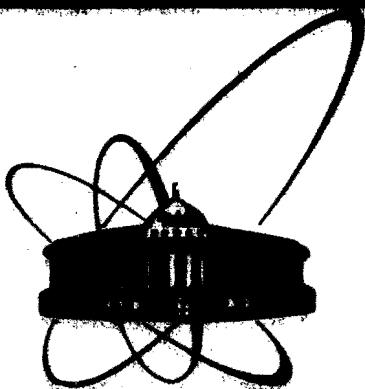


87-702



**СООБЩЕНИЯ
ОБЪЕДИНЕННОГО
ИНСТИТУТА
ЯДЕРНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ
ДУБНА**

A 131

13-87-702

В.М.Абазов, Г.А.Андреев, Б.В.Астрахан*, В.П.Зорин,
И.И.Клочков, С.А.Кутузов, Г.В.Мицын,
А.Г.Молоканов, О.В.Савченко

**ПРОСТОЙ ВАРИАНТ РЕНТГЕНОВСКОГО
КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА
ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ
ТОПОМЕТРИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ**

* Всесоюзный онкологический научный центр, Москва

1987

1. ВВЕДЕНИЕ

При подвижных методах терапии протонами или другими тяжелыми ядерными частицами особое значение приобретает та степень точности, с которой возможно совмещение дозного максимума кривой Брэгга с опухолевым объемом для каждого выбранного направления облучения. Только в этом случае можно реализовать все потенциальные преимущества пучков тяжелых ядерных частиц при многопольном или ротационном облучении глубоко расположенных опухолей.

Расчетная методика локализации дозного максимума, например, при лучевой терапии опухолей пищевода, может приводить к ошибкам порядка $2-4 \text{ г/см}^2$, что совершенно недопустимо даже для статических методов облучения^{/1/}. Важный шаг в направлении разработки автоматических методов точного определения положения опухоли внутри тела пациента и адекватных методов контроля за совмещением дозного максимума с опухолью впервые сделан в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ еще в 1973 году. При облучении опухолей пищевода был применен метод непрерывного ротационного облучения с автоматическим удерживанием пика Брэгга в пределах очага поражения^{/2-4/}. При таком методе в просвет пищевода вводится миниатюрный полупроводниковый датчик, сигнал с которого используется для автоматического регулирования энергии протонного пучка и компенсирования всех изменений гетерогенности и глубины залегания опухоли для каждого малого изменения положения объекта облучения при его вращении.

Однако указанный метод применим только в тех случаях, когда в теле пациента в непосредственной близости от облучаемой опухоли имеется естественная полость, куда можно ввести дозиметрический датчик, и это условие резко ограничивает область возможного применения такого метода. Кроме того, дозиметрический датчик можно обычно вводить в просвет пищевода только в самом начале курса фракционированного облучения из-за возникающей после одного или двух сеансов непроходимости пищевода. Это обстоятельство не позволяет осуществить необходимый контроль за правильностью облучения во всех последующих сеансах лучевой терапии, в течение которых могут происходить постепенные изменения в расположении внутренних органов пациента или возникать случайные отклонения при укладке и фиксации тела пациента перед каждой процедурой облучения.

Все перечисленные недостатки метода можно устранить, если для получения топометрической информации о расположении внутренних органов тела пациента в плоскости пучка и последующего планирования лучевого лечения использовать рентгеновский или протонный компьютерный томографы, с помощью которых можно получить томографическое изображение для такого положения тела пациента, при котором проводится данный сеанс лучевой терапии.

Следует, однако, отметить, что все без исключения существующие рентгеновские компьютерные томографы рассчитаны на горизонтальное расположение тела пациента и являются чисто диагностическими очень сложными и дорогостоящими устройствами, которые нецелесообразно, да и просто невозможно непосредственно использовать для решения поставленной задачи. С другой стороны, разработанные методы протонной томографии^{/5/} еще не вышли из экспериментальной стадии и требуют пока для получения одного томографического изображения весьма длительной экспозиции на протонном пучке /около 1 часа/.

Целью настоящей работы явилась разработка и создание варианта простого рентгеновского компьютерного томографа /РКТ/, с помощью которого можно будет повысить точность клинической топографии, перейти к лучевой терапии тех локализаций внутри тела пациента, где невозможно применение внутриполостных датчиков, и обеспечить возможность коррекции плана лучевого лечения при случайных изменениях положения тела пациента перед каждым сеансом фракционированного облучения. При этом разработанный ранее метод реконструктивной протонной томографии^{/5/} предполагается использовать для более точной калибровки рентгеновского компьютерного томографа, когда все толщины тканей для различных направлений можно будет выразить в единицах пробега самих протонов и на этой основе составить индивидуальную программу для ротационного облучения пациента на протонном пучке.

2. ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

Основной особенностью выбранного варианта РКТ является максимальное использование для организации перемещения пациента конструктивных элементов устройства "Мезон"^{/4/}, разработанного для осуществления на связи с ЭВМ НР-21МХ сканирующего ротационного облучения глубоко расположенных опухолей на статическом горизонтальном пучке протонов, а рентгеновская трубка, образующая веерный пучок рентгеновских лучей, и блок детекторов для регистрации этих лучей неподвижно укреплены на стенах процедурного помещения.

Общая схема РКТ показана на рис.1. Источником рентгеновского излучения служит промышленный аппарат марки РАП-160

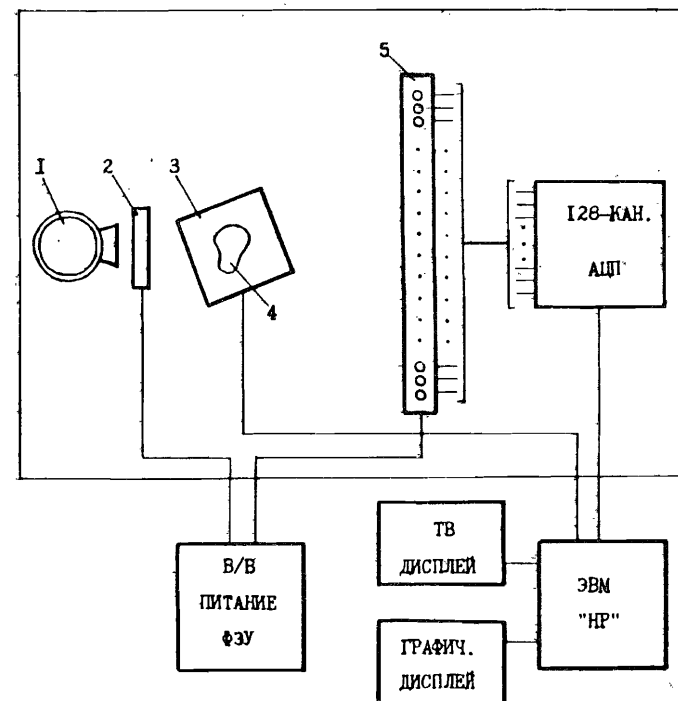


Рис.1. Общая схема установки. 1 - рентгеновский аппарат с коллиматором, 2 - мониторный счетчик, 3 - ротационный стенд установки "Мезон", 4 - исследуемый объект, 5 - блок детекторов.

с максимальной энергией рентгеновских квантов 160 кэВ, средним током 5 мА и размером фокуса 1 мм по горизонтали и 3 мм по вертикали. Излучение импульсное с частотой 50 Гц и длительностью импульсов ~ 5 мс. Коллиматор, расположенный на аппарате, в месте расположения исследуемого объекта формирует веерный пучок с размерами 15 мм высотой и 600 мм шириной. Для контроля за интенсивностью рентгеновского излучения служит мониторный счетчик с тонким органическим сцинтиллятором на основе полистирола, расположенный непосредственно за коллиматором.

В качестве детекторов используется система из 128 сцинтилляционных счетчиков CsI(Tl) диаметром 10 мм и высотой 40 мм, работающих совместно с фотоумножителями ФЭУ-85. Расстояние между детекторами выбрано равным 1,25 см, что в районе расположения объекта составляет 4,5 мм. Блок детекторов удален от оси вращения ротационного стенда установки "Мезон" на 2,5 м. Это позволило отказаться от установки коллиматорной системы^{/6/}, применяемой обычно для снижения влияния комптоновского

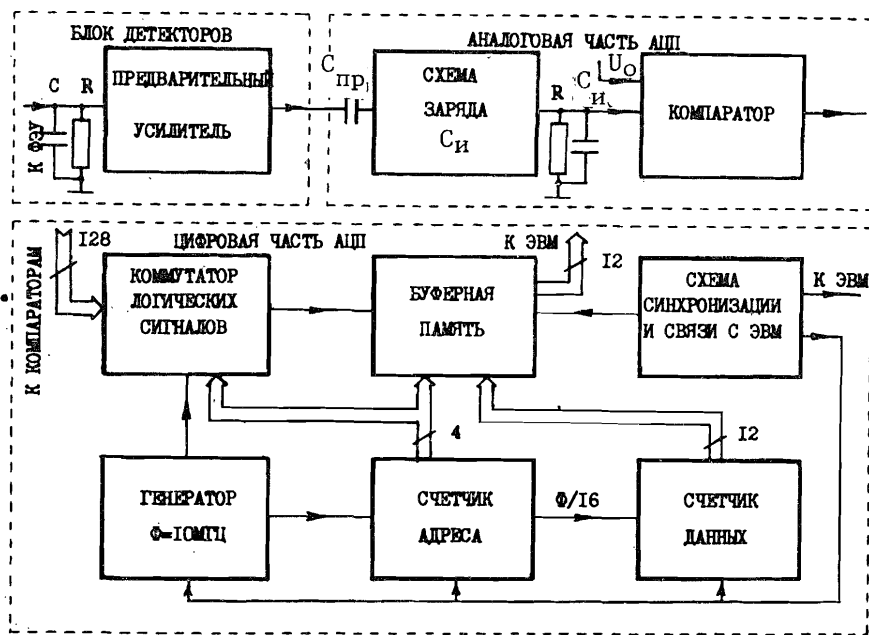


Рис.2. Блок-схема системы сбора данных с каналов регистрации.

рассеяния внутри исследуемого объекта на точность восстановления изображения. Кроме того, оказалось возможным использовать промышленные фотоумножители с внешним диаметром 30 мм.

Блок-схема системы сбора данных с каналов регистрации представлена на рис.2. В ее состав входят предварительные усилители сигналов с фотоумножителей и 128-канальный 12-разрядный АЦП с логарифмической зависимостью кодирования.

Предварительные усилители сигналов с коэффициентом усиления ~ 15 выполнены на микросхемах К140УД8Б и расположены в непосредственной близости от фотоумножителей блока детекторов. Они предназначены для снижения среднего анодного тока фотоумножителей до величины $\sim 10^{-7}$ А, при которой гарантируется стабильная работа ФЭУ.

Поскольку данный томограф не предназначен для диагностических целей и не требует соответствующих точностей, оказалось возможным пойти на ряд существенных упрощений схемы сбора информации. Так, вместо обычно применяемых интеграторов^{6/} для формирования заряда с фотоумножителей, используется RC-цепь с постоянной времени интегрирования ~ 5 мс. Это дает возможность собирать в амплитуде сигнала около половины всего заряда, по-

ступающего с ФЭУ за время импульса рентгеновского аппарата. Пропускная емкость в последующем каскаде позволяет измерять только полезный сигнал, в котором отсутствуют ошибки, связанные с длительным /несколько минут/^{7/} послесвечением сцинтилляторов CsI(Tl) и дрейфом "нуля" предварительных усилителей.

Логарифмический АЦП конструктивно оформлен в 5 блоках КАМАК. 4 блока двойной ширины занимает аналоговая часть схемы, включающая 128 одинаковых каналов преобразователей "амплитуда-время" с логарифмической зависимостью /на рис.2 показан только один из каналов/. В состав каждого канала входит схема заряда измерительной емкости $C_{и}$ до значения амплитуды входного сигнала $U_{в}$, выполненная на операционном усилителе 140УД7, а также компаратор КР597СА3, сравнивающий напряжение на емкости с постоянным опорным напряжением $U_{о}$ / ~ 5 мВ/. Цепь разряда конденсатора $C_{и}$ представляет собой чисто активное сопротивление R, благодаря чему время преобразования оказывается равным: $T = C_{и}R \ln(U_{в}/U_{о})$.

Цифровая часть АЦП сосредоточена в одном блоке КАМАК тройной ширины и предназначена для дискретизации поступающих с компараторов временных интервалов, а также для передачи данных в ЭВМ. Первая функция реализуется путем опроса с частотой 10 МГц входов логических коммутаторов /К155КП1/, на которые поступают сигналы компараторов аналоговой части. Выходы коммутаторов подсоединены к буферной памяти, выполненной на 24 микросхемах К155РУ2. Информация с буферной памяти считывается по запросу от ЭВМ в промежутке между импульсами рентгеновского аппарата.

Такое построение цифровой части существенно упрощает схему и позволяет обойтись только одним счетчиком адреса и данных.

Для визуального отображения реконструированной информации используются полутонный черно-белый телевизионный монитор, цветной дисплей и графопостроитель, работающие на линии с ЭВМ HP-21MX.

3. МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

Получение томографического изображения можно разделить на два основных этапа: измерение кривых ослабления в калибровочном фантоме для каждого канала регистрации и собственно измерение 180 проекций, состоящих из набора коэффициентов поглощения рентгеновского излучения в исследуемом объекте. Далее результаты обрабатываются в ЭВМ и выводятся на одно из устройств отображения информации.

Необходимость измерения зависимости между интенсивностью рентгеновского излучения, попадающего в каждый детектор, и его

показаниями обусловлена значительной /до 30%/ нелинейностью используемых фотоумножителей, когда динамический диапазон составляет несколько тысяч. Эта зависимость устанавливается при вертикальном перемещении пирамиды из плексигласа на стенде установки "Мезон". Результаты измерений запоминаются в ЭВМ и используются в дальнейшем для вычисления реальных коэффициентов ослабления рентгеновских лучей в исследуемом объекте.

Вращение объекта на ротационном стенде установки "Мезон" на втором этапе измерений занимает около минуты. За это время совершается полный оборот стенда на 360° . Измерения коэффициентов ослабления объекта проводятся через каждые 2° . Для уменьшения статистических погрешностей для каждого значения угла поворота производится усреднение данных по 8 импульсам рентгеновского аппарата.

Доза облучения в исследуемом слое тела пациента за время измерения не превышает 20 мрад.

Для улучшения точности измерений предусмотрена возможность повторного просвечивания исследуемого объекта со смещением блока детекторов на расстояние одного датчика с последующим усреднением полученных результатов.

4. ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Для проведения измерений на РКТ и визуального отображения результатов создан ряд программ.

Программа ТНВ предназначена для измерения кривой ослабления. Она управляет вертикальным перемещением стенда установки "Мезон", считывает информацию с АЦП и в обработанном виде записывает ее на сменный магнитный диск.

Программа ТМ управляет вращением исследуемого объекта. Одновременно опрашиваются каналы регистрации. Вся информация записывается на магнитный диск.

Восстановление томографических изображений объектов по проекционным данным осуществляется программой SOV, в основе которой лежит алгоритм реконструкции сверточного типа для веерных пучков^{8,9}.

Матрица изображения размером 128×128 высвечивается на экранах черно-белого либо цветного видеомониторов программами TV и TC соответственно. Диапазоны величин коэффициента поглощения рентгеновского излучения, соответствующие определенным градациям яркости и цвета, задаются оператором с терминала.

Программы DOZEM и INVER служат для расчета дозных полей протонных пучков в плоскости изображения объекта при однопольном и секторном облучениях. Программа SUMP суммирует поля

и позволяет получить различные варианты многопольного облучения, в том числе и ротационное.

Программа ZZZ предназначена для наложения рассчитанных дозных полей на реконструированное томографическое изображение, высвечиваемое на экране цветного видеомонитора.

5. РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

Испытания томографа проводились на фантоме, имитирующем органы грудной клетки человека. Он состоит из фторопластовой трубки с $\rho = 2,17 \text{ г/см}^3$ /моделирующей позвоночник/ и двух пенопластовых параллелепипедов с $\rho = 0,3 \text{ г/см}^3$ /моделирующих легкие/, помещенных в сосуд с водой, представляющий собой эллиптический цилиндр, боковые стенки которого выполнены из тонкого органического стекла.

На рис.3, 4, 5 показаны восстановленные томографические изображения фантома с дозными полями, имитирующими трехпольное, секторное и ротационное облучения. В качестве исходного поля использовалось реальное изодозное распределение для пучка протонов с модифицированной формой кривой Брэгга со средней энергией 200 МэВ^{10} . Переход от коэффициентов ослабления рентгеновского излучения к эквивалентным длинам пробега протонов в воде осуществлялся согласно калибровочной кривой работы¹¹. Время расчета матрицы изображения на ЭВМ HP-21MX составляло 20 мин.

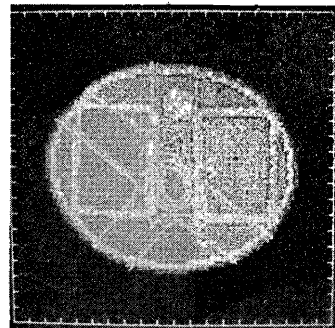


Рис. 3

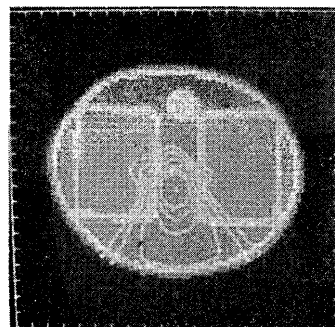


Рис. 4.

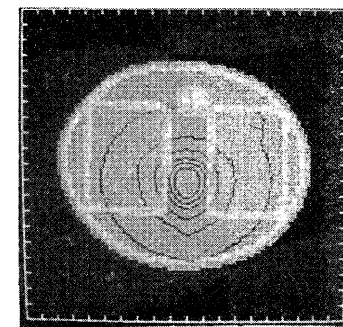


Рис. 5.

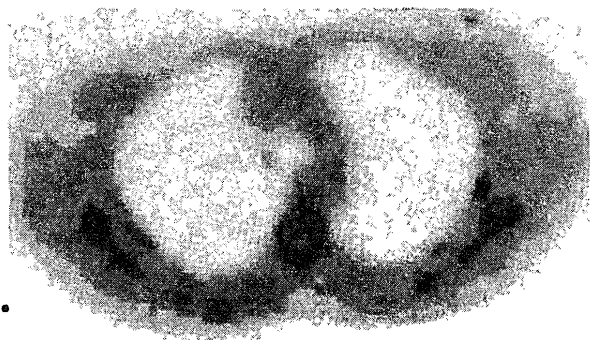


Рис.6.

0,5 г/см², что значительно меньше ошибки расчетной методики работы /1/ /2-4 г/см²/ . При этом изодозное распределение, наложенное на реконструированное изображение, совпадает с дозным полем для математической модели с точностью до элемента изображения /0,45x0,45 см²/.

С учетом того, что органы тела пациента меняют свое расположение и размеры за время сеанса лучевой терапии /дыхание, сердцебиение, перистальтика и другие процессы/, эта точность вполне достаточна для планирования лучевого лечения.

На рис.6 для примера показано реконструированное изображение грудной клетки человека. Снимок сделан с полутонного черно-белого видеомонитора.

6. ВЫВОДЫ

Разработанная установка позволит значительно повысить точность планирования протонной терапии, перейти к облучению опухолей, недоступных для ранее применявшихся методик, вести оперативный контроль за воспроизводимостью положения тела пациента перед каждым сеансом фракционированного облучения. При этом доза, поглощаемая пациентом за время одной диагностической процедуры, на три порядка меньше, чем в сеансе лучевой терапии.

Для существенного сокращения времени, затрачиваемого на получение томографического изображения и расчета изодозных полей, предполагается в дальнейшем осуществить связь с более мощной ЭВМ ЕС-1040, базирующейся в ВЦ ЛЯП.

ЛИТЕРАТУРА

1. Медицинский протонный пучок ЛЯП ОИЯИ, ч.11. Под редакцией В.П.Джелепова и А.И.Рудермана. ОИЯИ, 7287, Дубна, 1973.
2. Абазов В.М. и др. ОИЯИ, Д-8883, Дубна, 1975.
3. Протонные пучки высоких энергий и лучевая терапия злокачественных опухолей. Под редакцией В.П.Джелепова и А.И.Рудермана. ОИЯИ, 9035, Дубна, 1975.
4. Абазов В.М. и др. ОИЯИ, 18-80-156, Дубна, 1980.
5. Абазов В.М. и др. ОИЯИ, 18-80-746, Дубна, 1980.
6. Введение в современную томографию. Под общей редакцией Тернового К.С., Синькова М.В. Киев, Наукова думка, 1983.
7. Farukhi M.R. et al. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1982, NS-29, p.1237.
8. Хермен Г. Восстановление изображений по проекциям. Перевод с английского под редакцией Л.М.Сороко. М.: Мир, 1983.
9. Lewitt R.M. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1979, NS-26, p.2678.
10. Абазов В.М. и др. ОИЯИ, Р9-86-648, Дубна, 1986.
11. Chen G.T.Y. et al. Radiation Oncology Biol.Phys., 1979, vol.5, p.1809.

Рукопись поступила в издательский отдел
22 сентября 1987 года.

Абазов В.М. и др.

13-87-702

Простой вариант рентгеновского компьютерного томографа
для получения топометрической информации

Для получения топометрической информации о расположении внутренних органов тела пациента в плоскости протонного пучка и последующего планирования лучевого лечения создан 128-канальный рентгеновский компьютерный томограф, работающий совместно с ЭВМ HP-21MX. В выбранном варианте устройства рентгеновский аппарат и блок детекторов неподвижно укреплены на стенах процедурного помещения, а исследуемый объект вращается с помощью ротационного станда, входящего в состав установки для протонной терапии. В качестве детекторов используется система из 128 сцинтилляционных счетчиков CsI(Tl), работающих совместно с фотоумножителями ФЭУ-85. Информация с детекторов поступает на специально разработанный логарифмический АЦП. Результаты представляются на цветном и полутонном черно-белом дисплее. Предварительные исследования показали возможность использования установки для повышения эффективности протонной терапии. Установлено, что ошибка в определении суммарной толщины вещества до центра локализации дозного максимума не превышает $0,5 \text{ г/см}^2$, что значительно меньше ошибки расчетной методики. Доза облучения пациента за время одной диагностической процедуры не превышает 20 мрад.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ.

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна 1987

Перевод О.С.Виноградовой

Abasov V.M. et al.

13-87-702

A Simple Version of x-Ray Computerized Tomograph
for Receiving Topometric Information

The 128-channel computerized x-ray tomograph operating on-line with HP-21MX computer has been developed for receiving topometric information about inside organs of patient body in a proton beam plane and for subsequent planing of radiation treatment. In the chosen variant of installation x-ray apparatus and detector block are fixed immovably on the walls of a procedure box, and an examined object is rotated with a rotational stand included into the arrangement for proton therapy. The detector system consists of 128 CsI(Tl) scintillation counters working in a combination with FEU-85 photo-multipliers. Information from the detectors passes to a special designed logarithmic ADC. The results are displayed on a colour or a half-tone black-white displays. Preliminary tests of the device make it possible to use it for increasing the proton therapy effectiveness. It has been found that the error in determining the total thickness of the substance to a centre of dose maximum localization is no more than 0.5 g/cm^2 . It is significantly less than in the case of the calculation method. The irradiation dose is no more than 20 mrad during one diagnostic procedure.

The investigation has been performed at the Laboratory of Nuclear Problems, JINR.

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna 1987