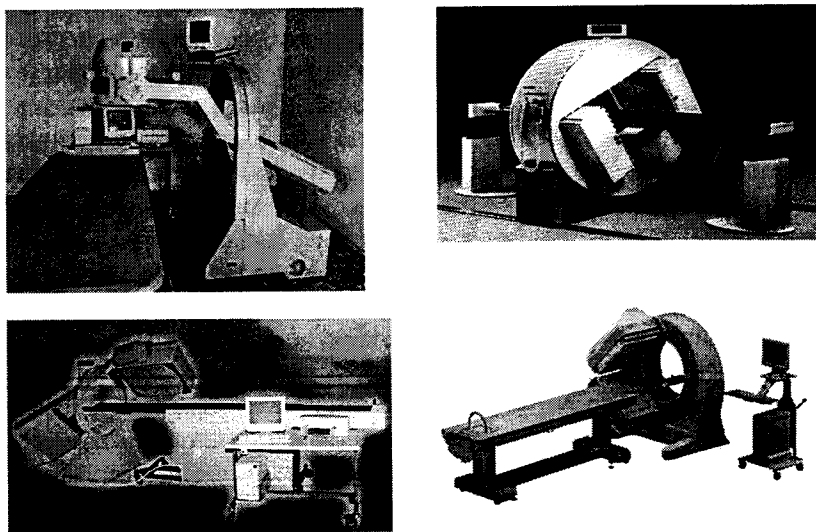


Рисунок 3.17. Конструкции томографических гамма-камер

С целью визуализации такой серии соседствующих друг с другом поперечных срезов тела пациента конструкция штатива делается не стационарной, а подвижной, в которой обеспечивается вращение детектора (детекторов) гамма-камеры по замкнутой траектории (круговой или эллиптической) вокруг продольной оси тела пациента, лежащего на специальном консольном ложе. В основе принципа действия томографа лежит компьютерная реконструкция 3-мерного изображения распределения РФП по набору его 2-мерных проекций (обычно 32 – 128). Каждая проекция представляет собой обычное 2-мерное изображение, полученное при определенном угловом положении блока детектирования на траектории его перемещения вокруг тела больного. Проекционные данные для каждой проекции детектора в течение 0,5 – 2 мин накапливаются в памяти компьютера, после чего электропривод поворачивает блок детектирования в следующее угловое положение, и происходит накопление проекционных данных для следующей проекции. Программное обеспечение однодетекторного томографа позволяет за один оборот детектора на 360° получить полный набор проекционных данных; для 2-детекторных такой набор получают за пол-оборота, т.е. 180° , а для 3-детекторных – за $1/3$, т.е. 120° . Далее производится компьютерная реконструкция 3-мерного изображения распределения РФП в организме.

Основное отличие томографической гамма-камеры (ТГК) от многодетекторных томографических сканеров состоит в том, что нужное сечение выделяется не механически, установкой детекторов в требуемое положение, а математически. Благодаря этому в результате полного оборота детектора ТГК вокруг продольной оси тела пациента в памяти системы обработки накапливаются все данные, необходимые для восстановления любого сечения в пределах поля зрения детектора. Таким образом, ТГК позволяет осуществить трехмерную визуализацию распределения радиофармпрепарата в организме пациента. Эта возможность ТГК особенно важна в тех случаях, когда местоположение патологии в организме заранее неизвестно.

К детекторам ТГК предъявляются высокие требования по однородности чувствительности поля зрения. Это вызвано тем, что неоднородность изображения после математической реконструкции существенно увеличивается и может приводить к возникновению артефактов. Поэтому все модели ТГК снабжены микропроцессорными системами для цифровой коррекции неоднородности.

Важным достоинством ТГК является универсальность. При неподвижном детекторе ТГК позволяет проводить все статические двумерные исследования, как и обычная гамма-камера. Благодаря наличию вычислительной системы обработки данных с помощью ТГК можно осуществить любые динамические исследования, проводимые на обычных гамма-камерах, сопряженных с клиническим компьютером. Сочетание возможностей 2-мерной статической и динамической сцинтиграфии с возможностью проведения 3-мерной и даже 4-мерной визуализации (т.е. получения серии 3-мерных изображений последовательно во времени) делает ТГК наиболее универсальным и широко применяемым средством измерений в арсенале современной радионуклидной диагностики.

3.5. ПЭТ [15]

На качественно новую ступень своего развития радионуклидная диагностика поднялась с появлением высокой технологии и серийно выпускаемых установок для позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ). Как уже отмечалось, наиболее часто используемые позитронно-излучающие радионуклиды ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F имеют очень короткие периоды полураспада (от 2 до 110 мин). Поэтому их необходимо синтезировать непосредственно в клиническом центре, т.е. вблизи от места их диагностического применения. Разработаны и серийно выпускаются малогабаритные циклотроны, на которых выполняется бомбардировка пучками ускоренных протонов или дейтронов соответствующих изотопнообогащенных мишеней. Ускоритель имеет сравнительно небольшие размеры и автономную передвижную радиационную защиту (рисунок 3.18). Все технологические процедуры получения РФП в большей степени автоматизированы и фактически не требуют вмешательства оператора в процесс синтеза позитронных излучателей.

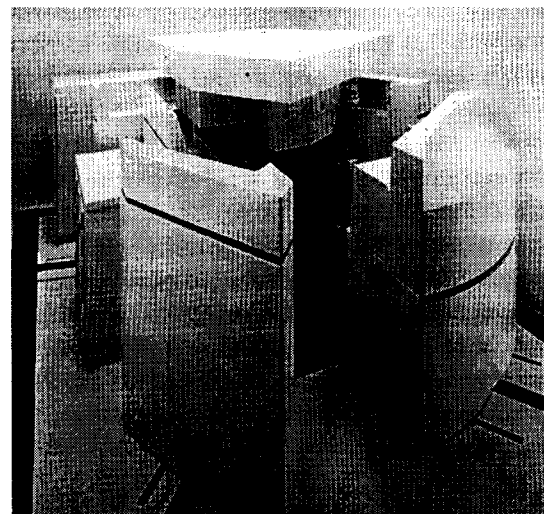


Рисунок 3.18. Малогабаритный циклотрон с автономной радиационной защитой для наработки позитронно-излучающих радионуклидов

Облученные мишени поступают в автоматизированную линию для радиохимической очистки, выделения позитронно-излучающего радионуклида, экспрессного мечения РФП, контроля их качества, расфасовки и, в ряде случаев, автоматизированного введения заранее рассчитанной порции РФП в тело больного путем внутривенных или внутриартериальных инъекций или инфузий, либо путем ингаляции радиоактивных газов или аэрозолей.

При каждом акте радиоактивного распада позитронного излучателя испускается один позитрон, который замедляется в биологических тканях, постепенно сбрасывая свою энергию и удаляясь от места своей эмиссии на 0,5 – 3 мм. В конце своего пробега он встречается с обычным электроном, который имеет точно такой же по величине, но отрицательный электрический заряд. В результате этого происходит акт аннигиляции, т.е. их взаимного уничтожения. При этом массы покоя электрона и позитрона превращаются в энергию 2 аннигиляционных квантов, каждый с энергией 511 кэВ, разлетающихся от точки аннигиляции в строго противоположных направлениях.

Далее кванты регистрируются детекторами позитронного эмиссионного томографа (рисунок. 3.19). Он обычно представляет собой совокупность расположенных параллельно друг другу кольцевых детекторных сборок, внутрь которой вводится консольное ложе с лежащим пациентом. Каждая сборка содержит несколько десятков сцинтилляционных детекторов, обычно с матрицей кристаллов размерами 8x8 германа-та висмута BGO и с 4 ФЭУ. В последних моделях ФЭУ заменяются на высокочувствительные фотодиоды. Противоположные детекторы в каждом кольце включены на регистрацию совпадений импульсов от ФЭУ или фотодиодов. Благодаря этому на дальнейшую обработку пропускаются только те импульсы, которые возникают одновременно в паре противоположных детекторов от пары соответствующих аннигиляционных фотонов, полностью поглотившихся в сцинтилляционных кристаллах.

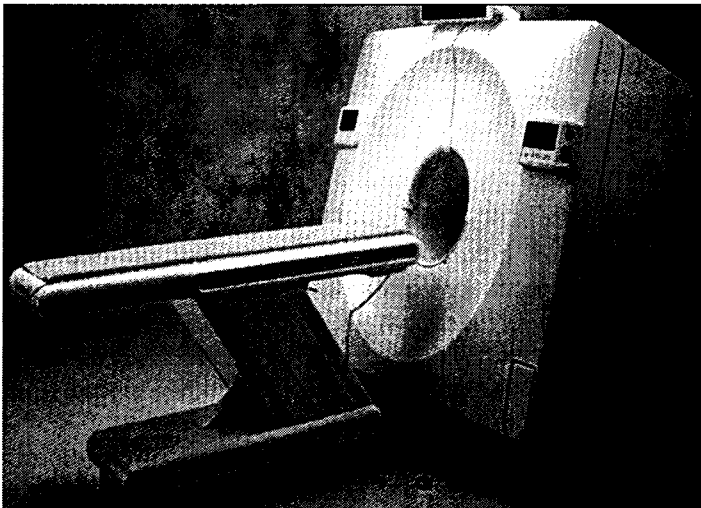


Рисунок 3.19. Общий вид позитронного эмиссионного томографа

На компьютере, входящем в комплектацию серийного томографа, по совокупности всех зарегистрированных совпадений с полным поглощением энергии фотонов в детекторах производится реконструкция ПЭТ-изображений примерно по тем же алгоритмам, что и в

ОФЭКТ. Результаты реконструкции представляются в виде серии изображений последовательно расположенных поперечных срезов тела пациента, а в последнее время – в виде единого 3-мерного ПЭТ-изображения исследуемого участка тела.

Обычно на детекторных сборках устанавливают плоскопараллельные коллиматоры. Однако с целью повышения чувствительности ПЭТ коллиматоры могут быть вообще удалены, и тогда совпадения от косо распространяющихся фотонов регистрируются с детекторов, расположенных уже не в одной, а в нескольких соседних кольцевых сборках детекторов. Это приводит к резкому возрастанию не только чувствительности, но и, к сожалению, импульсной загрузки детекторов и электронного тракта и, следовательно, к существенному росту случайных (ложных) совпадений, из-за чего ухудшается качество ПЭТ-визуализации. Чтобы не допускать такого ухудшения, используют специальные алгоритмы 3-мерной реконструкции и проводят ряд мероприятий по улучшению быстродействия томографа.

В связи с высокой стоимостью ПЭТ-центров и, в особенности, позитронных томографов, в последнее время были развернуты исследования по использованию существенно менее дорогостоящих и более распространенных однофотонных томографов для работы с позитронно-излучающими РФП, прежде всего с ^{18}F -фтородезоксиглюкозой. Благодаря не слишком малому периоду полураспада (110 мин) этот РФП, обладающий уникальными возможностями для РНД в онкологии, можно транспортировать из ПЭТ-центров в другие клиники, расположенные на расстоянии не более 30 – 50 км. Для работы в таком режиме используются установки для ОФЭКТ с 2 детекторными головками, которые размещают напротив друг друга и включают на совпадения от регистрируемых в этих детекторах аннигиляционных фотонов; в таком режиме работы возникает проблема дискриминации большого числа случайных (ложных) совпадений. Менее выгоден однофотонный режим регистрации этих квантов, т.к. необходимо использовать специальные коллиматоры большой толщины для жесткой коллимации аннигиляционного излучения, чья энергия (511 кэВ) существенно выше таковой у тех радионуклидов, которые обычно используются при ОФЭКТ. Из-за этого чувствительность подобных детекторов становится слишком низкой и плохо соответствующей современным клиническим требованиям.

Другой путь усовершенствования аппаратуры для ОФЭКТ – обеспечение возможности проведения так называемой мультиэмиссионной томографии. В ее основе лежит использование сэндвич-сцинтилляторов, в которых два разнотипных сцинтиллятора находятся в оптическом контакте. Один из них, ближайший к источнику излучения, предназначен для регистрации фотонов от обычного РФП вместо обычного NaI(Tl) здесь используют ортосиликат иттрия YSO со световыходом до 120% в сравнении с NaI(Tl). Другой кристалл, ближайший к ФЭУ, предназначен для регистрации прошедшего через YSO аннигиляционного излучения от позитронно-излучающего РФП; здесь применяют ортосиликат лютеция LSO с плотностью 7,4 г/см³, тогда как плотность NaI(Tl) составляет только 3,67 г/см³. Для регистрации сцинтилляций от YSO и LSO используется плотно упакованная планарная сборка из ФЭУ с квадратными фотокатодами или матричная сборка из фотодиодных считывающих элементов; сигналы от YSO и LSO разделяются в электронном тракте по длительности высвечивания.

3.6. Программно-алгоритмическое сопровождение ядерной медицины

Все методы обработки и анализа ядерно-медицинской информации можно подразделить на следующие стратегические направления:

Формирование РНД-изображений. Оно имеет кардинальное значение для ОФЭКТ и ПЭТ, где процедура формирования (реконструкции) изображений по проекционным данным является не просто составной частью измерительного процесса, а его основным и наиболее важным технологическим этапом. Исторически первым появился класс алгоритмов реконструкции, называемый обратным проецированием фильтрованных проекций [1, 2, 3].

Математически это описывается следующим образом. Пусть $c(x, y, z)$ – удельная активность РФП в объекте с локальным линейным коэффициентом ослабления фотонов $\mu(x, y, z)$ в системе координат XOY для определенной энергии используемого излучения. Для другой системы координат X'OY' в той же плоскости, что и XOY, находящейся под углом θ к ней, регистрируется проекция $p(x', \theta)$. Тогда реконструкция проективного изображения вдоль оси Y' есть:

$$P(x', \theta) = FT^{-1}\{ FT [p(x', \theta)] \cdot FT [h(x')] \},$$

где FT и FT⁻¹ – символы прямого и обратного преобразования Фурье соответственно, а $h(x')$ – выбранная функция фильтрации. Такая формула отражает геометрию точечных детекторов с линейной коллимацией вдоль оси Y' при отсутствии поглощения фотонов, что является идеализированным приближением. Реально же

$p(x', \theta)$ есть:

$$p(x', \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} c(x', y', z') \exp \left[- \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x', y', z') dy' \right] dx' dy',$$

а оценочное распределение $c(x', y')$ вычисляется по формуле:

$$c(x', y') = \int_0^{2\pi} P(x', \theta) d\theta, \quad \text{где } x' = x \cos \theta + y \sin \theta.$$

В этих алгоритмах используется множество различных методик фильтрации, сглаживания и введения поправок на ослабление и рассеяние γ -излучения, а также на пространственную неоднородность функции чувствительности детектора. Основное его достоинство – высокое быстродействие, что позволяет формировать ОФЭКТ- и ПЭТ-изображения практически в реальном масштабе времени, в том числе и по неполной системе проекционных данных. Недостаток – возникновение артефактов с отрицательной плотностью счета в областях изображений с низкими значениями накопления РФП и с положительной плотностью счета в областях вообще с отсутствием накопления РФП.

Эти алгоритмы все чаще заменяются на итерационные, основанные на различных подходах к использованию априорной информации о распределении РФП в исследуемом объекте с помощью так называемой байесовской стратегии. Из них наиболее популярным стал алгоритм максимизации математического ожидания стохастической функции максимума правдоподобия, основанный на введении уточняющей мультипликативной поправки к предыдущей оценке при получении последующей оценки формируемого изображения [1, 4, 3]. Их главное достоинство – высокая точность реконструкции, особенно в областях с плохой статистикой плотности счета импульсов, а недостаток – значительное возрастание продолжительности вычислений вследствие слабой сходимости процесса итераций. Этот недостаток

уже успешно решается путем использования как мультипроцессорных систем, так и новых программно-алгоритмических средств.

Трансформация РНД-изображений. Она детализируется в зависимости от цели преобразования изображений.

- ⇒ Алгебраические преобразования изображений, в том числе суммирование и вычитание кадров, пороговая отсечка плотности счета сверху и (или) снизу (например, для вычитания т. наз. тканевого фона), построение профильных гистограмм; повышение отношения очаг/окружающие ткани путем порогового или нелинейного контрастирования. Наиболее важной здесь является процедура поэлементного вычитания изображений для исследований с 2 различными РФП и при радиоиммуноцинтиграфии.
- ⇒ Выделение и точное определение границ и объемов очагов аномального накопления РФП, различных органов и анатомических структур. Для этого используется множество различных алгоритмов так называемой сегментации изображений, которые реализуются либо автоматически, либо в интерактивном режиме.
- ⇒ Цифровая фильтрация изображений [5, 6], которая может выполняться как отдельно, так и непосредственно в рамках процедуры собственно реконструкции; имеется множество алгоритмов фильтрации, в которых используются фильтры различной мощности и с различными частотными характеристиками, оптимальные по различным критериям. В планарной скintiграфии цифровая фильтрация используется редко вследствие недостатка априорной и измерительной информации о пространственном распределении РФП в объекте. При ОФЭКТ и ПЭТ ситуация обратная, благодаря чему здесь фильтрация позволяет надежно скорректировать пространственную зависимость функции чувствительности и пространственного разрешения детектора;
- ⇒ Автоматизированное введение различных методических поправок [7, 8], в том числе: на указанную зависимость; с целью компенсации артефактов, возникающих вследствие спонтанных движений тела пациента и его отдельных органов (сердце, легкие и т.п.); на гетерогенные неоднородности

ослабления γ -излучения в теле пациента; на «размывающее» влияние эффекта комптоновского рассеяния γ -квантов на пространственное разрешение, контрастность и точность количественного картирования распределения РФП; на наложение спектров γ -излучения при скintiграфии или ОФЭКТ с 2 различными РФП, мечеными различными радионуклидами; с целью определения глубины расположения исследуемого органа; с целью учета временного разрешения позитронного томографа на основе определения вклада случайных совпадений; на радиоактивный распад ультракороткоживущих радионуклидов и т.д.

- ⇒ Параметрическая визуализация [9, 10]. Она состоит в перекодировании исходных изображений, сформированных в терминах плотности счета импульсов от детекторов, в изображения, выраженные в физиологически содержательных терминах. В том числе: скорости накопления РФП, среднего времени его транзита и удержания в исследуемом органе, объемной скорости кровотока, транспортных констант камерных моделей и т.д. Параметрическая визуализация может выполняться и в терминах формальных параметров без конкретного физиологического содержания, например, в терминах амплитудных, частотных и фазовых параметров Фурье-разложения при оценке пространственной согласованности движений стенок миокарда;
- ⇒ Представление изображений в виде, удобном для визуального восприятия и облегчения экспертного анализа изображений. Например, режим псевдообъемной визуализации применяется для повышения точности выявления аномалий и планирования хирургического вмешательства, режим кинопоказа позволяет в режиме реального времени визуализировать 3-мерные движения стенок миокарда на основе результатов ОФЭКТ с ЭКГ-синхронизацией;
- ⇒ Обработка результатов радионуклидного диагностического исследований функционального состояния органов и систем на основе математического моделирования транспорта РФП в организме пациента [11, 10]. Такая обработка позволяет вне зависимости от геометрии и режимов измерений и с учетом

априорной информации о пространственно-временном распределении РФП в организме вычислить совокупность диагностически информативных и физиологически содержательных параметров, характеризующих исследуемое функциональное состояние. Разработаны различные алгоритмы идентификации параметров линейных и нелинейных камерных, циркуляционных, пространственно-распределенных и других математических моделей транспорта РФП с определением оценок погрешностей этих параметров и с формированием соответствующих параметрических изображений.

Наиболее используемым является математический аппарат линейного камерного анализа. Если активность РФП в i -ой камере (т.е. в какой-либо обособленной анатомической или физиологической структуре) есть $q_i(t)$, то:

$$q_i(t) = \sum_{j=1}^m a_{ij}(t) q_j(t), \quad i, j = 1, \dots, m,$$

где a_{ij} – транспортные константы модели, характеризующие скорость переноса РФП из i -ой камеры в j -ую. Эта система линейных дифференциальных уравнений первого порядка дополняется начальными условиями:

$$q_1(0) = 1, \quad q_{i \neq 1}(0) = 0$$

и системой так называемых измерительных соотношений:

$$N_k(t) = \sum_{i=1}^m h_{ki} q_i(t), \quad k = 1, \dots, n; \quad n \leq m,$$

где $N_k(t)$ – временная гистограмма зарегистрированных импульсов для k -ой области интереса на изображении исследуемого участка тела; h_{ki} – функция объемной чувствительности детектора к активности $q_i(t)$ в k -ой области интереса. Сущность обработки состоит в определении априорно неизвестных числовых значений системы транспортных констант $\{a_{ij}\}$ по результатам измерений $\{N_k(t)\}$.

Мультимодальная визуализация [1, 2]. В 90-ые гг. сформировались в виде отдельного направления и бурно развиваются принципы, алгоритмы и технологии компьютерного совмещения мультимо-

дальных изображений, т.е. полученных разными методами лучевой диагностики у одного и того же пациента. При этом, как правило, ОФЭКТ или ПЭТ-изображения совмещаются с рентгеновскими (КТ) или магнитно-резонансными (МРТ) томографическими изображениями. Цель такого совмещения – обеспечение достоверной анатомической привязки физиологических данных посредством пространственной подгонки структурно-анатомических КТ и МРТ изображений с высоким пространственным разрешением к функциональным, т.е. физиологическим, ОФЭКТ и ПЭТ-изображениям со сравнительно невысоким пространственным разрешением. Такая подгонка проводится с помощью либо системы опорных точечных маркеров, укрепляемых на поверхности тела пациента в анатомически информативных точках и хорошо визуализируемых обоими методами (т.е. РНД и не-РНД), либо различными программно-алгоритмическими средствами по системе внутренних опорных точек, т.е. собственных анатомических ориентиров тела пациента.

4. Радиофармпрепараты

Выбор радиофармпрепаратов (РФП) для радионуклидной диагностики (РНД) [18, 12]. На выбор того или иного РФП для решения конкретной клинико-диагностической задачи оказывает влияние целый ряд факторов: клиническая целевая функция исследования; отсутствие химической и радиационной токсичности; характер транспорта РФП в организме; устойчивость радиоактивной метки; простота приготовления РФП и его использования; стоимость и доступность в условиях конкретной клиники и т.д. Обобщая все эти факторы, нужно констатировать, что оптимальным для данных диагностических исследований является тот РФП, который позволяет получить максимум диагностической информации при непревышении установленных пределов доз внутреннего облучения больных и при доступной стоимости.

Все применяемые в *in vivo* РНД-исследованиях РФП можно классифицировать по нескольким различным основаниям. С точки зрения физических основ РНД важны следующие классификации:

- РФП транзита, проходящие через исследуемый орган транзитом в ходе измерений, и РФП удержания, которые накапливаются и(или) удерживаются в этом органе за тот же интервал времени;
- РФП, остающиеся в сосудистом русле в ходе измерений после их введения в организм, и РФП, проходящие через гематотканевый барьер за тот же интервал времени;
- РФП, накапливающиеся в патологических очагах (позитивная визуализация «горячих» очагов), и РФП, накапливающиеся только в нормальных тканях (негативная визуализация «холодных» очагов). Последнюю характеристику РФП называют иногда тропностью или аффинитетом (например, опухолотропность, нефротропность и т.п.).

Используются РФП с широким диапазоном физико-химических свойств, в том числе в виде: ионов, например $^{99m}\text{TcO}_4^-$, ^{123}I и др.; отдельных атомов, например ^{133}Xe , ^{13}N , ^{15}O и др.; отдельных молекул, например ^{67}Ga -цитрата, ^{99m}Tc -дифосфоната и др.; отдельных микрочастиц, например ^{99m}Tc -коллоида, ^{99m}Tc -микросфер альбумина, ^{99m}Tc -макроагрегата и др.; отдельных клеток, например меченных ^{99m}Tc эритроцитов, ^{131}I -моноклональных антител и др.

Выбор радионуклидов для *in vivo* РНД [35,18,2]. Рассмотрим основные требования, которые предъявляются при выборе оптимального радионуклида для РФП в *in vivo* РНД. Наиболее важным из них является тип излучения: радионуклид должен обладать достаточно высоким радиационным выходом фотонного излучения и отсутствием непроникающего корпускулярного излучения, которое не выходит из тела пациента наружу и полностью поглощается в его тканях, не давая никакого вклада в диагностическую информацию. Наилучшим образом это обеспечивается для радионуклидов, распадающихся путем изомерного перехода при отсутствии эмиссии β -излучения, например ^{99m}Tc , хотя при этом испускается нежелательное корпускулярное излучение в виде короткопробежных электронов Оже и внутренней конверсии. Аналогичным образом, невысокий выход подобного корпускулярного излучения имеет место также для радионуклидов, претерпевающих β -распад путем захвата орбитального электрона с одной из электронных оболочек радиоактивного атома.

Второе основное требование – оптимальная величина энергии регистрируемого γ - или характеристического излучения. Она должна быть такой, чтобы фотоны чрезмерно не поглощались и не рассеивались в тканях организма. С другой стороны, энергия фотонного излучения радионуклида должна обеспечить оптимальное сочетание чувствительности и пространственного разрешения при визуализации распределения РФП в организме. Весьма желательно, чтобы радионуклид имел бы только единственную линию регистрируемых γ -квантов; в противном случае конкурирующие линии должны иметь низкий выход и меньшую энергию, чем у фотонов основной линии. Было установлено, что таким противоречивым требованиям оптимально соответствует энергетический диапазон от 100 до 200 кэВ.

Не менее важна такая радиационно-физическая характеристика, как период полураспада радионуклида. С одной стороны, он не должен быть слишком большим, чтобы лучевая нагрузка на пациента не превышала предельно-допустимую. С другой стороны, он не должен быть короче продолжительности измерений во избежание необходимости введения поправки на радиоактивный распад при обработке результатов измерений и значительных непроизводительных потерь активности за интервал времени от момента изготовления РФП до момента введения его в организм пациента.

Последнее требование – это радионуклидная и радиохимическая чистота, т.е. отсутствие примесей радионуклидов и других радиоактивных изотопов основного радионуклида, и отсутствие примесей основного радионуклида в нежелательных химических формах. Наличие радионуклидных и радиохимических примесей приводит не только к ухудшению качества визуализации и, следовательно, точности диагностики, но и к неоправданному повышению лучевой нагрузки на пациента.

При гамма-топографии с мечеными моноклональными антителами (так называемой радиоиммуноскинтиграфии) возникает специфическое требование, которое состоит в отсутствии радиотоксического воздействия короткопробежного корпускулярного излучения радионуклида-метки на биологические характеристики, главным образом, на иммунореактивность собственно самих моноклональных антител.

В таблице 4.1 приведена полезная информация, необходимая при практическом использовании различных радионуклидов для *in vivo* РНД с теми РФП, которые поступают в подразделения РНД в виде, уже готовом сразу для введения в организм пациента. В таблице 4.2. приведена подобная информация для генераторных радионуклидных систем, позволяющих готовить РФП непосредственно в подразделениях РНД.

Таблица 4.1. Радиационно-физические характеристики радионуклидов для *in vivo* радионуклидной диагностики с централизованно изготовляемыми радиофармпрепаратами

Радионуклид	Период полураспада	Фотонное излучение		Корпускулярное излучение			Области применения
		E (кэВ)	n (%)	Тип распада	E _{max} (кэВ)	n (%)	
1	2	3	4	5	6	7	8
¹¹ C	20,4 мин	511		β ⁺	970	100	ПЭТ
¹³ N	10,1 мин	511	200	β ⁺	1210	100	ПЭТ
¹⁵ O	2,02 мин	511	200	β ⁺	1700	100	ПЭТ
¹⁸ F	109,8 мин	511	194	β ⁺ э.з.	635 –	97 3	ПЭТ
⁵¹ Cr	27,8 сут.	320	9,8	э.з.	–	100	ПС, ОФЭКТ
⁵⁸ Co	70,8 сут.	511 810	30 99	β ⁺ э.з.	474 –	15 85	ПЭТ, ПС, ОФЭКТ
⁵⁹ Fe	45,1 сут.	1110 1290	56 44	β ⁻	277	100	ПС
⁶⁷ Ga	78,3 ч	93 185	39 23	э.з.	–	100	ПС, ОФЭКТ
⁸⁵ Sr	64,7 сут.	514	99	э.з.	–	100	ПС
^{85m} Kr	4,5 ч	151	75	и.л.	–	100	ПС, ОФЭКТ

1	2	3	4	5	6	7	8
⁷⁵ Se	118,5 сут.	137 264 280	57 60 25	э.з.	-	100	ПС, ОФЭКТ
¹¹¹ In	2,8 сут.	171 245	91 94	э.з.	-	100	ПС, ОФЭКТ
¹²³ I	13,3 ч	159	83	э.з.	-	100	ПС, ОФЭКТ
¹³¹ I	8,04 сут.	364	82	β ⁻	606	90,4	ПС, ОФЭКТ
¹³³ Xe	5,2 сут.	90	36	β ⁻	346	100	ПС, ОФЭКТ
¹⁶⁹ Yb	30,7 сут.	63 177 198	45 22 36	э.з.	-	100	ПС, ОФЭКТ
¹⁹⁹ Tl	7,4 ч	72 208	108 12	э.з.	-	100	ПС, ОФЭКТ
²⁰¹ Tl	73,5 ч	72	90	э.з.	-	100	ПС, ОФЭКТ

Примечание: э.з. – захват орбитального электрона; E_{max} – максимальная энергия спектра β-излучения; п% – количество испускаемых β-частиц и фотонов на 1 акт распада; ПС – планарная сцинтиграфия. Линии γ-квантов, характеристического излучения и β-распадов с выходом $p < 10\%$ в таблице не указаны.

Таблица 4.2.

Радиационно-физические характеристики радионуклидов для in vivo радионуклидной диагностики с использованием генераторных систем

Материнский радионуклид	Период полураспада	Дочерний радионуклид	Период полураспада	Фотонное излучение		Корпускулярное излучение			Области применения
				E (кэВ)	п(%)	Тип	E_{max} (кэВ)	п(%)	
⁴⁷ Ca	4,5 сут	⁴⁷ Sc	3,3 сут	160	73	β ⁻	440	73	ПС, ОФЭКТ
⁵² Fe	8,3 ч	^{52m} Mn	21,1 мин	511 1434	193 100	β ⁺	549	100	ПЭТ
⁶⁸ Ge	271 сут	⁶⁸ Ga	68,1 мин	511	176	β ⁺	1910	88	ПЭТ
⁸² Sr	26 сут	⁸² Rb	1,25 мин	511	192	э.з.	-	79	ПЭТ
⁹⁹ Mo	66,7 ч	^{99m} Tc	6,05 ч	140	90	и.п.	-	100	ПС, ОФЭКТ
¹¹³ Sn	¹¹⁵ сут	^{113m} In	1,66 ч	393	65	и.п.	-	100	ПС, ОФЭКТ
^{195m} Hg	41,6 сут	^{195m} Au	30,6 с	262	68	и.п.	-	100	ОФЭКТ

Примечание: э.з. – распад радионуклида путем захвата орбитального электрона; и.п. – испускание γ-кванта путем изомерного перехода; β⁻ – распад радионуклида с испусканием электронов; β⁺ – распад радионуклида с испусканием позитронов; E_{max} – максимальная энергия спектра β-излучения; п% – количество испускаемых β-частиц и фотонов на 1 акт распада; ПС – планарная сцинтиграфия. Линии γ-квантов, характеристического излучения и β-распадов с выходом $p < 10\%$ в таблице не указаны.

Технеций-99m – основной радионуклид в РНД [5, 15]. Как уже отмечалось, в *in vivo* РНД совершенно уникальное положение занимает радионуклид ^{99m}Tc . Он находится вне конкуренции с другими радионуклидами благодаря удачному сочетанию целого ряда достоинств:

- самых различных с его помощью можно метить *ex tempore* (т.е. срочно) подавляющее большинство препаратов – от самых простых (элюат ^{99m}Tc , т.е. раствор пертехнетата $^{99m}\text{TcO}_4$) до самых сложных (моноклональные антитела); уже известно свыше таких 200 таких РФП;
- отсутствует β -излучение, что позволяет резко снизить лучевую нагрузку на пациента;
- период полураспада (6,05 часа) обеспечивает, с одной стороны, стабильность скорости счета импульсов при измерениях обычной продолжительности (5 – 30 минут) и, с другой стороны, практически полный радиоактивный распад введенного в организм ^{99m}Tc за 1 – 2 суток после инъекции РФП; это также «работает» на снижение лучевой нагрузки;
- энергия единственной γ -линии ^{99m}Tc (140 кэВ) соответствует оптимальному компромиссу между поглощением квантов в теле пациента и высокоэффективной регистрацией сцинтилляционным кристаллом стандартной гамма-камеры;
- сравнительно невысокая стоимость изготовления и эксплуатации генераторов ^{99m}Tc ;
- доступность генераторов $^{99}\text{Mo}-^{99m}\text{Tc}$ для любых подразделений РНД благодаря налаженной системе регулярных поставок;
- простая технология получения элюата ^{99m}Tc из генератора.

Радионуклидный генератор $^{99}\text{Mo}-^{99m}\text{Tc}$ (см. рис. 2) представляет собой стальной цилиндрический контейнер со съемной крышкой, в середине которой находится стеклянная или пластмассовая колонка, окруженная свинцовой защитой от γ -излучения. Внутри колонки содержится сорбент (оксид алюминия или силикагель), на котором прочно адсорбирован материнский радионуклид ^{99}Mo . При промывании колонки физиологическим раствором (элюентом) происходит обмен ионами Cl^- и $^{99m}\text{TcO}_4^-$, давая на выходе элюат ^{99m}Tc в виде пертехнетата натрия $\text{Na}^+(\text{^{99m}\text{TcO}_4})^-$. Для элюирования на иглу входного канала помещают флакон с элюентом, а на иглу выходного канала –

вакуумированный пустой флакон, куда всасывается элюат под избыточным давлением из колонки, промываемой поступающим элюентом. Через 10 – 12 часов в генераторе снова накапливается ^{99m}Tc , и тогда можно снова повторять процесс элюирования (так называемую «дойку» генератора на радиологическом жаргоне).

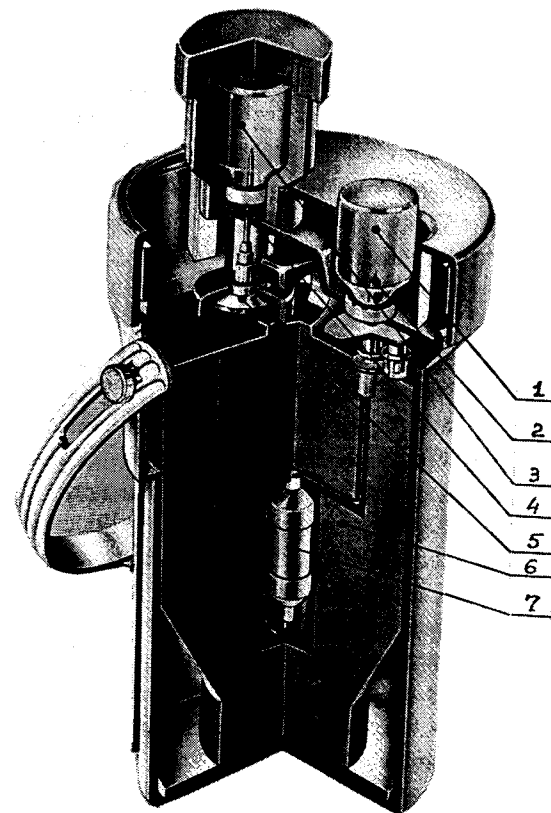


Рис. 4.1 Устройство радионуклидного генератора $^{99}\text{Mo}-^{99m}\text{Tc}$
 1 - флакон с элюентом; 2 - игла входного канала; 3 - вакуумированный флакон с защитой; 4 - игла выходного канала; 5 - мембранный фильтр; 6 - свинцовая защита, 7 - колонка с сорбентом

5. Клинические методики радионуклидной диагностики

На начальном этапе своего развития радионуклидная диагностика входила в состав онкологии, а также очень активно использовалась для исследования функции щитовидной железы с использованием йод-131. Набор радиофармпрепаратов был весьма ограничен и включал в себя не более десятка наименований. Наибольшее применение в диагностических исследованиях находил йод-131 в виде йодистого натрия и радиофармпрепараты меченные им - бенгальская роза, альбумин человеческой сыворотки, йодогност, гиппуран. Так же использовались коллоидное золото (золото-198), промеран (ртуть-203), фосфор - 32, ксенон -133.

По мере совершенствования аппаратуры, увеличения арсенала радиофармпрепаратов происходило интенсивное развитие методик диагностических исследований. В настоящее время с использованием радионуклидов могут быть обследованы практически все органы и системы человека.

На сегодняшний день, по различным литературным данным, на нужды ядерной медицины расходуется около 70% всей радионуклидной продукции, получаемой на реакторах, ускорителях и генераторах во всем мире. При этом на 1 тыс. человек населения в год проводится в среднем радионуклидных диагностических процедур: в Канаде – 59, США – 38, Японии – 32, Великобритании – 29, России – 7. В России функционируют свыше 300 подразделений ядерной медицины, где эксплуатируются около 200 гамма-камер, из которых лишь менее 30% могут работать в режиме ОФЭКТ; функционируют только два ПЭТ-центра и еще два находятся в стадии ввода в эксплуатацию. Тем не менее, и в России радионуклидные диагностические процедуры занимают свою устойчивую «экологическую нишу» как в научной, так и рутинной клинической медицине.

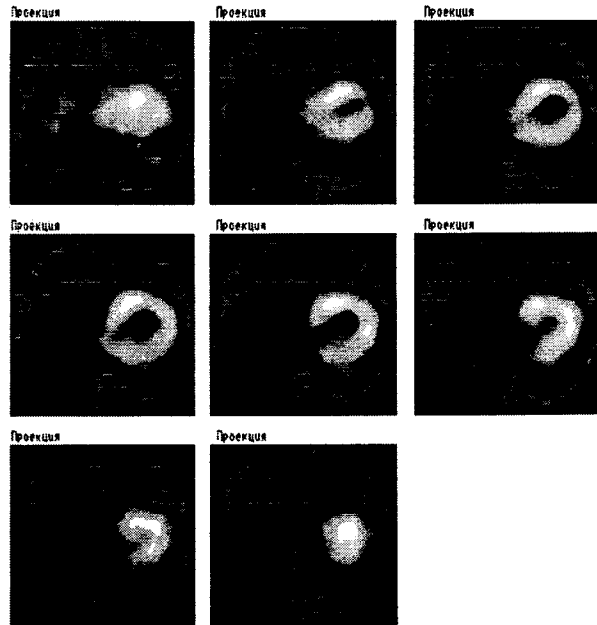
Несмотря на достижения УЗИ диагностики, появление компьютерной рентгеновской томографии и магниторезонансной томографии, радионуклидная диагностика остается востребованной в диагностических исследованиях и занимает свое стабильное место среди других методов получения медицинских диагностических изображений. Основное преимущество РНД заключается в ее физиологичности. Не обладая столь высоким разрешением, как изображения, получаемые с помощью рентгеновской или магниторезонансной томографии, сцин-

тиграммы способны отражать физиологические и патофизиологические изменения, происходящие в организме. Это достигается за счет использования радиофармпрепаратов, способных накапливаться в определенных морфологических структурах или отражать динамику протекающих в органе физиологических или биохимических процессов.

В клинической практике наиболее часто проводят радионуклидные исследования функции почек, перфузии миокарда, выявления и дифференциальной диагностики опухолей различных локализаций и т.п. Если судить по относительному числу научных публикаций, то традиционно первое место занимает наиболее интенсивно развивающаяся ядерная кардиология, далее идет онкология, неврология, пульмонология и другие разделы медицины. Количество используемых методик очень велико. Подробное описание клинических методик не представляется возможным в рамках данной монографии. Поэтому ограничимся весьма кратким, схематическим рассмотрением методик, которые имеют наибольшее значение в клинической практике или выполняются наиболее часто. Для более детального ознакомления можно рекомендовать монографии [20, 23].

Кардиология [20]. Для радионуклидной диагностики сердечно-сосудистой системы предложен целый ряд высокоинформативных технологий. Они позволяют достаточно точно определять ряд параметров центральной и органной гемодинамики, определять объем циркулирующей крови, выявлять и оценивать степень тяжести скрытых кровотечений. Одним из наиболее распространенных тестов является ЭКГ-синхронизированная равновесная вентрикулография, позволяющая измерять фракции выброса крови левым и правым желудочками сердца. При этом рассчитываются следующие параметры: фракция выброса, регионарная фракция выброса, максимальная скорость наполнения и изгнания крови, минутный ударный, конечный диастолический и конечный систолический объемы левого желудочка, соответствующие им индексы, а также ряд других параметров. Рассчитываются и представляются на экране амплитудное и фазовое изображения, кривые изгнания и поступления крови и их скорости. Примеры исследований сердечно-сосудистой системы представлены на рисунке 5.1.

Пациент: Номер: SMOOTH x 1, Дата:
 Орган: PARZEN Исследование: ДИНАМИКА Кадров: 9 Возраст: 40
 Исследование перфузии миокарда



ОПИСАНИЕ :
 ЗАКЛЮЧЕНИЕ :

 ДОКТОР: (с) SCINTI В. 4.3

ИССЛЕДОВАНИЕ : РАВНОВЕСНАЯ РАДИОНУКЛИДНАЯ ВЕНТРИКУЛОГРАФИЯ
 Tc-99m АЛЬБУМИН, TSK-2 555 МБК, в\в
 семенники 2,8
 все тело 2,1

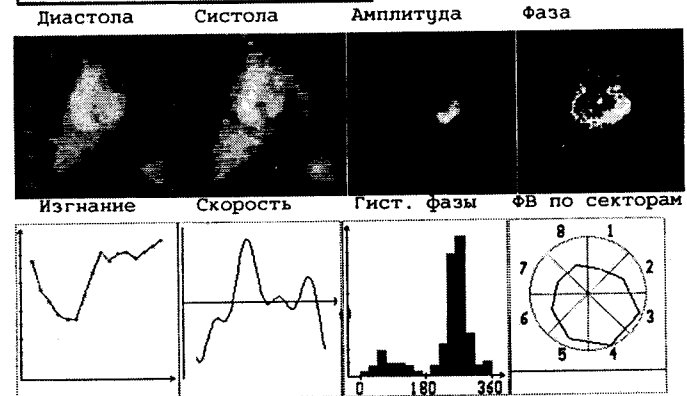
 ДОКТОР: (с) SCINTI В. 4.3

Рисунок 6.1. Примеры кардиологических исследований на гамма-камере.
 (Гамма-камера ГКС-301Т).

Пациент: Номер: 3039, Дата:
 Орган: вгр Исследование: СИНХРО Кадров: 16 Возраст:
 Исследование: Равновесная радиоизотопная вентрикулография сердца

Фракция выброса л.ж., %	56,2
Значение R-R интервала, msec	938
Число прыжков / оборотных циклов	599 / 157
Длительность диастолы / систолы, msec	595 / 335
Фракция наполнения за 1/3 диастолы, %	52,5
Фракция наполнения за 2/3 диастолы, %	53,5
Время макс. скорости наполнения, msec	181
Максимальная скорость наполнения 1/сек	3,63
Время макс. скорости изгнания, msec	181
Максимальная скорость изгнания, 1/сек	3,49
Конечный диаст. / сист. объем, мл	136 / 60
Минутный объем, л	4,86
Сердечный индекс, л/кв.м.	2,69
Ударный объем, мл	76
Ударный индекс, мл/кв.м.	42,98
Ср. скор. сокращения кр. волокон, 1/сек	8,72
Процент сокращения круговых волокон	24

Регионарная фракция выброса	
Сектор номер 1	37,4%
Сектор номер 2	49,6%
Сектор номер 3	71,8%
Сектор номер 4	76,6%
Сектор номер 5	65,4%
Сектор номер 6	55,7%
Сектор номер 7	43,8%
Сектор номер 8	41,9%



ИЗОБРАЖЕНИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА В ФАЗЕ СИСТОЛЫ И
 ДИАСТОЛЫ НЕ ИЗМЕНЕНЫ.
 СОКРАТИТЕЛЬНАЯ ФУНКЦИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА НЕ
 НАРУШЕНА. РЕГИОНАРНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ СОКРАТИТЕЛЬНОЙ
 ФУНКЦИИ НЕ ВЫЯВЛЕНО.
 ДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРОЦЕССА ИЗГНАНИЯ
 КРОВИ ИЗ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА В ПРЕДЕЛАХ НОРМЫ.

ЛУЧЕВАЯ НАГРУЗКА НА КРИТИЧЕСКИЕ ОРГАНЫ (МЗВ)
 ИССЛЕДОВАНИЕ : РАВНОВЕСНАЯ РАДИОНУКЛИДНАЯ ВЕНТРИКУЛОГРАФИЯ
 Tc-99m АЛЬБУМИН, TSK-2 555 МБК, в\в
 семенники 2,8
 все тело 2,1

 ДОКТОР: (с) SCINTI В. 4.3

Рисунок 5.1. Примеры исследований сердечно-сосудистой системы

Сегодня основное внимание уделяется ОФЭКТ для исследования перфузии миокарда левого желудочка с различными РФП, в том числе с ^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -технетрилом и др., выполняемой для определения размеров стенок миокарда и степени тяжести нарушения перфузии в них. Разработаны методики для диагностики инфаркта миокарда, детектирования регионарных аномалий движений стенок миокарда, оценки распределения функционально сохранных кардиомиоцитов и т.д.

По результатам томографического исследования осуществляется построение срезов, перпендикулярных длинной оси желудочка, и параллельных ей в вертикальной и горизонтальных плоскостях. На основании этих срезов строится полярная диаграмма ("бычий глаз") на которой наглядно представляется распределение перфузии в миокарде левого желудочка. При проведении двух исследований в покое и с использованием нагрузки, возможно сравнение для выявления зон ишемии, индуцированных нагрузкой. В статическом режиме изображение сердца записывается в нескольких проекциях (ANT, LAO-30, LAO-60).

Радионуклидная диагностика играет важнейшую роль в планировании различных лечебных процедур на сердце, в том числе аортокоронарного шунтирования, баллонной транслюминальной ангиопластики, внутрисосудистой лучевой терапии для предотвращения рестенозирования сосудов после ангиопластики, лазерной реваскуляризации и т.п., а также для своевременной коррекции проводимого лечения и оценки его эффективности и побочных воздействий при наблюдениях за больными в динамике.

Онкология [23]. В онкологии наиболее используемым исследованием является скинтиграфия костей с $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -фосфонатами и фосфатами, позволяющая выявлять первичные и вторичные опухоли костей не менее чем за полгода до их визуализации с помощью средств и методов рентгенодиагностики. Разработан ряд туморотропных РФП типа ^{67}Ga -цитрат и $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -технетрил, использование которых при планарной скинтиграфии и ОФЭКТ позволяет решить ряд важных диагностических задач: выявлять первичные опухоли различных локализаций; выполнять их дифференциальную диагностику; определять распространенность опухолевого процесса, обнаруживать регионарные и отдаленные метастазы; выявлять рецидивы опухолей после их хирургиче-

ского лечения; оценивать уровень так называемой многолекарственной устойчивости ряда опухолей и тем самым решающим образом влиять на выбор плана лечения. При слежении за больными в динамике определять его клиническую эффективность проводимого лечения, прогнозировать течение и исход опухолевого процесса. В решении указанных задач особую роль играет ПЭТ с ^{18}F -ФДГ, причем для ряда локализаций опухолей данный метод позволяет получить уникальную диагностическую информацию, которую принципиально невозможно получить другими методами диагностики. Все популярнее становится тест обнаружения пораженных опухолевым процессом лимфоузлов методом интраоперационной радиометрии, все шире используют скинтиграфию молочной железы при сомнительных результатах рентгеновской маммографии и т.д.

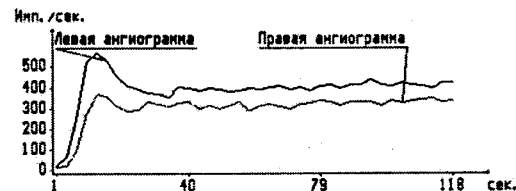
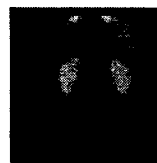
Гастроэнтерология. Здесь высокоинформативны методики определения моторно-эвакуаторной функции пищевода, желудка и двенадцатиперстной кишки, радиоиммуноскинтиграфии поджелудочной железы, статической скинтиграфии слюнных желез, определения всасывающей способности слизистой желудка и тонкой кишки, выявления скрытых желудочно-кишечных кровотечений и т.д. В 60–80-ые годы был особенно популярен тест статической скинтиграфии печени при различных заболеваниях, в том числе и при опухолевых поражениях печени; в настоящее время эта методика практически полностью заменена на ультразвуковую эхографию органов и структур гепатобилиарной системы. Функциональные динамические радионуклидные исследования позволяют определить параметры артериального и портального кровоснабжения печени, а также оценить как функциональное состояние гепатоцитов и внутрипеченочных желчных ходов, так и функциональные резервы печени. Разработан ряд оригинальных методик по исследованию толстого кишечника с целью определения причин хронических запоров.

Урология. В нефрологии и урологии динамическая скинтиграфия органов мочевыделительного тракта позволяет оперативно и объективно оценивать отдельную функцию каждой почки для физиологических механизмов как канальцевой секреции ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ - MAG3, ^{123}I -гиппуран), так и клубочковой фильтрации почек ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DTPA, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -фосфаты). Другие методики лучевой диагностики здесь не могут конкурировать с радионуклидными исследованиями. Разработаны и часто

используются тесты неинвазивной радионуклидной ангиографии почек, определения скорости клиренса нефротропных РФП, статической скинтиграфии и ОФЭКТ почек с ^{99m}Tc -DMSA. Их результаты используются для дифференциальной диагностики эссенциальной и вазоренальной гипертензии, обструктивного и необструктивного гидронефроза, пиелонефрита и рубцовых изменений почек после инфекционных заболеваний мочевыводящих путей. Вне конкуренции методики радионуклидной диагностики в оценке эффективности реваскуляризации почечных артерий, в своевременном выявлении реакции отторжения при трансплантации почек, в прогнозировании состояния остающейся почки после нефрэктомии по поводу опухолевого или травматического поражения и т.д. По результатам динамического исследования почек рассчитываются следующие параметры: время достижения максимума ренограммы, период полувыведения препарата из почек, индекс накопления, индекс выведения, отношение максимумов накопления, относительная скорость нарастания на ангиограмме, относительный индекс перфузии, эффективный почечный плазмоток и кровотоков, скорость клубочковой фильтрации и ряд других.

АО ВНИИМП-ВИТА, г. Москва.

Пациент: _____ Номер: 2, Дата: _____
 Орган: ПОЧКИ Исследование: ДИНАМИКА Кадров: 54 Возраст: 26
 Исследование: Динамическая ангио- и ренография с Tc-99m -ДТПА



Параметры ренограмм	Левая почка	Правая почка	Норма
T макс, мин	3.5	2.5	не более 7
T 1/2, мин	16.5	16.5	не более 16.5
Индекс накопления, отн.ед.	40.3	41.3	1 - 5.5
Индекс выведения, %	48.3	41.7	47 - 55
Относительное выведение, %	100.0	95.1	
Отношение максимумов накопления	50.7	49.3	
Вклад в общую СКФ			

Параметры ангиограмм	Левая почка	Правая почка	Норма
T МАХ, сек	12.0	12.0	4 - 9
Отн. накопление в максимуме, %	100.0	100.0	
Отн. скорость нарастания, %	50.5	49.5	
Отн. индекс перфузии, %	72.9	71.7	

Период полочистения крови: 14.6 мин

ФИЛЬТРАЦИОННАЯ И ЭКСКРЕТОРНАЯ ФУНКЦИИ ПОЧЕК НЕ НАРУШЕНЫ. СТРУКТУРНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ НЕ ВЫЯВЛЕНО.

ЛУЧЕВАЯ НАГРУЗКА НА КРИТИЧЕСКИЕ ОРГАНЫ (МЗВ)

ИССЛЕДОВАНИЕ : СЦИНТИГРАФИЯ ПОЧЕК (ДИНАМИКА)

Tc-99m ДТПА, ТСК-6 185 МБК, в\в

моч.пузырь 17,4 почки 4,4

все тело 0,4

(с) SCINTI В. 4.3

ДОКТОР:

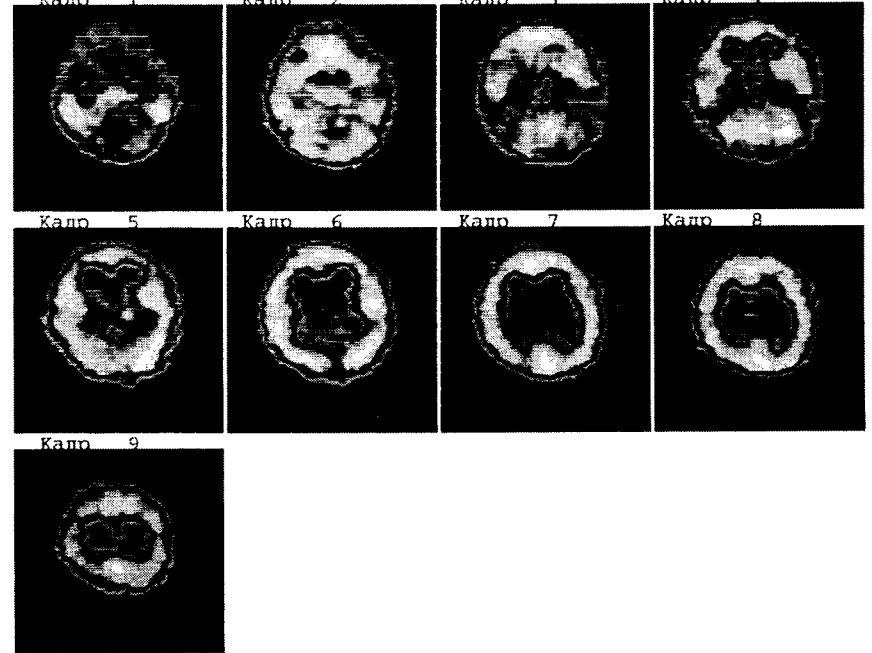
Рисунок 5.2. Пример исследования функции почек.
 (Гамма-камера ГКС-301Т).

Головной мозг. Здесь методами радионуклидной диагностики на гамма-камере проводится *динамическая и статическая сцинтиграфия головного мозга*. Целью динамического исследования является решение вопроса о наличии нарушения кровообращения. Эти нарушения могут быть обусловлены следующими причинами: нарушением кровоснабжения, нарушением гематоэнцефалического барьера, нарушением венозного оттока. Показаниями для применения ангиографии головного мозга являются диагностика сосудистых нарушений, кровоизлияний и опухолей головного мозга. Относительным показанием является также изучение кровоснабжения головного мозга и состояния крупных кровеносных сосудов, особенно в качестве отборочного теста для назначения рентгеноконтрастного исследования. Также данное исследование может выполняться с целью изучения патогенеза длительно существующих головных болей и в частности, для уточнения значения сосудистого компонента. Исследование начинается одновременно с введением препарата. Имеется возможность рассчитать следующие параметры: время поступления препарата, разность времен поступления в полушария и сонные артерии, среднее время прохождения, среднее время циркуляции, значение скорости счета в максимуме кривой, значение средней скорости счета после выхода кривой на плато, индекс перфузии.

Целью статической сцинтиграфии головного мозга метода является выявление, уточненная топическая диагностика, и определение характера патологических очагов опухолевого и неопухолевого генеза в головном мозге. Данное исследование основано на способности ряда радиоактивных соединений концентрироваться в тканях опухоли в большем количестве, чем в нормальной мозговой ткани. Статическая сцинтиграфия головного мозга проводится как один из первых этапов обследования нейрохирургических больных наряду с другими неинвазивными методами исследования.

АО ВНИИМП-ВИТА, г. Москва.

ПАЦИЕНТ: _____ НОМЕР: 160 ДАТА ИССЛ.: _____
 ОРГАН: PARZEN ТИП ИССЛ.: ДИНАМИКА КАДРОВ: 9 ДАТА РОЖД.: _____
 Кадр 1 Кадр 2 Кадр 3 Кадр 4



ЛУЧЕВАЯ НАГРУЗКА НА КРИТИЧЕСКИЕ ОРГАНЫ (МЗВ)
 ИССЛЕДОВАНИЕ : СЦИНТИГРАФИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА
 Tc-99m ПЕРТЕХНЕТАТ 555 МБк, в\в
 щит. железа 51 стенка желудка
 толстый кишечник 37,2 все тело

37,2
 1,2
 (с) SCINTI В. 4.3

ДОКТОР:

Рисунок 5.4. Пример исследования головного мозга.
 (Гамма-камера ГКС-301Т).

С появлением ПЭТ в неврологии, неврологии и психиатрии произошла подлинная революция. Благодаря современным методикам ПЭТ-исследований теперь имеются уникальные возможности картирования регионарных распределений мозгового кровотока и проницаемости гематоэнцефалического барьера, выявления и локализации очагов возбуждения и торможения различных структур головного мозга при нейрофизиологических исследованиях, при эпилепсии, шизофрении и других неврологических и психиатрических заболеваниях, диагностики сосудистых поражений при ишемии и инсультах головного мозга, при болезнях Альцгеймера, Паркинсона и т.д. Проводятся важные для понимания работы головного мозга и лечения ряда его заболеваний радионуклидные исследования регионарных распределений рецепторов и их транспортеров, в том числе дофаминовых, ацетилхолиновых, бензодиазепиновых, серотониновых и т.п. Предложены тесты оценки цереброваскулярного резерва у больных с ишемическим инсультом и транзиторными ишемическими атаками, определения наркотической и алкогольной зависимостей с целью прогнозирования исхода соответствующего лечения и т.д.

Гематология. Здесь методы сцинтиграфии, ОФЭКТ и ПЭТ позволяют выполнять гематопозитическое картирование красного костного мозга с ^{99m}Tc-микроколлоидом, диагностировать иммунодефициты, в том числе при поражениях гранулоцитов, выявлять остеомиелитические поражения костной ткани, проводить дифференциальную диагностику скрытых очагов бактериальной инфекции и воспалений небактериальной этиологии, своевременно обнаруживать воспаления и реакции отторжения при протезировании суставов и т.д.

Эндокринология. Оценка функционирования и, в ряде случаев, выявление поражений и дифференциальная диагностика заболеваний органов эндокринной системы эффективно выполняются методом *in vitro* радионуклидных исследований. При отборе единственной пробы крови у пациента может быть, в принципе, определен полный гормональный профиль, оценено содержание ряда антигенов и т.д. Методы *in vivo* радионуклидной диагностики эффективно дополняют *in vitro* исследования при заболеваниях щитовидной железы, надпочечников, молочной железы, яичников, гипофиза, плаценты и т. п. [24, 25].

6. Гарантия качества в радионуклидной диагностике

Основной целью всей системы мероприятий контроля качества является обеспечение максимальной диагностической достоверности и объективности радионуклидных исследований при минимальном риске для пациента.

Понятие системы или гарантии качества радионуклидного исследования включает в себя контроль всех составных элементов диагностического процесса, а именно:

- контроль качества работы аппаратуры используемой при проведении исследования;
- контроль качества радиофармпрепарата, процесса его приготовления и качества введения препарата пациенту;
- контроль технологии проведения процедуры сбора данных;
- регистрация, анализ и интерпретация результатов исследования.

Важно отметить, что конечный успех и эффективность исследования обеспечивается правильным и точным выполнением всех перечисленных компонентов диагностического процесса. Говоря другими словами, имея первоклассную аппаратуру и некорректно определив параметры сбора, или некачественно введя радиофармпрепарат можно полностью испортить исследование, не говоря уже о бесполезной лучевой нагрузке на пациента. С другой стороны отсутствие надлежащего контроля качества аппаратуры может свести на нет все усилия и затраты на проведение исследования и даже привести к ложному диагнозу.

6.1. Контроль качества радиофармпрепаратов

Проблема гарантии качества радиофармпрепаратов (РФП) радионуклидной диагностике состоит в разработке, стандартизации и клиническом внедрении средств, методов и комплексных программ контроля и повышения качества собственно РФП и технологий их изготовления, измерительной аппаратуры и вспомогательного оборудования, собственно технологий радионуклидной диагностики и программно-алгоритмического обеспечения для нее [12, 3].

В частности, для гарантии качества радиофармацевтики разработана система стандартизованных на международном уровне (ВОЗ, МАГАТЭ, МЭК и др.) технологий контроля качества РФП на всех этапах их изготовления и применения. При этом РФП контролируются

по следующим характеристикам: радионуклидная чистота; удельная активность; концентрация радиоактивности; радиохимическая чистота; показатель pH; изотоничность; дисперсность частиц (для коллоидов и макро- и микроагрегатов); стерильность; апиrogenность. Для всего этого помимо клинического радиометра фасовок РФП необходимо также оборудование для радиохроматографии, микроскопии размеров частиц РФП и контроля стерильности. Оценка *биологической чистоты* препарата необходима для гарантии того, что радиофармацевтический состав препарата и (или) его компонентов, которые производятся на конечной стадии изготовления, безопасен как для обслуживающего персонала, так и для пациента. Для этого необходимы тесты на стерильность препарата (отсутствия живых микроорганизмов), апиrogenность (отсутствие клеточных остатков микроорганизмов) и токсичность.

Большинство используемых в настоящее время РФП, исключая индикаторы, меченные позитронами, получают из отдельных компонентов на оборудовании производителя. При этом производитель должен гарантировать, что все компоненты и все наборы, предназначенные для введения пациенту (особенно для неперорального введения), стерильны и апиrogenны.

Радиофармацевтическая чистота включает в себя три составляющих: радионуклидную, радиохимическую и химическую чистоту.

Радионуклидная чистота препарата определяется в процентном отношении к общей радиоактивности пробы и характеризует его количество, находящееся в требуемой радионуклидной форме. В данном случае нас интересует степень загрязнения радиофармпрепарата другими нуклидами. Оценка этого показателя чистоты наиболее часто производится с помощью спектрометра гамма-излучения и многоканального анализатора. Поскольку каждый радионуклид имеет свою спектральную линию излучения, полученные спектрограммы позволяют судить о загрязнении препарата другими нуклидами. Другой метод определения загрязнения заключается в определении периода полураспада изотопов и фильтрации гамма-излучения с помощью аттенуаторов с высокой эффективностью в определенном диапазоне энергий. Потенциальные последствия радионуклидного загрязнения состоят в увеличении радиационной дозы облучения и ухудшении качества изображения из-за ограниченного пропускания коллиматора и эффекта рассеяния излучения.

Радиохимическая чистота препарата определяется в процентном отношении к общей радиоактивности пробы и характеризует его ко-

личество, находящееся в требуемой химической форме. Для определения наличия радиохимических примесей используют модификации обычных аналитических методов и, кроме того, широко применяют хроматографические методы (тонкослойный, бумажный, жидкостный, жидкостный высокого разрешения и т. п.). Указанные методы позволяют разделять различные компоненты пробы за счет различия их свойств и растворимости, которые они обнаруживают в твердой и жидкой фазах. К другим методам могут быть отнесены электрофорез и электрофильтрация.

Под химическим загрязнением понимают наличие компонентов, которые могут случайно попасть в препарат в процессе его изготовления и которые не указаны в составе препарата или изменяют состав препарата и вызывают токсический эффект. Наличие подобных загрязнений редко наблюдается у препаратов, получаемых от изготовителя, однако все же такая опасность существует в случае, когда препарат изготавливается с помощью генератора. Загрязнение фармпрепарата продуктами распада неорганического адсорбента в колонке генератора может вызвать нарушение чистоты состава. Например, степень загрязнения алюминием (из колонки Mo/Tc-генератора) можно определить с помощью колориметрического количественного анализа. Для Mo/Tc-генераторов загрязнение алюминием вообще является потенциальным источником химических примесей, которые могут оказывать влияние на биораспределение радиофармпрепаратов на основе Tc-99m.

6.2. Контроль качества гамма-камер

Этот раздел будет рассмотрен более подробно.

При определении качества аппаратуры методы оценки должны удовлетворять следующим требованиям: испытания должны легко выполняться, измерения должны быть чувствительными к существенным изменениям, а результаты легко регистрироваться для сравнения с контрольными.

Рекомендации по методикам контроля качества и оценке эксплуатационных характеристик разработаны в целом ряде рекомендаций и стандартов. В частности приняты стандарты МЭК по характеристикам и методам испытаний для гамма-камер (МЭК 60789-92), однофотонных эмиссионных компьютерных томографов (МЭК 61675-2-98), и гамма-камер с режимом сканирования всего тела (МЭК 6161675-3-98). На сегодняшний день эти стандарты приняты и в России.

Целесообразно выделить две основные группы тестов по контролю качества. Первая группа предполагает наиболее полное тестирование прибора и проводится у изготовителя и при запуске аппарата в эксплуатацию с целью проверки соответствия технических характеристик паспортным данным. (Эти процедуры регламентируются стандартами, указанными выше.) Вторая группа тестов предусматривает проведение периодических (ежедневных и более редких) измерений для определения обобщенных характеристик и стабильности параметров систем с целью сравнения их с основными параметрами. Периодичность тестирования каждой характеристики определяется внутренними техническими возможностями прибора по нивелированию дрейфа этой характеристики и трудоемкостью соответствующей процедуры тестирования. Рекомендации по рутинному контролю качества (QC) разработаны рядом международных организаций в частности ВОЗ [14] и предназначены для контроля качества в процессе эксплуатации аппараты. В России, подобные рекомендации разрабатываются "Ассоциацией Медицинских Физиков России" (АМФР).

Для контроля качества гамма-камер проводятся измерения основных характеристик, к которым относятся:

- неоднородность чувствительности по полю зрения;
- пространственное разрешение;
- пространственные искажения (нелинейность);
- энергетическое разрешение;
- системная чувствительность;
- характеристики скорости счета (быстродействие);
- эффективность защиты блока детектирования.

Часть тестов проводится с удаленным коллиматором и ограничительным свинцовым кольцом или прямоугольной рамкой, устанавливаемыми на поверхности кристалла для ограничения исследуемой площади детектора до полезного поля зрения. Эти измерения дают *собственные* характеристики гамма-камеры. Измерения с установленным коллиматором дают *системные* характеристики. В большинстве случаев проведение количественных измерений требует специального метрологического программного обеспечения, которое должно входить в состав пакета программ системы сбора и обработки информации. Все измерения должны проводиться при ширине энергетического окна 20% и скорости счета не более 20000 имп/с. Рассмотрим теперь измерения каждой из приведенных выше характеристик. (Описываемые

нами методы совпадают с методами, рекомендованными ВОЗ, МЭК и NEMA.)

Неоднородность чувствительности по полю зрения

Неоднородность чувствительности по полю зрения гамма-камеры определяется в виде обобщенной (интегральной) оценки неоднородности, и в виде локальной (дифференциальной) оценки.

Интегральная *неоднородность* характеризует диапазон максимальных вариаций чувствительности в пределах поля зрения гамма-камеры и определяется следующим образом:

$$N = \frac{N_{\max} - N_{\min}}{N_{\max} + N_{\min}} \cdot 100\%,$$

где N_{\max} и N_{\min} максимальное и минимальное число отсчетов в элементе изображения для матрицы сбора 64x64 соответственно.

Дифференциальная *неоднородность* характеризует максимальную скорость изменения чувствительности на небольшом, заранее определенном участке в пределах поля зрения и определяется по аналогичной формуле.

При этом за N_{\max} и N_{\min} принимается максимальное и минимальное значение накопления в 5-ти соседних элементах изображения. Расчет ведется для всех возможных горизонтальных и вертикальных групп из 5-ти элементов изображения. За величину собственной дифференциальной неоднородности принимают максимальное значение N , полученное для всех возможных групп.

Измерения собственной неоднородности проводят без коллиматора. При этом однородная засветка поля зрения создается с помощью точечного источника ^{99m}Tc или ^{57}Co , расположенного на расстоянии не менее 2 – 2.5 м (в зависимости от размера поля зрения детектора) от поверхности кристалла блока детектирования.

Измерения системной неоднородности с коллиматором проводят с помощью однородного источника гамма-излучения (как правило заливной однородный источник с изотопом ^{99m}Tc), который устанавливается непосредственно на поверхности коллиматора.

Сбор изображения однородного источника проводят в матрице 64x64, при этом общее накопление должно быть не менее 25000000

отсчетов. Полученное изображение обрабатывают следующим образом:

- Все крайние элементы изображения, накопление в которых меньше чем 75% от среднего значения накопления в центральной области изображения, обнуляются.
- Все крайние элементы изображения, имеющие, по крайней мере, один соседний элемент с нулевым значением накопления, также обнуляются. Оставшиеся ненулевые элементы изображения участвуют в обработке.
- Проводят сглаживание изображения с помощью 9-ти точечного фильтра. При этом весовые коэффициенты для элементов изображения с нулевым накоплением принимаются равным нулю, а коэффициент нормировки для фильтра, имеющего один или несколько нулевых весов, уменьшается в соответствии с величиной обнуленных весов.

Далее производится расчет величины неоднородности.

Пространственное разрешение

Качественную оценку пространственного разрешения проводят помощью специальных трансмиссионных и эмиссионных фантомов. Трансмиссионные фантомы представляют собой набор свинцовых полос (или лист с отверстиями), который помещают в корпус из полиметилметакрилата (оргстекло). При однородной засветке таких фантомов можно получить их изображения и таким образом качественно оценить разрешение системы. Трансмиссионные фантомы могут использоваться для качественных оценок как собственного, так и системного пространственного разрешения. При этом однородное облучение в первом случае создается с помощью удаленного на достаточное расстояние точечного источника, а при системных измерениях — с помощью однородного источника, устанавливаемого в непосредственной близости от фантома. Изображения некоторых фантомов, которые используются для оценки разрешения, представлены на рисунке 6.1.

Эмиссионные фантомы представляют собой конструкцию из полиметилметакрилата заливаемую, как правило, раствором ^{99m}Tc . Конструкция имитирует "горячие" и "холодные" очаги различной формы и размера. Изображения, некоторых эмиссионных фантомов

приведены на рисунке 6.2 и используются для оценки системного (с коллиматором) пространственного разрешения.

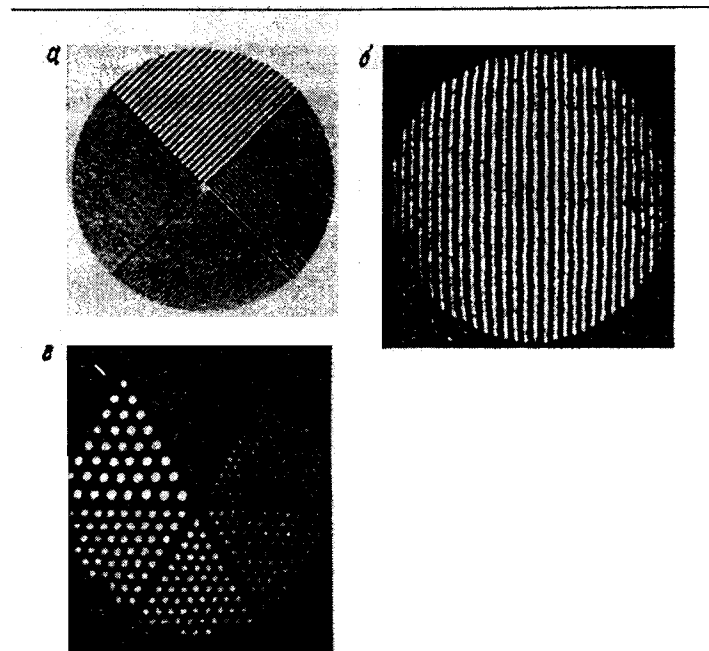


Рисунок 6.1. Изображения фантомов для оценки разрешения гамма-камер.
а) квадрантный бар-фантом;
б) параллельный эквидистантный фантом; в) фантом Энгера

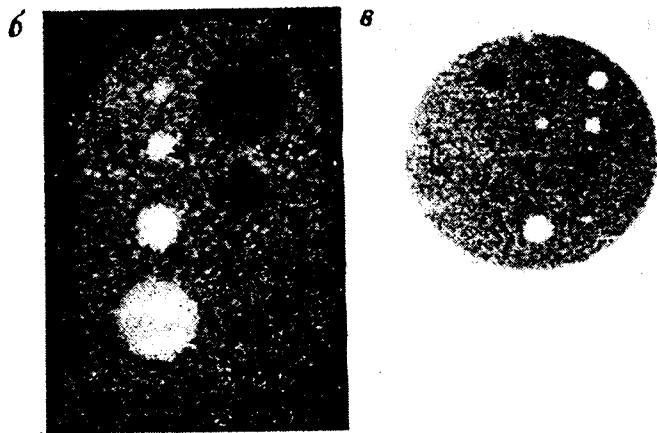
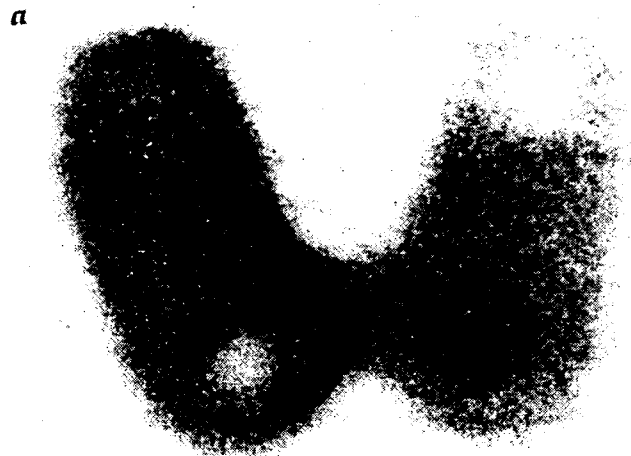


Рисунок 6.2. Изображения эмиссионных фантомов для оценки разрешения.

(а) Фантом щитовидной железы (Пикер); (б) фантом печени (Уильямс); (в) Фантом Шелла.

Количественные измерения пространственного разрешения для гамма-камер проводят с помощью специального линейного трансмиссионного фантома для измерения собственного разрешения (рисунок 6.3) или с помощью линейных источников для измерения системного разрешения.

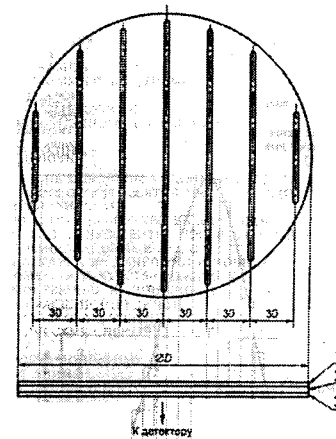


Рисунок 6.3. Линейный (щелевой) фантом для измерения пространственного разрешения и нелинейности гамма-камер (для детектора круглой формы)

При этом измеряется ширина функции отклика линейного источника. В качестве единого критерия сравнения пространственного разрешения используется значение полной ширины на полувысоте функции отклика линейного источника расположенного по координате X или Y. Как дополнительная характеристика пространственного разрешения часто используется полная ширина на 1/10 высоты той же функции. Дискретность матрицы сбора при этих измерениях должна обеспечивать точность не менее 0.1 от предполагаемой величины пространственного разрешения.

(Поскольку все современные системы сбора информации для гамма-камер обеспечивают эти возможности, мы не будем подробно рассматривать специальные технологические приемы для проведения подобных измерений.)

Производят накопление двух изображений для положения полос (щелей) фантома по оси X и Y. Затем полученное изображение разбивают на полосы равные 30 см и для каждой выделенной полосы вычисляют среднее значение ширины линии распределения и наибольшее полученное значение принимают за величину *собственного* пространственного разрешения.

Системное пространственное разрешение (с коллиматором) измеряется с помощью линейного источника (как правило, – это тонкая трубка, заполняемая радионуклидом) который располагается на заданном расстоянии от поверхности коллиматора. При этом определяется системное разрешение для разных коллиматоров без рассеивания на различных расстояниях (0-200 мм.) и для разных изотопов, а также системное разрешение в условиях рассеивающей среды.

Пространственные искажения (нелинейность)

Данная характеристика характеризует отклонения изображения линейного источника. Количественно линейность гамма-камеры можно оценить с помощью тех же тест-объектов, которые обсуждались в разделе пространственное разрешение.

Для количественной оценки нелинейности используется величина максимального отклонения реального изображения (выраженная в мм.) от идеального изображения прямой линии линейного источника. При этом идеальная линия рассчитывается методом наименьших квадратов по пикам распределения изображения линейного источника.

Для определения собственной нелинейности гамма-камеры используются данные расчета пиков распределения, полученные при расчете собственного пространственного разрешения.

Энергетическое разрешение

Количественные измерения собственного энергетического разрешения гамма-камеры проводят при однородной засветке точечным источником нужного радионуклида. Дискретизация амплитудного канала анализатора, прокалиброванного по энергии γ -излучения, должна быть не хуже 5% от полной ширины на половине высоты фотопика и накопление в пике не менее 10000 отсчетов. За величину энергетического разрешения принимается полная ширина на половине высоты фотопика выраженная в процентах от значения энергии фотопика данного радионуклида.

Системная чувствительность

Позволяет оценивать и сравнивать эффективность регистрации гамма-излучения для различных коллиматоров и радионуклидов. Количественно чувствительность определяется как число отсчетов, зарегистрированное на единицу активности. При измерениях используется специальный источник (фантом) конструкция, которого изображена на рисунке 6.4.

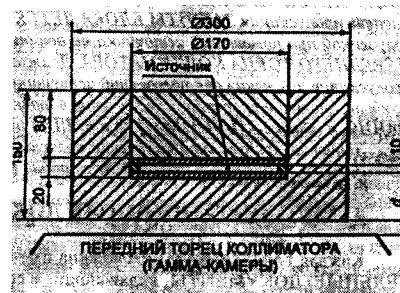


Рисунок 6.4. Фантом для измерения системной чувствительности.

Фантом с заранее измеренной активностью радионуклида устанавливают непосредственно на поверхность коллиматора в центре поля зрения и регистрируют статистически достоверное число отсчетов. Величина системной чувствительности выражается как имп/сек/Бк или имп/мин/мКюри. Для измерения системной чувствительности без рассеивания можно использовать кювету (например, чашка Петри) с радионуклидом установленную непосредственно на поверхность коллиматора.

Характеристики скорости счета

Эти характеристики предназначены оценить возможность работы гамма-камеры при высоких входных нагрузках, что существенно в частности для ряда кардиологических исследований. Причем реальную оценку быстродействия дают измерения учитывающие условия рассеивающей среды. В качестве параметров для оценки быстродействия используется несколько характеристик:

- Максимальная наблюдаемая скорость счета;
- Наблюдаемая скорость счета при заданном проценте потерь;
- Качество изображения при высоких скоростях счета и реальных условиях рассеивания.

На сегодняшний день стандартом МЭК для гамма-камер предусмотрено измерение быстродействия с помощью (источника) фантома для измерения системной чувствительности (рисунок 6.4), который в какой-то мере учитывает влияние рассеивающей среды. При этом определяется характеристика скорости счета, то есть зависимость истинной и измеряемой скоростей счета, которая вычисляется по периоду полураспада радионуклида (^{99m}Tc). По полученной характеристике

скорости счета определяется максимальная скорость счета и скорость счета при 20% потерь. Еще одной характеристикой, позволяющее косвенно оценивать ухудшение качества, служит изображение фантома, полученное при разных входных нагрузках.

Эффективность защиты блока детектирования

Определяется путем измерения скорости счета от источника, который устанавливают вне поля зрения гамма-камеры вплотную к различным местам защиты блока детектирования. Наиболее уязвимыми местами защиты могут быть места сочленений конструктивных элементов, ввода кабелей, торцы крепления коллиматоров. Эффективность защиты оценивается как отношение (выраженное в процентах) скорости счета измеренной в проверяемом месте и скорости счета от этого же источника расположенного на расстоянии 100 мм от переднего торца коллиматора в поле зрения детектора.

6.3. Контроль качества эмиссионных томографов

Все современные однофотонные эмиссионные томографические системы, применяемые в клинической практике, построены на основе ротирующих гамма-камер. При этом возникает целый ряд дополнительных параметров, которые необходимо измерять и учитывать для оценки качества получаемых результатов.

Наиболее важными факторами, влияющими на качество томографического исследования, являются:

- неоднородность чувствительности в поле зрения;
- точность следования заданной программе перемещения детекторных головок;
- совпадение центра реконструированного изображения с центром механического вращения детекторов;
- степень параллельности плоскости коллиматора детектора относительно оси его ротации;
- укладка пациента и правильная установка всех параметров томографического сбора;
- выбор процедуры фильтрации данных;
- выбор наиболее корректного для данных условий алгоритма реконструкции;
- процедура коррекции поглощения.

Томографические изображения строятся на основе набора (от 32 до 128) отдельных планарных изображений (проекций) и поэтому любые артефакты, присутствующие на каждой проекции могут пропорционально увеличиваться при реконструкции. В первую очередь это касается такой характеристики как неоднородность чувствительности по полю зрения и соответственно процедуры ее коррекции. В частности для обычных статических и динамических исследований стандартно собирают корректирующую матрицу однородного источника с общим набором 7-12 миллионов отсчетов в матрице сбора 64x64. Это соответствует набору в одном пикселе порядка 3000 и соответственно среднеквадратичному отклонению около 2%. Для уменьшения отклонения в два раза и улучшения качества реконструированных изображений, потребуется общий набор матрицы коррекции порядка 30 миллионов отсчетов. Иллюстрация влияния неоднородности на качество томографических изображений представлена на рисунке 6.5. [13].

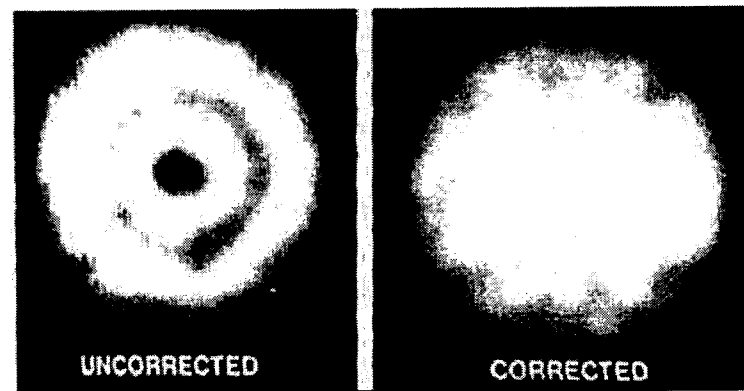


Рисунок 6.5. Томографическое изображение однородного цилиндрического фантома без коррекции неоднородности (слева) и с коррекцией на матрицу с общим набором 30 млн. отсчетов.

Контроль качества однофотонной эмиссионной томографической системы (стандарт МЭК 61675-2-98) включает в себя измерения следующих характеристик:

- измерение центра вращения;
- измерение пространственного разрешения для трех томографических сечений;

- измерение системной чувствительности для томографического исследования;
- измерение фракции рассеивания.

Эти измерения проводятся изготовителем и дают основу для количественной оценки и сравнения качества томографических систем.

Для рутинного периодического контроля качества можно использовать специальные томографические фантомы, например томографические бар-фантомы или более сложные конструкции с "горячими" и "холодными" очагами и другими элементами для оценки качества. Эти фантомы представляют собой цилиндрическую конструкцию, внутри которой размещаются все нужные элементы. Для проведения измерений фантом заливается однородным раствором радионуклида Tc-99m. Конструкции некоторых томографических фантомов представлены на рисунке 6.6.

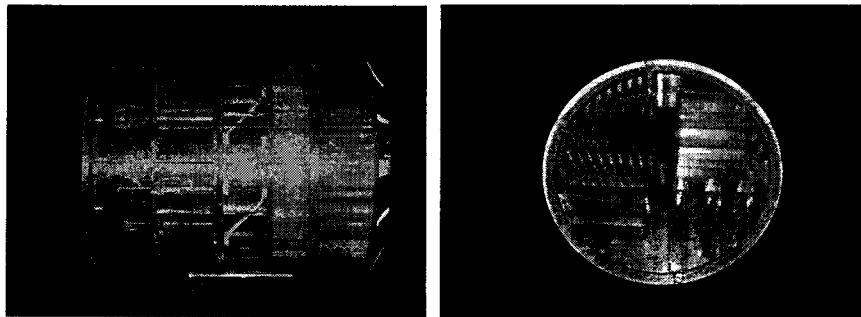


Рисунок 6.6 Фантомы для контроля качества однофотонных томографических систем

Периодический контроль качества с помощью подобных фантомов позволяет визуально оценить возможные изменения качества реконструированных изображений и предположить по характеру искажений и артефактов на реконструированных изображениях фантома возможные причины их появления.

Список литературы

1. Bushberg D.R. et al. The Essential Physics of Medical Imaging. Williams & Wilkins, 1994
2. Powsner R.A., Powsner E.R. Essentials of Nuclear Medicine Physics. Blackwell Sci. Inc., Malden, 1998
3. Физика визуализации изображений в медицине под ред. С.Уэбба. пер. с англ. М., Мир, 1991.
4. 28. Sorensen J.A., Phelps M.E. Physics in Nuclear Medicine. 2nd ed., Saunders, Philadelphia, Pennsylvania, 1987
5. 1 де Лима Педросо. *Ядерная медицина и математика*. Пер. с англ. // Новости науки и техники. Сер. Медицина. Вып. Лучевая диагностика Часть 3. Радионуклидная диагностики. ВИНТИ, 1998, № 3, с. 1 – 18
6. Федоров Г.А. Радиационная интроскопия. Кодирование информации и оптимизация эксперимента. М., Энергоатомиздат, 1982
7. Early P.J., Sodee A.C. Principles and Practice of Nuclear Medicine. Mosby, 2nd ed. 1995
8. Jaszczak R.J. *Tomographic radiopharmaceuticals imaging*. Proc. of IEEE. 1988, vol. 76, № 9, p. 1079 – 1094
9. Наркевич Б.Я. *Физико-технические основы радионуклидной диагностики: Современные достижения и перспективы развития*. Мед. радиология и радиационная безопасность. 1999, № 2, с. 5 –17
10. Радионуклидная диагностика. Под ред. Ф.М.Лясса. М., Медицина, 1983
11. Приборы для радиоизотопной диагностики в медицине. М., Атомиздат, 1978, Горн Л.С., Костылев В.А., Наркевич Б.Я. и др.
12. Saha G.B. Fundamentals of Nuclear Pharmacy. Springer-Verlag, 1992
13. English R.J. SPECT: single-emission computed tomography. 3rd ed. A publication of society of nuclear medicine. 1995.
14. WHO (World Health Organisation) 1982 Quality Assurance in Nuclear Medicine (Geneva: WHO).
15. Гост Р МЭК 60789-99 Характеристики и методы испытаний радионуклидных визуализирующих устройств гамма-камер типа ангера. ИПК Издательство стандартов, 2000.
16. Наркевич Б.Я., Костылев В.А. Физические основы ядерной медицины. М., АМФ-Пресс, 2001.

17. Костылев В.А., Калашников С.Д., Фишман Л.Я. Эмиссионная гамма-топография. М., Энергоатомиздат, 1988
18. Паркер Р., Смит П., Тейлор Д. Основы ядерной медицины. Пер. с англ. М., Энергоиздат, 1981
19. Приборы для радиоизотопной диагностики в медицине. М., Атомиздат, 1978, Горн Л.С., Костылев В.А., Наркевич Б.Я. и др.
20. Лишманов Ю.Б., Чернов В.И. Сцинтиграфия миокарда в ядерной медицине., Томск, Изд. Томского университета 1997.
21. Марковский А.Е., Кутузов С.Г. и др. Цифровая гамма-камера с прямоугольным полем видения и новым алгоритмом получения изображения. Биомедприбор 2000. Труды конференции. М. 2000. Т.1, стр. 163.
22. Nuclear Medicine, Physics, Instrumentation and Agents. F.D. ed., Saint Louis, Mosby, 1977.
23. Ширяев С.В., Наркевич Б.Я. *Ядерная медицина в онкологии: Методологические и клинические аспекты.* // Новости науки и техники. Сер. Медицина. Вып. Лучевая диагностика. Часть 3. Радионуклидная диагностика. ВИНТИ. 1999, № 6, с, 1 –6
24. Клиническая рентгенорадиология. Т.4. Радионуклидная диагностика. Компьютерная томография. Под ред. Г.А.Зедгенидзе. М., Медицина, 1985
25. Линденбратен Л.Д., Королюк И.П. Медицинская радиология и рентгенология. М., Медицина, 1993
26. Калашников С.Д. Физические основы проектирования сцинтилляционных гамма-камер. М. Энергоатомиздат, 1985.
27. К.А. Браунли Статистическая теория и методология в науке и технике. М. Наука, 1977.
28. Патент РФ №2151552. ЗАО "ВНИИМП-ВИТА". Гамма-камера с прямоугольным полем видения. В.В. Пономарев, С.Б. Немировский, А.Е. Марковский, С.Г. Кутузов.
29. Калашников А.Н., Кутузов С.Г., Марковский А.Е. и др. Пути и возможности улучшения разрешающей способности гамма-камер. Материалы I Евразийского конгресса, часть III ядерная медицина. Медицинская физика 2001 №11, стр 17.
30. Марковский А.Е. Расчет параметров гамма-камеры с использованием метода Монте-карло. Биомедприбор-98, тезисы докладов. М, ЗАО "ВНИИМП-ВИТА", 1998, стр.61.

31. Фишман Л.Я., Калашников С.Д. и др. Опыт медицинской эксплуатации томографической гамма-камеры ГКС-301Т (по результатам медицинских испытаний). Биомедприбор-98, тезисы докладов. М, ЗАО "ВНИИМП-ВИТА", 1998, стр.63.
32. Калашников С.Д., Бобров С.Б., Дмитриченко В.А. и др. Однофотонный эмиссионный компьютерный томограф на основе ротирующей гамма-камеры с большим полем зрения. Аппаратура для ядерной медицины, научные труды. ВНИИМП, М, 1986, стр.3-29.
33. Жукова А.Н, Калантаров К.Д. Экспериментальный образец отечественной передвижной гамма-камеры. Аппаратура для ядерной медицины, научные труды. ВНИИМП, М, 1986, стр.30-38.
34. Элькин Э.Ю., Дмитриченко В.А., Калантаров К.Д. Экспериментальный многодетекторный компьютерный гамма-томограф для исследований головного мозга: технические характеристики и функциональные возможности. Аппаратура для ядерной медицины, научные труды. ВНИИМП, М, 1986, стр.89-97.
35. Куренков Н.В., Шубин Ю.Н. *Радионуклиды в ядерной медицине.* Мед. радиология и радиационная безопасность. 1996, № 5, с. 54.