

93-351



сообщения  
объединенного  
института  
ядерных  
исследований  
дубна

18-93-351

В.М.Абазов, Б.В.Астрахан\*, Ю.Г.Будяшов, В.П.Зорин,  
Г.В.Мицын, А.Г.Молоканов, О.В.Савченко

АПРОБАЦИЯ МЕТОДА РОТАЦИОННОГО  
СКАНИРУЮЩЕГО ОБЛУЧЕНИЯ  
НА МЕДИЦИНСКОМ ПРОТОННОМ ПУЧКЕ  
ЛАБОРАТОРИИ ЯДЕРНЫХ ПРОБЛЕМ ОИЯИ

---

\*Онкологический научный центр РАМН, Москва

1993

## 1. Введение

Протонные пучки позволяют формировать существенно более локализованные дозные распределения по сравнению с наиболее широко применяемыми в лучевой терапии пучками электронов и гамма-излучением. Более слабое рассеяние протонов в биологической ткани, определенный пробег и наличие в конце пробега частиц максимума ионизации – пика Брэгга, позволяют формировать дозные поля сложной конфигурации с высокими краевыми градиентами. В результате уменьшается лучевая нагрузка на окружающие опухоль здоровые ткани.

В традиционной лучевой терапии с той же целью применяют ротационное облучение. Совмещение четко выраженных преимуществ дозных распределений протонных пучков с выгодами подвижного облучения дает возможность дополнительно улучшить соотношение доз, поглощенных в опухоли и в окружающих её здоровых тканях.

Выигрыш, связанный с использованием протонов, особенно велик при облучении глубоко расположенных опухолей. Однако использовать в лучевой терапии дозные поля с резкими границами довольно сложно. Для этого, в частности, необходимо значительно повысить жесткость и воспроизводимость укладки больного во время облучения, а также увеличить точность, с которой определяют положение опухоли внутри тела пациента и юстируют ее для облучения. Нужно также надежно контролировать совмещение дозного максимума с облучаемой мишенью.

Разработка методики протонного облучения глубоко залегающих опухолей (таких, как рак пищевода) на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ проходила в несколько этапов.

В начале применяли метод многопольного облучения рака пищевода [1]. Пик Брэгга совмещали с опухолью пищевода на основе расчета суммарной толщины тканей, расположенных на пути протонного пучка. Расчет вели по топографоанатомическим картам поперечного сечения тела пациента (рис. 1). Но такой метод не обеспечивал необходимой точности. Поэтому, для более надежного наведения пика Брэгга, в просвет пищевода вводили миниатюрный внутриволостной полупроводниковый детектор (ВПД), с помощью которого и обеспечивалось точное совмещение пика Брэгга с опухолью. Ввиду большой протяженности облучаемого объема вдоль длинной оси тела облучение проводили полями, расположенными в 2 этажа, состыковывая их по длине пищевода.

Накопленный таким образом клинический опыт (6 больных [2]) позволил перейти к следующему этапу – непрерывному ротационному облучению протонами с автоматическим удерживанием пика Брэгга в

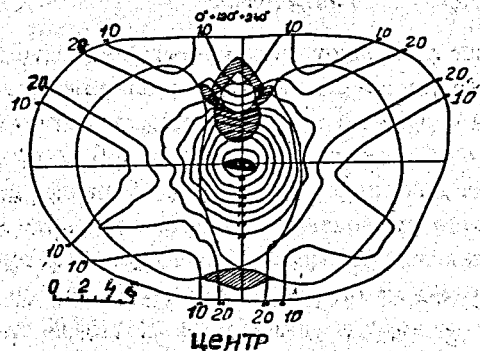


Рис.1. Дозное распределение при трехлобном статическом облучении рака пищевода на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ [1]

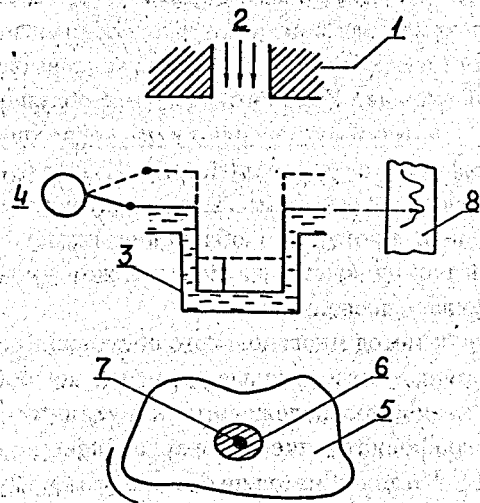


Рис.2. Схема челочно-ротационного облучения [5]:  
1 – коллиматор; 2 – пучок протонов; 3 – плоскопараллельный водный поглотитель; 4 – электропривод; 5 – объект облучения; 6 – опухоль; 7 – внутриволостной дозиметр; 8 – кривая гетерогенности в носителе информации

пределах опухоли. Метод был разработан в ВОИЦ [3] и применен впервые в мире на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ. Для этого коллективом сотрудников ВОИЦ АМН СССР (сейчас – ОИЦ РАМН), ЛЯП ОИЯИ и ЦКБ АМН (сейчас – СЭТП РАМН) была создана специальная установка ПРОТОН [4].

Основная идея метода ротационного облучения протонами заключается в том, что автоматическая система удерживает пик Брэгга в центре пищевода при всех углах поворота ротационного стенда, независимо от толщины и тормозной способности тканей тела пациента, лежащих на пути пучка. Для этого, как и при статическом облучении, в просвет пищевода, на уровень опухоли, в точку пересечения (горизонтальной) оси протонного пучка с (вертикальной) осью ротации стенда вводят ВПД (7, рис.2). Перед больным, на пути протонного пучка, помещают управляемый замедлитель переменной толщины 3.

Во время первого сеанса ротационного облучения автоматическая система 4 (непрерывно анализируя сигнал с ВПД) изменяет толщину замедлителя так, чтобы пик Брэгга всегда совмещался с опухолью. Соотношение: "угол облучения / толщина дополнительного замедлителя" автоматически записывают для всего диапазона углов поворота ротационного стенда в виде графика (т.наз. линии гетерогенности – 8, рис.2). Последующие сеансы фракционированного облучения проводят без ВПД, используя линию гетерогенности в программе облучения.

Если необходимо расширить область очаговой дозы, ограниченной 90%-ной изолинией в суммарном дозном поле, то при терапевтическом ротационном облучении пик Брэгга смещают вдоль оси протонного пучка относительно позиции, определенной линией гетерогенности. Например, на всех направлениях облучения уменьшают толщину замедлителя на 2–3 г/см<sup>2</sup>.

Ротационное протонное облучение рака пищевода (у 24 больных) вели большими полями, расположенными вдоль длинника пищевода в 2–3 этажа [6]. Процедура облучения получалась довольно длительной и обеспечивала точную локализацию дозного максимума только на уровне центра каждого этажа.

Для облучения каждого этажа измеряли и использовали свою линию гетерогенности. Перед облучением очередного этажа приходилось входить в процедурную, вручную менять координаты ротационного стенда, вручную перемещать ВПД внутри просвета пищевода, повторно юстировать датчик и контролировать положение пациента и опухоли.

Следующим этапом развития метода поэтажного ротационного про-

тонного облучения стала аппаратура, позволившая проводить облучение с управлением от ЭВМ (установка МЕЗОН, рис.3 [7]), которая была разработана тем же коллективом авторов, что и установка ПРОТОН.

В новой установке автоматизированы все операции, необходимые для изменения координат ротационного стенда (т.е. кресла, в котором фиксирован больной). Дистанционным стало и перемещение ВПД внутри пищевода. Им управляет либо ЭВМ, либо врач-оператор (из пультавой), а сам датчик перемещается внутри резинового катетера, введенного в просвет пищевода. Облучение стало быстрым и "построчным", т.е., ротационно-сканирующим.

Использование внутриволостного дозиметрического детектора обеспечивает высокую точность совмещения пика Брэгга с опухолью, но, одновременно, резко ограничивает область применения метода. Данный вариант ротационно-сканирующего облучения можно использовать для терапии только таких злокачественных опухолей, рядом с которыми имеется естественная полость, куда можно поместить ВПД.

Кроме того (из-за опасности травмировать слизистую, особенно при нарастании местной лучевой реакции), датчик невозможно вводить во время каждого сеанса облучения, что не позволяет контролировать правильность облучения во время большинства сеансов лучевой терапии. Это, в свою очередь, заставляет предъявлять очень жесткие требования к воспроизводимости положения пациента на ротационном стенде, но все равно не гарантирует от ошибок, связанных, например, с изменением веса пациента в течение длительного курса фракционированного облучения (1,5-2 мес.), уменьшением его роста к концу дня (иногда на 1-2 см), различной высотой стояния диафрагмы до и после приема пищи и т.п.

Перечисленных недостатков можно избежать, если в программе облучения использовать линии гетерогенности, рассчитанные по поперечным компьютерным томограммам (КТ), полученным после усадки и фиксации пациента на ротационном стенде для проведения сеанса облучения.

Для получения топометрической информации о внутренних органах пациента в положении облучения был разработан и изготовлен оригинальный горизонтальный рентгеновский компьютерный томограф [8], совмещенный с ротационным стендом установки МЕЗОН. Томографом управляет персональный компьютер РС АТ-286. Измерение одной томограммы производится за один оборот ротационного стенда в течение

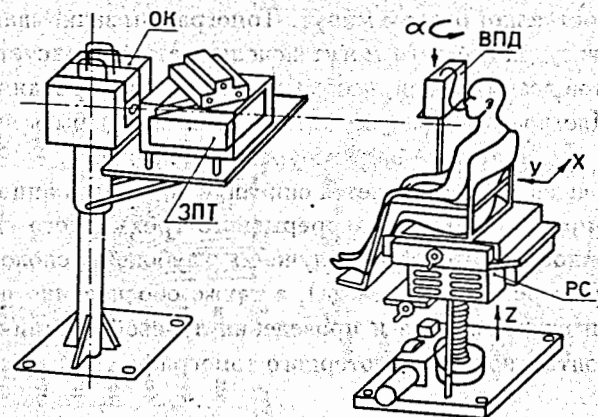


Рис.3. Установка МЕЗОН

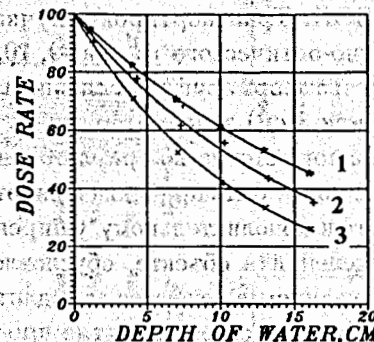


Рис.4. Величины мощностей доз в пике Брэгга в зависимости от толщины замедлителя (в процентах от мощности дозы при нулевой толщине):

- 1 - пучок протонов 225 МэВ, диаметр коллиматора 5 см;
- 2 - пучок 200 МэВ, коллиматор 5 см;
- 3 - пучок 200 МэВ, коллиматор 3 см



одной минуты. Время реконструкции изображения (матрица 128 x 128) на РС АТ-386 составляет около 5 минут. Томограммы записываются на магнитную дискету, после чего могут использоваться в расчетах различных вариантов дозных полей, необходимых при планировании лучевой терапии. Цветное изображение томограммы может быть выведено на дисплей или распечатано в виде изохронной плотности.

Целью настоящей работы является описание комплекса аппаратуры и результатов апробации метода непрерывного трехмерного сканирующего ротационного протонного облучения глубоко расположенных опухолей (на примере рака пищевода), а также обоснование перспективной методики планирования и проведения лучевой терапии с применением горизонтального компьютерного томографа.

## 2. Протонный пучок

В процедурной кабине No 1 Клинико-физического комплекса фазотрона ЛЯП ОИЯИ сформирован пучок протонов со средней энергией 200 МэВ, предназначенный для ротационно-сканирующего облучения пищевода на установке МЕЗОН. Транспортировка пучка в кабину осуществляется с помощью ионно-оптического тракта [9, 10, 11].

Поперечные размеры пучка формируются основным (5 см x 5 см) и чистовым (диаметром 5 см или 3 см) коллиматорами.

Из-за движений ротационного стенда во время облучения замедлитель переменной толщины не может быть приближен вплотную к облучаемому объекту, что приводит к дополнительному уширению пространственных дозных распределений в объекте, обусловленному многократным кулоновским рассеиванием в веществе замедлителя. С увеличением толщины рассеивателя возрастает размытие пространственных дозных распределений, и, как следствие, уменьшается мощность дозы в мишени.

Изменения мощности дозы в пике Брэгга на оси ротации стенда измеряли для чистовых коллиматоров диаметром 3 см и 5 см. Величины мощностей доз в пике Брэгга в зависимости от толщины замедлителя (в процентах от мощности дозы при нулевой толщине) приведены на рис. 4. Сплошные линии — аппроксимация экспоненциальными зависимостями. Для сравнения приведены данные для пучка 225 МэВ.

Колебания мощности дозы нужно учитывать при определении дозы радиации, поглощенной в мишени (в опухоли), а также при работе устройства МЕЗОН в режиме измерения линий гетерогенности и при

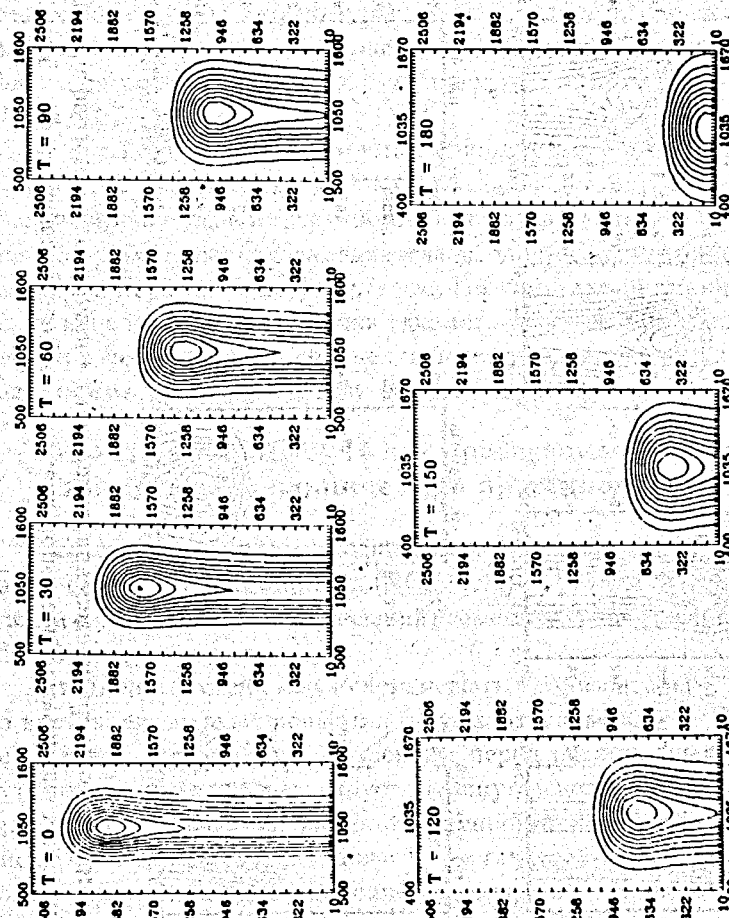
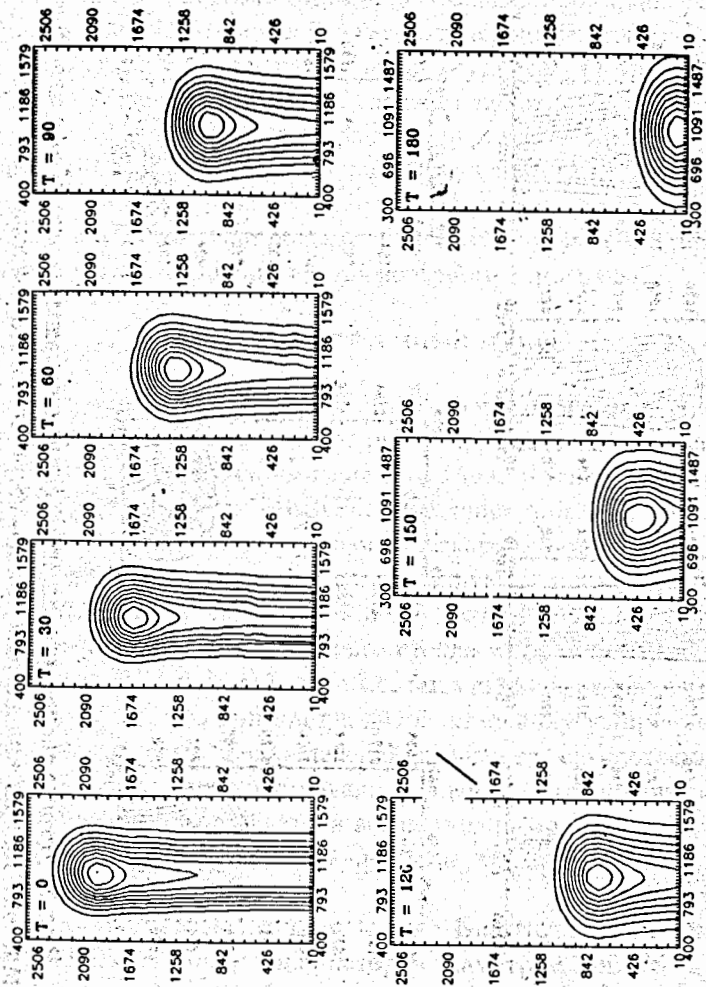


Рис. 5. Дозные распределения, измеренные с помощью изодографа для всего диапазона толщин замедлителя при диаметре чистового коллиматора — 3 см



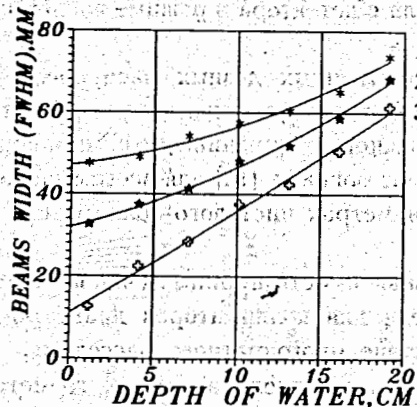


Рис.7. Зависимость ширины пучка в области пика Брэгга от толщины замедлителя для коллиматоров диаметром 3 и 5 см:

- 1 – диаметр коллиматора 5 см;
- 2 – диаметр коллиматора 3 см;
- 3 – уширение пучка вследствие многократного рассеяния

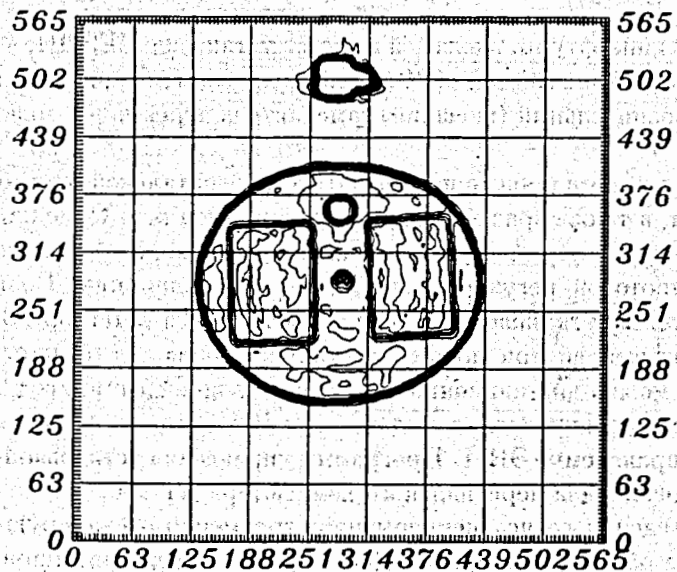


Рис.8. Поперечная компьютерная томограмма фантома в виде уровней плотности

ротационное облучение состыкованных друг с другом горизонтальных слоев ("этажей") тела пациента.

После того как середина первого горизонтального слоя тела пациента (первая строка облучаемого объема) выведена на уровень оси протонного пучка, в просвет пищевода вводят полный зонд с полупроводниковым детектором. Пациента (по горизонтали) и детектор (по вертикали) юстируют таким образом, чтобы при всех углах поворота стэнда детектор располагался в точке пересечения (вертикальной) оси ротации стэнда, с осью протонного пучка (расположенной строго горизонтально).

Существует два режима работы установки: режим записи (измерение линии гетерогенности) и режим воспроизведения (терапевтическое облучение мишени).

В режиме измерения линии гетерогенности ЗПТ на связи с ЭВМ автоматически отслеживает изменение толщин вещества тела пациента на пути пучка до центра мишени. Толщина замедлителя меняется таким образом, чтобы отношение мощности дозы в месте расположения ВПД на спаде глубинного дозного распределения за пиком Брэгга к мощности дозы в пике Брэгга оставалось постоянным для всех углов поворота стэнда (например, 70%). При повороте ротационного стэнда с объектом облучения на некоторый угол изменяется суммарная водозквивалентная толщина вещества на пути пучка и, следовательно, величина сигнала с ВПД. На основе анализа величины и направления изменений сигнала с ВПД ЭВМ выдает команду увеличить или уменьшить толщину дополнительного замедлителя так, чтобы суммарная водозквивалентная толщина вещества, лежащего на пути протонного пучка до центра мишени, оставалась постоянной.

Информацию о необходимой толщине дополнительного замедлителя для всех значений углов поворота стэнда (линию гетерогенности) получают поочередно для всех строк сканирования. При этом перемещение ротационного стэнда и ВПД со строки на строку, а также запись всех линий гетерогенности автоматически выполняет управляющая процессом облучения ЭВМ.

Полученные линии гетерогенности используют затем в режиме воспроизведения в программе облучения.

#### 4. Фантомные измерения

Проверку метода ротационного облучения с автоматическим удерживанием пика Брэгга в облучаемой мишени провели на фантоме, имитирующем грудную клетку человека. Фантом состоит из двух параллелепипедов из пенопласта и тефлоновой трубки (имитирующих легкие и позвоночник), помещенных в сосуд с водой, представляющий собой тонкостенный эллиптический цилиндр из оргстекла. На рис.8 приведена КТ фантома в виде изоуровней плотности.

По этой томограмме рассчитали линию гетерогенности для данного поперечного сечения фантома. Линию гетерогенности измерили также с помощью полупроводникового детектора. Две линии гетерогенности: измеренная с помощью ВПД (он был совмещен с осью ротации станда) и рассчитанная из рентгеновской томограммы – приведены в нижней части рис.9. Они совпали с точностью до нескольких миллиметров.

Верхняя линия на рис. 9 – результат проверки работы системы в режиме воспроизведения линии гетерогенности, рассчитанной по КТ. Она представляет собой величину сигнала с ВПД (с поправкой на многократное кулоновское рассеяние), измеренного во время ротационного облучения в режиме воспроизведения. Постоянный уровень сигнала свидетельствует о правильности удержания пика Брэгга в облучаемой мишени на всех углах поворота ротационного станда.

Аналогичные результаты получены при проверке работы системы в режиме ротационно-сканирующего облучения, когда ЭВМ автоматически меняла координаты ротационного станда и ВПД, проводя построчное (позажанное) облучение всего заданного объема.

#### 5. Укладка, юстировка и контроль положения больного во время ротационно-сканирующего протонного облучения

С помощью установки МЕЗОН управляющая ЭВМ с большой точностью (порядка 1 мм) способна измерять линии гетерогенности и формировать в облучаемом объекте дозное поле сложной конфигурации.

Но в реальных клинических условиях при протонной лучевой терапии злокачественной опухоли у конкретного больного высокая аппаратная точность окажется бесполезной, если не удастся обеспечить достаточно точную, жесткую и воспроизводимую фиксацию больного во время сеанса облучения, а также прецизионную юстировку и контроль положения тела больного во время серии сеансов облучения.

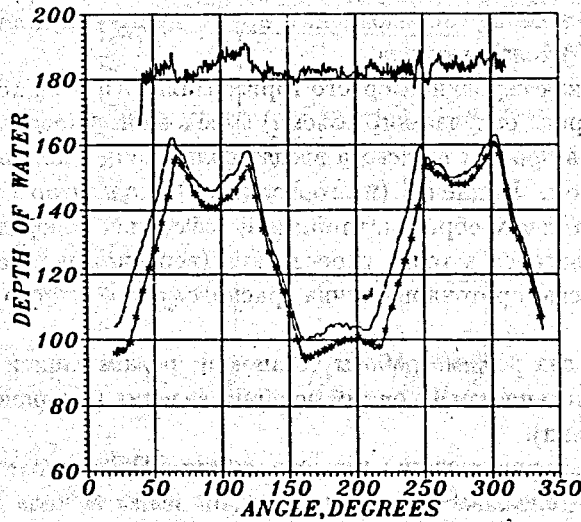


Рис.9. Ротационное протонное облучение фантома. Две линии гетерогенности (в нижней части рисунка) – измеренная с помощью ВПД, расположенного на оси ротации станда, и рассчитанная по КТ, практически, совпали. Близкая к горизонтальной линия в верхней части рисунка – результат проверки работы системы в режиме воспроизведения линии гетерогенности

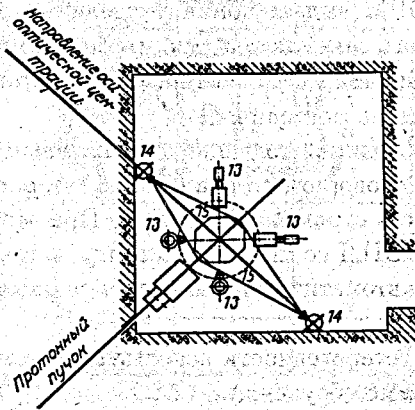


Рис.10. Система оптических лазерных и рентгеновских центраторов, установленных вокруг ротационного станда



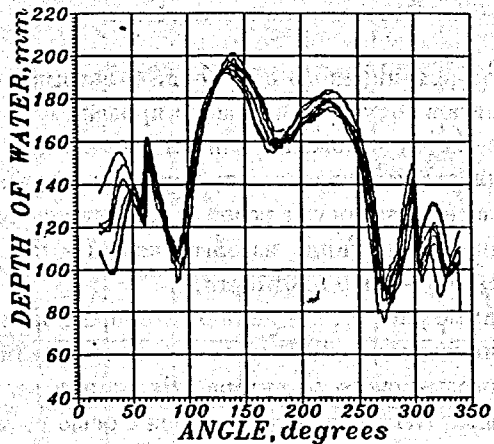


Рис.11. Линии гетерогенности, полученные из расчетов по КТ во время серии сеансов облучения рака пищевода у одного и того же больного для одного из уровней ротационного сканирования

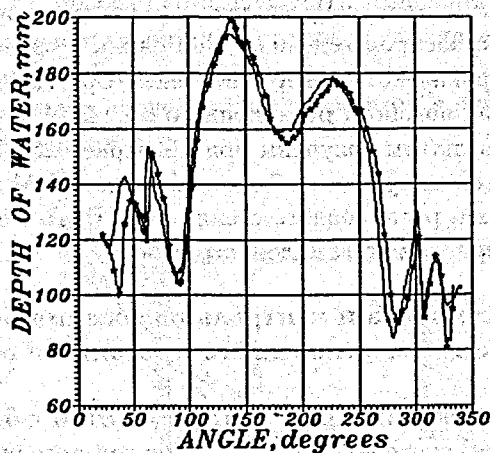


Рис.12. Линии гетерогенности – рассчитанная по КТ и полученная с помощью ВПД у одного и того же больного для одного уровня ротационного сканирования

Фиксация больного в положении "сидя" представляет собой особенно сложную медико-техническую задачу, так как туловище человека обладает примерно 20 степенями свободы (его можно наклонить в любую сторону, "скрутить", поднять/опустить одно или оба плеча и т.п.). Быструю, достаточно жесткую и воспроизводимую фиксацию больного в кресле ротационного стенда выполняет весьма сложное специальное устройство [13].

Отдельные быстродействующие узлы фиксируют ступни ног, колени и бедра пациента, сжимают и фиксируют таз в области тазобедренных суставов, принудительно обеспечивают заданную форму прогиба позвоночника, фиксируют кисти рук, предплечья, плечевые суставы и, наконец, голову пациента. При повторных укладках прежнее положение фиксаторов выставляют заранее, заставляя пациента вынужденно повторить и сохранять во время облучения первоначально заданную позу. Эта аппаратура разработана ОНЦ РАМН совместно с СЭТП РАМН. Ими же сконструирована оригинальная, сложная система оптических лазерных и рентгеновских центраторов, установленная вокруг ротационного стенда (рис.10 [13]).

Контроль воспроизводимости положения пациента ведут отдельно для каждой строки сканирующего ротационного облучения. Во время каждого сеанса фракционированного облучения на уровне данной строки сканирования делают горизонтальную компьютерную томограмму (КТ), по которой рассчитывают линию гетерогенности. У леченных нами больных, на каждом уровне сканирования линии гетерогенности, полученные во время серии сеансов облучения, практически совпадали (рис.11), что подтверждает высокую воспроизводимость положения пациента. Расчетные линии гетерогенности сравнивали также с полученными у того же больного с помощью ВПД (рис.12). Хорошее совпадение линий гетерогенности на двух последних рисунках может служить обоснованием для составления программы ротационно-сканирующего протонного облучения исключительно на основании рентгеновских компьютерных томограмм.

## 6. Выводы

1. На примере протонного облучения рака пищевода проведена апробация комплекса аппаратуры для непрерывного ротационного сканирующего облучения глубоко расположенных опухолей на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ, включающего в себя управляемый

от ЭВМ ротационный стенд и совмещенный с ним рентгеновский томограф.

2. В процедурной кабине сформирован пучок протонов со средней энергией 200 МэВ, измерены его характеристики.

3. Разработана методика расчета линий гетерогенности по рентгеновским томограммам, измеренным на ротационном стенде непосредственно перед проведением облучения.

4. При фантомных испытаниях получено хорошее совпадение линий гетерогенности, вычисленных по рентгеновским томограммам и измеренных с помощью полупроводниковых детекторов.

5. Правильность метода расчета программы сканирующего ротационного облучения по рентгеновским компьютерным томограммам, а также воспроизводимость укладки пациента в течение ряда следующих друг за другом сеансов фракционированной протонной терапии подтверждены в клинических условиях.

6. Обоснован метод сканирующего ротационного облучения с применением горизонтального рентгеновского компьютерного томографа для расчета программы трехмерного облучения больших злокачественных опухолей и контроля их облучения.

### Литература

1. Б.В.Астрахан "Подготовка к облучению злокачественных опухолей пищевода на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ". В кн.: "Медицинский протонный пучок Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ". Сообщения ОИЯИ Р-5646, Дубна, 1971, с. 33-48.

2. А.И.Рудерман, Б.В.Астрахан, И.Г.Жаков "Первые непосредственные результаты статической протонной терапии рака пищевода на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ". В кн.: "Медицинский протонный пучок ЛЯП ОИЯИ, ч. II". Сообщения ОИЯИ 7287, Дубна, 1973, с. 40-46.

3. Б.В.Астрахан. Способ проведения ротационного облучения биологических объектов пучком параллельных моноэнергетических тяжелых заряженных частиц, например, протонов. Авторское свидетельство № 405236 (СССР). ОИПОТЗ, 29, 269 (1979).

4. В.М.Абазов, В.П.Джелепов, Е.С.Кузьмин, А.Г.Молоканов, Г.П.Решетников, О.В.Савченко, В.А.Трофимов, Е.П.Череватенко, Б.В.Астрахан, А.А.Вайнсон, М.Ш.Вайнберг, Г.В.Макарова, А.И.Рудерман, Н.Л.Шмакова, С.П.Ярмоненко "Получение и использование

медицинских протонного и пи-мезонного пучков в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ и перспективы дальнейших работ". Сообщение ОИЯИ Д-8883, Дубна, 1975.

5. В.П.Джелепов, В.М.Абазов, В.И.Комаров, Е.С.Кузьмин, Г.П.Решетников, О.В.Савченко, Е.П.Череватенко, А.И.Рудерман, Б.В.Астрахан, М.Ш.Вайнберг "Параметры медицинского протонного пучка Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ и исследования по его клиническому применению". В кн.: "Протонные пучки высоких энергий и лучевая терапия злокачественных опухолей". Сообщения ОИЯИ 9035, Дубна, 1975, с.21-35.

6. Б.В.Астрахан "Лучевая терапия рака пищевода и легкого на медицинском протонном пучке Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ". В кн.: "Использование протонных пучков в лучевой терапии". М. Атомиздат, 1979г., вып.3, с.140-147.

7. В.М.Абазов, Г.А.Андреев, Б.В.Астрахан, Т.С.Гаврилова, И.И.Клочков, С.А.Кутузов, В.И.Пахомов, Г.П.Решетников, О.В.Савченко, В.Г.Сухов "Аппаратура на линии с ЭВМ для сканирующего ротационного облучения на пучках тяжелых заряженных частиц". Сообщение ОИЯИ 18-80-156, Дубна, 1980.

8. 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". Сообщение ОИЯИ 13-87-702, Дубна, 1987.

9. В.М.Абазов, С.А.Густов, В.П.Зорин, С.А.Кутузов, И.В.Мирохин, Г.В.Мицын, А.Г.Молоканов, О.В.Савченко, А.В.Филимонов "Получение и исследование терапевтических протонных пучков на реконструированном фазотроне Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ". Сообщение ОИЯИ Р9-86-648, Дубна, 1986.

10. В.М.Абазов, С.А.Густов, В.П.Зорин, С.А.Кутузов, И.В.Мирохин, Г.В.Мицын, А.Г.Молоканов, О.В.Савченко, А.В.Филимонов "Получение и исследование терапевтических протонных пучков на реконструированном фазотроне Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ". Мед.радиология, 1988, No.1, с.67.

11. В.М.Абазов, Г.А.Андреев, Б.В.Астрахан, А.Н.Брагин, С.А.Густов, В.П.Джелепов, В.П.Зорин, И.И.Клочков, С.А.Кутузов, И.В.Мирохин, Г.В.Мицын, А.Г.Молоканов, В.К.Пойдепко, О.В.Савченко, Е.П.Череватенко, А.В.Филимонов "Шестикабинный клинико-физический комплекс Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ для лу-

чевой терапии пучками протонов, отрицательных пи-мезонов и нейтронов". Сообщение ОИЯИ 18-90-496, Дубна, 1990.

12. С.А.Кутузов "Устройство для автоматизированного измерения дозных полей". Сообщение ОИЯИ P10-194, Дубна, 1989.

13. Б.В.Астрахан "Методика ротационно-сканирующего протонного облучения рака пищевода перспективы ее использования при облучении опухолей других локализаций". М.: Мед. радиология, 1987, 8, с. 85—87.

Рукопись поступила в издательский отдел  
22 сентября 1993 года.