

13-97-316

На правах рукописи

УДК 615.849.12

616 – 073.756.8

М-70

МИЦЫН

Геннадий Валентинович

**РАЗРАБОТКА И СОЗДАНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО,
ПРОТОННОГО И ПОЗИТРОННОГО
ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФОВ
ДЛЯ КЛИНИКО-ФИЗИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА
ЛАБОРАТОРИИ ЯДЕРНЫХ ПРОБЛЕМ ОИЯИ**

Специальность: 01.04.01 — техника
физического эксперимента, физика приборов,
автоматизация физических исследований

Автореферат диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Дубна 1997

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем
Объединенного института ядерных исследований.

Научный руководитель:

доктор физико-математических наук О.В.Савченко

Официальные оппоненты:

доктор технических наук, профессор Ю.В.Заневский

кандидат физико-математических наук В.Б.Низковолос

Ведущая организация: Институт теоретической и эксперимен-
тальной физики, г. Москва.

Защита диссертации состоится "....." *Декабрь* 1997 г. в
"....." час на заседании Диссертационного совета Д-047.01.03
при Лаборатории ядерных проблем Объединенного института
ядерных исследований, г. Дубна Московской области.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ОИЯИ.

Автореферат разослан "3" *ноября*1997 г.

Ученый секретарь Диссертационного
совета доктор физико-математических
наук, профессор

Ю.А.Батусов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы. Применение пучков тяжелых заряженных частиц, в частности протонов, в радиотерапии позволяет качественно улучшить пространственные дозные распределения по сравнению с традиционно используемыми для этих целей пучками электронов и γ -квантов.

Однако, их преимущества могут быть реализованы только при условии адекватного планирования терапевтического облучения, т.е. точного совмещения максимума дозного распределения с опухолевым объемом.

Повысить точность планирования позволяет информация, получаемая с помощью рентгеновского компьютерного томографа (РКТ). Но и в этом случае возникает ряд проблем – это различное положение тела пациента во время проведения диагностики и протонного облучения, изменение размера и взаиморасположения органов пациента на протяжении фракционированного курса радиотерапии, неточности его укладки и фиксации в терапевтическом кресле.

В значительной мере разрешить эти проблемы позволило бы создание специализированного РКТ для получения топометрической информации и совмещенного с установкой для проведения терапевтического облучения протонным пучком.

Кроме перечисленных проблем важным является также вопрос перехода от коэффициентов ослабления рентгеновских лучей μ к тормозной способности вещества для протонов $\frac{dE}{dx}$, что необходимо для планирования протонного облучения. Поэтому точность планирования можно повысить, если иметь также возможность измерять томограммы с помощью протонного томографа (ПТ), который позволяет непосредственно получать информацию о $\frac{dE}{dx}$.

В вопросе повышения эффективности радиотерапии тяжелыми заряженными частицами важной является также задача осуществления контроля за правильностью облучения, или верификация облучения, и здесь исключительно полезно может оказаться применение методики позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ).

Позитронная эмиссионная томография на сегодняшний день является одним из наиболее перспективных методов радионуклидной диагностики, позволяющих изучать сложные биохимические процессы,

протекающие в организме человека. Однако, стоимость комплексов для проведения ПЭТ диагностики, включающих ускоритель, радиохимическую лабораторию и сканер, и промышленно выпускаемых некоторыми зарубежными фирмами, составляет несколько миллионов долларов США, что препятствует широкому распространению этой методики в России.

Наличие же в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ ускорителя, а также хорошо оснащенной радиохимической лаборатории значительно упрощает задачу создания всех необходимых условий для проведения диагностики с использованием ПЭТ.

Целью работы явились разработка, создание и исследование характеристик комплекса аппаратуры для обеспечения точного совмещения дозного максимума терапевтического протонного пучка с опухолевым объемом, а именно:

- рентгеновского компьютерного томографа, предназначенного для планирования протонной радиотерапии, осуществляемой на базе клиничко-физического комплекса ЛЯП ОИЯИ;
- аппаратуры для проведения протонной компьютерной томографии на энергию протонного пучка 660 МэВ, а также проекта протонного томографа для специализированного радиотерапевтического комплекса на базе синхротрона с максимальной энергией частиц 250 МэВ;
- однокольцевого позитронного эмиссионного томографа, предназначенного для исследований в области радионуклидной диагностики, а также для изучения возможности применения ПЭТ в задаче верификации протонной терапии.

Научная новизна и основные положения, выносимые на защиту:

- предложен, разработан и создан горизонтальный рентгеновский компьютерный томограф, совмещенный с установкой для проведения терапевтического ротационного облучения глубоко расположенных мишеней статическим горизонтальным пучком протонов;
- для системы сбора данных томографа разработан и изготовлен 128-входовый 12-битовый аналого-цифровой преобразователь с логарифмической зависимостью кодирования сигналов детекторов;

- предложен и реализован метод калибровки каналов регистрации рентгеновского томографа с помощью фантома в виде пирамиды из оргстекла, позволяющий автоматически учитывать все нелинейности тракта детектирования и обработки сигналов;
- разработан и создан комплекс аппаратуры для проведения протонной компьютерной томографии при энергии протонов 660 МэВ, проведены фантомные испытания томографа;
- спроектирован вариант протонного томографа для специализированного центра протонной терапии на энергию частиц 250 МэВ, обеспечивающий получение топометрической информации, необходимой для предлучевого планирования, для данного варианта установки проведено моделирование измерений на пучке фазотрона ЛЯП ОИЯИ, показавшее принципиальную возможность его создания;
- предложен, разработан и создан позитронный эмиссионный томограф на основе композиционных скинтилляторов, сочетающих малое время высвечивания с относительно высокой эффективностью регистрации аннигиляционных γ -квантов и имеющих существенно меньшую стоимость по сравнению с традиционно используемыми в ПЭТ кристаллами германата висмута;
- измерены основные характеристики ПЭТ и проведены его фантомные испытания, показавшие возможность получения изображений достаточно высокого качества.

Практическая значимость работы:

- благодаря разработанному и созданному РКТ впервые реализована возможность измерения рентгеновских томограмм и проведения на их основе коррекции плана лучевого лечения непосредственно перед началом каждого из сеансов фракционированного облучения и для того же положения пациента, при котором проводится облучение, что позволило автоматически учитывать погрешности, связанные с неточностью фиксации пациента в терапевтическом кресле, а также с изменением структуры и взаимного расположения его внутренних органов на протяжении всего курса лучевой терапии;
- созданная установка успешно использовалась в сеансах протонной терапии больных раком пищевода;

- разработан и создан протонный томограф на энергию частиц 660 МэВ, позволяющий измерять непосредственно тормозную способность вещества исследуемого объекта для протонов и исключить ошибки, возникающие при вычислении пробега протонов по измеренным с помощью рентгеновского томографа коэффициентам ослабления рентгеновского излучения;
- разработанный и созданный позитронный эмиссионный томограф может быть использован для изучения возможности применения методики ПЭТ в проведении верификации терапевтического протонного облучения, а также для оперативного контроля эффективности лучевого лечения.

Апробация работы. Основные результаты диссертации докладывались на научно-методических семинарах ЛЯП ОИЯИ, на симпозиуме "Радиационная аппаратура для лучевой терапии" (Москва, 1989 г.), на "Рабочем совещании по проблеме внедрения и развития позитронной эмиссионной томографии в России" (Дубна, 1995 г.), на международном конгрессе "Roentgen Centenary Congress" (Вюрцбург, Германия, 1995 г.), на конференции с международным участием "Медицинская физика - 95" (Москва, 1995 г.), на международном симпозиуме "Second International Symposium on Hadrontherapy" (Виллиген, Швейцария, 1996 г.), на "I съезде Межрегионального общества ядерной медицины" (Дубна, 1997).

По материалам диссертации опубликовано девять работ [1-9].

Структура диссертации и ее объем. Диссертация состоит из введения, трех глав и заключения и содержит 117 страниц машинописного текста, в том числе 35 рисунков и 1 таблицу. Список цитируемой литературы включает 68 наименований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы исследования, сформулированы цели работы и описывается структура диссертации.

В первой главе диссертации приводится краткий обзор основных этапов развития техники рентгеновской томографии от классических пленочных томографов до сканеров пятого и шестого поколений. Подробно рассмотрена конструкция разработанной при непосредственном

участии диссертанта установки для проведения рентгеновской компьютерной томографии, совмещенной с аппаратурой для облучения глубоко расположенных мишеней терапевтическим пучком протонов, методика проведения измерений, программное обеспечение и др. Представлены также результаты ее фантомных испытаний и апробации в сеансах протонной терапии больных раком пищевода.

Основной особенностью разработанного РКТ является максимальное использование для организации перемещения пациента конструктивных элементов устройства "Мезон", разработанного для осуществления ротационного облучения глубоко расположенных опухолей на статическом горизонтальном пучке протонов. Во время проведения томографических измерений пациент, зафиксированный в положении сидя в ротационном кресле устройства, вращается вместе с креслом, в то время, как источник рентгеновского излучения и блок детекторов неподвижно укреплены на стенах процедурного помещения.

Общая схема установки показана на рис. 1.

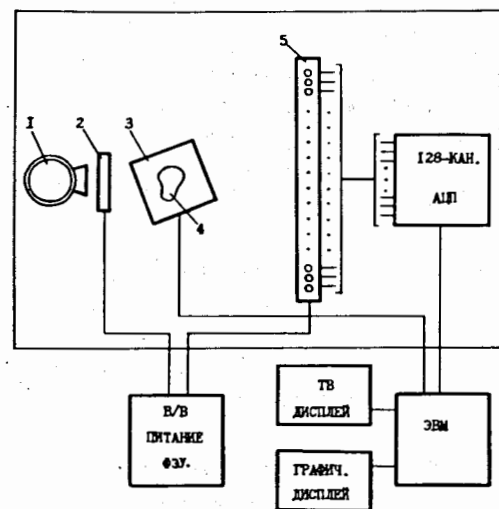


Рис. 1. Общая схема РКТ. 1 - источник излучения с коллиматором, 2 - мониторный счетчик, 3 - ротационный стенд, 4 - исследуемый объект, 5 - блок детекторов.

В качестве излучателя используется промышленный рентгеновский аппарат РАП-160 с максимальной энергией фотонов 140 кэВ и током анода - 3 мА. Аппарат вырабатывает импульсы излучения длительностью ~ 7 мс по основанию с частотой следования 50 Гц.

Веерный пучок рентгеновских фотонов с размерами в месте расположения исследуемого объекта 15 мм по вертикали и 600 мм по гори-

зонтели формируется с помощью щелевого коллиматора, расположенного на выходе рентгеновского аппарата.

Для контроля за интенсивностью излучения служит сцинтилляционный счетчик, установленный за коллиматором.

Детектирующая система томографа включает 128 сцинтилляторов CsI(Tl) цилиндрической формы, установленных эквидистантно с шагом 12,5 мм и работающих совместно со спектрометрическими фотоумножителями ФЭУ-85.

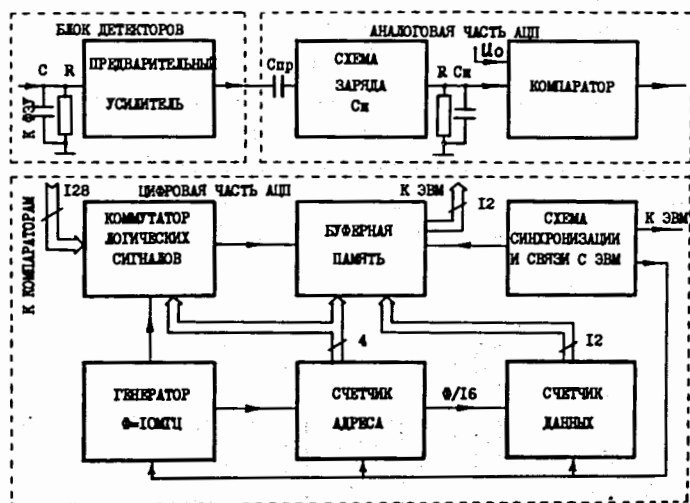


Рис. 2. Блок-схема системы сбора данных РКТ.

Для усиления и обработки сигналов умножителей блока детекторов, а также передачи данных в ЭВМ, диссертантом была разработана и изготовлена система сбора данных (ССД), блок-схема которой представлена на рис. 2.

Выходные сигналы ФЭУ формируются входными RC цепями, усиливаются и поступают на вход логарифмического аналого-цифрового преобразователя (АЦП), конструктивно оформленного в 5 блоках КАМАК.

Аналоговая часть АЦП включает 128 однотипных преобразователей амплитуда-время с логарифмической зависимостью преобразования. Схема работает по принципу – заряд измерительной емкости до амплитудного значения входного сигнала, а затем ее разряд через чисто активный резистор по экспоненциальному закону. Напряжение на

измерительной емкости сравнивается компаратором с постоянным опорным напряжением 3 мВ. При этом длительность выходного импульса компаратора оказывается пропорциональной логарифму амплитуды входного сигнала.

Выходные импульсы компараторов аналоговой части по внешней панели поступают в цифровой блок на входы 16-канальных коммутаторов логических сигналов типа К155КП1, стробируемых тактовой частотой 10 МГц. Выходы коммутаторов заведены на шины записи соответствующих микросхем буферной памяти. На информационные входы этих микросхем со счетчика данных поступает двоичный код, увеличивающийся на единицу по завершении каждого полного цикла опроса входов коммутаторов. Записанная в памяти информация передается в ЭВМ в конвейерном режиме со скоростью 6 мкс на слово в паузах между импульсами рентгеновского аппарата.

Такое построение цифровой части существенно упрощает схему и позволяет обойтись только одним счетчиком адреса и данных. Полное число корпусов задействованных в кодировщике микросхем составляет около 2,2 в пересчете на 1 канал.

АЦП работает в диапазоне входных сигналов от 3 мВ до 10 В, при этом погрешность преобразования в диапазоне от 20 мВ до 10 В не превышает 3 %.

Процесс получения томографического изображения можно разделить на три основных этапа: калибровка каналов регистрации, измерение проекционных данных и их реконструкция в ЭВМ.

Необходимость проведения калибровки обусловлена значительной (до 30%) нелинейностью используемых фотоумножителей, когда динамический диапазон их выходных сигналов составляет несколько тысяч. Она проводится при вертикальном перемещении ступенчатой пирамиды из оргстекла с помощью стенда устройства "Мезон". В результате для каждого канала регистрации измеряется набор значений, характеризующих его показания во всем возможном диапазоне изменения толщины.

На втором этапе измерений исследуемый объект вращается в ротационном стенде с угловой скоростью 1 оборот за 30 секунд. В течение одного полного оборота стенда измеряется 180 проекций с интервалом 2° . Доза облучения исследуемого слоя тела пациента при этом не превышает 20 мрад, что примерно на 2 порядка меньше, чем в случае проведения диагностической процедуры с использованием промышленного РКТ, и на 4 порядка меньше дозы, получаемой пациентом

при облучении терапевтическим протонным пучком.

Для проведения измерений на установке реализован пакет программ для семейства IBM-совместимых персональных компьютеров.

Первый этап испытаний томографа проводился с использованием фантомов различных размеров и конфигураций. На основе полученных томограмм были оценены значения уровня шумовой составляющей изображения и пространственного разрешения томографа, которые составили соответственно $\sim 3\%$ и 4,5 мм.

Второй этап измерений проводился в режиме, максимально приближенном к реальным условиям ротационного облучения больных раком пищевода.

Во время облучения протонным пучком пациент вращается в ротационном стенде, а замедлитель переменной толщины, имеющийся в составе устройства "Мезон" и управляемый от ЭВМ, подстраивается таким образом, что суммарная толщина замедлителя и пациента до облучаемой мишени все время остается постоянной. Зависимость же необходимой толщины дополнительного замедлителя от угла поворота стенда называется линией гетерогенности и является программой облучения.

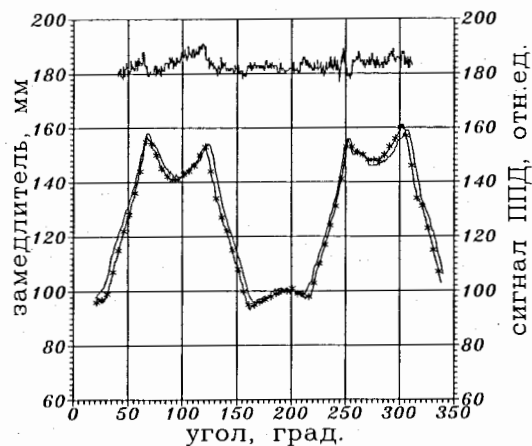


Рис. 3. Две линии гетерогенности (в нижней части рисунка) — измеренная с помощью ППД и рассчитанная по томограмме фантома, имитирующего органы грудной клетки человека. Линия в верхней части рисунка — результат проверки расчета в режиме воспроизведения.

Эта зависимость может быть измерена с помощью полупроводникового датчика (ППД) или рассчитана по измеренной в том же сечении рентгеновской томограмме объекта, что и представлено на рис. 3. Третья, верхняя кривая на рисунке — результат проверки работы системы в режиме воспроизведения расчетной линии гетерогенности.

Она показывает величину сигнала ППД в зависимости от углового положения стенда при ротационном облучении фантома пиком Брэгга.

Как можно видеть из рисунка, обе линии гетерогенности хорошо совпадают друг с другом (с точностью до $0,2-0,3 \text{ г/см}^2$), за исключением тех участков, где происходят резкие изменения толщины вещества фантома на пути пучка. Тем не менее, даже на этих участках различия между кривыми не превышают $0,8 \text{ г/см}^2$.

Точность расчета хорошо иллюстрирует также верхняя кривая рисунка 3. Постоянный уровень сигнала ППД (в пределах 3%) показывает, что пик Брэгга находится на оси ротации для всего диапазона изменения угловой координаты стенда.

Учитывая, что органы тела пациента меняют свое взаимное расположение и размеры за время проведения сеанса лучевой терапии (дыхание, сердцебиение, перистальтика и другие процессы), можно заключить, что достигнутая точность достаточна для адекватного планирования протонной терапии, по крайней мере, опухолей, локализованных в области грудной клетки человека.

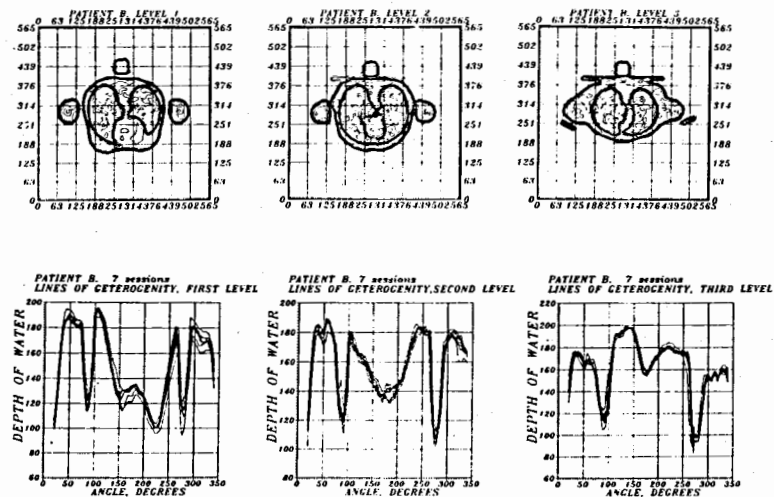


Рис. 4. Томограммы одного из пациентов, измеренные на трех уровнях облучения, и соответствующие этим уровням расчетные линии гетерогенности.

Отработка на фантоме всех необходимых методик позволила использовать томограф для контроля за правильностью укладки и цен-

тровки пациентов во время проведения курса протонной терапии больных раком пищевода. А в последующих курсах лучевого лечения больных со стадией заболевания III, для которых использование внутриполостного ППД исключалось из-за непроходимости пищевода, программой облучения служили уже линии гетерогенности, рассчитанные по рентгеновским томограммам, измеренным непосредственно перед началом каждого из сеансов протонного облучения, когда пациент был уже зафиксирован в терапевтическом кресле.

На рис. 4 для примера в виде изоуровней плотности представлены томограммы одного из пациентов на трех уровнях облучения и соответствующие этим уровням расчетные линии гетерогенности, полученные в серии сеансов фракционированного лучевого лечения рака пищевода.

Таким образом, разработанная методика позволяет корректировать план облучения пациента непосредственно перед каждым сеансом. При этом учитываются все особенности укладки пациента и изменения расположения его внутренних органов и полностью автоматизируется процесс планирования и облучения.

Вторая глава посвящена методам протонной томографии. Рассматриваются основные известные конструкции томографов, их достоинства и недостатки. Дается описание протонного томографа на энергию частиц 660 МэВ, разработанного и созданного в ЛЯП ОИЯИ для повышения точности планирования протонной терапии. Приводятся результаты фантомных испытаний установки, ее основные характеристики.

Представлен проект протонного компьютерного томографа для специализированного центра протонной терапии, разрабатываемого на базе синхротрона на энергию частиц 250 МэВ, а также результаты моделирования измерений на пучке фазотрона ЛЯП ОИЯИ, подтвердившие правильность основных идей, лежащих в основе проекта.

Созданная аппаратура для проведения протонной томографии также совмещена с устройством "Мезон" (рис. 5).

Для проведения исследований в процедурной кабине сформирован узкий слабодиффундирующий пучок протонов с энергией 660 МэВ и размерами в месте расположения исследуемого объекта 3,8 мм по горизонтали и 2,8 мм по вертикали.

Остаточный пробег протонного пучка, прошедшего через объект, измеряется с помощью блока детекторов (телескопа), состоящего из 8 пластических сцинтилляторов, установленных один за другим. Дина-

мический диапазон измерения пробега составляет около 90 г/см^2 .

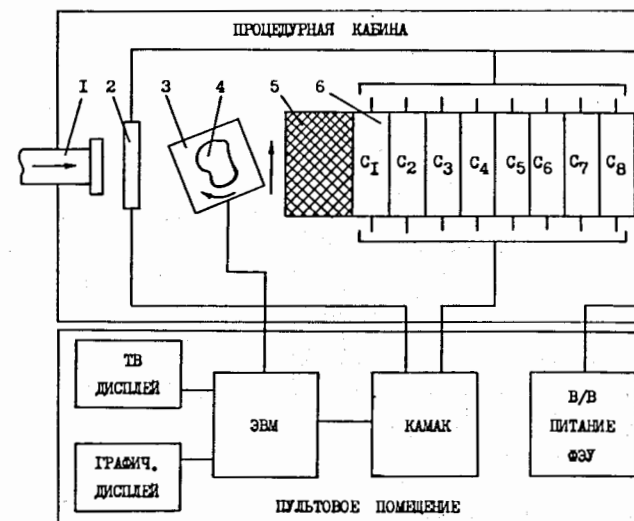


Рис.5. Схема установки для проведения протонной томографии. 1 - вакуумный канал, 2 - мониторный счетчик, 3 - ротационный стенд, 4 - исследуемый объект, 5 - дополнительный замедлитель, 6 - блок детекторов.

Дополнительный замедлитель выполнен из латуни и расположен непосредственно перед блоком детекторов. Его толщина выбрана такой, что при отсутствии на пути пучка исследуемого объекта протоны останавливаются в последнем по направлению движения сцинтилляционном счетчике.

Для нормирования сигналов блока детекторов предназначен мониторный сцинтилляционный счетчик.

Блок-схема системы сбора данных представлена на рис. 6. Выходные сигналы фотоумножителей от макроимпульсов ускорителя поступают в специально разработанный блок, выполненный в конструктиве КАМАК. Амплитудные значения проинтегрированных входными РС цепями сигналов с помощью пик-детекторов запоминаются на накопительных емкостях C_n . В промежутках между импульсами ускорителя емкости каждого из 9 каналов посредством ключей, выполненных на полевых транзисторах, поочередно подключаются ко входу 12-разрядного АЦП КА007. После завершения цикла опроса с помощью тех же транзисторов накопительные конденсаторы разряжаются до нулевого потенциала, после чего схема готова к приходу следующего импульса ускорителя.

Процесс получения протонной томограммы так же состоит из трех

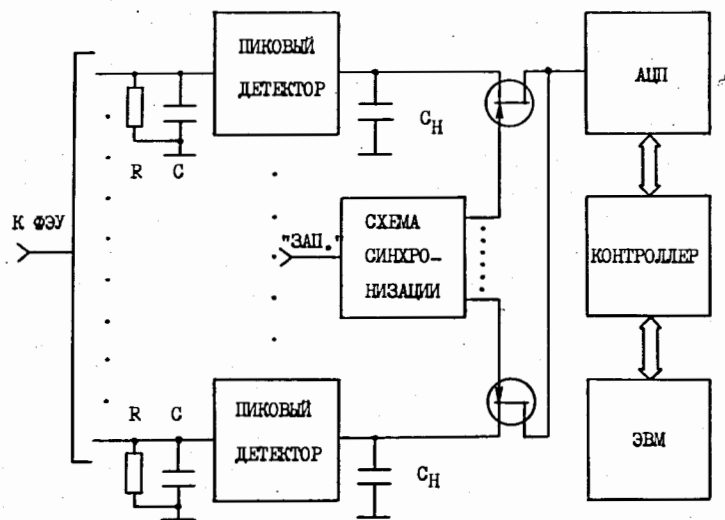


Рис. 6. Блок-схема системы сбора данных ПТ.

этапов – калибровочные измерения, накопление проекционных данных и их реконструкция в ЭВМ.

Для калибровки блока детекторов используется та же пирамида из оргстекла, что и для калибровки РКТ. В процессе измерений при вертикальном перемещении пирамиды устанавливается зависимость между амплитудой сигналов счетчиков телескопа и толщиной вещества, находящегося на пути протонного пучка. Такая калибровка позволяет автоматически учитывать эффекты, связанные с уменьшением интенсивности пучка вследствие ядерного взаимодействия частиц с веществом, нелинейностью фотоумножителей и другие.

Измерение набора проекционных данных проводится при непрерывном вращении стенда с угловой скоростью 1 оборот за 5 секунд. Одновременно стенд перемещается в горизонтальной плоскости перпендикулярно пучку с шагом $3 \div 4$ мм за один оборот. Весь процесс измерений протекает автоматически и занимает в зависимости от размеров исследуемого объекта от 5 до 10 мин.

Испытания томографа проводились на фантомах различных размеров и конфигураций. На рис. 7 для примера показано реконструированное изображение фантома, имитирующего органы грудной клетки человека. На томограмме отчетливо проявились отверстия диаметром

9 мм, имеющиеся в пенопластовых параллелепипедах, три из которых были заполнены водой, а одно – воздухом. Также хорошо различимо отверстие такого же диаметра, имеющееся в тефлоновой трубке.

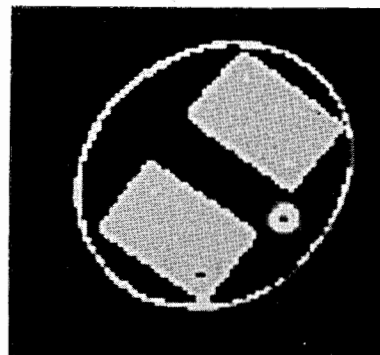


Рис. 7. Томограмма фантома, имитирующего органы грудной клетки человека.

По томографическим изображениям фантомов были определены основные характеристики установки, которые оказались очень близки к характеристикам разработанного РКТ. Так, уровень шума на изображении составил $2 \div 3$ %, а пространственное разрешение установки оказалось равным $4 \div 5$ мм в зависимости от размера исследуемого объекта.

На протяжении последних нескольких лет на базе синхротрона с максимальной энергией выведенных частиц 250 МэВ разрабатывается специализированный комплекс протонной терапии, который предполагается построить в Москве. Для этого центра авторским коллективом, в состав которого входил диссертант, был спроектирован вариант протонного томографа (рис. 8), предназначенного для планирования протонного облучения.

Предполагается, что малый эмиттанс выведенного из ускорителя пучка позволит сформировать в процедурной кабине слаборасходящийся пучок протонов диаметром $1 \div 2$ мм.

Импульсный сканирующий магнит за время макроимпульса ускорителя разворачивает этот пучок в области расположения исследуемого объекта на ± 30 см.

Коллиматорная система состоит из двух многощелевых коллиматоров по 64 щели в каждом. Первый коллиматор К1 располагается перед, а второй К2 – за исследуемым объектом таким образом, чтобы каждая из пар щелей в К1 и К2 лежала на прямой, проходящей через центр сканирующего магнита.

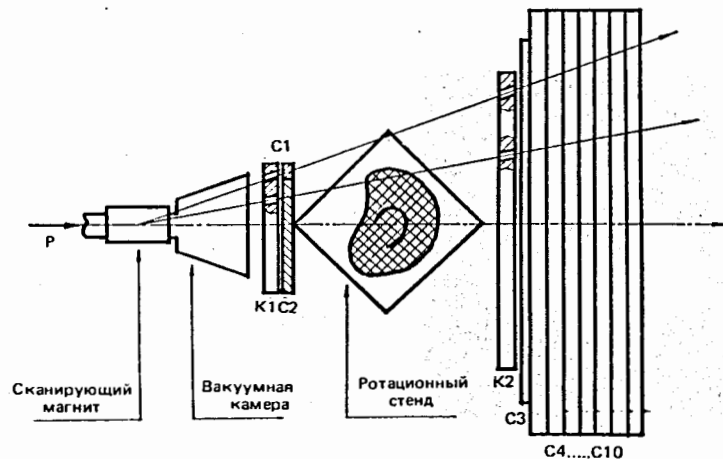


Рис. 8. Схема протонного томографа на энергию частиц 250 МэВ.

Коллиматор K1 формирует 64 узких протонных пучка, пронизывающих исследуемый объект в различных направлениях. Коллиматор K2, пропуская только центральную часть каждого из лучей, снижает влияние многократного кулоновского рассеяния на пространственное разрешение установки.

Система мониторов пучка состоит из трех сцинтилляционных счетчиков – C1, C2, C3, которые вырабатывают сигналы для синхронизации измерений и для нормировки сигналов блока детекторов.

Остаточный пробег пучка измеряется блоком детекторов, состоящим из семи пластических сцинтилляторов C4–C10, расположенных один за другим в направлении распространения пучка. Для повышения эффективности светосбора каждый сцинтиллятор просматривается двумя фотоумножителями.

Перед началом измерений счетчики калибруются с помощью шпанды из оргстекла, подобно тому, как это сделано в ПТ Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ.

Реализация предлагаемого варианта томографа не выдвигает каких-либо неразрешимых технических проблем, однако реальная осуществимость проекта при начальной энергии протонов 250 МэВ должна быть показана экспериментально.

С этой целью в первой процедурной кабине клинко-физического комплекса ЛЯП ОИЯИ, в которой расположена аппаратура для проведения протонной томографии, с помощью системы коллиматоров был сформирован узкий пучок протонов с энергией 250 МэВ.

Для измерений остаточного пробега протонного пучка были задействованы только первые 4 счетчика блока детекторов, суммарная толщина которых превышала максимальный пробег протонов этой энергии. Дополнительный замедлитель при этом не использовался.

Остальные узлы установки были использованы без каких-либо изменений, так же, как и методика проведения измерений.

В этих условиях были получены томографические изображения фантомов. Пространственное разрешение установки для энергии протонов 250 МэВ составило 4–5 мм. Уровень шума восстановленного изображения оказался равным $1,5 \pm 2\%$ при средней дозе облучения около 0,4 рад.

Таким образом, благодаря проведенным измерениям была показана практическая возможность создания ПТ на энергию протонов 250 МэВ по предложенной схеме с характеристиками, удовлетворяющими задаче планирования протонной терапии.

В третьей главе приводятся наиболее распространенные варианты построения детектирующей части позитронных эмиссионных томографов. Подробно представлены результаты измерений основных характеристик композиционного сцинтиллятора, разработанного для использования в ПЭТ, рассмотрены его достоинства и недостатки. Дается описание созданного однокольцевого позитронного эмиссионного томографа на основе композиционных сцинтилляторов, конструкции его детектирующей части, системы сбора данных и т.д. Приведены результаты измерений основных характеристик установки, а также реконструированное изображение фантома.

В общем виде позитронный эмиссионный томограф представляет собой одно или несколько колец сцинтилляционных детекторов, расположенных с шагом $3 \div 20$ мм по кольцу, и регистрирующих γ -кванты с энергией 511 кэВ, которые рождаются в актах аннигиляции позитронов с электронами. Расчитанное в ЭВМ томографическое изображение отражает пространственное распределение изотопа в исследуемом сечении тела пациента и содержит информацию о метаболизме того или иного процесса, протекающего в его организме.

Сцинтилляторы, предназначенные для использования в ПЭТ должны обладать высокой эффективностью регистрации γ -квантов с энер-

гией 511 кэВ, хорошим энергетическим разрешением, высокими временными характеристиками. Наиболее часто используемым на сегодняшний день сцинтиллятором является германат висмута, или *BGO*. Однако, и он не удовлетворяет в полной мере всем перечисленным требованиям и, кроме того, является относительно дорогим. Поэтому поиски новых детекторов постоянно ведутся.

В ряде работ исследовалась возможность использования в ПЭТ пластических сцинтилляторов. Они отличаются малым временем высвечивания, легкостью в обработке, низкой стоимостью. Однако, эффективность регистрации у пластического сцинтиллятора при энергии γ -кванта 511 кэВ очень низка и практически полностью отсутствует фотоэффект.

В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ был предложен новый тип детектора для использования в ПЭТ и получивший название композиционного сцинтиллятора. Он представляет собой набор из тонких чередующихся слоев пластического сцинтиллятора и свинцовой фольги, ориентированных перпендикулярно направлению распространения налетающего γ -кванта (рис. 9). При условии, что толщина слоев достаточно мала для того, чтобы освободившийся в результате взаимодействия с γ -квантом электрон мог пересечь несколько пар слоев до места своей остановки, то можно надеяться, что эффективность такого детектора окажется выше, чем у чистого пластического сцинтиллятора.

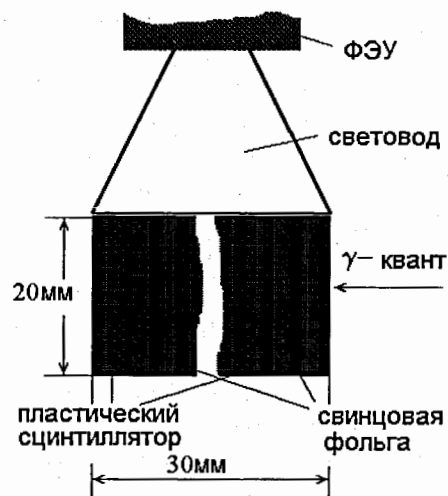


Рис. 9. Конструкция композиционного сцинтиллятора.

Для проверки этой идеи была разработана установка, позволяющая изготавливать полосы из пластического сцинтиллятора различной ши-

рины и толщины, а также использован станок для прокатки свинцовой фольги.

В таблице 1 приведены результаты измерений эффективности шести различных композиционных сцинтилляторов, а также чистого пластического сцинтиллятора одинаковых размеров. Как и ожидалось, эффективность регистрации возрастает с уменьшением толщины слоев. К сожалению, при толщине полос пластического сцинтиллятора менее 150 мкм и свинцовой фольги менее 33 мкм процесс сборки счетчика значительно усложняется, поэтому было решено ограничиться этими размерами и выбрать их для проведения всех последующих измерений.

Таблица 1. Эффективность регистрации аннигиляционных квантов различными счетчиками.

Номер счетчика	Толщина пластика, мкм	Толщина фольги, мкм	Количество слоев	Эффективность, %
1	500	90	49	31
2	330	45	78	37
3	230	33	113	41
4	150	45	146	45,5
5	150	33	160	45
6	150	25	170	43,5
Чистый пластик	-	-	-	25

Таким образом, для композиционного сцинтиллятора было получено значение эффективности регистрации аннигиляционных γ -квантов на уровне 45%, что в 1,8 раза лучше, чем у чистого пластического сцинтиллятора, и для двух счетчиков, включенных на совпадение, дает выигрыш в 3,24 раза.

Временное разрешение композиционного сцинтиллятора при использовании формирователя с привязкой к постоянной части фронта сигнала составило 2,1 нс. При использовании обычного формирователя с фиксированным порогом оно оказалось равным 3,8 нс.

На основе композиционных сцинтилляторов был разработан модуль детектирования для однокольцевого полномасштабного ПЭТ, схематически изображенный на рис. 10. Модуль представляет собой кассету

с тонкими стальными перегородками на 32 ячейки, в которые в процессе сборки набираются композиционные сцинтилляторы. Каждая такая ячейка содержит по 160 чередующихся слоев пластического сцинтиллятора и свинцовой фольги толщиной 150 мкм и 33 мкм соответственно. Шаг между детекторами составляет 5,2 мм, аксиальный размер ячейки – 20 мм, радиальный размер, или длина по направлению движения налетающего γ -кванта – 30 мм. Плотность упаковки детекторов – 90%. В модуле используются фотоумножители ФЭУ-85.

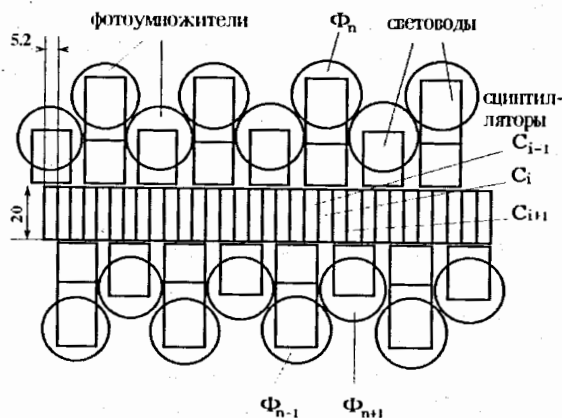


Рис.10. Схематическое изображение модуля ПЭТ на основе композиционных сцинтилляторов (вид со стороны налетающего γ -кванта).

Шестнадцать таких модулей размещены по внутреннему диаметру несущей дюралюминиевой конструкции, образуя непрерывное кольцо из 512 детекторов с внутренним диаметром 850 мм. Для уменьшения доли случайных совпадений и совпадений от рассеянных γ -квантов применен кольцевой свинцовый коллиматор с шириной щели 20 мм.

Следует также отметить используемую световую кодировку номера сработавшего сцинтиллятора, позволившую вдвое уменьшить количество необходимых фотоумножителей с 512 до 256. Это стало возможным благодаря тому, что каждый ФЭУ с помощью световода просматривает три соседних сцинтиллятора. Рассмотрим три различных случая (см. рис. 10):

1. – вспышка света произошла в сцинтиляторе C_{i-1} , тогда одновременно появятся выходные импульсы ФЭУ Φ_n и Φ_{n-1} ;
2. – сработал сцинтилятор C_i , тогда сигнал появится только на фотоумножителе Φ_n ;
3. – сработал сцинтилятор C_{i+1} – импульсы придут с ФЭУ Φ_n и Φ_{n+1} и так далее.

Для усиления, формирования и декодирования сигналов, поступающих с фотоумножителей, а также передачи данных в ЭВМ в ЛЯП ОИЯИ были разработаны и изготовлены все необходимые электронные блоки, выполненные в стандарте КАМАК и IBM PC. Время обработки одного события не превышает 1 мкс, что вполне удовлетворяет предъявляемым требованиям.

К настоящему времени измерены основные характеристики созданной установки и получены реконструированные изображения некоторых фантомов с использованием позитронных излучателей.

Одной из наиболее важных характеристик ПЭТ является его пространственное разрешение, определяемое как полная ширина на половине высоты распределения реконструированного изображения тонкого нитевидного источника.

На рис. 11 приводятся данные измерений радиального и тангенциального разрешения томографа в плоскости детекторного кольца в зависимости от удаления источника от его оси. Как можно видеть, в центре установки разрешение составляет около 4 мм, что уже близко к пределу, определяемому физическими факторами.

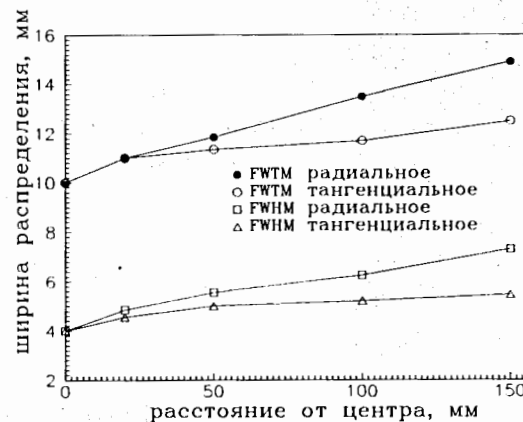


Рис. 11. Зависимость поперечного пространственного разрешения от расстояния до оси томографа.

Пространственное разрешение вдоль оси томографа, определяющее толщину исследуемого слоя, составило 10,5 мм.

Чувствительность установки, характеризующая скорость счета совпадений в зависимости от активности изотопа, содержащегося в исследуемом объекте, определялась стандартным способом с помощью цилиндрического фантома, заполненного водным раствором изотопа ^{11}C . Для временного окна схемы совпадений 11,5 нс и расчетного поля диаметром 45 см были получены следующие результаты, приведенные к активности раствора в 1 мкКи/мл:

- полное число совпадений – 12300 с^{-1} ;
- истинные + рассеянные – 7700 с^{-1} ;
- случайные совпадения – 4600 с^{-1} ;
- суммарная загрузка по всем каналам регистрации – 1520000 с^{-1} .

Была также определена доля совпадений от рассеянных γ -квантов в измеряемых данных, которая составила 24%. Таким образом, скорость счета истинных совпадений, т.е. совпадений от нерассеявшихся квантов родившихся в одном и том же акте аннигиляции, составила 5850 событий в секунду на 1 мкКи/мл активности раствора, что находится в соответствии с эффективностью композиционного сцинтиллятора и телесным углом установки.

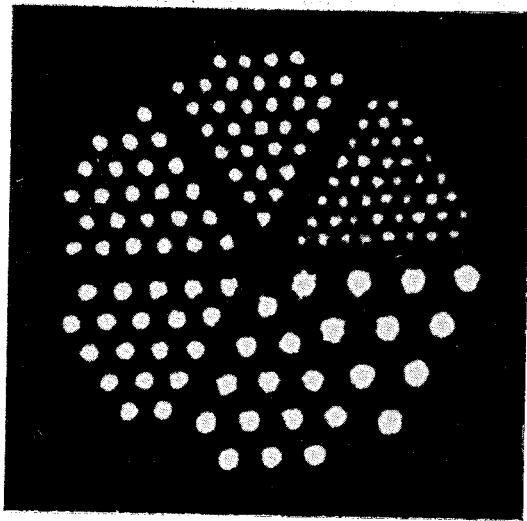


Рис. 12. Томограмма фантома Дерензо (по-яснения в тексте).

На рис. 12 представлена томограмма стандартного фантома Дерензо, представляющего собой цилиндр из оргстекла диаметром 200 мм и толщиной 45 мм, условно разбитого на шесть секторов, в каждом из которых имеются отверстия определенных диаметров: 2,5; 3; 3,5; 4; 5 и 6,2 мм. Отверстия заполнены позитронным излучателем ^{22}Na одинаковой активности. Как можно видеть, все отверстия хорошо различимы на томограмме.

Таким образом, несмотря на простоту конструкции и низкую стоимость, разработанная установка позволяет получать изображения достаточно высокого качества.

В заключении сформулированы основные результаты работы:

1. Разработан и изготовлен горизонтальный рентгеновский компьютерный томограф, предназначенный для получения топографической информации о внутренней структуре объекта, необходимой для планирования облучения, и совмещенный с установкой для проведения протонной терапии. Благодаря этому впервые реализована возможность проведения расчета плана облучения на основе томограмм, измеряемых непосредственно перед началом каждого из сеансов курса фракционированного лучевого лечения и для того же положения пациента, при котором проводится облучение.

2. Для системы сбора данных томографа диссертантом разработан и изготовлен 128-входовый 12-битовый аналого-цифровой преобразователь с логарифмической зависимостью кодирования амплитуды входных сигналов.

3. Фантомные измерения и апробация томографа в сеансах протонной терапии больных раком пищевода показали, что достигнутая точность планирования составляет $\sim 0,5 \text{ г/см}^2$, что находится в соответствии с предъявляемыми медицинскими требованиями.

4. Разработана и изготовлена аппаратура для проведения протонной компьютерной томографии на энергию протонов 660 МэВ, благодаря чему появилась возможность корректного перехода от коэффициентов ослабления рентгеновских лучей к пробегаем протонов, что необходимо для адекватного планирования протонной терапии. Проведены фантомные испытания томографа, измерены его основные характеристики, которые составили: пространственное разрешение – $4 \div 5 \text{ мм}$, разрешение по плотности – $2 \div 3 \%$.

5. Спроектирован вариант протонного компьютерного томографа для специализированного центра протонной терапии, разрабатываемого на базе синхротрона на энергию частиц 250 МэВ. Для данного варианта установки проведено моделирование измерений на пучке фазотрона ЛЯП ОИЯИ, подтвердившее практическую возможность ее создания.

6. Разработан новый тип сцинтиллятора, названный авторами композиционным, сочетающий малое время высвечивания с достаточно высокой эффективностью регистрации аннигиляционных γ -квантов и предназначенный для применения в блоках детектирования ПЭТ. Измерены его основные характеристики: эффективность регистрации ан-

нигиляционных γ -квантов – 45 %, временное разрешение – 2÷3 нс.

7. Спроектирован и создан однокольцевой позитронный эмиссионный томограф, детектирующая часть которого включает 512 композиционных сцинтилляторов и 256 фотоумножителей, и сочетающий низкую стоимость с возможностью получения изображений достаточно высокого качества. Измерены его основные характеристики. Пространственное разрешение в плоскости томографа составило 4 мм, по оси – 10,5 мм. Получено томографическое изображение фантома Дерензо.

Результаты работы изложены в следующих публикациях:

1. Мицын Г.В. 128-канальный логарифмический АЦП для рентгеновского компьютерного томографа. //Сообщение ОИЯИ 13-87-625, Дубна, 1987.
2. Абазов В.М., Андреев Г.А., Астрахан Б.В., Зорин В.П., Ключков И.И., Кутузов С.А., Мицын Г.В., Молоканов А.Г., Савченко О.В. Простой вариант рентгеновского компьютерного томографа для получения топометрической информации. //Сообщение ОИЯИ 13-87-702, Дубна, 1987.
3. Абазов В.М., Астрахан Б.В., Будяшов Ю.Г., Зорин В.П., Мицын Г.В., Молоканов А.Г., Савченко О.В. Апробация метода ротационного сканирующего облучения на медицинском протонном пучке Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ. //Сообщение ОИЯИ 18-93-351, Дубна, 1993.
4. Abazov V.M., Astrakhan B.V., Budjashov Yu.G., Molokanov A.G., Mytsin G.V., Poidenko V.K., Savchenko O.V., Zorin V.P. Medical Facility for Radiation Therapy with JINR Proton Phasotron Beams. //Communication of the JINR E18-94-112, Dubna, 1994.
5. Абазов В.М., Астрахан Б.В., Зорин В.П., Климов О.Л., Ключков И.И., Мицын Г.В., Молоканов А.Г., Савченко О.В. Формирование узкого протонного пучка для диагностических целей и аппаратура для реконструктивной протонной томографии. //Сообщение ОИЯИ 18-88-207, Дубна, 1988.

6. Алексеев Г.И., Зорин В.П., Иванов И.А., Кленов Г.И., Мицын Г.В., Молоканов А.Г., Трухин В.А. Протонный томограф для комплекса протонно-лучевой терапии. //Сообщение ОИЯИ 18-91-435, Дубна, 1991.
7. Зорин В.П., Мицын Г.В., Савченко О.В. Модуль позитронного эмиссионного томографа на основе композиционных сцинтилляторов. //Сообщение ОИЯИ P13-95-149, Дубна, 1995.
8. Борейко В.Ф., Гребенюк В.М., Марьян Н.А., Мицын Г.В., Сидоров В.Т. Система сбора данных с позитронно-эмиссионного томографа. //XV Международный симпозиум по ядерной электронике и Международный семинар КАМАК-92, Варшава, Польша, 1992. Сообщение ОИЯИ D13-92-581, Дубна, 1993, с.259-262.
9. Борейко В.Ф., Гребенюк В.М., Зорин В.П., Мицын Г.В., Савченко О.В. Позитронный эмиссионный томограф на основе композиционных сцинтилляторов. //Краткие сообщения ОИЯИ N4[78] 96, Дубна, 1996, с.41-48.

Рукопись поступила в издательский отдел
21 октября 1997 года.