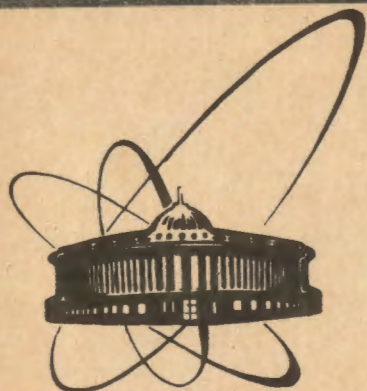


91-435



сообщения
объединенного
института
ядерных
исследований
Дубна

18-91-435

Г.И.Алексеев*, В.П.Зорин, И.А.Иванов*,
Г.И.Кленов*, Г.В.Мицын, А.Г.Молоканов,
В.А.Трухин*

ПРОТОННЫЙ ТОМОГРАФ ДЛЯ КОМПЛЕКСА
ПРОТОННО-ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

*Московский радиотехнический институт АН СССР

1991

ВВЕДЕНИЕ

Для комплекса протонно-лучевой терапии на базе специализированного медицинского ускорителя (протонного синхротрона с максимальной энергией 250 МэВ) изучается целесообразность создания протонного томографа (ПТ). Протонная томография позволяет дополнить и уточнить информацию о внутренней структуре исследуемого объекта, необходимую для планирования лучевой терапии на протонном пучке, полученную с помощью рентгеновской томографии, а также может использоваться для контроля фиксации пациента непосредственно перед сеансом облучения.

Существуют две разновидности протонной томографии — метод ядерного рассеяния и метод остаточного пробега. В основе метода ядерного рассеяния^{/1-2/} лежит определение координат актов упругого или квазиупругого рассеяния широкого пучка протонов с энергией 500-1000 МэВ на ядрах мишени — исследуемого объекта. По этим данным можно получить объемное распределение как плотности вещества в целом, так и плотности атомов водорода внутри исследуемого объекта.

Метод остаточного пробега основан на жесткой связи пробега тяжелых заряженных частиц с их энергией. По набору измеренных величин остаточного пробега или остаточной энергии пучка тяжелых заряженных частиц, прошедшего через исследуемый объект в различных направлениях, восстанавливается внутренняя структура объекта.

Остаточный пробег протонов после прохождения через исследуемый объект может быть измерен с помощью телескопа детекторов, как это делается в Лос-Аламосской научной лаборатории, США^{/3-5/}, и в Объединенном институте ядерных исследований в Дубне^{/9-10/}. Возможно и прямое измерение остаточной энергии магнитным спектрометром, как в университете Цукуба, Япония^{/6-8/}.

Важным достоинством протонно-ионной томографии является возможность совмещения с пучком частиц, используемым в лучевой терапии злокачественных опухолей. Если в рентгеновской томографии в результате реконструкции вычисляется распределение коэффициентов ослабления рентгеновского излучения в исследуемом объекте, то в протонной реконструктивной томографии определяется пространственное распределение электронной плотности внутри исследуемого объекта, которое необходимо при расчетах дозных полей протонных пучков. Это существенно упрощает планирование протонной терапии и повышает его точность, особенно если диагностику и терапию проводить на одном и том же пучке при одном и том же положении пациента.

ПРОТОННЫЙ ТОМОГРАФ ДЛЯ КОМПЛЕКСА ПРОТОННО-ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

К протонному томографу в комплексе протонно-лучевой терапии на базе специализированного медицинского ускорителя предъявляется ряд специфических требований, выдвигаемых вследствие его работы в условиях клиники. Во-первых, энергия протонов ограничена уровнем 250 МэВ, обеспечивающим выполнение всех необходимых процедур при лучевой терапии. Увеличение максимальной энергии ускорителя выше этого уровня технически и экономически нецелесообразно. Тем самым исключается томография методом ядерного рассеяния, и может быть реализован только вариант томографии методом остаточного пробега. Во-вторых, продолжительность сеанса томографического обследования не должна превышать нескольких минут. При этом исключается быстрое вращение и любые перемещения с резкими рывками и остановками, которые могут оказать неблагоприятное воздействие на пациента. В-третьих, разрешения пространственное и по плотности должны быть достаточно высокими при низкой дозе облучения. Ориентиром могут служить параметры промышленных рентгеновских томографов.

При выборе конструкции ПТ должны учитываться и такие факторы, как надежность, затраты времени на проверку и настройку его систем, квалификация и численность обслуживающего персонала.

Предлагаемый вариант ПТ рассчитан на параметры, удовлетворяющие условиям клиники и реально достижимые на протонном пучке:

Диаметр области исследования:	
для тела	— не менее 500 мм;
для головы	— не менее 250 мм;
Толщина исследуемого слоя	— 5 мм;
Пространственное разрешение:	
при исследовании тела	— 5 мм;
при исследовании головы	— 3 мм;
Разрешение по плотности	— 1%
Время измерения толщин для одной томограммы	— не более 2 мин;
Время обработки информации и получения томографического изображения	— не более 2 мин.

Схема предлагаемого варианта ПТ приведена на рис.1. Основные элементы ПТ следующие: импульсный сканирующий магнит, синхронизированный с системой вывода пучка из синхротрона; многощелевая коллиматорная система; ротационный стенд, управляемый от ЭВМ, с системой фиксации и юстировки пациента; система сцинтилляционных детекторов для мониторинга пучка; сцинтилляционный телескоп для измерения остаточного пробега протонного пучка.

Малый эмиттанс выведенного из синхротрона пучка позволяет сформировать в кабине для протонной томографии слаборасходящийся пучок протонов диаметром 1-2 мм с энергией 250 МэВ. Интенсивность пучка для проведения то-

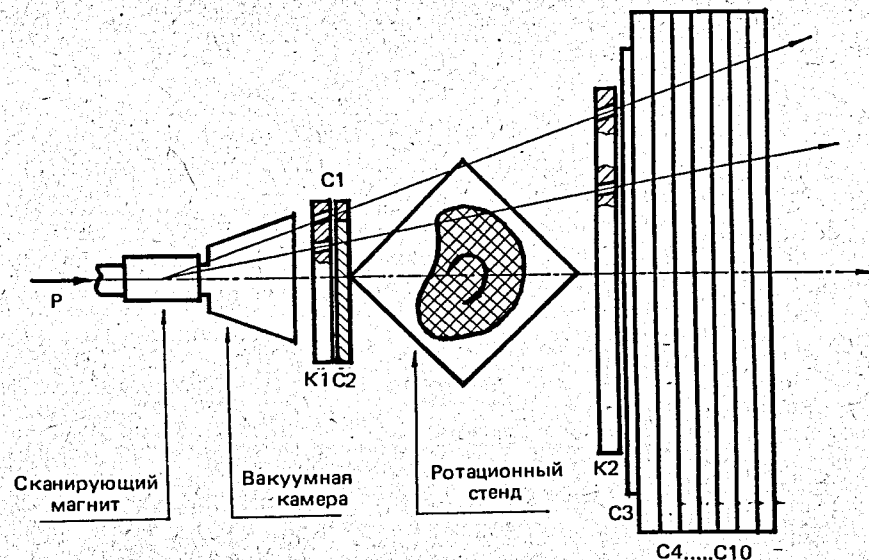


Рис.1: Общая схема протонного томографа.

мографических измерений — в диапазоне от 10^7 до 10^9 прот./с в зависимости от размеров объекта и заданного разрешения.

Импульсный сканирующий магнит за время макроимпульса (30 мс) разворачивает протонный пучок на ± 30 см. Питание магнита должно быть синхронизировано с системой вывода пучка. При веерном сканировании расстояние между сканирующим магнитом и первым коллиматором K1 составляет несколько метров. Для сохранения малого эмиттанса пучок в этом промежутке целесообразно транспортировать в вакууме.

Коллиматорная система состоит из двух многощелевых коллиматоров (по 64 щели в каждом). Первый коллиматор K1 располагается перед ротационным стендом, второй K2 — за исследуемым объектом таким образом, чтобы каждая пара щелей в K1 и K2 лежала на одной прямой, направленной в центр сканирующего магнита. Толщина коллиматоров K1 и K2 должна обеспечить полную остановку протонного пучка с энергией 250 МэВ (для стали достаточно толщины 80 мм).

Коллиматор K1 формирует узкие протонные лучи, определяющие направление пересечения объекта. Поскольку исследуемый объект пронизывается не сплошным веерным пучком протонов, а отдельными лучами, доза облучения снижается.

В системе формирования и транспортировки пучков медицинского протонного синхротрона предусмотрен быстрый прерыватель пучка — чоппер. Режим его работы может быть задан таким, чтобы пропускать пучок только вдоль строго за-

данных направлений. В этом случае чоппер будет выполнять функции коллиматора К1.

При прохождении через исследуемый объект каждый из лучей, формируемых коллиматором К1 либо чоппером, будет расширяться в результате многократного кулоновского рассеяния протонов. Это расширение искажает результаты измерения толщины. Коллиматор К2, пропуская только центральную часть каждого из лучей, повышает точность этих измерений.

При необходимости получения более подробной информации о проекции могут проводиться повторные измерения после смещения коллиматоров К1 и К2 поперек пучка.

Ротационный стенд с системой фиксации исследуемого объекта, управляемый по командам от ЭВМ, должен обеспечить быструю, достаточно точную и воспроизводимую фиксацию пациента в положении сидя. Стенд поворачивается вокруг вертикальной оси. Угол поворота изменяется в пределах от 0 до 360° ; информация о положении стенда передается в ЭВМ. Частота следования импульсов синхротрона составляет 5 Гц. Повороту на 2° за время между импульсами пучка ускорителя соответствует полный оборот на 360° за 36 с. При непрерывном вращении за время измерения одной проекции (30 мс) стенд повернется на угол $0,3^\circ$. Предполагается, что томографическое изображение из-за этого заметно не исказится.

Система детекторов — мониторов пучка состоит из трех сцинтилляционных счетчиков — С1, С2 и С3. Во время сканирования объекта пучком при пересечении каждой из щелей коллиматора формируются импульсы в сцинтилляционных детекторах С1 и С2, предназначенных для запуска телескопа, измеряющего остаточный пробег, и мониторинга пучка. Импульс счетчика С1 выдает команду на начало цикла измерений для проекции с определенного ракурса, заданного угловой ориентацией ротационного стенда. Счетчик С2 формирует серию импульсов при дальнейшем повороте пучка и прохождении его через каждую последующую щель коллиматора К1. Порядковый номер импульса, соответствующий номеру пары щелей, определяет поперечную координату луча на проекции, а сам импульс является командой на измерение остаточного пробега протонного пучка телескопом вдоль этого луча. Соответствие числа импульсов счетчика С2 количеству щелей в коллиматоре К1 указывает на отсутствие сбоя при измерении проекции и дает разрешение на запись проекции в память ЭВМ. Счетчик С3, монитор пучка, прошедшего через исследуемый объект, располагается перед телескопом.

Одна из особенностей предлагаемого варианта ПТ — измерение остаточных пробегов, усредненных по потоку протонов, нормируемому монитором. По сравнению с регистрацией пробегов отдельных протонов время измерений существенно сокращается.

Телескоп состоит из семи сцинтилляционных детекторов С4 — С10. Суммарная толщина сцинтилляторов в телескопе должна быть такой, чтобы и при отсутствии на пути пучка исследуемого объекта протоны тормозились в телескопе

до полной остановки. Для повышения эффективности светособирания каждый слой сцинтиллятора телескопа должен просматриваться двумя фотоумножителями. Величина остаточного пробега протонов для каждого луча определяется совокупностью следующих данных: числом слоев сцинтиллятора, через которые пучок проходит насквозь, и нормируемой на монитор С3 амплитудой импульса в слое, в котором пучок протонов останавливается.

Большой динамический диапазон измерений остаточных пробегов избавляет от необходимости помещать исследуемый объект в водяную ванну.

Предварительно телескоп калибруется: определяется зависимость величины сигнала от толщины слоя однородного плексигласового замедлителя, расположенного на пути пучка. Сигналу, измеренному после прохождения пучка через исследуемый объект по выбранному направлению, соответствует определенная толщина слоя замедлителя на калибровочной кривой. При этом автоматически исключается влияние на показания телескопа многократного кулоновского рассеяния и ядерных взаимодействий в сцинтилляторе, а также различной эффективности светособирания вдоль длинного сцинтиллятора.

На ЭВМ и электронную аппаратуру возлагаются следующие функции: синхронизация включения импульсного сканирующего магнита с системой вывода пучка из ускорителя; управление движением ротационного стенда, перемещением коллиматоров и процессом измерений; обработка результатов измерений и запись полученной информации; реконструкция томограмм, вывод изображений на экран цветного дисплея, их анализ и получение данных для планирования лучевого лечения.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОТОННОГО ТОМОГРАФА НА ПУЧКЕ ФАЗОТРОНА ОИЯИ

Наиболее характерные особенности предлагаемого варианта:

- применение импульсного магнита для веерного сканирования протонного пучка;
- формирование из веерного потока протонов узких пучков многощелевым коллиматором (или чоппером);
- измерение ракурсов путем вращения ротационного стенда вокруг неподвижной вертикальной оси;
- регистрация остаточных пробегов протонов сцинтилляционным телескопом;
- коллимирование пучков после прохождения через исследуемый объект;
- предварительная калибровка телескопа с помощью набора толщин однородного замедлителя.

Эти особенности не выдвигают каких-либо трудноразрешимых технических проблем, однако реальная осуществимость предлагаемого варианта ПТ при начальной энергии протонов 250 МэВ должна быть доказана экспериментально.

Моделирование оказалось возможным провести с помощью одной из установок клинко-физического комплекса ЛЯП ОИЯИ¹¹, созданной с целью изучения реконструктивной протонной томографии на пучке с энергией 660 МэВ. Для проведения томографических измерений был сформирован узкий слабосходящийся пучок протонов с энергией 250 МэВ.

1. Формирование узкого пучка протонов с энергией 250 МэВ на фазотроне ЛЯП ОИЯИ и исследование его расширения в воде

Выведенный из фазотрона пучок протонов с энергией 660 МэВ замедлялся в углеродном замедлителе до средней энергии 250 МэВ, анализировался по импульсу в системе поворотных магнитов и по вакуумному каналу транспортировался в кабину. Энергетическая дисперсия пучка составила 2,3 МэВ.

Схема формирования узкого пучка внутри кабины приведена на рис.2. Поперечные размеры пучка определяются размерами коллиматора К3 — шириной 3 мм и высотой 5 мм. Коллиматоры К1 (5x5 см) и К2 (φ 2 см) предназначены для уменьшения фона в кабине.

Коллиматор К4 обрезает периферическую часть пучка, расширившегося в результате многократного кулоновского рассеяния в исследуемом объекте. Измерения толщин проводились при размерах коллиматора К4 5x5 мм и 10x20 мм. Коллиматор К5 диаметром 8 см защищал телескоп сцинтилляционных детекторов от фона рассеянных частиц.

Измерения поперечных сечений пучка проводились миниатюрным полупроводниковым детектором с поперечными размерами 1x1 мм, длиной 10 мм, который перемещался относительно пучка с помощью управляемого ЭВМ устройства "Изодозограф"¹².

Для определения расширения пучка вследствие многократного кулоновского рассеяния в воде измерялись поперечные дозные распределения пучка внутри

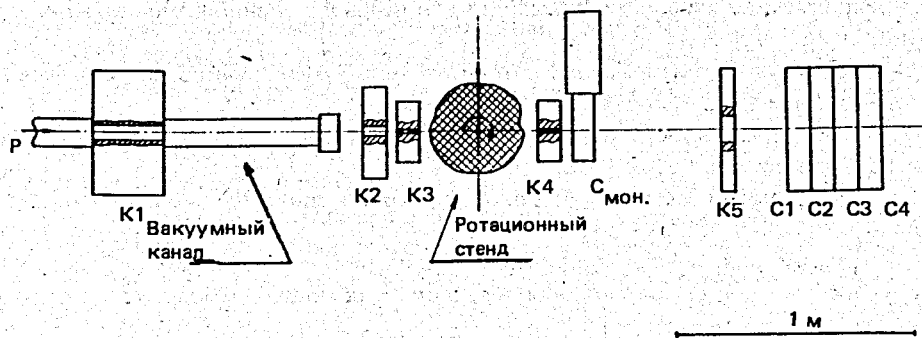


Рис.2. Общая схема размещения оборудования в эксперименте по протонной томографии.

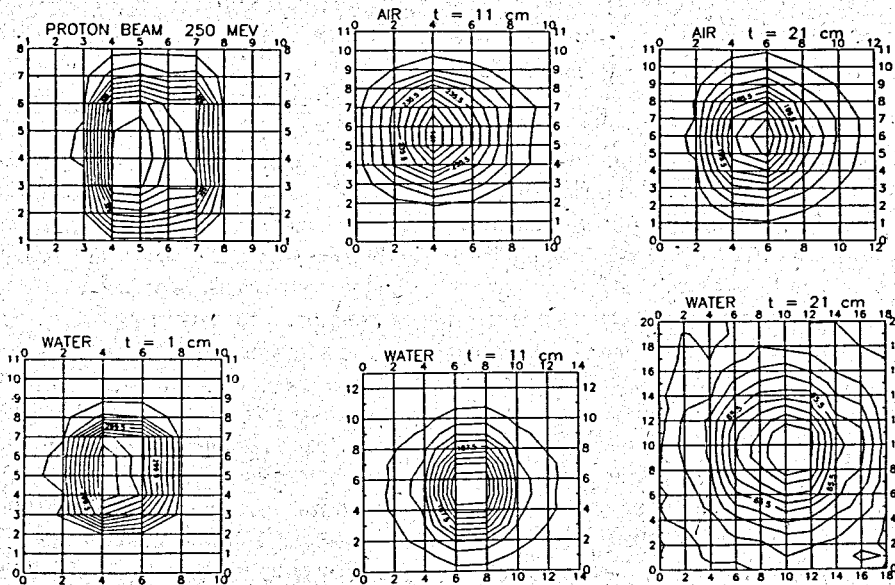


Рис.3. Поперечные сечения протонного пучка в воде и в воздухе.

плоскопараллельной ванны, заполненной водой или воздухом. Результаты измерений поперечных сечений пучка при различных толщинах воды, а также в тех точках в воздухе приводятся на рис.3.

Уширение пучка вследствие многократного кулоновского рассеяния характеризовалось величиной квадратного корня из разности квадратов ширин пучка (на уровне 50%), проходящего через воду и воздух. На рис.4 эти данные приводятся совместно с полученными в двух других сеансах измерений при иных условиях формирования пучка. Сплошная линия — аппроксимация полученных данных полиномом третьей степени. Как видно из рисунка, все данные хорошо согласуются между собой, а также с результатами работы¹⁴.

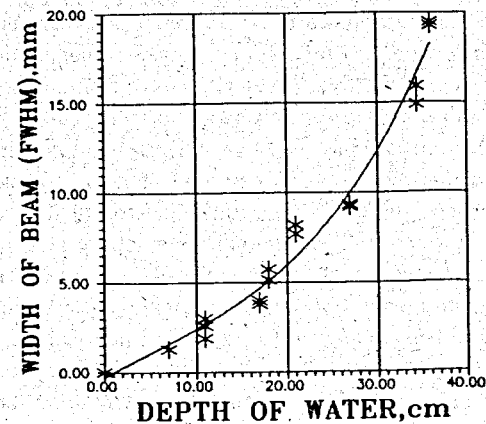


Рис.4. Расширение пучка протонов 250 МэВ в воде.

2. Реконструкция томографических изображений

По данным измерения 128 толщин каждой проекции всех 180 ракурсов томографическое изображение реконструируется в виде матрицы из 128x128 элементов. Программа реконструкции разработана на основе алгоритма для веерных пучков. По этой программе, написанной на фортране для персональных компьютеров типа IBM, время вычислений составляет: 13 мин для PC AT-286, 4,2 мин для PC AT-386 и 1,3 мин для PC AT-486. Таким образом, с помощью персонального компьютера можно управлять процессом измерений и реконструировать по результатам этих измерений томографическое изображение.

Томограмма записывается на магнитную дискету, после чего может многократно использоваться для анализа и планирования лучевой терапии. Разработана программа вывода томографического изображения на цветной дисплей. Каждому элементу матрицы томографического изображения в зависимости от полученного значения плотности ставится в соответствие один из десяти цветов. Для более детального анализа исследуемой структуры объекта ширину интервала плотностей можно сократить. Томограмма может быть представлена также в виде изуровней плотности или в виде объемного изображения зависимости плотности от координат в плоскости слоя как на экране дисплея, так и на распечатке принтера.

3. Проведение томографических измерений на протонном пучке с энергией 250 МэВ

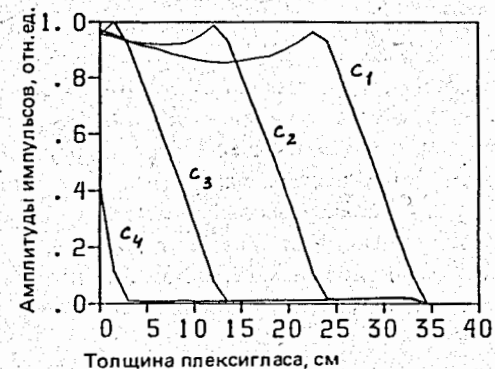
Процесс измерения состоит из двух основных этапов:

- 1) калибровка блока детекторов с помощью специального калибровочного фантома;
- 2) измерение набора проекций исследуемого объекта для последующей реконструкции.

Калибровка блока детекторов осуществляется на основе измерений остаточного пробега пучка, проходящего через калибровочный фантом. Фантом изготовлен в виде ступенчатой пирамиды из плексигласа с высотой ступеньки 1,5 см. После совмещения очередной ступеньки фантома с осью протонного пучка производится измерение амплитуд импульсов со всех счетчиков телескопа. В процессе калибровки измеряется набор величин сигналов с детекторов телескопа для всего диапазона толщин фантома. Зависимость отношений величин сигналов с детекторов к величине сигнала с мониторного счетчика от толщины калибровочного фантома приводится на рис.5. Эти данные записываются в память ЭВМ и используются затем для расчетов лучевых сумм.

Измерение проекционных данных производится при непрерывном вращении исследуемого объекта на ротационном стенде со скоростью 0,2 об./с. За один оборот стенда проводится 180 измерений через каждые 2°, за время следующего, холостого, оборота происходит поперечное перемещение объекта

Рис.5. Амплитуды импульсов со сцинтилляционных детекторов в зависимости от толщины калибровочного фантома.



на выбранный шаг (измерения при этом не проводятся). Следующий оборот — измерения при новой поперечной координате стенда. Измерения завершаются после того, как исследуемый объект полностью выходит из пучка.

Следует отметить, что при таком методе измерений только 1/5 часть импульсов ускорителя используется для реконструкции томограмм. Средняя доза, поглощенная в исследуемом слое толщиной 5 мм при проведении томографической процедуры, составила около 2 рад, при этом доза от протонов, фактически использованных для измерений, была около 0,4 рад.

На пучке протонов с энергией 250 МэВ проведены томографические измерения для двух фантомов — малого, диаметром 15 см, и большого, имитирующего грудную клетку человека. Шаг поперечного смещения был выбран равным 3 мм для малого фантома и 4 мм для большого. Размеры элемента матрицы реконструированного изображения составили 4x4 мм для большого фантома и 3x3 мм для малого.

Анализ полученных томограмм фантомов позволяет определить разрешение ПТ в пространстве и по плотности.

На рис.6а представлено томографическое изображение большого фантома без воды в виде изуровней плотности с интервалом 10% от максимального зна-

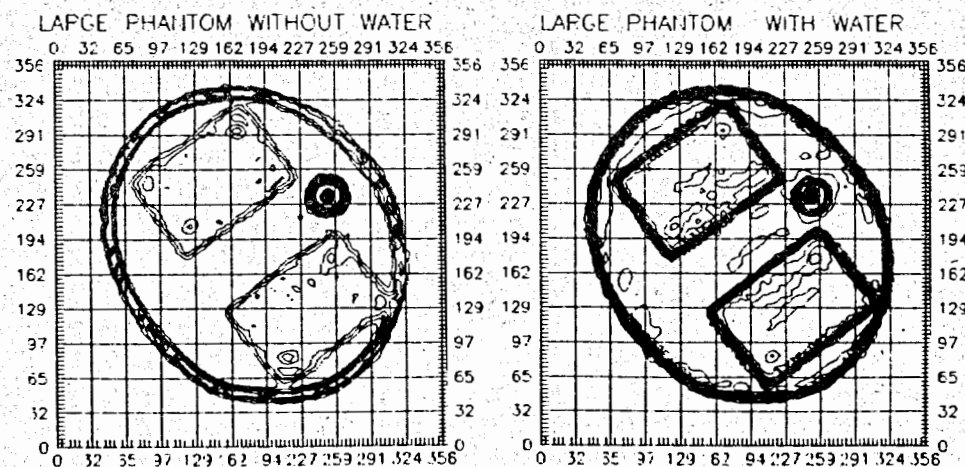


Рис.6. Томографические изображения большого фантома (с водой и без воды).

чения. Фантом состоит из плексигласовых стенок толщиной 3 мм, двух параллелепипедов из пенопласта, имитирующих легкие человека, и тefлонового стержня с отверстием внутри, имитирующего позвоночник. Все размеры по осям указаны в миллиметрах. Изображение этого же фантома, наполненного водой, — на рис.6б.

На рис.7а представлено томографическое изображение малого фантома без воды. Малый фантом ограничен плексигласовой стенкой толщиной 1 см, внутри расположены параллелепипед из плексигласа сечением 3x5 см и три цилиндра — плексигласовый диаметром 2 см, тefлоновый диаметром 3 см и цилиндр из пенопласта диаметром 4 см. На томограмме правильно воспроизведены геометрические размеры деталей фантома, однако пенопластовый цилиндр, плотность которого ниже минимального изуровня плотности (10%), на рисунке не виден.

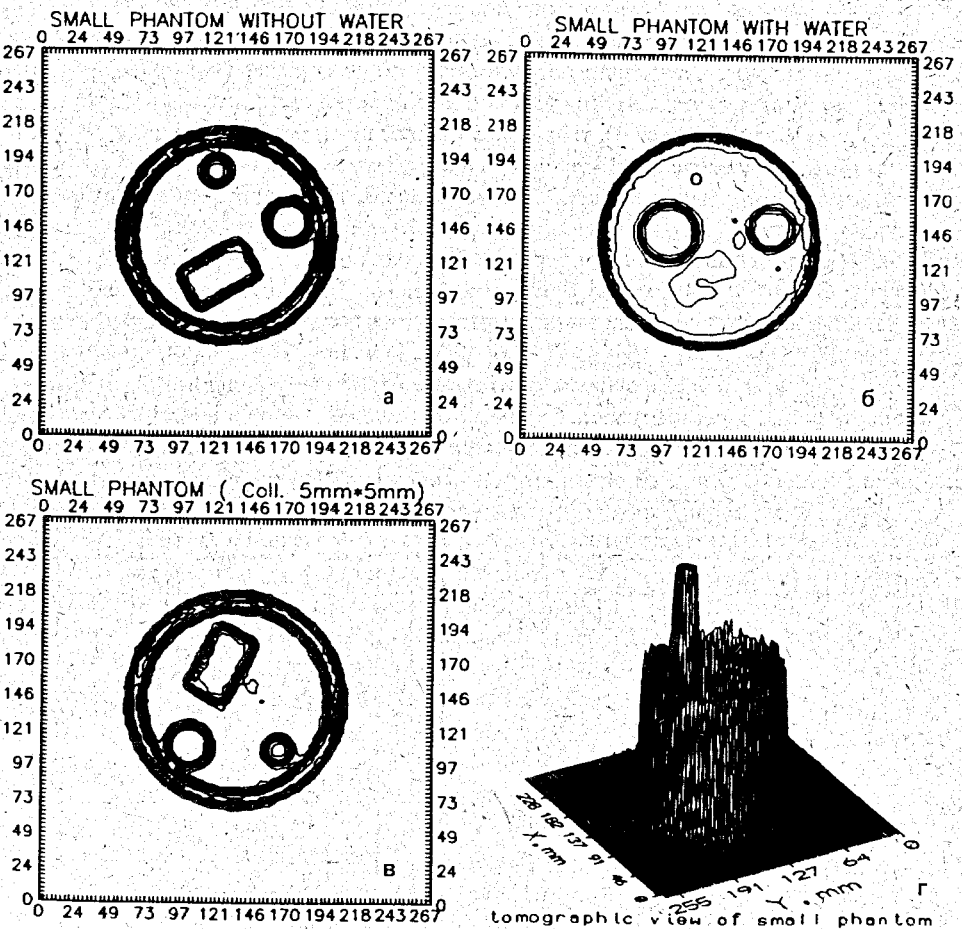


Рис.7. Томограммы малого фантома.

На рис.7б изображение этого же фантома, заполненного водой. На этой томограмме отчетливо видны все детали фантома. Плексигласовые стенки и геометрические фигуры отделены от воды одним изуровнем.

Все предыдущие томограммы были измерены при размерах коллиматора К4 10x20 мм. Томограмма малого фантома без воды при размерах коллиматора К4 5x5 мм изображена на рис.7в. Использование более узкого коллиматора К4 в данном случае не привело к существенному повышению пространственного разрешения по причине увеличения статистических погрешностей при измерении остаточных пробегов в результате уменьшения числа протонов, регистрируемых детектором.

На рис.7г приводится объемное томографическое изображение малого фантома. Высота каждого элемента соответствует плотности вещества фантома, полученной в результате реконструкции по измеренным проекциям.

Разрешение ПТ в пространстве и по плотности определяется размерами пучка, его уширением вследствие многократного кулоновского рассеяния протонов в исследуемом объекте и статистическими флуктуациями средних пробегов.

В результате реконструкции томограмм пространственное разрешение составило 5 мм для большого фантома и 4 мм для малого, дисперсия распределения плотностей на уровне воды составила 1,5 — 2%.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Предложена схема протонного томографа для комплекса протонно-лучевой терапии на синхротроне с энергией 250 МэВ.
2. Разработан вариант программы реконструкции томографических изображений для персонального компьютера, определено время, требуемое для проведения расчетов на различных моделях ЭВМ. Разработана программа изображения томограмм на цветном дисплее.
3. В процедурной кабине клиничко-физического комплекса ЛЯП ОИЯИ сформирован узкий слаборасходящийся пучок протонов с энергией 250 МэВ. Измерено расширение пучка в воде в результате многократного кулоновского рассеяния.
4. Проведены томографические измерения на протонном пучке с энергией 250 МэВ фазотрона ЛЯП ОИЯИ для двух фантомов — малого, диаметром 15 см, и большого, имитирующего грудную клетку человека, определены пространственные и плотностные разрешения протонных томограмм.
5. Экспериментально доказана возможность создания протонного томографа по предложенной схеме на пучке с энергией 250 МэВ.

ЛИТЕРАТУРА

1. Saudinos J. et al. — Phys. Med. Biol., 1975, v.20, p.890.
2. Duchazeaubeneix J.C. et al. — IEEE, 1983, NS-30, No.1.

3. Hanson K.M. et al. — IEEE Trans. on Nucl. Sci., 1978, v.NS-25, No.1, p.657.
4. Hanson K.M. et al. — Phys. Med. Biol., 1981, v.26, No.6, p.965.
5. Hanson K.M. et al. — Phys. Med. Biol., 1982, v.27, No.1, p.25.
6. Akisada M. et al. — Jpn. J. Appl. Phys., 1983, v.22, p.752.
7. Takada V., Abe I. — Nucl. Instr. & Meth. in Phys. Res., 1987, A262, p.511.
8. Takada Y. et al. — Nucl. Instr. & Meth. in Phys. Res., 1988, A273, p.410.
9. Абазов В.М. и др. — ОИЯИ, 18-80-746, Дубна, 1980.
10. Абазов В.М. и др. — ОИЯИ, 18-88-207, Дубна, 1988.
11. Абазов В.М. и др. — ОИЯИ, 18-90-496, Дубна, 1990.
12. Кутузов С.А. — ОИЯИ, P10-89-194, Дубна, 1989.

Рукопись поступила в издательский отдел
2 октября 1991 года.