

сообщения
Объединенного
института
ядерных
исследований
Дубна

969 / 2-81

23/11-81

18-80-746

В.М.Абазов, Г.А.Андреев, Б.В.Астрахан,
Т.С.Гаврилова, В.П.Зорин, И.И.Клочков,
Е.С.Кузьмин, С.А.Кутузов, А.Г.Молоканов,
В.И.Пахомов, Г.П.Решетников, О.В.Савченко,
Л.М.Сороко, В.Г.Сухов

ЭКСПЕРИМЕНТЫ

**ПО РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ТОМОГРАФИИ
НА МЕДИЦИНСКОМ ПРОТОННОМ ПУЧКЕ
СИНХРОЦИКЛОТРОНА**

ЛАБОРАТОРИИ ЯДЕРНЫХ ПРОБЛЕМ ОИЯИ

1980

1. Введение. Пучки тяжелых заряженных частиц по сравнению с гамма-квантами и электронами обладают большими потенциальными преимуществами, используемыми для повышения эффективности лучевой терапии. Одно из таких преимуществ связано с тем, что дозное распределение пучков тяжелых заряженных частиц может регулироваться в соответствии с теми или иными требованиями лучевого лечения. Однако возможности формирования с помощью тяжелых заряженных частиц дозных полей практически любой пространственной конфигурации могут оказаться полезными только в случае достаточно полного и точного определения формы и размеров опухоли, а также места ее расположения внутри тела пациента.

Обычные методы топической рентгенодиагностики не позволяют получить точности, необходимые для планирования терапии с использованием тяжелых заряженных частиц^{1/}. Важным шагом в этом направлении явилось создание установок, в основе которых лежат методы реконструктивной рентгеновской томографии с применением ЭВМ^{2/}. Принцип действия такой установки состоит в следующем. Часть тела пациента, подлежащая диагностике, последовательно сканируется узким пучком рентгеновских лучей. Затем происходит поворот всей системы на некоторый угол и операция сканирования повторяется. Таким образом измеряются распределения величин ослабления потоков рентгеновских лучей /проекции/ при различных углах поворота объекта. Существует математический аппарат, позволяющий по набору этих проекций восстанавливать распределение плотности внутри объекта в плоскости сканирования. Современные рентгеновские реконструктивные томографические аппараты обладают пространственным разрешением до 2 мм^{3/} и позволяют обнаружить разницу в плотности мягких тканей порядка 1% при дозе облучения пациента около 1 рад^{4/}.

В последнее время получили развитие методы протонной и ионной томографии^{5,6/}, в которых вместо узкого пучка рентгеновских лучей применяются монохроматические пучки тяжелых заряженных частиц, характеризующихся жесткой связью между пробегом и энергией. Пучки тяжелых заряженных частиц могут обеспечить равные с рентгеновской томографией точности при дозе, в 10-15 раз меньшей или, при одинаковой дозе, увеличить точность в 3-4 раза^{7/}. Кроме того, при использовании методов протонной и ионной томографии все гетерогенности и изменения

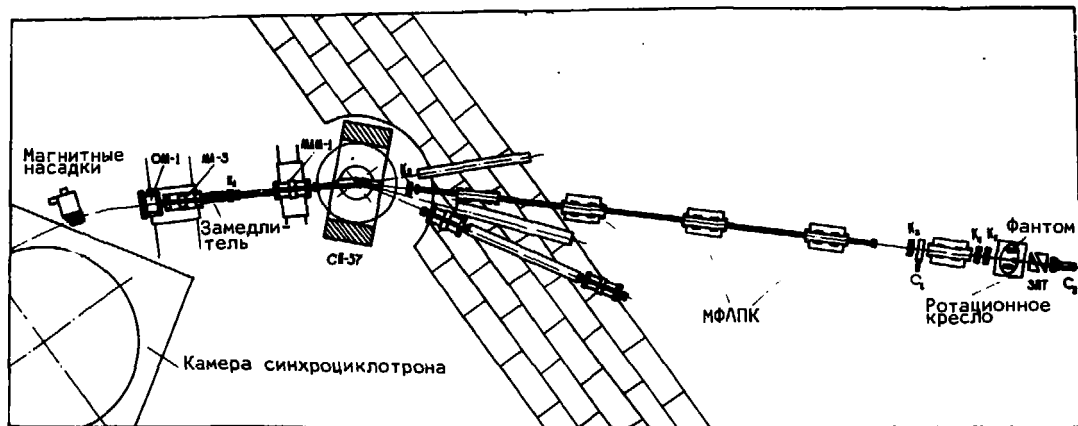


Рис.1. Общая схема формирования протонного пучка и расположение экспериментальной установки для аксиальной протонной томографии /пояснения в тексте/.

толщины тканей для любого направления пучка тяжелых заряженных частиц могут быть точно определены в единицах пробега самих этих частиц /без сложных вычислений, имеющих место в случае рентгеновских томограмм/. Тем самым сильно упрощается составление индивидуальных программ для корпускулярной терапии любого конкретного пациента при произвольной глубине залегания или конфигурации опухоли. Упрощение техники предлучевой подготовки будет особенно заметным, если диагностические и терапевтические процедуры выполнять на одном и том же пучке тяжелых заряженных частиц при одном и том же положении больного.

В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ совместно с ОНЦ АМН СССР уже продолжительное время ведутся работы по использованию тяжелых заряженных частиц в медицине^{/8/}. В настоящее время на базе реконструируемого ускорителя в Лаборатории ядерных проблем создается клиничко-физический комплекс с несколькими процедурными кабинетами для проведения протонной, пи-мезонной и нейтронной терапии онкологических больных^{/9/}. Для оснащения одной из этих процедурных кабин для протонной терапии разработано и успешно прошло испытания на линии с ЭВМ автоматическое устройство "Мезон", предназначенное для сканирующего ротационного облучения глубоко расположенных опухолей пациента, фиксированного в положении сидя^{/10/}.

Целый ряд реконструктивных особенностей устройства "Мезон" позволяет путем несложных изменений и дополнений приспособить его для практической реализации некоторых вариантов аксиальной протонной томографии и тем самым выполнить на одной и той же установке диагностические и терапевтические процедуры.

В настоящей работе дается описание экспериментальной установки для реконструктивной томографии и приводятся результаты ее первых испытаний на медицинском протонном пучке синхротрона Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ.

2. Формирование пучка протонов для реконструктивной томографии. Для практического осуществления реконструктивной протонной томографии на синхротроне Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ требовалось прежде всего сформировать узкий параллельный пучок протонов с пробегом ≈ 35 г/см² /энергия протонов $T_p \approx 240$ МэВ/ с достаточно малым энергетическим разбросом. Для получения такого пучка был использован тот же метод, что и для модификации кривой Брэгга для немонотонных протонных пучков, описанный в работе^{/11/}. Общая схема формирования протонного пучка и расположение экспериментальной установки для реконструктивной протонной томо-

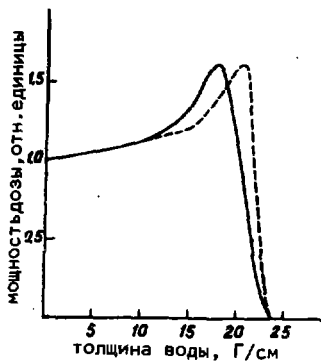


Рис. 2. Кривая Брэгга, измеренная:

- а/ ионизационной камерой /пунктирная кривая/,
 б/ сцинтилляционным счетчиком /сплошная кривая/.

$\Delta r/r = 2\%$. Транспортировка пучка к опытной установке для реконструктивной протонной томографии осуществлялась с помощью фокусирующего канала, состоящего из пяти квадрупольных триплетов типа МФЛПК.

На рис. 2 пунктирной линией изображена кривая Брэгга, измеренная с помощью ионизационной камеры в протонном пучке в месте расположения экспериментальной установки. Из этой кривой следует, что среднеквадратичное отклонение пробегов протонов составляет $\sigma_R = 1,2 \text{ г/см}^2$, а полная ширина на полувысоте импульсного распределения протонного пучка приближается к $\Delta r/r = 2,6\%$.

Формирование узкого параллельного пучка осуществлялось с помощью трех коллиматоров с размерами в горизонтальной и вертикальной плоскостях, равными соответственно: $K_3 / 3 \times 8 \text{ см}^2 /$, $K_4 / 2 \times 4 \text{ см}^2 /$ и $K_5 / 1 \times 2 \text{ см}^2 /$. При этом размеры пучка в месте расположения исследуемого объекта характеризуются значениями полных ширин на полувысоте, равными 1,3 см в горизонтальной плоскости и 3,2 см в вертикальной. Мощность дозы в таком пучке в центре фантома не превосходила 0,3 рад/мин, что соответствует плотности потока протонов $\approx 0,9 \cdot 10^5 \cdot \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$.

графики приведены на рис. 1. Выведенный из камеры синхротронона пучок протонов с энергией 640 МэВ отклоняется с помощью магнитных насадок и поворотного магнита ОМ-1 и фокусируется с помощью дублета квадрупольных линз МЛ-3 на алюминиевый замедлитель, снижающий энергию протонов до 240 МэВ. Сразу после замедлителя располагается щелевой коллиматор К1 шириной 1 см. Объективом служит дублет квадрупольных линз МЛМ-1, создающий в горизонтальной плоскости изображение щели от первого коллиматора в месте расположения коллиматора К2. Коллиматор К2 шириной 1 см располагается на расстоянии 2 м от центра поворотного магнита СП-37. При повороте пучка на угол 14° линейная дисперсия в области коллиматора равна $D = 0,5 \text{ м}$, при этом коллиматор должен пропускать протоны с импульсами в интервале

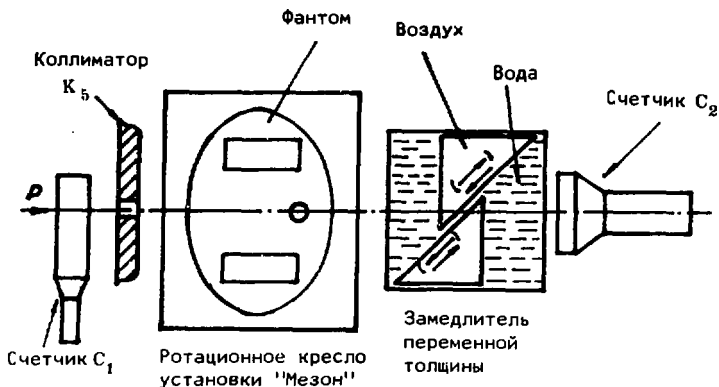


Рис. 3. Принципиальная схема экспериментальной установки для аксиальной протонной томографии, собранной с использованием элементов установки "Мезон" /пояснения в тексте/.

3. Экспериментальная установка для реконструктивной протонной томографии и методика измерений. Принципиальная схема экспериментальной установки для реконструктивной протонной томографии, собранной с использованием элементов установки "Мезон", изображена на рис. 3. Узкий пучок протонов, формируемый с помощью ионной оптики и коллиматоров, проходит через исследуемый объект, размещенный на ротационном стенде устройства "Мезон", замедлитель переменной толщины ЗПТ этой установки и регистрируется сцинтилляционными счетчиками С₁ и С₂. Диаметр счетчика С₂ выбран равным 10 см, чтобы регистрировать с полной эффективностью весь протонный пучок, расширяющийся за счет многократного кулоновского рассеяния при прохождении протонов через объект, подлежащий диагностике, и дополнительный замедлитель. Сцинтилляционный счетчик С₁ с размерами сцинтиллятора 120x120x5 мм³ служит монитором протонного пучка. Счетчики регистрируют импульсы от групп протонов, прошедших через сцинтилляторы за время макроимпульса протонного пучка ускорителя.

На рис. 2 сплошной кривой в относительных единицах изображено отношение сигнала счетчика С₂ к сигналу монитормого счетчика С₁ в зависимости от толщины замедлителя. Это и есть не что иное, как кривая Брэгга со среднеквадратичным отклонением $\sigma_R \approx 2,0 \text{ г/см}^2$, измеренная с помощью сцинтилляционного счет-

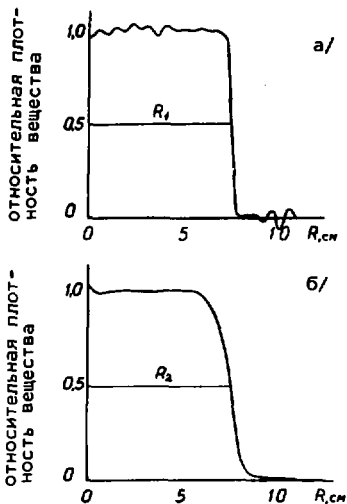


Рис. 4. Радиальные распределения плотности материала цилиндра: -

- а/ рассчитанные по вычисленным проекциям,
- б/ рассчитанные по измеренным проекциям.

ного поглотителя проводилось на линии с малой ЭВМ "Hewlett-Packard 2116 C" таким же образом, как и ранее в устройстве "Мезон" /10/. Информация о положении ротационного стенда с исследуемым объектом и соответствующей толщине дополнительного поглотителя записывалась в память для последующей математической обработки.

С помощью описанной экспериментальной установки на сформированном протонном пучке был осуществлен первый этап фантомных испытаний для получения томографического изображения. Во время проведения измерений с фантомами использовался режим "ожидание". В этом режиме фантом по команде ЭВМ перемещается поперек пучка с шагом 2 мм, затем в течение двух секунд производится настройка дополнительного замедлителя, а затем выполняется само измерение. Для увеличения точности усреднялось

числения S_2 . Методика автоматического измерения распределения толщин исследуемого объекта основана на следующем принципе: при некотором положении исследуемого объекта устанавливается такая толщина дополнительного замедлителя переменной толщины, чтобы их суммарная толщина соответствовала рабочей точке на кривой Брэгга /обычно выбираемой равной 50%-ному уровню дозы на спаде кривой/. При каждой перемене положения исследуемого объекта и, следовательно, изменении его толщины вдоль оси протонного пучка, новое значение толщины дополнительного поглотителя /по командам ЭВМ/ подбирается так, чтобы суммарная толщина поглотителя и объекта оставалась постоянной. Это обеспечивает постоянную чувствительность метода во всем диапазоне изменения толщин исследуемого объекта. Управление процессом перемещения исследуемого объекта относительно протонного пучка и изменения толщины дополнительного

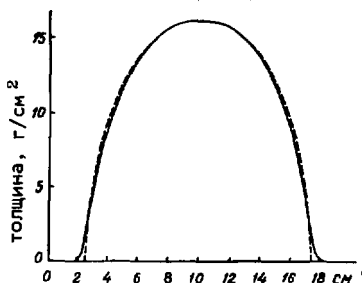


Рис. 5. Проекция цилиндра:

- а/ пунктирная кривая - вычисленная проекция,
 б/ сплошная кривая - измеренная проекция.

определяется в основном инерцией механических узлов установки "Мезон", а также шумами и наводками электронных схем и в дальнейшем при конструировании специализированной установки может быть уменьшена.

4. Математическая процедура восстановления распределения плотности объекта по его проекциям. В данном варианте реконструктивной томографии восстановление структуры исследуемых объектов проводилось в пространстве фурье-спектров. На основе алгоритма, описанного в работе^{12/}, была составлена программа восстановления на ФОРТРАНе для ЭВМ СДС-6500, которая на основе сетки концентрических квадратов позволяет получить распределение плотностей вещества внутри объекта по его проекциям. Возможность восстановления по проекциям следует из теоремы о проекциях и сечениях, которая устанавливает, что преобразование Фурье проекции является сечением преобразования Фурье проецируемого объекта.

Составленная программа состоит из следующих основных блоков, осуществляющих:

1. Ввод данных о проекциях объекта, частоте дискретизации проекций, числе проекций, размере расчетной матрицы.
2. Преобразование Фурье исходных проекций.
3. Расчет распределения плотности вещества исследуемого объекта /обратное двумерное преобразование Фурье/.
4. Выдачу результатов расчета на печать.

100 значений отношений сигнала счетчика C_2 к сигналу счетчика C_1 . При этих условиях были произведены измерения по определению точности самого метода. Среднеквадратичная ошибка точек кривой гетерогенности для любого ее участка составила $\sigma_1 = 0,26$ мм. Это существенно больше, чем статистическая ошибка, определяемая по фор-

$$\text{муле: } \sigma = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \frac{\sigma_R}{\sqrt{N}} \approx 0,05 \text{ мм,}$$

где $\sigma_R = 2,0 \text{ г/см}^2$ - дисперсия кривой Брэгга с учетом толщины счетчика C_2 и $N \approx 2,4 \cdot 10^5$ - полное число протонов за 100 макроимпульсов ускорителя. Такая разница

Кроме того, для моделирования восстановления плотности была составлена подпрограмма вычисления проекций простых геометрических фигур цилиндрической и прямоугольной формы и различных комбинаций из них, которая использовалась на стадии откладки и выбора оптимальных параметров основной программы.

Первоначально, с целью проверки данного метода томографии, было осуществлено восстановление структуры однородного цилиндра, диаметр которого равен 15 см, а плотность $\approx 1,0$ г/см³. Поскольку такой объект обладает аксиальной симметрией, то все его проекции идентичны и функция распределения плотности $f(x_1, x_2)$ может быть восстановлена по одной проекции. На рис. 4 а, б изображены радиальные распределения плотности материала цилиндра, рассчитанные по вычисленным и измеренным проекциям соответственно. Проекция цилиндра, по которым проводилось восстановление, показаны на рис. 5. Здесь пунктирной линией изображена вычисленная проекция, сплошной - измеренная. Распределение, восстановленное по измеренным проекциям, отличается плавным переходом границы цилиндра, что находится в удовлетворительном соответствии с шириной пучка /полуширина пучка в горизонтальной плоскости $\Delta X = 1,3$ см/.

Восстановление структуры объекта более сложной формы, грубо имитирующего органы грудной клетки человека и состоящего из фторопластовой трубки плотностью $\rho = 2,17$ г/см³ /моделирующей позвоночник/ и двух параллелепипедов из пенопласта с $\rho = 0,3$ г/см³ /моделирующих легкие/, показано на рис. 6, где а/ - контуры деталей фантома, б/ - распределение плотности фантома, восстановленное по измеренным проекциям.

Для этого объекта было измерено 32 проекции в пределах угла 90°, что вследствие симметрии объекта равнозначно 64 проекциям в диапазоне углов 180°. Три характерные проекции объекта показаны на рис. 7. Количество разбиений проекций равнялось 64. Время расчета матрицы размером 64x64 точек составляет на ЭВМ СДС-6500 приблизительно 25 секунд.

Полученные результаты восстановления структуры различных объектов указывают на то, что для данного пучка протонов и соответствующего набора проекций пространственное разрешение структуры объектов, восстановленной по измеренным проекциям, определяется в основном размерами пучка. Динамический диапазон экспериментальной установки, т.е. максимальное изменение толщины объекта, которое может быть еще зарегистрировано, в данном варианте аксиальной томографии определяется наибольшей толщиной замедлителя и в предельном случае может равняться пробегу используемых частиц.

Средняя доза, поглощенная в облучаемом слое объекта при измерении 32 проекций, не превосходила 3 рад, что существенно

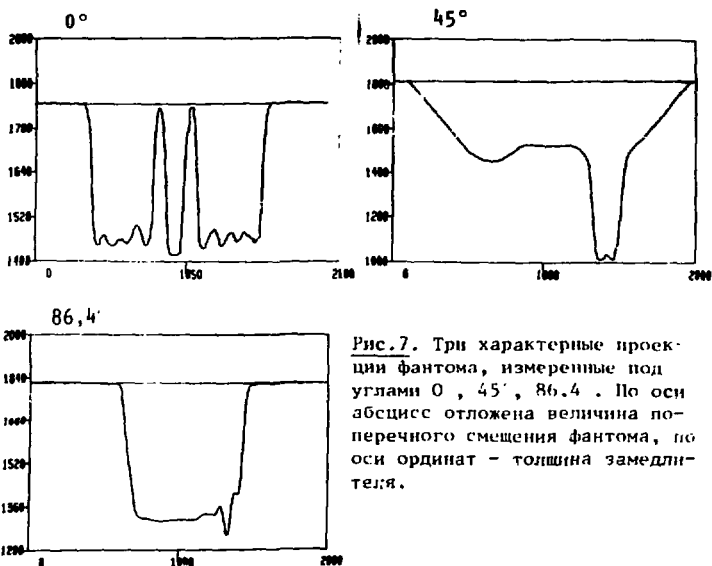


Рис. 7. Три характерные проекции фантома, измеренные под углами 0, 45°, 86,4°. По оси абсцисс отложена величина поперечного смещения фантома, по оси ординат - толщина замедлителя.

цедуры перед каждым терапевтическим сеансом и корректировать план облучения, если положение больного на пучке по каким-либо причинам от сеанса к сеансу меняется неучитываемым образом.

5. Выводы. В ходе проведенных экспериментов показана практическая осуществимость реконструктивной протонной томографии на автоматических устройствах типа "Мезон", предназначенных для лучевой терапии. Отличительной чертой экспериментальной установки является большой динамический диапазон измерения толщины объекта при постоянной чувствительности метода, ограниченный только пробегом используемых протонов, а также возможность измерения толщин объекта в единицах пробега протонов в веществе замедлителя, что позволяет существенно упростить составление индивидуальных программ облучения пациента. Возможность выполнения с помощью подобных установок диагностических и терапевтических процедур для одного и того же положения пациента позволит в будущем существенно повысить

точность клинической топографии, перейти к терапии таких опухолей, при облучении которых невозможно применение внутриполостных датчиков, а также уменьшить требования к воспроизводимости положения пациента при фракционированном облучении.

В заключение авторы выражают благодарность члену-корреспонденту АН СССР В.П.Джелепову и профессору А.И.Рудерману за содействие в проведении настоящей работы; Ю.К.Акимову, В.Г.Зинову, А.Н.Синаеву и сотрудникам отдела автоматизации физических экспериментов за изготовление стандартных блоков электроники и помощь в их наладке.

Литература

1. Goitein M., Suit H. The Influence of Tissue in Homogeneities of the Dose Distribution of Charged Particle Beams. In Proc. of an Int. Workshop, Key. Biscayne Florida (Oct. 1-3, 1975), p.138.
2. Hounsfield G.W. British J. of Radiology, 1973, 46, p.1016.
3. Swindell W., Barrett H.H. Physics Today, 1977, 30, No.12, p.32.
4. Ommaga A.K. et al. British J. of Radiology, 1976, 49, p.604.
5. Tobias C.A. et al. Heavy Ion Radiography and Microscopy UCRL-17357, 1967.
6. Koehler A.M. Science, 1968, 160, p.303.
7. Hanson K.M. IEEE Trans. on Nucl.Sci., 1979, NS-26, No.1, p.1635.
8. Абазов В.М. и др. ОИЯИ, Д-8883, Дубна, 1975.
9. Джелепов В.П. и др. ОИЯИ, Р16-11183, Дубна, 1978.
10. Абазов В.М. и др. ОИЯИ, 18-80-156, Дубна, 1980.
11. Зорин В.П. и др. ОИЯИ, Р16-11080, Дубна, 1977. Использование протонных пучков в лучевой терапии. Труды Первого международного семинара. Москва, 6-11 декабря 1977 г., Москва, Атомиздат, 1979, вып.1, с.137.
12. Mersereau R.M., Orpenheim A.V. Proc. IEEE, 1974, v.62, p.1319-1338.

Рукопись поступила в издательский отдел
18 ноября 1980 года.