

5646

СООБЩЕНИЯ  
ОБЪЕДИНЕННОГО  
ИНСТИТУТА  
ЯДЕРНЫХ  
ИССЛЕДОВАНИЙ

Дубна

P - 5646



ЛАБОРАТОРИЯ ЯДЕРНЫХ ПРОБЛЕМ

МЕДИЦИНСКИЙ ПРОТОННЫЙ ПУЧОК  
ЛАБОРАТОРИИ ЯДЕРНЫХ ПРОБЛЕМ  
ОИЯИ

1971

Р - 5646

МЕДИЦИНСКИЙ ПРОТОННЫЙ ПУЧОК  
ЛАБОРАТОРИИ ЯДЕРНЫХ ПРОБЛЕМ  
ОИЯИ

Под редакцией А.И.Рудермана  
и М.Ш.Вайнберга

ОИ И  
БИБЛИОТ КА

## СО Д Е Р Ж А Н И Е

Стр.

1. А.И.Рудерман, Б.В.Астрахан, М.Ш.Вайнберг, О.В.Савченко  
Техническое оснащение и подготовка к облучению онкологичес-  
ких больных на медицинском протонном пучке ЛЯП  
ОИЯИ . . . . . 3
2. С.А.Бальтер  
Предлучевая подготовка больных, уточнение топографии  
и метрия мишеней, подлежащих облучению . . . . . II
3. Р.Ф.Саламов  
Экспериментальная проверка на секционных препаратах  
расчетных карт изодоз для протонного пучка. . . . . 20
4. Р.Ф. Саламов  
Подготовка и проведение процедур облучения онкологиче-  
ских больных на протонном медицинском пучке ЛЯП ОИЯИ. . . 25
5. Б.В.Астрахан  
Подготовка к облучению злокачественных опухолей пище-  
вода на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ. . . . . 33

Рукопись поступила в издательский отдел  
2 апреля 1971 года.

ТЕХНИЧЕСКОЕ ОСНАЩЕНИЕ И ПОДГОТОВКА К ОБЛУЧЕНИЮ  
ОНКОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ НА МЕДИЦИНСКОМ ПРОТОННОМ ПУЧКЕ  
ЛЯП ОИЯИ

А.И.Рудерман, Б.В. Астрахан, М.Ш.Вайнберг,  
О.В. Савченко

Совместные исследования медиков и физиков в области онкологии, начатые в 1966 г./<sup>1, 3/</sup> позволили создать в Лаборатории ядерных проблем Объединенного института ядерных исследований (ЛЯП ОИЯИ) клиническую базу Института экспериментальной и клинической онкологии (ИЭКО) АМН СССР по изучению возможностей использования протонов высоких энергий для лучевого лечения больных злокачественными новообразованиями. В 1967 - 68 гг. на синхроциклотроне 680 Мэв был получен протонный пучок с энергией порядка 200 Мэв, удовлетворяющий основным медицинским требованиям /<sup>4, 5/</sup>, разработаны и отлажены системы его транспортировки в процедурное помещение, формирования и дозиметрии, выполнены измерения типовых дозных полей в гомогенных тканеквивалентных фантомах /<sup>6 /</sup>.

Одним из существенных этапов в развитии комплексных медико-физических исследований было приспособление к необычным для клинки условиям облучения на ускорителе ЛЯП с учетом особенностей его протонного пучка и медицинских требований, связанных с видом и локализацией облучаемых мишеней в теле человека, с удобствами работы врача с больными.

Важнейшим условием, определяющим методику клинко-дозиметрической и технической подготовки к облучению больного, является ориентация рабочего пучка излучения. Медицинский протонный пучок ЛЯП ОИЯИ имеет постоянное строго фиксированное горизонтальное на-

правление. В связи с этим, а также учитывая небольшую площадь процедурного помещения (3,2 x 5,6 м), пришлось принять схему облучения больного в положении сидя. Обычно в лучевой терапии, особенно при облучении глубинных патологических очагов (мишеней) предпочитают облучать больного в положении лежа, так как при этом имеется возможность удобного подхода к любой части тела, обеспечиваются необходимый для больного комфорт и хорошая воспроизводимость укладки. В положении сидя эти удобства теряются, кроме того, для облучения доступны лишь органы и ткани верхнего пояса (грудная клетка, голова, шея, руки).

Другим, не менее важным, фактором, определяющим возможность отбора больных и планирования лучевого лечения, является график использования медицинского протонного пучка ЛЯП ОИЯИ, т.е. доступная схема чередования сеансов и пауз в облучении больного (ритм облучения). На синхроциклотроне ЛЯП невозможна одновременная работа на нескольких пучках. Рабочее время для медицинского пучка выделяется, как правило, не чаще двух раз в неделю, нередко разрыв между соседними медицинскими сеансами не может быть сокращен из-за необходимости проведения длительных непрерывных физических экспериментов на других рабочих пучках ускорителя. Поэтому при планировании курса лучевой терапии на протонном пучке необходимо считаться с вынужденным ритмом облучения и планировать облучение по типу крупного фракционирования.

Следует отметить, что оба обстоятельства (облучение в положении сидя и крупное фракционирование) не являются новыми для лучевой терапии. Несмотря на указанные выше недостатки, положение больного сидя нередко использовалось и прежде, обычно при работе с новым источником излучения и при изучении подвижных методов облучения на действующих терапевтических аппаратах со сравнительно ограниченными

возможностями движения рабочего пучка излучения. До создания специальных ротационных аппаратов подвижное облучение больных на рентгеновских и гамматерапевтических аппаратах с источниками  $^{60}\text{Co}$  и  $^{137}\text{Cs}$  вели с помощью дополнительной ротационной площадки или ротационного кресла, на котором помещали больного в положении сидя<sup>17</sup>.

Облучение опухолей с применением средних /300-400 рад/ и крупных /до 800-1500 рад/ разовых доз с перерывами между фракциями в 2 - 7 дней в настоящее время разрабатывается многими клиниками для различных источников ионизирующей радиации. Эффективность режима крупного фракционирования тесно связана с созданием рационального дозного поля. Дело в том, что при больших разовых дозах уменьшается или исчезает эффект пострадиационного восстановления тканей между сеансами облучения. Таким образом, если удастся создать большой перепад доз между опухолью и окружающими нормальными тканями, можно подобрать разовые дозы с таким расчетом, чтобы в опухолевых тканях пострадиационное восстановление отсутствовало, в то время как в нормальных оно еще будет идти. Чем точнее сконцентрирована лучевая нагрузка в зоне расположения опухоли, тем более крупные фракции следует применять. Из известных дистанционных источников ионизирующей радиации тяжелые заряженные частицы, в том числе протоны высокой энергии, дают дозные поля с глубинным дозным максимумом, форму и положение которого легко регулировать. Поэтому применение режима крупного фракционирования сулит здесь дополнительные выгоды.

В схеме облучения с фиксированным направлением горизонтального протонного пучка размещение и центрация больного в положении облучения должны осуществляться лишь путем выведения на пучок мишени, подлежащей облучению. При этом, как правило, условный центр мишени должен совпасть с осью пучка, и поле облучения должно перекрывать условные границы мишени. В связи с наличием пика Брэгга и более

резким (чем для пучков квантовых излучений) градиентом дозы на границах дозного поля, эта центрация, а также наводка по глубине пика Брэгга на мишень должны осуществляться с повышенной точностью. Этим определяются основные требования ко всему медицинскому оборудованию и методике подготовки к облучению больного.

Для многопольного и подвижного облучения на медицинском протонном пучке ЛЯИ в процедурном помещении установлен ротационный стенд. Его ось вращения пересекает ось протонного пучка под прямым углом. Ротационный стенд имеет съемное <sup>x)</sup> сиденье для больного /8/ с подголовником, устройством для крепления головы и опорой для рук; механизм вертикального перемещения верхнего основания (ход 500 мм); механизм вращения на  $\pm 330^\circ$  с указателем угла поворота; переключатель скорости вращения (1 оборот за 1; 2,4; 5,5 мин.) и дистанционный электрический привод с кнопочным управлением. В основании съемного сиденья имеется подвижная каретка, с помощью которой можно вручную плавно перемещать сидящего больного в двух взаимно перпендикулярных направлениях в пределах  $\pm 60$  мм, что позволяет аккуратно наводить условный центр мишени на ось вращения. Для удобства выведения на протонный пучок мишеней, локализованных в боковых участках тела больного, предусмотрена возможность перестановки всего сиденья на  $\pm 100$  или на  $\pm 200$  мм. Колебания оси вращения ротационного стенда на уровне оси протонного пучка при различных положениях сиденья с больным не превышает 3 мм.

---

x) Для проведения дозных измерений, радиобиологических и других экспериментов на верхнем основании ротационного стенда вместо сиденья может быть смонтирован дозиметрический фантом, станок для крепления мелких животных и т.д.

Для правильного размещения в протонном пучке больного, сидящего на ротационном стенде, предусмотрено несколько центраторов (механический, оптический, рентгеновский).

В качестве механического центратора используется соосная с протонным пучком телескопическая система круглых труб, имеющаяся в коллиматоре / $\phi$ /. Вытягивая внутренние трубы в направлении больного, можно подвести одну из них непосредственно к поверхности тела и проверить, совпадает ли отверстие коллиматора с разметкой, имеющейся на коже. Более удобно пользоваться оптическим указателем геометрического поля облучения, который представляет из себя источник света с конденсором, расположенным на оси протонного пучка перед коллиматором. Такой оптический центратор позволяет освещать через коллиматор участок тела больного и определять на нем примерные границы поверхностного поля облучения.

При многопольном перекрестном и при ротационном облучении глубоко залегающих очагов дополнительный контроль правильного попадания пучка в мишень осуществляется с помощью рентгеновского центратора, имеющего телевизионный приемник рентгеновского изображения, на экране которого отмечено фиксированное положение оси протонного пучка. Поворачивая сиденье с больным на ротационном стенде и регулируя положение больного с помощью ручек горизонтального перемещения сиденья, можно добиться правильного попадания пучка протонов в мишень со всех заданных направлений облучения. При достаточной тренировке центрирование больного на протонном пучке занимает в среднем 5 - 7 мин.

Очевидно, что чем аккуратней произведена разметка поверхности тела на уровне очага и чем точнее воспроизводится поза больного при его исследовании в кабинете топической диагностики и органомет-



рии<sup>х)</sup> и при размещении на протонном пучке, тем меньше приходится корректировать положение больного при переходе от оптического к рентгеновскому центратору.

Для наводки пика Брэгга на мишень перед коллиматором ставится дополнительный плексигласовый фильтр, толщина которого подбирается для изменения энергии протонного пучка в соответствии с глубиной залегания в теле облучаемой мишени (глубина залегания измеряется вдоль данного направления облучения по топографо-анатомической карте, построенной для поперечного сечения тела на уровне условного центра мишени).

На этом заканчиваются операции технической подготовки к облучению. При облучении больного за ним ведется дистанционное наблюдение через перископическую систему из комнаты управления и по телевизионному приемнику из комнаты врача (рис. I.I).

Авторы выражают благодарность Н.Н.Блохину и В.П. Джелепову за постоянное внимание и содействие проведению всех работ, позволивших приступить к облучению онкологических больных на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ.

---

х) См. вторую статью в данном сборнике.

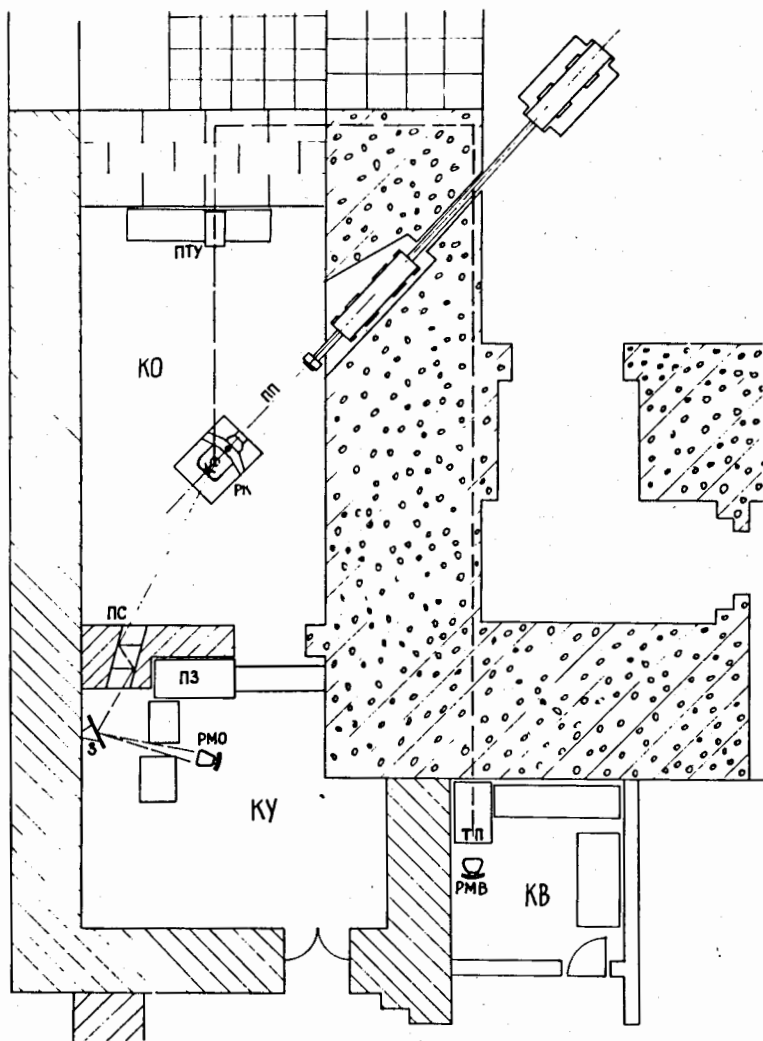


Рис. 1.1. Схема дистанционного наблюдения за больным во время процедуры облучения. КО-комната облучения; КУ-комната управления; КВ-комната врача; РМО-рабочее место оператора; РМВ-рабочее место врача; ПТУ-передающее телевизионное устройство; ТП-телевизионный приемник; ПС-перископическая система; З-зеркало; ПП-протонный пучок; РК-ротационное кресло; ПЗ - передвижная защита.

## Л и т е р а т у р а

1. Н.Н.Блохин, В.П.Джелепов, А.И.Рудерман. Препринт ОИАИ 2937, Дубна, (1966).
2. О.В.Савченко. Препринт ОИАИ Б I - 2748, Дубна, (1966).
3. И.М.Василевский, В.И.Комаров, О.В.Савченко. Препринт ОИАИ Б I - 2749, Дубна (1966).
4. В.П.Джелепов, Л.Л.Гольдин. Препринт ОИАИ 9 - 4560, Дубна, 1969; Мед.радиология, № 5, стр. 19 (1970).
5. В.П.Джелепов, В.И.Комаров, О.В.Савченко. Препринт ОИАИ I6 - 349I, Дубна, 1967; Мед.радиология, № 4, стр. 54 (1969).
6. Б.В.Астрахан, В.Ф.Борейко, Б.Б.Бугарчев, М.Ш.Вайнберг, Ю.М.Валуев, А.И.Калинин, Б.С.Краснобородов, О.В.Савченко, В.П.Стекольников, Б.Н.Шарапов. Препринт ОИАИ I6 - 4507, Дубна, 1969; Мед.радиология, № 7, стр. 55 (1970).
7. А.И.Рудерман, М.Ш.Вайнберг. "Физические основы рентгено - и гамма-терапии" - Медгиз, Москва, (1961).
8. М.Ш.Вайнберг. Вестник рентгенологии и радиологии, №2, стр.55 (1963).

ПРЕДЛУЧЕВАЯ ПОДГОТОВКА БОЛЬНЫХ,  
УТОЧНЕНИЕ ТОПОГРАФИИ И МЕТРИИ МИШЕНЕЙ,  
ПОДЛЕЖАЩИХ ОБЛУЧЕНИЮ

С.А. Бальтер

Физические преимущества тяжелых заряженных частиц можно в полной мере использовать при облучении онкологических больных, лишь уточнив параметры и синтопию патологического очага (мишени) с окружающими здоровыми тканями и жизненно важными органами. Так, для подведения пика Брэгга протонного пучка к определенному объему глубоко расположенных тканей необходимо, наряду с другими техническими условиями, точно рассчитать протяженность неоднородностей от поверхности тела до мишени в положении, при котором будет проводиться облучение больного.

Известный из практики рутинной лучевой терапии способ выбора программы облучения по сопоставлению карты изодоз со стандартной схемой поперечного сечения тела человека в подлежащей облучению области /1, 2, 3, 4/ или с эскизом, сделанным по обзорным рентгенограммам /5, 6 /, не удовлетворяет по точности требованиям корпускулярной терапии.

Стандартные схемы анатомических срезов тела человека /7, 8 / выполнены по секционным материалам и не содержат данных метрии. Изготовление же эскизов поперечного сечения тела больного по обзорным рентгенограммам в прямой и боковой проекциях с помощью корректирующих линеек /9, 10 / производится без учета суммарного биологического эффекта. Поэтому применение таких схем, равно как и эскизов, сделанных по рентгенограммам, отражающих топографо-анатомические соотношения патологического очага и окружающих его тканей с погрешностью, превышающей  $\pm 1,0$  см, неприемлемо при расчете программы облучения пучками протонов высоких энергий.

Для разработки методов уточненных топографо-анатомических исследований и изготовления индивидуальных топографо-анатомических карт сечений тела больного в Отделе радиологии ИЭКО АМН СССР создан кабинет топической диагностики и органометрии. Он оборудован аппаратным комплексом для рентгенологических исследований, в том числе для томографии в поперечной и продольной плоскостях при горизонтальном и вертикальном положениях больного, а также устройствами для изготовления топографо-анатомических карт по томограммам.

Применительно к условиям облучения больного были изучены:

- 1) способы маркировки проекций средины патологического очага и его границ на переднюю, заднюю и боковые поверхности тела больного;
- 2) рациональные режимы томографии в поперечной и сагиттальной плоскостях и приемы воспроизведения позы больного в положении сидя;
- 3) точность определения томографируемого слоя по ориентирам на теле больного;
- 4) проекционное увеличение изображения в различных участках томограммы;
- 5) степень точности метрии рентгеновского изображения анатомических образований по послойным снимкам.

Для получения индивидуальных топографо-анатомических карт сечений тела больного разработана технология их изготовления в натуральном масштабе по томограммам. Топографо-анатомическая карта представляет графическое изображение сечения тела больного в поперечной или продольной плоскости (фронтальной, сагиттальной и др.), на котором обозначены его контур (абрис), очертания патологического очага, здоровых тканей, окружающих его и образующих

существенную гетерогенность, а также жизненно важных органов. На такой карте приводятся данные метрии, необходимые для выбора и расчета программы облучения.

Сравнительное изучение различных приспособлений для уточнения проекций патологического очага на поверхность тела при рентгенокопии позволило установить, что для разметки больного наиболее удобно пользоваться метками-присосками с рентгеноконтрастным перекрестием или ободком. Их можно сравнительно легко укреплять на коже, располагая под контролем просвечивания на оси рентгеновского пучка на противоположных поверхностях тела, в том числе на участках с большой кривизной поверхности. По рентгенограммам уточняется положение меток относительно глубинной мишени и на коже больного красящим веществом отмечаются проекции ее середины и границ. На эти ориентиры накладывают реперы из тонкой свинцовой ленты и укрепляют их липким пластырем.

Затем на заданных уровнях и в определенных сечениях снимают контур поверхности тела и вычерчивают его на бумаге. При этом на контуре отмечают все ориентиры, обозначенные на теле больного.

На уровне середины патологического очага, а также на 2-3 см выше и ниже ее, ориентируясь на кожные метки, производят томограммы в поперечных и сагиттальных плоскостях, в положении, при котором будет проводиться облучение больного. При этом его руки (вследствие подвижности кожи, на которую нанесены ориентиры, последние легко смещаются относительно глубоко расположенной мишени при перемещении рук) должны располагаться в одном и том же положении.

Точность, с которой определяется томографируемый слой по внешним ориентирам, исследована в следующем эксперименте. В муляж гортани, в углубления, имитирующие морганьевы желудочки, вложили свинцовую проволоку сечением 0,3 мм. Под контролем просвечивания на

наружных поверхностях правой и левой половины муляжа краской отметили проекции проволоки. Световым центратором по этим меткам устанавливался томографируемый слой. На поперечных томограммах муляжа гортани, произведенных строго по визуальным меткам, определялась тень сечения проволоки. При смещении муляжа на 0,25-0,3 см в сторону от светового индикатора томографируемого слоя на снимке тень сечения проволоки не определялась. Таким образом установлено, что томографируемый слой может быть определен с точностью до 0,3 см.

Коэффициент проекционного увеличения изображения в различных участках томограммы изучался на поперечных томограммах плексиглазовой пластины 25 x 27 x 2 см с отверстиями диаметром 3 мм. В отверстия, расположенные с шагом 20 мм по горизонтали и под углами  $15^{\circ}$ ,  $30^{\circ}$ ,  $45^{\circ}$  и  $90^{\circ}$  к горизонтали, вставили пробки из свинцовой проволоки сечением 3 мм. На поперечной томограмме изображения сечений свинцовых пробок оказались одинаковыми на всех участках снимка. Коэффициент проекционного увеличения изображения практически одинаков и равен 1,33 при снимках, сделанных на расстояниях источник - пленка 200 см и объект - пленка 50 см. При томографии фантома грудной клетки со смонтированными в нем телами правильной геометрической формы и моделью легкого также установлено, что при томографии не происходит неравномерного увеличения сечений этих тел в различных участках снимка и не искажается их форма.

Точность метрии некоторых анатомических структур по томограммам изучалась на замороженных секционных препаратах бедра и шеи человека <sup>х)</sup>. Для этого измерены непосредственно на препаратах и по их рентгеновскому изображению на томограммах диаметр бедренной кости, границы воздушного столба гортани, спинномозгового отверстия, тела и дужки шейного позвонка. Сопоставление полученных результа-

---

х) См. третью статью в данном сборнике.

тов показало, что воспроизведение и измерение анатомических структур при их графическом изображении на топографо-анатомических картах, сделанных по томограммам, может быть выполнено с точностью до 1,5 - 2,0 мм.

Для изготовления индивидуальных топографо-анатомических карт сечений тела больного по томограммам разработан /11/ фототелевизионный способ и сконструировано устройство, позволяющее получить их в масштабе 1:1 или в уменьшенном виде. Для этого с негатоскопа изображение томограммы передается на экран телевизора, впереди которого установлено прозрачное стекло с нанесенным на него контуром соответствующего сечения тела больного. С помощью телевизионной системы изображение обрабатывается и вписывается в контур тела. Затем с телевизионного экрана на стекло срисовываются контуры анатомических структур, существенных для выбора и дозиметрического расчета программы облучения. Со стекла рисунок переводится на бумагу и производится метрия интересующих врача элементов. На рис. 2.1 - 2.4 представлены образцы индивидуальных топографо-анатомических карт поперечного и сагиттального сечения шеи, грудной клетки и нижней конечности больных со злокачественными опухолями гортани, пищевода и костей, облучавшихся на протонном пучке.

По индивидуальным топографо-анатомическим картам сечений тела больного лучевой терапевт выбирает оптимальные направления рабочего пучка, формы, размеры и число полей облучения; физики дозиметристы рассчитывают распределение доз. Дозное распределение вычерчивается на топографо-анатомической карте в виде изодозных кривых.

Изодозные кривые могут быть нанесены также на прозрачную пленку. Ее крепят на расположенном перед телевизором стекле и ориентируют относительно топографо-анатомической картины в соответствии с выбранной программой облучения. Затем производят фотомонтажный снимок карты изодоз, эскиза сечения тела и изображения



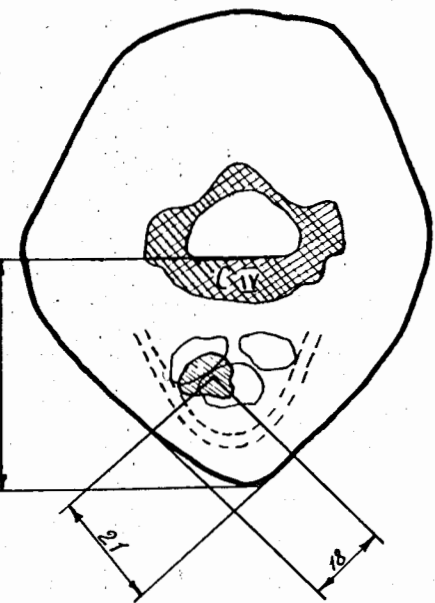


Рис.2.1. Топографо-анатомическая карта поперечного сечения шеи больного раком гортани. Пунктирными линиями обозначены контуры щитовидного хряща гортани; сплошными - грушевидные синусы и воздушная полость гортани; одинарной штриховкой - мишень; двойной штриховкой - тело и дужка VII шейного позвонка.

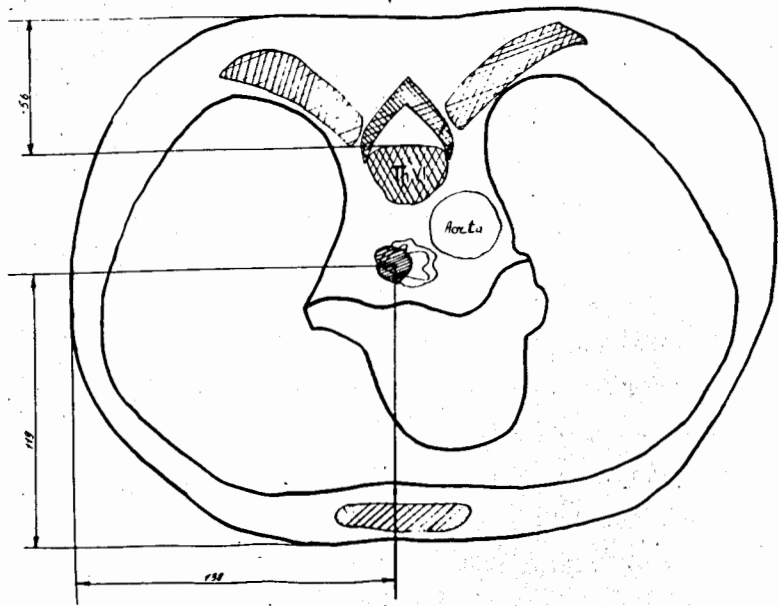


Рис.2.2. Топографо-анатомическая карта поперечного сечения грудной клетки больного раком пищевода. Сплошными линиями обозначены контуры пищевода, нисходящего отдела аорты, легких, сердца, крупных вен и артерий легких; одинарной штриховкой - мишень; двойной штриховкой - грудина и VI грудной позвонок.

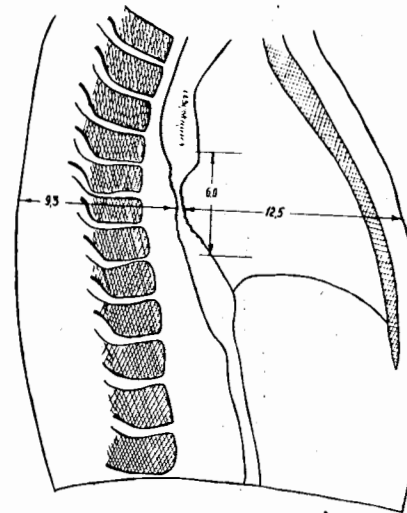


Рис.2.3. Топографо-анатомическая карта сагиттального сечения грудной клетки того же больного. Неровной сплошной линией показана протяженность опухоли пищевода, суживающая его просвет.

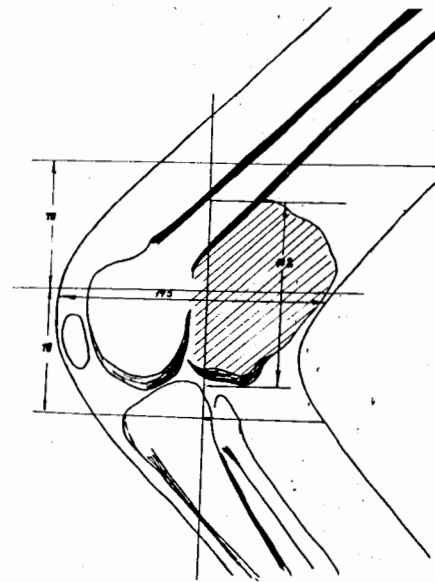


Рис.2.4. Топографо-анатомическая карта сагиттального сечения левого бедра и голени больного остеогенной саркомой нижней трети левой бедренной кости. Сплошными линиями обозначены контуры бедренной, большеберцовой и малоберцовой костей, а также надколенника; заштрихована мишень.

томограммы на экране телевизора получают индивидуальную анатомо-дозиметрическую карту.

Практика показала, что разработанная и используемая в Отделе радиологии ИЭКО методика предлучевой подготовки больных, топической диагностики и метрии мишеней, подлежащих облучению, а также технология изготовления индивидуальных топографо-анатомических и анатомо-дозиметрических карт позволяет выбрать и рассчитать программу облучения с учетом всех анатомо-топографических особенностей патологического очага и телосложения больного и таким образом реализовать физические преимущества протонной лучевой терапии.

#### Л и т е р а т у р а

1. А.И.Рудерман, М.Ш. Вайнберг. "Физические основы дистанционной рентгено- и гамматерапии". Медгиз, М., 1961.
2. А.К.Первова, К.Н.Костромина. Мед.радиология, 1964, 3, 19.
3. И.А.Переслегин. "Лучевая терапия рака легкого". Медгиз, М., 1966.
4. К.Б.Тихонов, С.С.Колосов, В.С.Пручанский. "Методические указания к рентгенологическому определению поперечных сечений и объемов органов человека". ЦНИРРИ, Л., 1966.
5. К. Велькнер. Радиобиология. Радиотерапия, 1965, VI, № I, 41.
6. А.С.Павлов, К.Б.Крымова. Вестник рентгенологии и радиологии. 1968, 4, 3.
7. Holdfelder H. "Atlas von Körperdurchschnitten für die Anwendung in der Röntgentherapie", Berlin, Springer, 1924.
8. Eycleshymer R., Sheemaker D. "A cross-section anatomy", N.Y., Appleton-century Crofts, 1938.

9. М.А. Калиниченко. Мед.радиология. 1969, 2, 12.

10. Setälä K. Acta rad. (Th.), 1965, v.3, p.361.

11. А.И.Рудерман, М.Ш.Вайнберг, С.А.Бальтер. Мед.радиология. 1970, 5, 4.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА НА СЕКЦИОННЫХ ПРЕПАРАТАХ  
РАСЧЕТНЫХ КАРТ ИЗОДОЗ ДЛЯ ПРОТОННОГО ПУЧКА

Р.Ф.Саламов

Одним из ответственных разделов подготовки к облучению больного является выбор программы облучения и построение индивидуальной карты изодоз на основе топографо-анатомической карты для облучаемой части тела. В методике расчета дозного поля /I/ используются экспериментально полученные карты изодоз для однородной тканеэквивалентной среды, вносится поправка на кривизну поверхности облучаемого тела и учитывается его гетерогенность с помощью табличных данных о плотностях и тормозных способностях различных тканей. Эта методика была проверена в фантомных экспериментах на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ /1, 2/.

При облучении биологических объектов возникают дополнительные ошибки, связанные с погрешностями построения топографо-анатомической карты, с неточностью центрации объекта облучения на протонном пучке. Для оценки возможных суммарных ошибок расчетной карты изодоз относительно фактического дозного поля, получающегося в облучаемом теле, были проведены дополнительные эксперименты на секционных препаратах шеи и средней трети бедра человека х).

Методика эксперимента. Секционные препараты замораживались сухой углекислотой и жидким азотом. Торцевые поверхности препаратов спиливались так, чтобы их можно было поставить вертикально (высота препаратов была от 13 до 15 см). После этого секционный препарат распиливался на три части по вертикальным фронтальным плоскостям  $X_1$  и  $X_2$  (рис. 3.1). На препаратах рентгеноконтрастными

х) Препараты готовились путем соответствующего консервирования трупного материала.

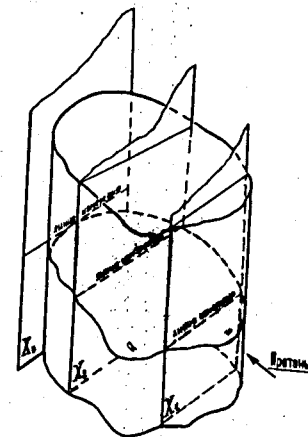


Рис. 3.1. Схема разметки и распила секционного препарата.

Рис. 3.2. Сопоставление топографо-анатомической карты с эскизом, снятым с соответствующего поперечного среза секционного препарата шеи.

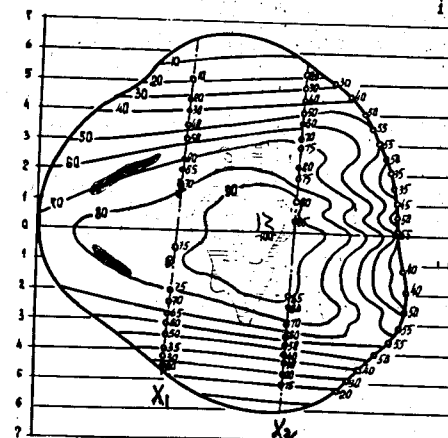
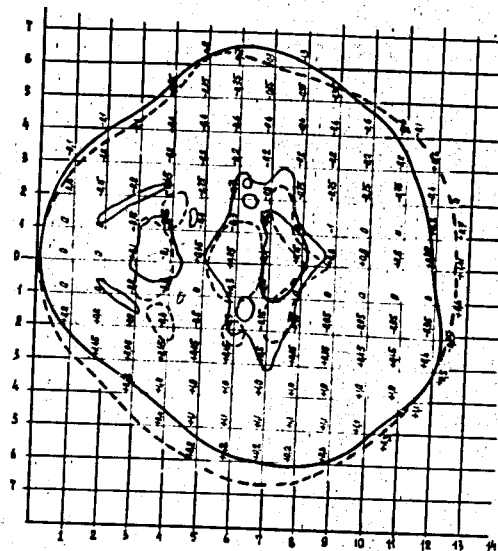


Рис. 3.3. Сопоставление расчетной карты изодоз и данных дозных измерений /точки/ для поперечного сечения секционного препарата шеи.

реперами намечалась горизонтальная плоскость А, в которой должны были проводиться измерения. По этим меткам велась центрация препаратов на протонном пучке ЛЯИ.

Для каждого препарата изготавливалась в масштабе 1:1 топографо-анатомическая карта его поперечного сечения в плоскости А. В снятый с помощью свинцовой ленты абрис препарата вносились контуры внутренних анатомических структур по соответствующей поперечной томограмме <sup>х</sup>).

Секционный препарат с помощью оптических центраторов устанавливался передней поверхностью к протонному пучку, а к задней — подводился датчик дозиметра. Последний управлялся дистанционно и автоматически передвигался на уровне плоскости А перпендикулярно оси протонного пучка по линиям  $X_1$ ,  $X_2$  и  $X_3$  (после удаления соответствующих частей препарата). Ось протонного пучка совпадала с горизонтальной плоскостью А. Данные измерений, полученные датчиком, регистрировались самописцем.

Облучение секционных препаратов проводилось на протонном пучке диаметром 80 мм с энергией порядка 200 Мэв. До начала измерений поглощенной дозы подбиралась такая энергия пучка, чтобы ник Брэгга располагался внутри препарата. При той же энергии протонного пучка снималось дозное распределение в однородном плексиглазовом фантоме <sup>1/3</sup>.

После завершения измерений секционный препарат распиливали по плоскости А. На поверхность распила накладывалась плотная полиэтиленовая прозрачная пленка и на нее переносились контуры препарата и имеющихся в нем неоднородностей. Изготовленный таким способом топографо-анатомический эскиз поперечного среза секционного препарата получался с точностью  $\pm 1$  мм.

х) См. вторую статью в данном сборнике.

Полученная по томограмме топографо-анатомическая карта и снятый непосредственно с препарата эскиз сопоставлялись путем наложения на прямоугольной координатной сетке (рис. 3.2). Для узлов этой сетки были рассчитаны эффективные (приведенные к мягкой ткани) глубины их залегания на топографо-анатомической карте (пунктирные линии) и на эскизе со среза секционного препарата (сплошные линии). Цифры в узлах координатной сетки показывают, на сколько  $г/см^2$  отличается суммарная эффективная толщина тканей, определенная по топографо-анатомической карте, от рассчитанной непосредственно по секционному препарату. Различия между ними нигде не превышают  $1 г/см^2$  при среднем отклонении  $0,50 г/см^2$ . Необходимо заметить, что величина суммарной ошибки, при определении эффективной толщины тканей по топографо-анатомической карте, существенно зависит от точности снятия абриса секционного препарата.

Далее были сопоставлены данные дозных измерений в плоскостях  $X_1$ ,  $X_2$  и за всей толщей препарата с расчетной картой изодоз, построенной по методике <sup>1/1</sup> для протонного пучка той же энергии и для топографо-анатомической карты, соответствующей плоскости А (рис. 3.3). Данные измерений проставлены у соответствующих измерительных точек, показанных мелкими кружочками. В связи с незначительным поглощением протонов в воздухе, на задней (относительно источника излучения) поверхности препарата указаны значения, полученные при движении детектора не вдоль его поверхности, а перпендикулярно оси протонного пучка. Разница между расчетными и экспериментальными данными не превышает 10–20%, что согласуется с результатами измерений, проведенными на тканеэквивалентных фантомах <sup>1/1</sup>. Аналогичные результаты получены при измерении доз на секционном препарате бедра.

Таким образом, проведенное исследование свидетельствует о том,

что методика подготовки к облучению биологических объектов типа "шеи" и "бедр" и связанная с нею клинко-дозиметрическая информация обеспечивают точность того же порядка, что и в обычной дистанционной лучевой терапии. Это позволяет рекомендовать методику для подготовки к облучению на протонном пучке ЛЯП онкологических больных.

Автор выражает благодарность сотрудникам группы медицинского протонного пучка ЛЯП О.В.Савченко, Б.Б.Бугарчеву, В.И.Стекольникову, а также Б.Н.Шарапову, обеспечившим физико-техническую подготовку для проведения описанных экспериментов.

#### Л и т е р а т у р а

1. М.Ш.Вайнберг, И.М.Дмитриевский, Ю.В.Семенов, Ю.Н.Телков, В.В.Фролов, Б.Н.Шарапов, Б.В.Астрахан, Р.Ф.Саламов. Мед. радиология, 1970, 5, 69.
2. М.Ш.Вайнберг, И.М.Дмитриевский, В.К.Лапшин, Ю.В.Семенов, В.В.Фролов, Б.Н.Шарапов. В кн. "Вопросы дозиметрии и защиты от излучений", Атомиздат, 1970, вып. II, 55.
3. Б.В.Астрахан, В.Ф.Борейко, Б.Б.Бугарчев, М.Ш.Вайнберг, Ю.М.Валуев, А.И.Калинин, Б.С.Краснобородов, О.В.Савченко, В.П.Стекольников, Б.Н.Шарапов. Препринт ОИЯИ I6-4507, Дубна, 1969.

#### ПОДГОТОВКА И ПРОВЕДЕНИЕ ПРОЦЕДУР ОБЛУЧЕНИЯ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ НА ПРОТОННОМ МЕДИЦИНСКОМ ПУЧКЕ ЛЯП ОИЯИ

Р.Ф.Саламов

Об использовании пучков тяжелых заряженных частиц (протонов, дейтронов, альфа-частиц) для облучения злокачественных опухолей у человека в мировой литературе опубликовано сравнительно немного работ /1 - 4 /, в которых кратко сообщается о физико-технических условиях корпускулярной терапии, но не дается анализ методики и техники облучения злокачественных опухолей с использованием пика Брэгга. Авторы этих публикаций отмечают перспективность использования тяжелых заряженных частиц для прямого облучения опухолей и сообщают, что этот вывод основан на непосредственных результатах лечения. Число подобных клинических наблюдений пока невелико, и это связано, в частности, со сложностью использования пучков тяжелых заряженных частиц, с большими физико-техническими трудностями, возникающими при попытке использования пика Брэгга для поражения глубоко расположенных патологических очагов.

Прежде, чем приступить к лучевому лечению онкологических больных на протонном медицинском пучке ЛЯП ОИЯИ с использованием пика Брэгга, пришлось пересмотреть многие требования, обычно предъявляемые к предлучевой подготовке больного и физико-техническому обеспечению облучения. Даже небольшая ошибка, допущенная на одном из этапов подготовки больных к корпускулярной терапии, может существенно повлиять на исход лучевого лечения, а в некоторых случаях, при облучении жизненно важных органов, привести к серьезным осложнениям.

Работа по предлучевой подготовке онкологических больных к протонной терапии проводилась лучевыми терапевтами совместно с рентгенологами и инженерами-физиками. Предварительно были составлены изодозные карты дозных полей в гомогенной среде для различных форм и размеров коллиматора протонного пучка и разработана методика расчета дозного поля в гетерогенной среде. Экспериментальные исследования дозных распределений в гомогенной (мягкая ткань) и гетерогенной (мягкая ткань с костными включениями и воздушными полостями) средах дали значения доз внутри облучаемого объекта, отличающиеся на 18-20% /5, 6 / от расчетных величин, и показали близкую к пропорциональной зависимость между плотностью вещества и глубиной залегания соответствующих изодоз. Поэтому на этапе подготовки больных к протонной терапии чрезвычайно важное значение придавалось изготовлению индивидуальной топографо-анатомической карты поперечного сечения тела на уровне центра опухоли, отражающей истинные параметры патологического очага, его синтопию с окружающими здоровыми и жизненно важными органами. От качества изготовления такой карты, соответствия истинному положению и размерам вписанных в абрис тела контуров тканей, органов и опухолевого очага существенно зависит точность индивидуальной карты изодоз и правильность наведения пика Брэгга на патологический очаг при центрации. Топографо-анатомические карты изготавливались на основании данных, получаемых с помощью поперечной томографии и других специальных методов рентгенологического исследования х).

Экспериментальная оценка суммарной ошибки расчетной карты изодоз для данного поперечного сечения тела больного, построенной по его топографо-анатомической карте, показала, что эта ошибка со-

х) См. вторую статью в данном сборнике.

поставима с обычной точностью измерения параметров дозного поля (порядка 10-20%) х).

Очевидно, что результаты протонной терапии зависят не только от составленного плана лучевого лечения и выбора программы облучения, но и от того, насколько точно и правильно они воспроизводятся на больном и технически верно выполняются. Для решения этих задач использовался комплекс специально разработанного и смонтированного на протонном пучке ЛЯП оборудования для центрации больного на пучке и контроля процедуры его облучения хх).

Перед началом облучения больных на протонном пучке ЛЯП были проведены пробные подготовки к облучению, которые выполнялись на дублерах больного с моделированием разметки поверхности тела и других реальных условий подготовки к облучению. Для оценки надежности наводки патологического очага на протонный пучок и роли субъективного фактора, вся процедура размещения и фиксации больного на ротационном кресле, выбор положения больного (его позы), настройка всех подвижных и регулируемых частей стенда, оптического и рентгеновского центраторов, регулировка качества изображения на экране телевизионного устройства, выполнялись повторно различными врачами-радиологами и операторами, причем каждый раз предварительно производилась полная расстройка всех используемых при этом приспособлений и устройств. Проверка стабильности получаемых условий облучения повторялась теми же средствами через 5-15 минут после первой центрации. Таким образом, в отрезке времени, соответствующем максимальной длительности сеанса облучения, моделировалось возможное произвольное изменение положения больного за время предполагаемой экспозиции.

х) См. третью статью в данном сборнике.

хх) См. первую статью в данном сборнике.

В результате проведенных репетиционных подготовок к облучению ни разу не были обнаружены отклонения, которые можно было бы считать недопустимыми.

Облучение больных на протонном пучке ЛЯП было начато в декабре 1967 г. Отсутствие клинического опыта побудило начать облучение с больных, имевших поверхностно расположенные злокачественные новообразования. При этом представлялась возможность не только объективной проверки различных этапов предлучевой подготовки, но и наиболее полного контроля методики и техники самого сеанса облучения. Особенно важно было следить за реактивными изменениями нормальных и опухолевых тканей и степенью регрессии опухоли в процессе лечения.

Облучение поверхностно расположенных новообразований, таких как рак и меланомы кожи, а также метастазы рака в периферические лимфоузлы, проводилось с одного поля. В зависимости от размеров и формы патологического очага использовались круглые или прямоугольные коллиматоры различного сечения. Размер, положение и глубина залегания опухоли определялись путем визуального осмотра, пальпации и непосредственных измерений. Дозное распределение подбиралось так, чтобы за пределами опухоли получался большой градиент дозы, а на опухоль приходился или весь пик Брэгга или обратный его склон (рис. 4.1).

На время облучения больного усаживали в ротационное кресло. Торс его стягивали металлическим гибким поясом, который прижимал больного к спинке сиденья. Точность выведения опухоли на ось протонного пучка при каждом сеансе облучения контролировалась механическим и оптическим центраторами по совмещению имеющейся на коже больного отметкой условного центра очага.

Для совмещения заданного участка кривой Брэгга с патологическим очагом на пути протонного пучка, вплотную к поверхности тела

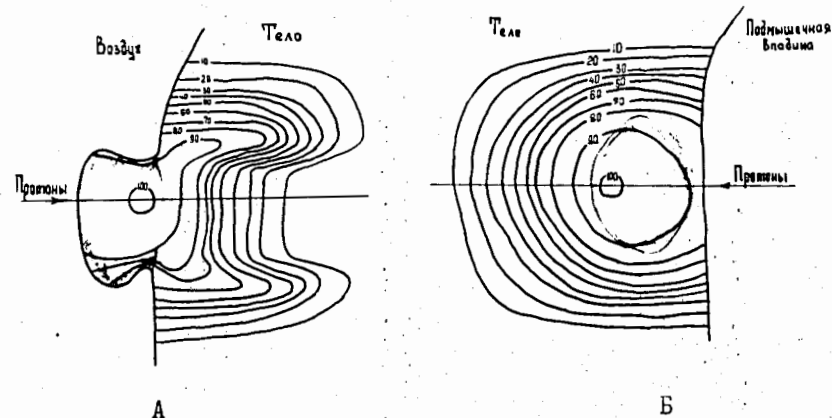


Рис. 4.1 Дозное распределение протонов при облучении поверхностно расположенных новообразований.

А - облучение опухоли, возвышающейся над кожей. Коллиматор диаметром 6 см.  $T_p = 169$  Мэв.

Б - Облучение опухоли, лежащей под кожей. Коллиматор 6 x 8 см.  $T_p = 168$  Мэв.

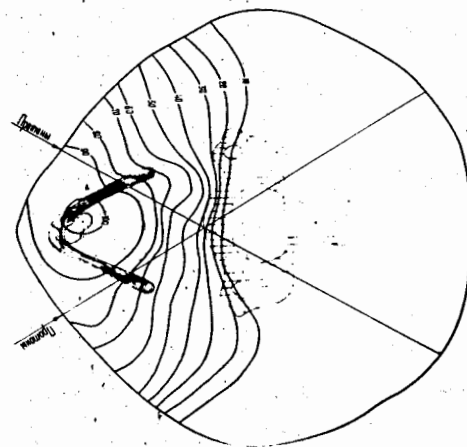


Рис. 4.2 Дозное распределение протонов при лучевой терапии рака гортани. Коллиматор 8 x 10 см.  $T_p = 167$  Мэв.

больного устанавливался дополнительный поглотитель из плексигласа, толщина которого определялась из дозных измерений и корректировалась в каждом сеансе облучения на изменение энергии протонного пучка. На время облучения вход в процедурное помещение перекрывался подвижной бетонной защитой, и дальнейшее наблюдение за больным велось через перископическую зеркальную систему или по экрану телевизора.

Лечение больных с поверхностно расположенными опухолями прошло без осложнений и позволило убедиться в том, что параметры и техническое оснащение медицинского протонного пучка выбраны правильно, аппаратура работает достаточно стабильно. Лучевые реакции кожи всегда появлялись в пределах границ заданного поля облучения, что свидетельствовало о высокой точности юстировки светового центра по оси коллиматора протонного пучка, надежности фиксации больного и правильной центрации патологического очага.

Намного сложнее осуществляется предлучевая подготовка и облучение больных с глубоко расположенными опухолями. Например, при раке гортани для уточнения локализации и распространенности опухолевого процесса проводился тщательный анализ клинических, эндоскопических и рентгенологических данных. Для каждого больного приготавливалась индивидуальная топографо-анатомическая карта и рассчитывалась карта изодоз для предполагаемой программы облучения по специально разработанной и проверенной в фантомных экспериментах методике / 5 /.

После анализа ряда вариантов суммарных дозных полей наилучшим для протонной терапии рака гортани было признано двухполюсное облучение с двух боковых направлений под симметричными углами  $30-45^\circ$  к средней линии шеи, проходящей через центр гортани. Направление пучка с каждого поля и его энергия подбирались так, чтобы

суммарная доза излучения от обоих пучков в области опухоли составляла 100%, тогда как лимфатические узлы вдоль сосудистого пучка, т.е. боковые участки шеи получали всего 50-60%, а спинной мозг - менее 10% (рис. 4.2).

При предлучевой подготовке учитывалось то, что облучение будет вестись в положении сидя с запрокинутой головой. В этих условиях передняя поверхность шеи принимает строго вертикальное положение. Голова больного покоится на подголовнике, а подбородок фиксирован ремешком петлей, укрепленной на верхней стойке сиденья.

Детали техники выведения опухоли на ось протонного пучка сводились к следующему: уровень центров кожных полей определялся по вырезке щитовидного хряща, проекция которой соответствует положению истинных голосовых связок. Энергия протонного пучка подбиралась такой, чтобы 40%-я доза с каждого поля попадала на переднюю поверхность позвоночника. Затем с помощью рентгеновского центра передняя поверхность тела позвонка на уровне центров кожных полей выводилась на ось ротации, в которой должны пересекаться оси обоих пучков.

При облучении опухолей вестибулярного отдела гортани центр поля смещался на 1 см вверх от вырезки щитовидного хряща, при опухолях подсвязочной области - на 1 см вниз. Использовались прямоугольные коллиматоры, преимущественно 8 x 10 см.

В процессе облучения, для оценки разработанной методики предлучевой подготовки больных с глубоко расположенными патологическими очагами, изучались реакции на облучение нормальных и опухолевых тканей, находящихся непосредственно в зоне действия протонов, соответствие реактивных изменений кожи и слизистой размерам поля облучения и форме коллиматора, адекватность реакций поглощенным дозам.



Состояние пациентов на протяжении лечения было удовлетворительным. Непосредственные реакции нормальных и опухолевых тканей на протонное облучение носили обычный характер и были адекватны дозам, указанным в индивидуальных клинико-дозиметрических картах. Местные реактивные явления почти везде ограничивались сухим или небольшим влажным эпидермитом. Лучевые реакции кожи и слизистой всегда появлялись в пределах геометрических границ протонного пучка и были больше выражены в центре поля облучения (область локализации опухоли), что свидетельствовало о хорошей точности центрации очага относительно оси протонного пучка, ее воспроизводимости и надежности фиксации больного во время облучения.

#### Л и т е р а т у р а

1. Falkner S., Fors B., Larsson B., Lindell A., Naeslund J., Stenson S. Acta Radiol., 1962, 58, 1, 33.
2. D'Angio G.J., Lawrence J.H. Nucleonics, November, 1963, 21 (II), 56.
3. Fors B., Larsson B., Lindell A., Naeslund J., Stenson S., Acta Radiol., Stockh, 1964, 5, 384.
4. Graffman S., Jung B., Mohrman B.A., Bergström R. Acta rad. ther.phys.biol., 1967, 6, 361.
5. М.Ш. Вайнберг, И.М.Дмитриевский, Ю.В.Семенов, Ю.Н.Телков, В.В.Фролов, Б.Н.Шарапов, Б.В.Астрахан, Р.Ф.Саламов. Медицинская радиология, 1970, № 5, 69.
6. М.Ш.Вайнберг, И.М.Дмитриевский, В.К.Лапшин, Ю.В.Семенов, В.В.Фролов, Б.Н.Шарапов. - В кн.: "Вопросы дозиметрии и защиты от излучений". Атомиздат, 1970, вып. II, 55.

#### ПОДГОТОВКА К ОБЛУЧЕНИЮ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ ОПУХОЛЕЙ ПИЩЕВОДА НА МЕДИЦИНСКОМ ПРОТОННОМ ПУЧКЕ ЛЯП ОИЯИ

Б.В.Астрахан

При лучевом лечении опухолей с помощью наиболее освоенных клиник гамма- и тормозного излучений отношение "Доза в опухоли/ Доза на коже" почти всегда меньше единицы и быстро уменьшается с увеличением глубины залегания опухоли. В противоположность этому, анализ кривой Брэгга, характерный для медицинского протонного пучка ЛЯП ОИЯИ, убеждает в том, что если пик Брэгга совмещен с опухолью, то чем глубже она расположена, тем выше значение отношения доз в опухоли и на коже и тем заметнее преимущества протонной терапии. Однако разработка соответствующих методик облучения наталкивается на существенные технические трудности.

При облучении опухолей поверхностных локализаций на пути пучка лежат только однородные ткани и для расчета дозного поля достаточно учесть лишь кривизну поверхности объекта. При облучении глубоко расположенных опухолей, по пути к патологическому очагу протоны должны пересечь "слоеный пирог" из различных по плотности и конфигурации тканей. Фантомные измерения показали, что дозное распределение, создаваемое протонным пучком в гетерогенном объекте, можно определить с точностью  $\pm 20\% / I$ , если известны тормозные способности тканей (или их эквивалентные толщины) и расположение неоднородностей. Но установить эти параметры для реального живого объекта можно только с некоторым приближением. Ошибки в пределах 5-10% обычно допускают как при снятии контуров тела, так и при расшифровке данных поперечных томограмм, определении средней тормозной способности ткани и пр. С учетом особенностей методики расчета дозного поля общая ошибка составит 20-25%. Это значит, что

для опухоли, расположенной на глубине 10-15 см, ошибка в определении суммарной эквивалентной толщины тканей, лежащих на пути пучка, может достичь 2-4 г/см<sup>2</sup>.

Частичная проверка суммарных ошибок, которые могут встретиться при расчете дозного поля, была проведена на трупном материале. При определении суммарной эквивалентной толщины тканей шеи на уровне голосовой щели, принятая в Институте методика расчета дала среднюю ошибку  $\pm 0,5$  г/см<sup>2</sup> при максимальном отклонении от истинного значения на 1 г/см<sup>2</sup>. Это подтверждает первоначальные предположения о размере возможной ошибки, так как поперечные размеры грудной клетки в 2-4 раза больше размеров шеи и погрешность, без сомнения, будет накапливаться. Кроме того, в эксперименте не учтены трудности выполнения среза на живом объекте.

Итак, при облучении протонами с использованием пика Брэгга в настоящее время еще нельзя полностью довериться расчету дозного поля по срезу. Из глубоко залегающих опухолей можно облучать только такие, для которых удастся обеспечить надежный контроль прямыми измерениями дозы внутри самого объекта облучения.

Для разработки методики протонной терапии глубоко залегающих опухолей наиболее подходящим объектом мы сочли рак средней трети пищевода. Результаты лечения опухолей этой локализации с помощью обычных источников радиации оставляют желать лучшего, что во многом связано с большой лучевой нагрузкой на нормальные ткани. По литературным данным, после лучевой терапии только 5-25% больных живут более 3 лет. В отдаленные сроки после облучения у многих больных развиваются обширные склеротические изменения в ткани легких, сердца и т.п.

Средняя треть пищевода лежит почти точно в центре грудной клетки и преимущества протонной терапии по сравнению с традицион-

ными источниками ионизирующей радиации должны проявиться достаточно рельефно. За счет более выгодного дозного распределения применение протонов может существенно снизить вероятность и выраженность осложнений со стороны нормальных тканей. К тому же в большинстве курабельных случаев проходимость пищевода в той или иной степени сохраняется, что позволяет подвести датчик к центру опухоли.

Методика протонной терапии опухолей пищевода разрабатывалась на основе анализа распределения доз от единичных полей облучения (рис. 5.1), который привел к следующим выводам. Массивные кости позвоночника резко искажают форму дозного поля (рис. 5.1г). Из-за причудливой формы позвонков появляются значительные перепады доз в пределах опухоли. Их точную локализацию трудно установить и компенсировать. Поэтому с направлений 150-210° облучать пищевод нежелательно. (Отсчет угла направления облучения идет от грудины против часовой стрелки). Остальные направления примерно равноценны. Наиболее выгодными, по-видимому, являются паравертебральные поля, но в отличие от супервольтной терапии опухолей пищевода, для которой обычны углы  $\pm 30^\circ$  относительно сагиттальной плоскости, при протонной терапии ось пучка должна составлять со срединной плоскостью тела угол не менее 45°.

На рис. 5.2 приведено ожидаемое суммарное дозное распределение для нескольких вариантов протонной терапии опухолей средней трети пищевода. Поля расположены на одном уровне и расчет проведен для осевой горизонтальной плоскости пучков. Хорошо видно, что если вершина пика Брэгга локализована в центре пищевода, при увеличении числа полей распределение доз в окружности опухоли практически не меняется.

В итоге, для первых больных была принята методика трехпольного облучения опухолей средней трети пищевода, так как она техни-

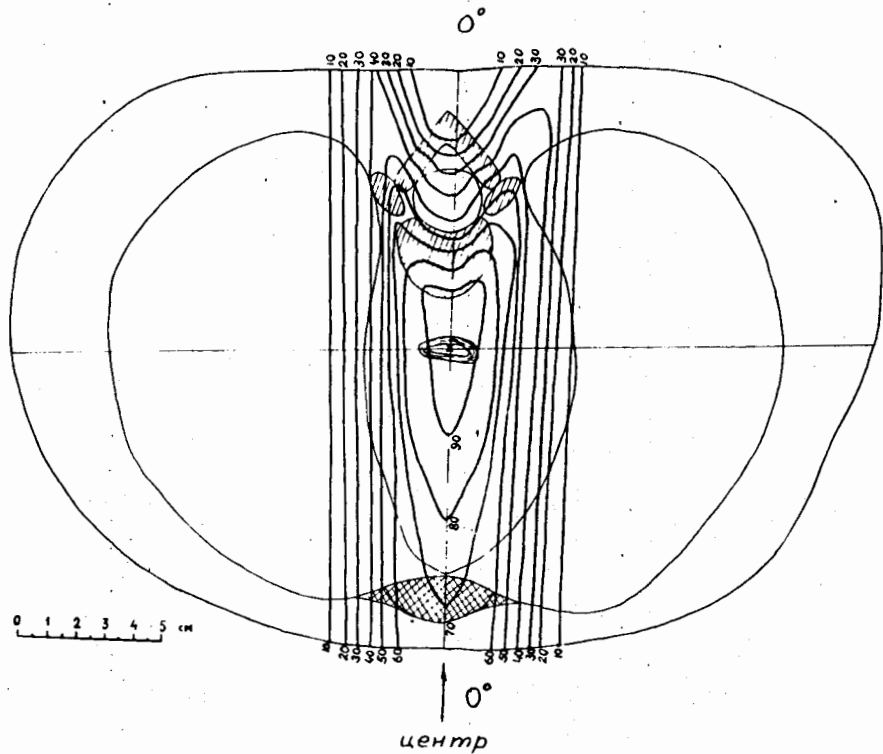


Рис. 5.1. Распределение доз от единичных полей в горизонтальной осевой плоскости пучка для различных направлений. Коллиматор 5 x 10 см, пик Брэгга совмещен с контуром пищевода.

а) для  $0^0$ .

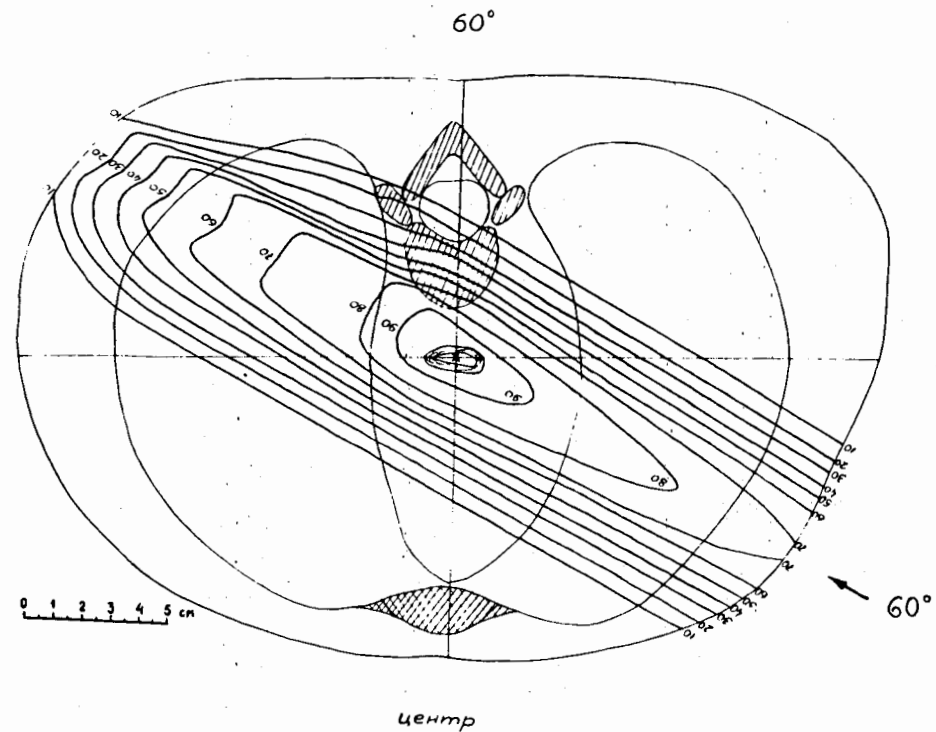


Рис. 5.1б - для  $60^0$

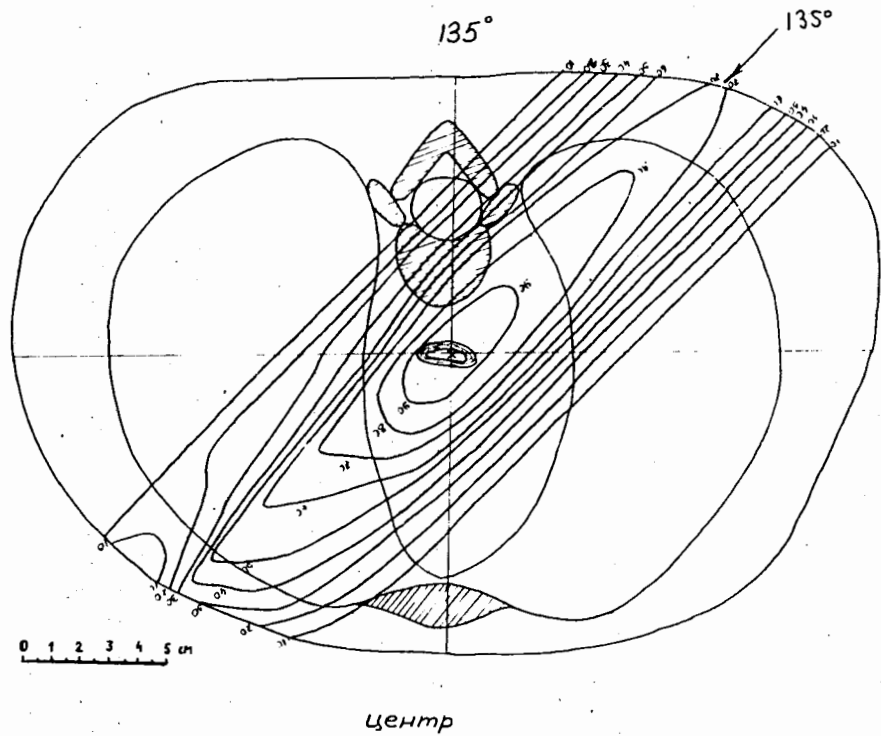


Рис. 5. Гв — для 135°

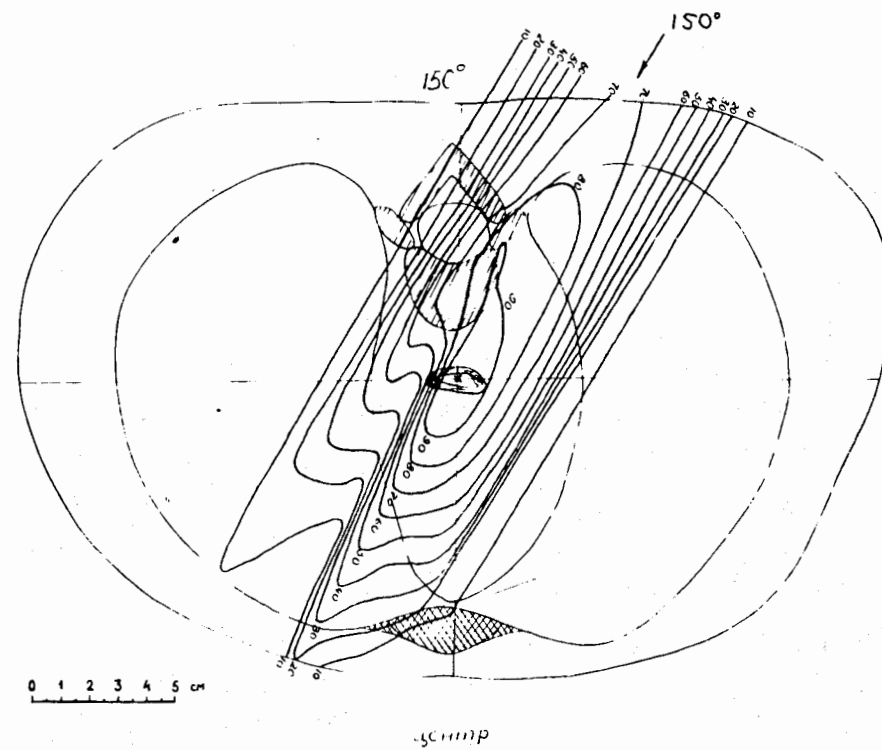


Рис. 5. Гг — для 150°

чески наиболее проста и дает возможность получить дозное поле, близкое к оптимальному. Оценка сопутствующей лучевой нагрузки на нормальные ткани по методу критических точек <sup>/2/</sup> показала, что суммарная поглощенная доза в области легкого, сердца и спинного мозга будет существенно ниже толерантности этих тканей.

При многопольном или ротационном облучении с перекрестом осевых пучков в одной точке максимум суммарного дозного поля имеет форму цилиндра, ось которого можно совместить с пищеводом. Однако сам пищевод лежит в мягких тканях вблизи позвоночника, в той или иной степени следует изгибам последнего и, в частности, смещается при изменении осанки. В результате на уровне верхнего или нижнего краев зоны облучения пищевод может оказаться вне максимума дозы.

При использовании пучка протонов следует учитывать также и влияние, которое оказывает на положение максимума тормозная способность лежащих на пути пучка тканей. Предположим, что ось пищевода лежит в вертикальной осевой плоскости пучка, а энергия частиц подобрана так, что на уровне оси пучка пик Брэгга совмещен с пищеводом. Но на других уровнях форма грудной клетки, расположение органов и тормозная способность тканей могут быть другими. Расположение пика ионизации относительно пищевода изменится, возможен "недолет" или "перелет". Следовательно, при облучении протонами глубоко залегающих очагов нельзя правильно локализовать максимум, не имея трехмерного описания дозного поля. Последнее можно получить, пользуясь обычными двумерными дозными распределениями для серии горизонтальных сечений грудной клетки.

Методика построения соответствующих топографо-анатомических карт, строго ориентированных в трехмерной системе координат, разрабатывалась нами совместно с С.А.Бальтером. Предварительная разметка тела больного заключается в следующем. Под контролем рент-

геновского экрана больного усаживают так, чтобы намеченный для облучения отдел пищевода занял строго вертикальное положение. Руки больного подняты и согнуты в локтях, а ладони плотно сцеплены пальцами и покоятся на темени. Затем в двух взаимно перпендикулярных проекциях на коже туловища укрепляют линейные рентгеноконтрастные реперы, которые соответствуют проекции пищевода на переднюю и заднюю (по отношению к рентгеновскому экрану) поверхности грудной стенки. На коже туловища отмечают также проекцию горизонтальной плоскости, соответствующей центру облучаемой части пищевода.

Поперечные томограммы туловища и топографо-анатомические карты делают для намеченной центральной горизонтальной плоскости и для нескольких параллельных ей плоскостей, лежащих выше и ниже с шагом в 2 см. Взаимная ориентировка отдельных срезов проводится по координатным линиям, соединяющим точки сечения рентгеноконтрастных реперов с плоскостью каждого среза.

Анализ суммарных дозных распределений, рассчитанных для различных горизонтальных слоев грудной клетки на уровне средней трети пищевода (рис.5.2.), показывает, что лучевое лечение опухолей средней трети пищевода пучками протонов может проводиться без каких-либо дополнительных фигурных поглотителей, компенсирующих кривизну поверхности и гетерогенность тканей грудной клетки. Но для этого необходимо рационально выбрать направление облучения, не применять поля с длиной оси свыше 10 см, и для каждого направления облучения добиться совмещения вершины пика Брэгга с центром пищевода на уровне оси пучка. При необходимости облучать пищевод на большем протяжении, поля следует стыковать, располагая их в два этажа.

Правильность положения пика Брэгга можно контролировать датчиком дозиметра, введенным в просвет пищевода в точку пересечения оси ротации стенда и осью пучка. Для этой цели был использован

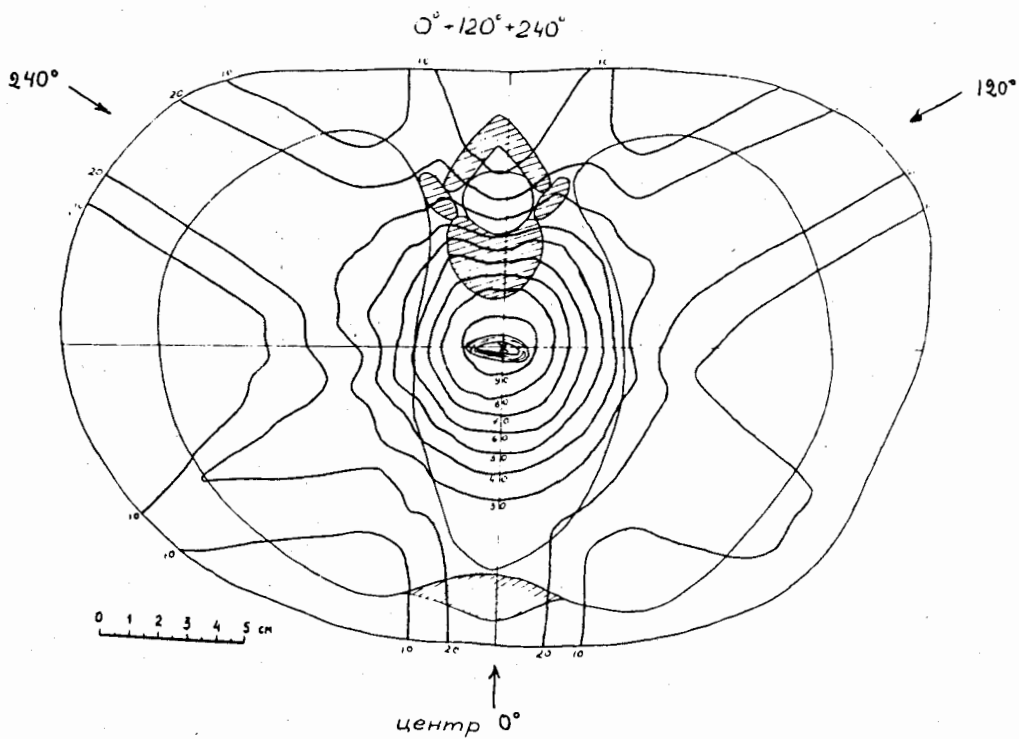


Рис. 5.2 Суммарные дозные распределения на уровне горизонтальной осевой плоскости пучка  
 а) Облучение с 3 направлений

внутриполостной датчик с чувствительным объемом около  $0,1 \text{ см}^3$ . Датчик заключен в гибкий резиновый катетер с внешним диаметром 6 мм. Во время поиска нужной точки кривой Брэгга датчик дозиметра подключают к самописцу, что делает процедуру поиска наглядной и повышает ее точность. Положение пика Брэгга внутри тела больного регулируют при помощи дистанционно управляемого поглотителя переменной толщины, помещенного перед больным.

В итоге процедура облучения больных злокачественными опухолями средней трети пищевода на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ сводится к следующим операциям. По меткам на коже с помощью светового центриатора больного фиксируют в кресле ротационного стенда так, чтобы ось подлежащей облучению части пищевода совместилась с осью ротации стенда, а горизонтальная плоскость, проходящая через центр опухоли, совпала с горизонтальной осевой плоскостью пучка. Правильность центрации контролируют с помощью ЭОП"а (больному дают барий). В просвет пищевода вводят датчик дозиметра так, чтобы чувствительная часть датчика совпала с точкой пересечения оси пучка с осью вращения стенда. Кресло поворачивают на заданный для облучения угол и в этом положении закрепляют.

Предполагаемую суммарную эквивалентную толщину тканей, лежащих на избранном направлении облучения вдоль оси пучка, определяют по топографо-анатомической карте. Исходя из кривой Брэгга, снятой в гомогенном фантоме непосредственно перед сеансом облучения, определяют толщину поглотителя, который нужно иметь перед больным для того, чтобы вершина дозного максимума совпала с центром пищевода. Уменьшают эту величину на  $2-4 \text{ см}^2$  и выставляют поглотитель переменной толщины в соответствующее положение. Включают пучок протонов и, управляя поглотителем, выводят вершину пика Брэгга в зону расположения датчика дозиметра. При этом руководствуются

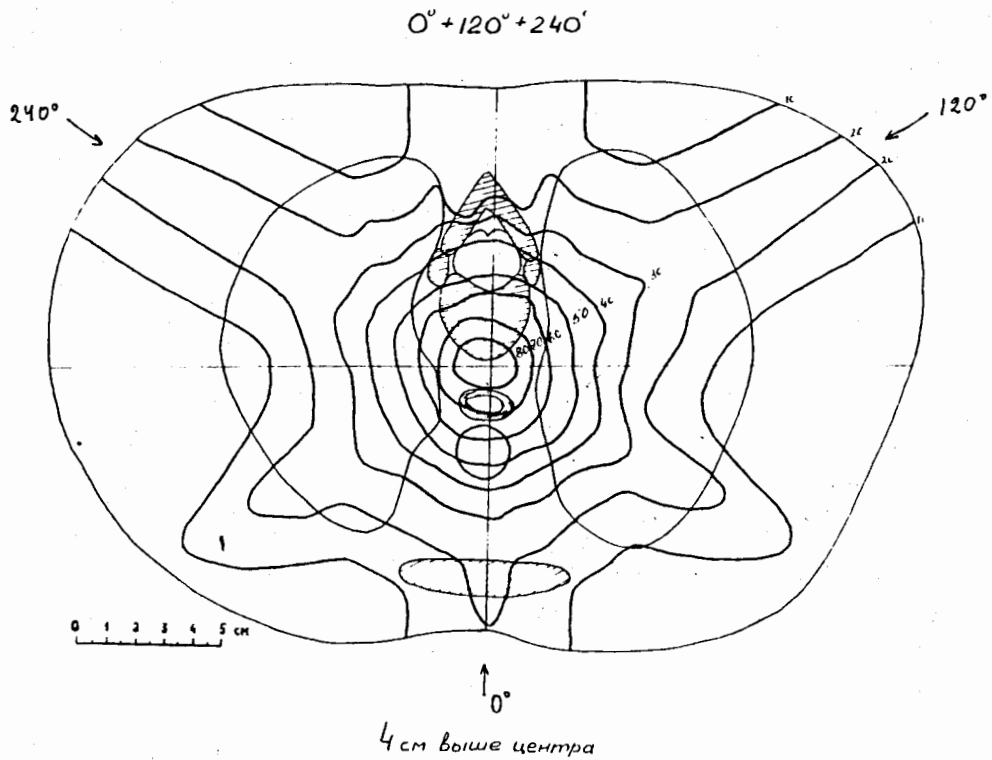


Рис. 5.3

Трехпольное облучение; суммарные дозные распределения в горизонтальных плоскостях, параллельных осевой плоскости пучков.

а) На 4 см выше осевой плоскости

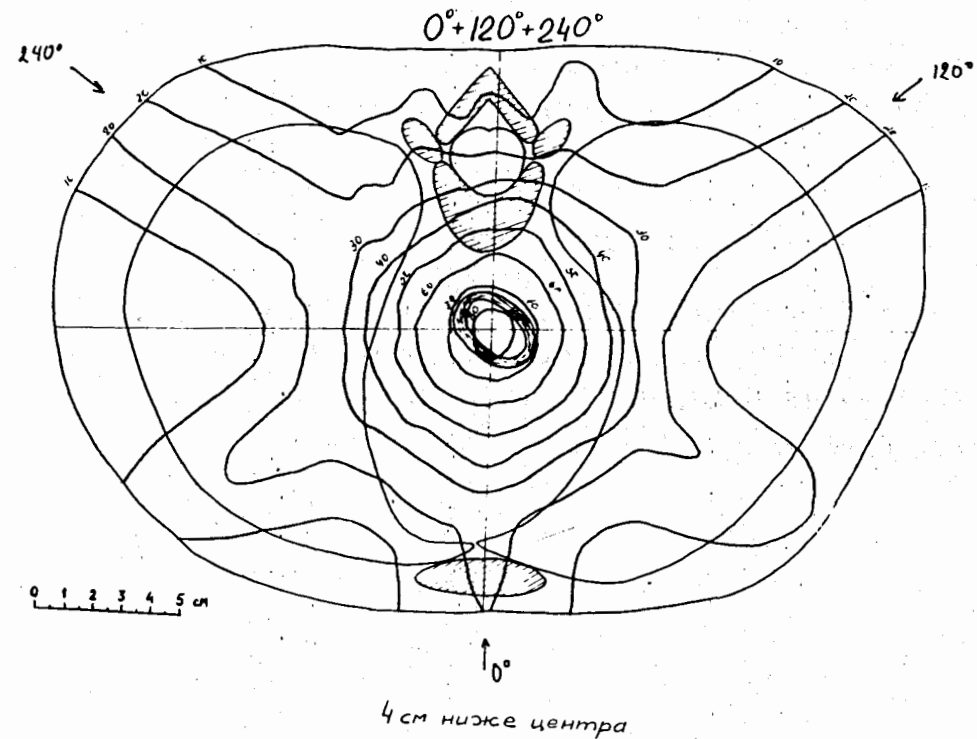


Рис. 5.3

б) На 4 см ниже осевой плоскости.



показаниями датчика, которые непрерывно регистрируют перо самописца.

Автор благодарит О.В.Савченко, В.М.Абазова, Б.Е.Бугарчева, А.Г.Молоканова и В.П.Решетникова за построение серии дозных распределений, анализ которых послужил основой для разработки описанной методики.

#### Л и т е р а т у р а

1. М.Ш.Вайнберг и др. Мед.радиология, 1970, 5, 69.

2. К.И.Фолквер. Планирование и сравнительная оценка методов дистанционной гамматерапии злокачественных опухолей. Автореферат докторской дисс. Л., 1969.