

✓
МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ИНСТИТУТ БИОФИЗИКИ

На правах рукописи
Для служебного пользования.

Экз. 2

ТАРУТИН Игорь Германович

УДК. 615.848:616.006.6:658.011.56

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ АППАРАТУРНО-ПРОГРАММНОГО
КОМПЛЕКСА ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКОЙ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ ОПУХОЛЕЙ

01.04.16 - физика ядра и элементарных частиц

А В Т О Р Е Ф Е Р А Т
диссертации на соискание ученой степени
доктора технических наук

Москва - 1993

МЗ Респ. Бел.

THE UNIVERSITY OF CHICAGO

PHYSICS DEPARTMENT
5300 S. DICKINSON DRIVE
CHICAGO, ILLINOIS 60637

RECEIVED
MAY 15 1963

TO THE DIRECTOR
OF THE UNIVERSITY OF CHICAGO

FROM THE PHYSICS DEPARTMENT

RE: [Illegible]

1963

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ИНСТИТУТ БИОФИЗИКИ

На правах рукописи
Для служебного пользования
Экз. 2

ТАРУТИН Игорь Германович

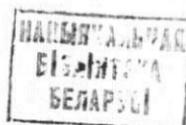
УДК. 615.848:616.006.6:658.011.56

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ АППАРАТУРНО-ПРОГРАММНОГО
КОМПЛЕКСА ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКОЙ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ ОПУХОЛЕЙ

01.04.16 - физика ядра и элементарных частиц

А В Т О Р Е Ф Е Р А Т
диссертации на соискание ученой степени
доктора технических наук

Москва - 1993



Работа выполнена в Научно-исследовательском институте онкологии и медицинской радиологии Минздрава Республики Беларусь.

Официальные оппоненты:

доктор технических наук, профессор А. П. КОЗЛОВ

доктор технических наук О. Н. ДЕНИСЕНКО

доктор технических наук В. Ф. ХОХЛОВ

Ведущие организации:

Научно-исследовательский институт электрофизической аппаратуры им. Д. В. Ефремова, г. Санкт-Петербург;

Онкологический научный центр РАМН, г. Москва.

Защита состоится " _____ " _____ 199 г. в _____ часов на заседании специализированного совета Д 074.30.01 в Специализированном центре экстренной медицинской помощи при Минздраве РФ (СЦЭМП "Защита") по адресу: г. Москва, ул. Щукинская, 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Института биофизики Минздрава РФ.

Автореферат разослан " _____ " _____ 199 г.

Отзыв на автореферат просим направлять по адресу: 123182, Москва, ул. Живописная, д. 46.

Ученый секретарь
специализированного совета
доктор техн. наук

И. К. СОКОЛОВА

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы. Лучевая терапия является одним из основных методов лечения злокачественных новообразований и применяется в качестве самостоятельного средства, либо как компонент комбинированных или комплексных воздействий у 60-75% всех онкологических больных. Успешный исход лучевого лечения в основном зависит от правильного определения клинического и радиобиологического статуса больного, но почти в такой же степени от технических возможностей лучевого терапевта. О.Н. Денисенко, ссылаясь на мнение ВОЗ, утверждает, что успех лучевой терапии примерно на 50% зависит от радиочувствительности мишени, на 25% от аппаратурного оснащения и на 25% от выбора оптимальных и воспроизводимых физико-технических условий облучения.

В настоящее время уже считается решенным вопрос о влиянии точности отпуска дозы на результат облучения. Основанный на работах большого числа авторов клинических наблюдений вывод гласит, что максимальная допустимая погрешность в отпускаемой дозе не должна превышать 5%. Для достижения такой высокой точности необходимо осуществить комплексное изучение целого ряда клинических, радиобиологических и физико-технических проблем. В ряде стран такое изучение проводится в рамках программ гарантии качества лучевой терапии, и уже достигнуты заметные успехи.

Проблема повышения эффективности лучевого лечения во многом зависит от оптимизации распределения дозовых нагрузок между мишенью и нормальными тканями. Наиболее реальным путем снижения лучевых нагрузок на здоровые ткани и критические органы,

окружающие мишень, является адекватное распределение дозы, создаваемое с помощью усложненных методик облучения на новых совершенных радиотерапевтических аппаратах. Как правило, эти методики основаны на принципах подвижного облучения. Дозиметрическое планирование позволяет оптимизировать условия облучения, хотя такие задачи достаточно сложны, особенно в тех случаях, когда аппарат имеет возможность изменять параметры пучков фотонов и электронов непосредственно в ходе облучения. Такое облучение называется динамическим. Объем перерабатываемой информации при дозиметрическом планировании динамического облучения существенно возрастает и применение мощных ЭВМ для расчета оптимальных распределений дозы становится принципиально необходимым, особенно, если речь идет об объемном распределении дозы. Реализация сложных планов динамического облучения на радиотерапевтических аппаратах также требует применения средств вычислительной техники для управления параметрами терапевтического излучения в ходе сеанса облучения.

Основными требованиями, предъявляемыми к современным комплексам технических средств облучения, являются максимальное снижение погрешностей в отпускаемой дозе, создание адекватных условий облучения для оптимального распределения поглощенной дозы в теле пациента, ускорение процесса обработки больших объемов информации о злокачественном процессе в организме-опухоленосителе и его лечении. Важным является также учет экономических факторов, определяющих стоимость устройств, входящих в комплекс, и математического обеспечения лечебного процесса.

Основной путь совершенствования технических средств лучевой терапии, удовлетворяющий вышеуказанным требованиям - авто-

матизация технологического процесса облучения. Автоматизация приводит к значительному удорожанию радиологического оборудования, поэтому при разработке новых технических средств лучевой терапии необходимо тщательно выбирать параметры создаваемой аппаратуры для того, чтобы это удорожание не оказалось чрезмерным. В конечном итоге автоматизация приводит к созданию аппаратурно-программных комплексов дозиметрического сопровождения лучевой терапии, клиническое применение которых позволяет повысить эффективность лучевого лечения онкологических больных на основе применения методов оптимального динамического облучения. Однако принципы создания и использования в клинике вышеуказанных комплексов практически отсутствуют до сих пор. Не разработана технология динамического автоматизированного облучения злокачественных опухолей, отсутствует теория построения систем управления процессами облучения, дозиметрического планирования и контроля. Недостаточно обоснованы требования к радиационным параметрам аппаратов для лучевой терапии, к математическому обеспечению дозиметрического планирования оптимального динамического облучения и т. д.

Цель и основные задачи исследования.

Цель диссертационной работы - разработать и исследовать аппаратурно-программный комплекс дозиметрического сопровождения динамического облучения онкологических больных.

Достижение поставленной цели предусматривало решение следующих задач:

- разработать принципы построения аппаратурно-программного комплекса дозиметрического сопровождения динамической лучевой терапии;
- создать новые устройства управления параметрами терапевти-

ческого излучения при динамическом облучении, теоретически и экспериментально исследовать их характеристики;

- разработать систему обработки графической информации о больном для дозиметрического планирования с помощью ЭВМ лучевого лечения онкологических больных;

- создать эффективное программное обеспечение дистанционной и внутриполостной лучевой терапии, в том числе облучения с динамически изменяющимися параметрами;

- разработать методы и устройства для осуществления дозиметрического контроля условий динамического облучения;

- обосновать необходимость дальнейшего развития нового научного направления - автоматизированного прецизионного облучения с динамически изменяющимися параметрами терапевтического излучения.

Научная новизна. Автоматизированная лучевая терапия злокачественных опухолей с динамическим изменением параметров терапевтического излучения - большая научная и практическая задача, решение которой позволит повысить эффективность лечения онкологических больных. Диссертационные исследования позволили разработать новый подход к проблеме совершенствования технических средств лучевой терапии, заключающийся в создании аппаратно-программных комплексов дозиметрического сопровождения динамического облучения. Разработана методика подвижного облучения с динамически изменяющимися параметрами. Предложен способ дискретного регулирования параметров подвижного облучения. Применена теория автоматического регулирования для оценки погрешности создаваемого оптимального распределения дозы в облучаемом объекте. Созданы оригинальные устройства управления параметрами терапевтического пучка излучения медицинского

ускорителя. Разработаны комплексы программного обеспечения подвижного облучения опухолей с большим числом динамически изменяемых параметров терапевтического излучения. На основе анализа результатов применения созданных программ для выбора оптимальных дозиметрических планов лучевого лечения впервые сформулирована и частично решена задача определения оптимальных по стоимости параметров терапевтических пучка медицинского ускорителя для лучевой терапии злокачественных опухолей. Созданы оригинальные устройства для дозиметрического контроля условий динамического облучения.

Результаты исследований по созданию комплекса аппаратурных и программных средств обеспечения динамического облучения, изложенные в диссертации, оригинальны, неоднократно демонстрировались на ВДНХ СССР и удостоены серебряной медали и Диплома 2 степени в 1983 году и бронзовой медали в 1982 году. Разработки отдельных устройств комплекса защищены 8 авторскими свидетельствами.

Практическая значимость. Разработана методика динамического облучения злокачественных опухолей, позволяющая снизить лучевые нагрузки на здоровые ткани и органы, окружающие опухолевый очаг. Теоретические исследования и результаты их экспериментальной проверки, а также предложенные устройства могут быть практически реализованы на новых ускорителях для лучевой терапии. Большое практическое значение имеет предложенная методика определения оптимальных параметров радиотерапевтических ускорителей электронов. Созданные пакеты прикладных программ дозиметрического планирования дистанционного и внутрисполостного облучения внедрены в системах планирования облучения, уже существующих в настоящее время в СНГ.

Апробация работы. Материалы диссертации доложены на 17 Всесоюзных и 4 республиканских съездах и конференциях, симпозиумах и координационных совещаниях.

Внедрение результатов исследований. Основное содержание работы нашло отражение в 52 публикациях.

Результаты создания аппаратурно-программного комплекса дозиметрического сопровождения лучевой терапии неоднократно демонстрировались на ВДНХ СССР и ЗДНХ БССР, докладывались на 3 школах-семинарах ВДНХ СССР и секции медицинских физиков г. Москвы (1986г.); компьютерные программы дозиметрического планирования дистанционной и внутрисполостной терапии включены в Гос ФАП СССР и Республики Беларусь. Результаты исследований используются в организациях, разрабатывающих новую радиационную технику для лучевой терапии. Программное обеспечение дозиметрического планирования облучения внедрено в клиническую практику 7 онкологических диспансеров Республики Беларусь, ряда онкологических учреждений стран СНГ.

Работа выполнена в Научно-исследовательском институте онкологии и медицинской радиологии МЗ РБ в 1973-1988 годах.

На зетиту выносятся совокупность методов, технических решений, программ, технологий и приборов для формирования и контроля оптимальных условий динамического автоматизированного облучения злокачественных опухолей.

Структура диссертации. Диссертация изложена на 267 страницах машинописи и состоит из введения, 5 глав, заключения, выводов и указателя литературы. Список цитируемой литературы содержит 115 публикаций отечественных и 100 иностранных авторов. Диссертация иллюстрирована 65 рисунками и 12 таблицами.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Аппаратурно-программный комплекс дозиметрического сопровождения динамической лучевой терапии злокачественных опухолей включает в себя бетатрон на 42 МэВ фирмы "СИМЕНС" (ФРГ), ЭВМ ЕС-1022, систему обработки медицинской графической информации "МЕДИГРАФ", устройства дозиметрического контроля условий облучения и комплекс программ для оптимального планирования лучевой терапии. Мы не ставили цели создания автоматизированного ускорителя нового поколения. В результате исследований были проверены некоторые новые приемы реализации отдельных технических решений, накоплен опыт, в том числе клинический, по автоматизированному облучению и расширены теоретические представления о требованиях, предъявляемых к такому облучению.

В качестве динамически изменяемых параметров терапевтического излучения бетатрона были выбраны энергия электронов, длина и ширина поля облучения, угол тангенциального смещения оси пучка от изоцентра и отношение мощности поглощенной дозы к угловой скорости ротации.

В основу метода облучения положен принцип послыного последовательного облучения мишени, предложенный исследователями Гарвардской медицинской школы в Бостоне (США). Планирование облучения с динамически изменяющимися параметрами всегда использует функциональную зависимость всех параметров от одного, в качестве которого обычно принимается величина угла ротационного движения. В зависимости от времени функции изменения параметров могут иметь непрерывный или дискретный характер. Техническая реализация динамического управления параметрами терапевтического излучения оказывается исключительно сложной

при непрерывном виде функциональной зависимости между параметрами. В этом случае появляется необходимость в использовании сложных безлюфтовых приводов с регулируемыми скоростями и контролируемыми ускорениями, что приводит к увеличению веса и размеров исполнительных механизмов, увеличению количества и усложнению конструкции датчиков и систем управления. Предложенный нами дискретный способ изменения параметров существенно упрощает техническую реализацию управления аппаратом и процедуру дозиметрического планирования. Дискретный характер зависимости между параметрами подразумевает разбиение всего угла качания на сектора с заданным углом $\Delta\varphi$, в пределах которых значения остальных параметров должны быть постоянными. Техническое решение принципа дискретного регулирования заключается в том, что при необходимости изменения размеров поля, положения объекта относительно изоцентра, величины тангенциального смещения излучателя последний выключается и консоль останавливается. После установки требуемых значений геометрических параметров снова начинается движение консоли и происходит включение излучателя. При этом устраняются погрешности, связанные с обработкой во время облучения требуемых величин геометрических параметров. Остается неучтенным влияние разгона консоли и её торможения в начале и конце ротационного движения на погрешности в отпускаемой дозе. Мы рассчитали указанную погрешность для приводов, использующих двигатели постоянного тока и асинхронных двигателей переменного тока. Погрешность в отпуске дозы, связанная с разгоном консоли от скорости ω_1 до скорости ω_2 для привода, использующего двигатель постоянного тока, имеет вид

$$\epsilon_{разг} = \frac{T_{ин}}{L \omega \varphi} \left[\omega_2 - \omega_1 - \left(\frac{\omega_{кк}}{L} - \omega_2 \right) \ln \frac{\omega_{кк} - L\omega_1}{\omega_{кк} - L\omega_2} \right],$$

а для торможения

$$E_{\text{тор.л}} = \frac{T_{\text{эм}}}{L \Delta \psi} \left[\omega_2 - \omega_1 + \omega_2 \ln \frac{\omega_1}{\omega_2} \right],$$

где $T_{\text{эм}}$ - электромеханическая постоянная времени привода,
 $L = 1 + \frac{c_{\text{дв}} \kappa}{M_{\text{пуск}}}$, $c_{\text{дв}}$ - приведенная угловая скорость холостого хода двигателя, $M_{\text{пуск}}$ - приведенный пусковой момент двигателя, κ - коэффициент трения.

Очевидно, что погрешность отпуска дозы тем больше, чем больше момент инерции привода, скорость холостого хода и разница между ω_1 и ω_2 и чем меньше приведенный пусковой момент и расчетный сектор облучения. При расчете погрешности в отпускаемой дозе для асинхронных короткозамкнутых двигателей мы пришли к трансцендентным уравнениям, которые решались численным способом. Дополнительная погрешность в отпуске дозы в 1%, связанная с разгоном и торможением, достигается при расчетной величине сектора ротации равном $9,8^\circ$. Экспериментальная проверка этой погрешности показала величину сектора, равную 11° .

На основании теоретических расчетов и экспериментальных исследований переходных характеристик приводов изменения геометрических параметров терапевтического излучения с учетом принятой концепции их дискретного изменения были рассчитаны минимальные уровни дискретизации параметров терапевтического излучения бетатрона. Минимальный сектор ротации был выбран равным 10° , минимальный шаг регулирования размеров ширины Δx и длины Δy поля облучения выбран равным 1 см, минимальный шаг угла тангенциального смещения излучателя $\Delta \psi$ выбран равным $0,5^\circ$ что соответствует смещению оси поля от изоцентра 1 см. Шаги регулирования энергии электронов ΔE и величины отношения мощности

дозы к угловой скорости ротации $\Delta(\frac{P}{\omega})$ могут быть любыми, поскольку они легко регулируются.

На рис. 1 представлена блок-схема системы управления параметрами излучения бетатрона. Ее состояние в каждый момент времени облучения характеризуется вектором $\vec{A} = [X, Y, \psi, E, P/\omega, \varphi]$. Вектор постоянен в произвольно выбираемом интервале значений угла ротации.

Рассчитанные и пронумерованные программы облучения хранятся в памяти ЭВМ и вызываются после укладки большого в память управляющих блоков 4-9 по кадрам. При переносе информации последняя контролируется по четности кода, по сумме цифр, по номеру кадра и по номеру плана облучения.

Управление величиной отношения мощности дозы к угловой скорости ротации на бетатроне осуществляется за счет управления величиной P при постоянном ω (бетатрон массой 22000 кг имеет одну скорость $\omega = 2$ град/с). Управление производится путем изменения времени инжекции электронов в ускорительный тракт относительно нуля синусоиды напряжения в обмотках магнита. Датчик обратной связи представляет собой черенковский детектор, позволяющий анализировать мощность дозы в каждом импульсе излучения.

Для управления геометрическими параметрами излучения созданы фотозлектрические датчики, дающие информацию в двоично-десятичном коде с синхронизацией считывания. Схема одного из датчиков показана на рис. 2. Управление энергией электронов на бетатроне просто осуществляется путем регулирования времени подачи импульса в обмотки сброса.

Испытания системы управления показали ее достаточно высокую надежность и хорошую точность. Например, погрешность уста-

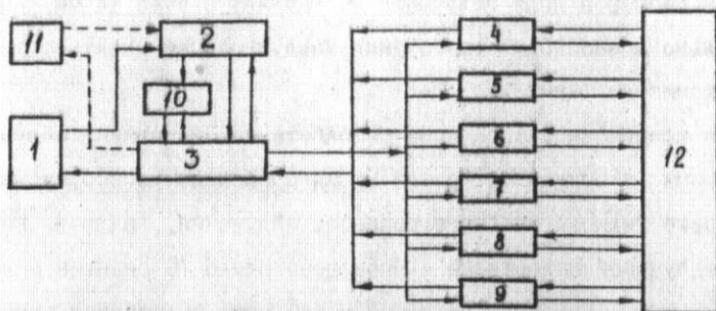


Рис.1. Блок-схема системы управления параметрами излучения бетатрона: 1- ЭВМ; 2- коммутатор; 3- центральный блок управления; 4,5- блоки управления размерами поля облучения; 6- блок управления величиной угла тангенциального смещения; 7- блок управления мощностью дозы; 8- блок управления энергией излучения; 9- блок управления ротационным движением; 10- счетчик кадров; 11- устройство ввода FS -1501; 12- ускоритель.

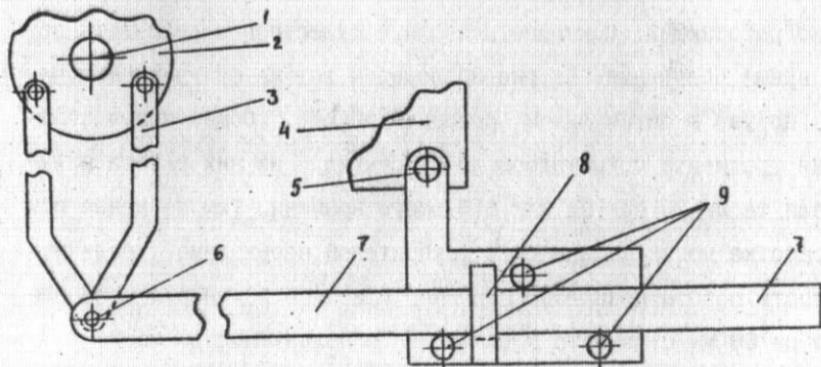


Рис.2. Датчик угла тангенциального смещения: 1-ось вращения; 2-излучатель; 3-кронштейн; 4-штатив ускорителя; 5,6-подшипники; 7-кодовой пластина; 8-набор пар светофотодиодов; 9-ролики.

новления размеров поля облучения составляет $0,69 \pm 0,14$ мм, что значительно превосходит требования Международной Электротехнической комиссии (2мм).

При клинической апробации разработанной методики облучения больных с опухолями прямой кишки проведено усовершенствование всего технологического процесса облучения, включая вопросы предлучевой подготовки. Проведено около 70 сеансов облучения больных. Накопленный клинический опыт потребовал разработки оптимального временного режима облучения. На первом этапе ускоритель совершал качания в каждом расчетном секторе (10 градусов) со скоростью 2 град/с с максимальной мощностью дозы до почти полного набора дозы, а при последнем качании доводил дозу до заданной при соответствующей Р. После этого ускоритель переходил в следующий выбранный сектор и начинал облучение в нем. На рис.3а показан фрагмент такого облучения. Время облучения данного фрагмента 75 секунд. Излучатель при этом работает лишь 30 секунд, т.е. 40% времени. Оптимизация времени облучения по критерию минимизации времени работы наиболее медленно работающих приводов позволила существенно сократить общее время облучения. На рис.3б показан тот же фрагмент облучения, но уже в оптимальном временном режиме. Общее время облучения фрагмента сократилось до 37 секунд, из них работа излучателя те же 30 секунд или 81% всего времени. Тем не менее при разработке новых медицинских ускорителей необходимо увеличить скорость работы приводов, например приводов изменения размеров поля до 50 мм/с вместо повсеместно используемых 10 мм/с.

Применение электронов в динамическом облучении злокачественных опухолей в литературе не описано, т.к. имеет ряд принципиальных трудностей. В частности, не существует способов ди-

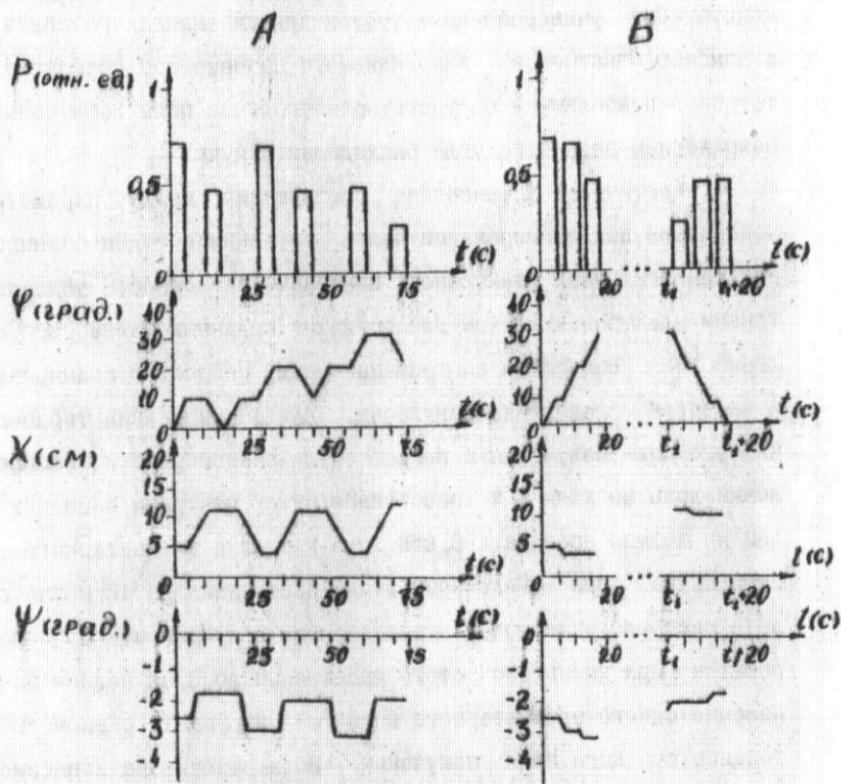


Рис.3. Фрагмент программы облучения

A - без оптимизации по времени;

B - оптимизированная по времени;

P - мощность дозы;

φ - угол ротации;

X - ширина поля облучения;

ψ - угол тангенциального смещения.

динамического регулирования размеров поля облучения и изменения энергии электронов в широких пределах. Нами разработана конструкция универсального тубуса для динамического облучения с помощью электронов, закрепляемого на ирисовой диафрагме бетатрона, позволяющая получать прямоугольные поля облучения с сохранением заданного угла расходимости пучка.

Теоретически установлено соотношение между параметрами ускорителя при формировании полей облучения методом сканирования тонкого пучка электронов. Показана возможность управления тонким электронным лучом для создания заданных полей распределения дозы. Вычислены соотношения между скоростью сканирования и частотой следования импульсов. Для формирования терапевтического поля излучения с погрешностью равномерности распределения дозы не хуже 3 % расстояние между центрами соседних полей не должно превышать $0,85R$, где R -радиус элементарного тонкого пучка. При увеличении этого расстояния до $4R$ можно создать распределение дозы эквивалентное получаемому с помощью решеток. При уменьшении этого расстояния до $0,8R$ полное исчезновение одного элементарного поля не нарушает равномерности терапевтического поля излучения. Была рассчитана зависимость радиуса элементарного пучка на входе в облучаемый объект от начальной энергии электронов в предположении гауссовского и мольеровского распределения электронов. Результаты оказались близкими к литературным экспериментальным данным. При диаметре пучка электронов, вылетающих из ускорителя, равном $0,6$ см, РИП= 100 см, $E_e=6,0$ МэВ диаметр пучка, падающего на облучаемый объект, равен ~ 23 см. Такое существенное рассеяние электронов позволяет применять метод сканирования в динамическом облучении только при условии принятия специальных мер для уменьшения ди-

аметра пучка электронов на входе в тело пациента.

Результаты наших исследований позволили сформулировать ряд дополнений к техническим требованиям на вновь разрабатываемый автоматизированные ускорители для динамической лучевой терапии злокачественных опухолей. Важнейшими из них являются требования увеличения скорости изменения размеров поля облучения до 50 мм/с и необходимость реализации принципа дискретного регулирования параметров терапевтического излучения.

Дозиметрическое оптимальное планирование динамического облучения требует большого времени счета ЭВМ, поэтому необходимо принимать специальные меры для сокращения длительности различных процедур, осуществляемых в процессе планирования, в частности ввода и вывода графической информации. С этой целью была создана система "МЕДИГРАФ", структурная схема которой включала в себя планшеты для ввода анатомо-топографических срезов пациента в ЭВМ и для вывода рассчитанных планов облучения на бумагу. Система была адаптирована к применению пакетов прикладных программ дозиметрического планирования дистанционного облучения "ПРАЗУР", "АСВОП" и "ПЛУТОН", а также к применению пакета "ПРАГА" для планирования внутриполостной лучевой терапии онкогинекологических больных.

Программная часть комплекса дозиметрического сопровождения динамической лучевой терапии злокачественных опухолей включает в себя пакеты оптимального планирования дистанционного облучения "АСВОП", "ПЛУТОН", а также пакеты программ расчета распределений дозы по заданным условиям дистанционного облучения "ПРАЗУР" и внутриполостного облучения "ПРАГА". Проведенное сравнение созданного математического обеспечения с программами, существующими в других странах, показало хороший

уровень созданных нами программ, большую их перспективность для применения в клинической радиологии.

Исследование вопросов создания программных средств дозиметрического планирования динамического облучения проводилось по двум направлениям. В первом ставилось требование строгого математического решения задачи без применения эвристических подходов и экспертных оценок врача. Этому требованию отвечает пакет "ПЛУТОН", позволяющий управлять величиной ширины поля облучения, положением центра ротации, направлением и величиной сектора ротации и отношением мощности поглощенной дозы к угловой скорости ротации в каждом секторе. Второе направление заключалось в изучении возможности создания пакета программ планирования облучения на принципах использования эвристических подходов и экспертных оценок врача. Такая постановка задачи объясняется тем, что новые ускорители имеют более широкие возможности автоматизированного облучения по сравнению с возможностями существующих пакетов программ, использующих строгие методы линейной и нелинейной оптимизации. В результате исследований был создан пакет "АСВОП", позволяющий выбирать для нескольких очагов ширину поля облучения, величину и направление секторов облучения, угол тангенциального смещения излучателя и отношение мощности поглощенной дозы к угловой скорости ротации. Задача оптимизации в программе решается в два этапа. На первом этапе выбираются геометрические условия облучения, учитывающие особенности пространственного расположения опухоли и окружающих её критических органов относительно источника излучения для каждого направления облучения. Модель источника представляет собой систему лучей, исходящих из источников, размещенных по окружности с радиусом, равным R_{10} , через 10

градусов. Расстояние между лучами на уровне центра ротации 0,5 см. Размеры полей и их тангенциальные углы выбираются в соответствии с размерами и конфигурацией опухолевого очага по данному направлению. Для каждого опухолевого очага выбирается своя геометрия облучения. Затем анализируется попадание органов риска в выбранные поля облучения. Преимущественно выбираются поля, которые обходят органы риска, расположенные ближе к источнику излучения, чем мишени. Кроме того, предусмотрено формирование полей, которые вообще не затрагивают органы риска или их части, очень близко расположенные к мишени. Поля облучения, рядом расположенные и имеющие приблизительно одинаковые параметры, объединяются. В результате формируется "геометрия облучения", содержащая 30-40 полей.

На втором этапе с помощью итерационных алгоритмов оптимизируется величина отпускаемой дозы с каждого выбранного поля. При этом минимизируется целевая функция, имеющая вид

$$\min \varphi = \frac{\varphi_1}{\varphi_2},$$

$$\varphi_1 = n \sum_k (D_{n \max} - D_{en}) + \frac{1}{n} \sum_k D_{n \text{ ср}};$$

если $(D_{n \max} - D_{en}) < 0$, то $(D_{n \max} - D_{en}) = 0$;

$$\varphi_2 = \sum_m \frac{Am D_{om}}{\frac{1}{L} \sum_i (D_{mi} - D_{om})^2};$$

если $\sum_i (D_{mi} - D_{om})^2 < 1$, то $\sum_i (D_{mi} - D_{om})^2 = 1$.

где $D_{n \max}$ - максимальная доза на n -критическом органе, D_{en} - толерантное значение дозы на n -органе с учетом заданного режима фракционирования, $D_{n \text{ ср}}$ - средняя доза на n -органе, D_{mi} - доза в

i -точке m -очага, D_{mo} -требуемая доза на m -очаг, A_{mi} -весовой коэффициент m -го очага. φ_1 -сумма превышений лучевых нагрузок на органы риска над толерантными уровнями плюс средняя доза на эти органы; φ_2 -сумма обратных среднеквадратичных отклонений доз в мишенях относительно заданных значений доз. На рис. 4 приведено распределение дозы при дистанционном облучении шейки матки и зоны параметриев, рассчитанное с помощью пакета "АСВОП" при одном центре ротации.

Задача оптимизации в программном пакете "ПЛУТОН" выглядит следующим образом:

$$\begin{aligned} & \min_{\substack{y \in Y \\ x \in X(y)}} x_{n+1}(y); \\ & \sum_{k=1}^n C_{ki}(y) x_k - x_{n+1}(y) \leq 0, \\ & \left| \sum_{k=1}^n C_{kj}(y) x_k - D^0 \right| \leq \xi, \end{aligned}$$

где $x_{n+1}(y) = \max x_k C_{ki}(y)$, x_k -вектор изменяемых значений мощности дозы $P(y)$, а y -вектор изменения геометрических параметров. $C_{ki}(y)$, $C_{kj}(y)$ -коэффициенты, определяющие время облучения точки с номером i здоровых тканей и точки j мишени в секторе $\varphi = \varphi_k - \varphi_{k-1}$. D^0 -заданная доза в мишени.

Решение задачи находится по схеме параметрической декомпозиции, сущность которой заключается в разделении линейной и нелинейной части задачи, причем первая называется локальной, а вторая координирующей. В программном комплексе "ПЛУТОН" координирующая задача $\min_{y \in Y} x_{n+1}(y)$ решается методом Розенброка, а локальная $\min_{x \in X(y)} x_{n+1}(y)$ решается двойственным базисным методом с полной релаксацией. Задачи решаются поочередно до достижения минимума целевой функ-

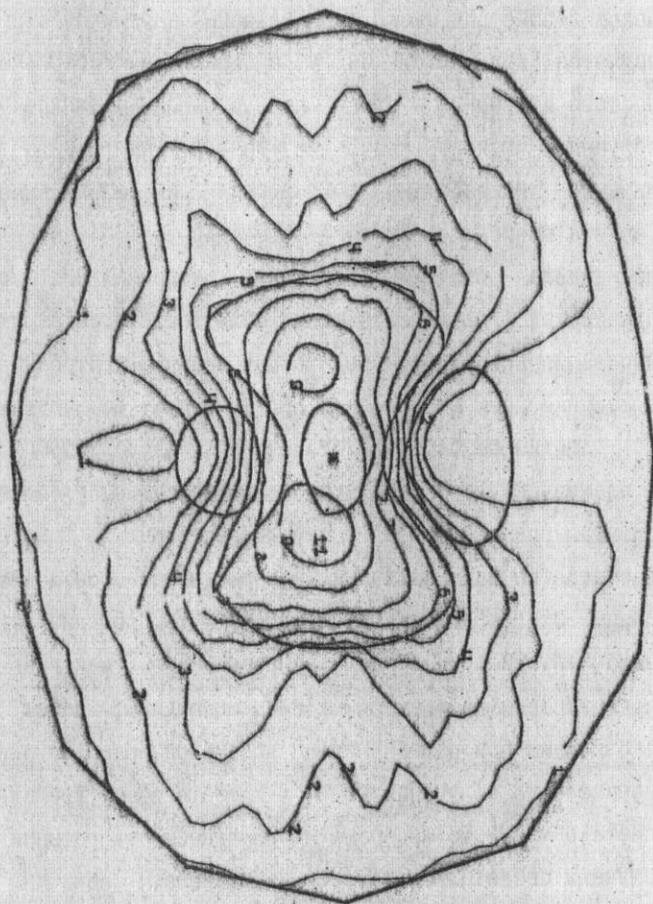


Рис. 4 .Дозная карта-срез Фантома,
имитирующего облучение зоны
малого таза

ции. На рис. 5 изображено распределение дозы при лечении опухоли прямой кишки, рассчитанное для реального больного Н. с помощью пакета "ПЛУТОН".

Программа расчета распределений дозы при внутриволостном облучении "ПРАГА" создана для аппаратурно-программного комплекса дозиметрического сопровождения внутриволостной терапии и является дополнительной к программному обеспечению динамического облучения в плане использования методов сочетанного облучения опухолей гениталий, прямой кишки и ряда других локализаций. Разработана технология применения комплекса для расчета времени облучения, значений дозы в контрольных точках до начала облучения, а также распределения дозы в 4-х плоскостях. Применение такой технологии дозиметрического планирования позволило избежать появления неконтролируемых ошибок в отпуске дозы на мишень и органы риска, её окружающие.

Анализ результатов применения пакетов "АСВОП" и "ПЛУТОН" в практических расчетах распределений дозы у облучающихся пациентов показал, что оптимальное значение целевой функции достигается на различных наборах параметров дозиметрического плана. Это свидетельствует о том, что решение экстремальных задач оптимизации приводит к достижению, как правило, локального экстремума (максимума или минимума). Поиск глобального экстремума при решении задач дозиметрического планирования динамического облучения ведет к существенному увеличению времени счета ЭВМ. В то же время неединственность решений в некоторых случаях свидетельствует об избыточности величины интервалов изменения параметров. Снижение этой избыточности может привести к уменьшению стоимости медицинских ускорителей, что необходимо учитывать при их конструировании. Нами показана воз-

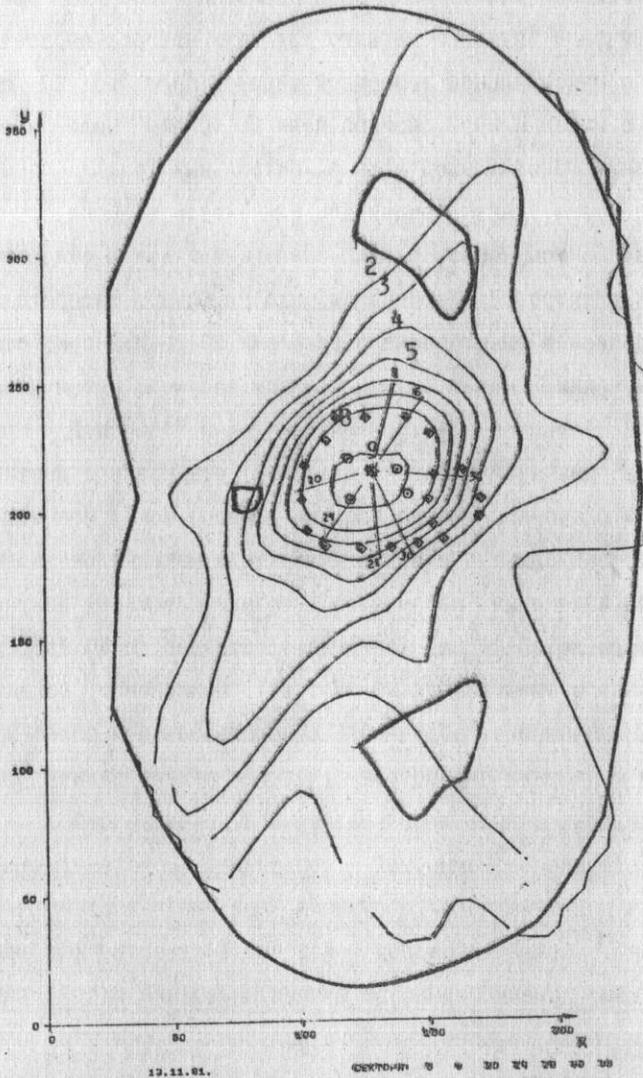


Рис. 5. Дозная топографо-анатомическая карта
плана облучения большого И.

возможность создания равноценных распределений дозы на примере планов облучения опухолей легкого для двух наборов параметров, первого - с максимальной возможной шириной поля до 20 см и второго - с максимальной шириной поля до 10 см. Целевая функция - минимум максимальной дозы в контрольных точках, принадлежащих здоровым тканям, оказалась одинаковой в обоих случаях. В 1974 году J. von Raszow сделал аналогичный вывод относительно энергии электронов. Он показал, что глубинное распределение дозы, создаваемое электронами с энергией 20-43 МэВ при статическом облучении, может быть с успехом получено путем качания узкого поля облучения электронами с меньшей энергией, причем для больших значений энергии (35-43 МэВ) эта разница достигает 7-10 МэВ. Из сказанного можно сделать вывод о том, что нет необходимости закладывать в новые ускорители максимально возможные пределы изменения параметров терапевтического излучения (размеры поля до 40x40 см, энергия электронов до 40 МэВ, углы тангенциального смещения до 90 и т.д.). Применение подвижных методов динамического облучения с использованием более узких интервалов изменения параметров с успехом решают задачу облучения опухолевых очагов любых размеров и конфигураций.

Исследование возможностей созданного математического обеспечения динамического облучения привело к постановке еще одной задачи, решение которой может иметь существенное значение в будущем: оценке качества функционирования систем управления параметрами терапевтического излучения и синтезу систем управления, отвечающих требованиям гарантии качества лучевой терапии. Математический аппарат для анализа этой проблемы существует в теории автоматического регулирования. Его применение к аппаратам лучевой терапии позволяет решить задачу опре-

деления погрешностей установки параметров излучения, оценить статические и динамические характеристики системы автоматического управления параметрами, диапазоны входных и выходных воздействий и другие характеристики. На основании решения указанных задач можно провести оптимизацию системы автоматического управления параметрами излучения ускорителя и синтезировать систему управления с заданными погрешностями.

Мы провели оценку предельной погрешности установки параметра "ширина поля облучения" для того, чтобы показать возможности метода. Для выделения погрешности в отпускаемой дозе, связанной с указанным параметром, из результирующей погрешности применялся программный комплекс "ПЛУТОН". Задача решалась в два этапа. На первом этапе определялся оптимальный план динамического облучения какой-либо локализации. Определялись сектора облучения, ширина поля и доза, отпускаемая в каждом секторе. Рассчитывались суммарные дозы облучения в контрольных точках, рассеянных по зоне мишени, в здоровых тканях и на границе между ними. На втором этапе выбирался сектор, доза в котором создавала максимальный вклад в суммарную дозу в мишени. После этого начинался пересчет суммарной дозы при варьировании параметра "ширина поля" в данном секторе в обе стороны с шагом 0,5см. Каждый раз пересчитывалась суммарная доза во всех контрольных точках. Отклонение дозы от первоначальной в любой контрольной точке более, чем на 5%, сразу же останавливало процедуру. В итоге статистической обработки большого числа вариаций величина предельной погрешности установки параметра, соответствующая погрешности в отпуске дозы в 1%, оказалась равной $0,75 \pm 0,15$ мм. Наиболее чувствительной оказалась зона высокого градиента в направлении по оси данного сектора. Ана-

логичная предельная погрешность установки мощности дозы составила для бетатрона $0,03 \pm 0,005$ Гр/мин.

Таким образом, определились предельные погрешности установки параметров, которыми необходимо задаваться при анализе системы автоматического управления. Распределение дозы является объектом регулирования. Рассчитанная по теории автоматического регулирования ошибка установления параметра "ширина поля" на конкретной системе бетатрона равна $0,55 \pm 0,20$ мм, что хорошо согласуется с требуемой расчетной величиной $0,75 \pm 0,15$ мм, соответствующей ошибке в отпуске суммарной дозы в 1% и экспериментально определенной во время испытаний величиной ошибки равной $0,69 \pm 0,14$ мм. Приведенный в диссертации метод расчета является универсальным и может быть использован для оценки качества регулирования других параметров излучения.

Для дозиметрического контроля условий динамического облучения с большим числом изменяемых параметров терапевтического излучения применялись различные устройства. Одно из устройств было реализовано на принципах фотодозиметрии путем пере-конструирования изодозографа "ИЗОДОЗА-2", созданного в НИИЭФА им. Д. В. Ефремова Ю. А. Мамышевым. Для регистрации распределения дозы использовался логарифмический участок почернения, который позволил уверенно измерить более, чем 100-кратный перепад между максимальной и минимальной дозами. Максимальная регистрируемая доза превышала 5 Гр. Разработаны приставка к изодозографу с логарифмическим делителем и фотоприемником, а также методика измерений, позволяющая использовать практически любые фототехнические пленки. Пленка укладывалась между пластинами фантома и облучалась с торца. Относительная погрешность измерения распределения дозы в центральной части фантома составляла 3%.

Другим устройством, применявшимся для контроля условий облучения, являлся радиофотолюминесцентный дозиметр с миниатюрными детекторами, разработанный и испытанный нами совместно с Институтом Физики АН РБ. Детекторы объемом 2 мм изготовлены из алюмофосфатного стекла, выпускавшегося в ГОИ.

Исследованы характеристики детекторов в зависимости от времени их стабилизации, количества отжигов, времени отжига, дозы и мощности дозы, вида и эффективной энергии излучения, ориентации детектора относительно оси пучка излучения. В результате испытаний выбрано время стабилизации показаний детекторов (20 минут при температуре 100°C), условия отжига (10 минут при температуре $420-440^{\circ}\text{C}$). Детекторы отжигались до 50 раз, причем ухудшения погрешности показаний не было отмечено при условии качественной очистки стекол от внешних загрязнений. Изменение информации во времени (фединг) составляет 2% в месяц. Не было обнаружено влияния положения детектора относительно направления облучения на его показания. Зависимость выхода люминесценции от дозы оказалась линейной с погрешностью не более 2% в диапазоне 0,1 - 70 Гр. Зависимость от мощности дозы не обнаружена в диапазоне $10^{-4} - 10^4$ Гр/с. "Ход с жесткостью" детекторов имеет максимум в районе 35 кэВ, в 5,3 раза превышающий величину чувствительности при значении энергии 1,25 МэВ. Применение РФЛ-дозиметра дало возможность получить дозиметрическую информацию с погрешностью 7-8% и осуществить *in-vivo* измерения распределений дозы с высокими градиентами при проведении клинических испытаний аппаратурно-программного комплекса дозиметрического сопровождения динамического облучения.

Третьим разработанным направлением в развитии методов до-

симметрического контроля условий облучения является применение матричных координато-чувствительных детекторов для регистрации двумерных распределения дозы. Техническая разработка устройств проводилась по нашим заданиям сотрудниками НИИ прикладных физических проблем им. А.Н.Севченко МНО РБ. Нами проведены технические и клинические испытания созданных приборов и разработаны рекомендации по их применению.

Устройство МАРС-256-1 - матричный анализатор распределения сигналов с 256 детекторами предназначен для контроля распределения мощности дозы в сечениях пучков электронов и тормозного излучения ускорителей, в частности ускорителя ЛУЭ-25. Блок детектирования представляет собой матрицу из вертикальных и горизонтальных проводящих шин, в местах пересечения которых помещены ячейки, содержащие элементарный детектор - воздушную ионизационную камеру, накопительный элемент - конденсатор и электронный ключ. Во время работы происходит последовательный опрос накопительных конденсаторов ячеек и на сопротивлениях нагрузки формируется последовательность импульсов напряжения, представляющая собой видеосигнал, который затем обрабатывается.

Процесс обработки включает операции записи сигналов, соответствующих темновому току детекторов и одному опорному радиационному изображению. Измеряемая мощность дозы связана с этими сигналами соотношением

$$P_i = \frac{Q_i(P_i) - b_i}{Q_{i_2}(P_{i_2}) - b_i} P_{i_2}$$

где P_i -измеряемая 1-м детектором мощность дозы, b_i -темновой ток, $Q_i(P_i)$ -сигнал детектора, соответствующий мощности дозы P_i , P_{i_2} и $Q_{i_2}(P_{i_2})$ -мощность дозы опорного изображения и соответствующий ей сигнал детектора. За опорное изображение принималось

распределение дозы гамма-терапевтического аппарата ЛУЧ-1 с неравномерностью распределения мощности дозы по полю облучения ~1%. На экран выводится матрица отношений сигналов Q к сигналу в точке нормировки, причем сигналы, отличающиеся от нормировочного в пределах $\pm 5\%$, изображены на экране точками средней яркости. При большом отклонении сигнала вверх точки светятся ярко, а при отклонении вниз не светятся совсем. Задача оператора заключается в такой настройке ускорителя, чтобы точки средней яркости занимали как можно большую площадь матрицы.

Другое применение координато-чувствительных детекторов связано с попыткой оценить распределение дозы в облучаемом объекте при регистрации вылетающих из последнего комптоновски рассеянных фотонов. Измерения проводились на пучках гамма-квантов кобальта-60. Комптоновски рассеянные под углом 90° кванты имеют энергию 0,362 МэВ. Доза в точке облучаемой среды D_{ijk} связана с величиной регистрируемого детектором сигнала следующим соотношением

$$D_{ijk} = M_{ijk} \frac{V_{ijk} \sigma_a E_\gamma \bar{\mu}^{r_{ijk}}}{\sigma_1 s \xi m_{ijk}}$$

где M_{ijk} - число отсчетов, зафиксированных в детекторе рассеянного излучения, испускаемого объемом V_{ijk} ; r_{ijk} - длина пути рассеянного кванта от элемента V_{ijk} в среде по направлению к детектору; σ_a - эффективное сечение поглощения энергии падающего излучения; E_γ - энергия падающего кванта; $\bar{\mu}$ - средний линейный коэффициент ослабления рассеянного излучения в веществе облучаемого объекта; σ_1 - дифференциальное сечение комптоновского взаимодействия на единицу телесного угла для падающих фотонов; s - эффективная площадь детектора; ξ - эффективность регистрации рассеянного излучения детектором; m_{ijk} - масса элементарного рассеивающего объ-

ема; R_{ijk} -расстояние от элемента объема V_{ijk} до детектора. Для того, чтобы определить величины \bar{M} , m_{ijk} , σ_a , σ_1 необходимо сначала определить распределение плотности ρ_{ijk} по облучаемому объему, что может быть сделано тем же детектором при сканировании тонкого пучка гамма-квантов в поперечном сечении и последующим вычислением указанных параметров. Учет в распределении поглощенной дозы составляющей, связанной с рассеянной компонентой падающего излучения, осуществлялся для простоты с помощью эмпирических коэффициентов. Измерения проводились в гетерогенном фантоме в одной плоскости. В качестве детекторов применялись сцинтилляционные счетчики NaJ (Tl) ϕ 25x25 мм. Сначала составлялась матрица распределения плотности гетерогенного фантома, затем определялось распределение дозы. Результат эксперимента показан на рис. 6, где теоретический расчет сделан на СМ-1600 с помощью программы "ПРАЗУР", а экспериментальные данные обработаны на ЭВМ ДЕК-2м.

Третье применение матричных координато-чувствительных детекторов связано с моделированием результирующих распределений дозы при подвижном облучении с динамически изменяющимися параметрами. Три матрицы, имеющие по 700 детекторов каждая, помещаются между пластинами фантома и облучаются по заданной программе. На экран графического дисплея выводятся как суммарное распределение дозы, так и составляющие его в заданных секторах облучения. Такой метод проверки программ облучения позволяет устранить методические ошибки, связанные с укладкой пациента на лечебном столе, в наведении пучка излучения на объект и т. д.

В результате проведенных исследований разработаны основные направления дальнейшего развития автоматизированной луче-

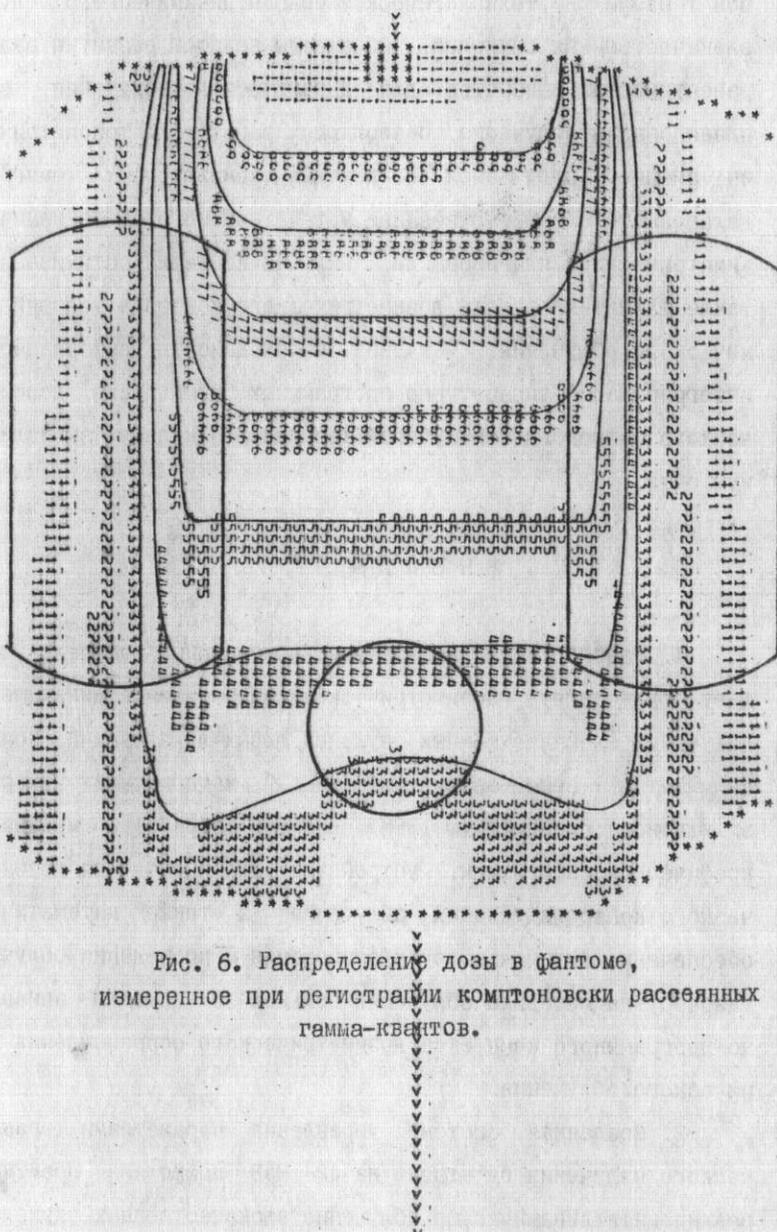


Рис. 6. Распределение дозы в фантоме, измеренное при регистрации комптоновски рассеянных гамма-квантов.

вой терапии - технологической основы динамического облучения злокачественных опухолей. Обсуждены вопросы развития радиотерапевтических аппаратов для динамического облучения, систем планирования облучения, позволяющих работать с топометрической информацией, получаемой с помощью компьютерных томографов, дальнейшего совершенствования математического обеспечения дозиметрического планирования, включая критерии оптимизации, а также развития средств дозиметрического контроля условий динамического облучения. Показана необходимость информационного интегрирования аппаратурно-программных комплексов дозиметрического сопровождения лучевой терапии в локальную вычислительную сеть.

ВЫВОДЫ

1. Разработанный аппаратурно-программный комплекс позволяет осуществлять дозиметрическое сопровождение динамического облучения злокачественных опухолей любых локализаций. Комплекс включает в себя автоматизированный медицинский ускоритель электронов, планирующую ЭВМ, систему обработки медицинской графической информации, устройства для проведения дозиметрического контроля условий облучения, а также математическое обеспечение оптимального планирования и проведения облучения. Разработана методика облучения больных с помощью аппаратурно-программного комплекса дозиметрического сопровождения динамического облучения.

2. Созданная система управления параметрами терапевтического излучения бетатрона на 42 МэВ позволила практически реализовать динамическое облучение злокачественных опухолей за

счет изменения ширины и длины поля облучения, величины угла тангенциального смещения оси поля, энергии электронов и отношения мощности дозы к угловой скорости ротации. В основу работы системы управления положен способ дискретного изменения параметров, при одинаковых погрешностях более просто реализующий заданное распределение дозы по сравнению со способом непрерывного изменения параметров. Обоснована необходимость повышения технических требований к ряду систем, управляющих параметрами терапевтического излучения.

3. Установлена связь между предельными погрешностями реализации распределения дозы в облучаемом объекте, соответствующими требованиям гарантии качества лучевой терапии и предельными погрешностями установки отдельных параметров терапевтического излучения. Применение теории автоматического регулирования к анализу систем регулирования отдельных параметров терапевтического излучения позволило разработать методику оценки качества регулирования и наметить пути его повышения в случае несоответствия требуемым величинам погрешности установления.

4. Примененная автоматизированная система обработки графической информации о поперечном срезе тела пациента "МЕДИГ-РАФ" позволила сократить время ввода информации в ЭВМ в 30-50 раз по сравнению со временем, затрачиваемым на ввод информации с клавиатуры или с перфокарт и довести его до 3-4 минут.

5. Разработаны алгоритмы и программы оптимального дозиметрического планирования автоматизированного облучения с динамически изменяемыми параметрами, позволяющие снизить на 20-40% лучевые нагрузки на окружающие опухоль здоровые ткани и органы по сравнению с лучшими общепринятыми методиками облучения.

6. Применение в дозиметрическом планировании лучевой терапии методов нелинейной оптимизации условий облучения позволило сформулировать и частично решить задачу определения оптимальных пределов динамического изменения параметров терапевтического излучения медицинских ускорителей электронов при их использовании в ротационных режимах облучения.

7. Разработанные устройства дозиметрического контроля условий динамического облучения позволили определить лучевые нагрузки в различных точках облучаемой среды. Радиофотолуминесцентные детекторы объемом 2 мм позволили осуществить внутриполостную дозиметрию при проведении всех сеансов динамического облучения пациентов.

Матричные координато-чувствительные детекторы для контроля условий автоматизированного облучения с динамически изменяемыми параметрами позволили оперативно получать информацию о двумерном распределении поглощенной дозы в облучаемых объектах при сокращении времени работы радиотерапевтического аппарата до 3-5 минут.

8. Предложено направление дальнейших научных исследований по созданию технологии прецизионного автоматизированного динамического облучения злокачественных опухолей и её внедрению в клиническую практику.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ.

По теме диссертации опубликовано 52 работы. Основные из них следующие:

1. Адаменко Г. М., А. Г. Страх, И. Г. Тарутин. Математическая

модель планирования статических методов лучевой терапии // Медицинская радиология. -1975. -№9. -С. 28-31.

2. Мамышев Ю. А., В. Ф. Миненко, В. И. Пилявец, И. Г. Тарутин. 0 возможности использования изодозографа "ИЗОДОЗА-2" для получения дозиметрической информации с фотопленок // Доклады 2 Всесоюзного совещания по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве. -Л., 1976. -т. 2. -с. 216-220.

3. Адаменко Г. М., И. Г. Тарутин, Т. П. Кашуба, А. Г. Страх. Задачи оптимизации дистанционной лучевой терапии // Тез. докл. X Всесоюзного съезда рентгенологов и радиологов. -М., 1976. -С. 544.

4. Гуринович Г. П., И. Г. Тарутин, В. Б. Павленко, В. Ф. Миненко, А. С. Узунбаджаков. Радиофотолюминесцентный дозиметр с миниатюрными детекторами // Известия АН СССР, сер. Физическая-1977. -т. 41, №7. -С. 1370-1371.

5. Александров Н. Н., Г. В. Муравская, И. Г. Тарутин, В. И. Пилявец. Состояние и перспективы применения ускорителей для лучевой терапии // Докл. 3 Всесоюзн. сов. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве. -Л., 1979. -т. 3. -С. 3-10.

6. Александров Н. Н., Г. В. Муравская, И. Г. Тарутин. Опыт клинического применения ускорителей электронов высоких энергий у онкологических больных // Докл. 3 Всесоюзн. сов. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве. -Л., 1979. -т. 3-С. 11-16

7. Грибков А. К., А. М. Люцко, И. Г. Тарутин. Исследование шумов и возмож. остей улучшения качества изображения в комптоновской томоскопии // Вестник БГУ, сер. 1. -Минск, 1979. -№2. -С. 33-36.

8. Люцко А. М., А. К. Грибков, И. Г. Тарутин. Комптоновский интроскоп // Авт. свидет. №739768 от 14 февраля 1980г. -ДСП.

9. Апарин Г. П., И. Г. Тарутин, Э. Н. Леонович, А. Г. Страх, А. И. Го-

лубовский, В. И. Кирейцев. "МЕДИГРАФ"-автоматизированная система обработки медицинской графической информации //Тез. докл. 1^а Всесоюз. конф. "Автоматизированные системы обработки изображений"-М., 1981. -С. 244.

10. Грибков А. К., В. И. Козусь, И. Г. Тарутин. Устройство для определения распределения поглощенной дозы в облучаемом объекте //Авт. свид. N815994 от 21 октября 1980г. -ДСП.

11. Борисов С. П., В. И. Пилявец, И. Г. Тарутин, А. А. Столярчук, П. А. Савченко. Устройство для программного управления ротационным аппаратом лучевой терапии //Авт. свид. N856080 от 14. 04. 1980г. -ДСП.

12. Апарин Г. П., А. Я. Кулешов, Э. Н. Леонович, И. Г. Тарутин. Устройство для считывания графической информации //Авт. свид. N915086 от 23. 11. 1981г.

13. Тарутин И. Г., И. А. Хоняк, В. А. Данилов, О. Л. Ермакович, В. И. Козусь. "МАРС"-матричный анализатор распределения мощности дозы в сечении терапевтического пучка излучений ускорителей электронов //Докл. 4 Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве -Л., 1982. -т. 2-С. 56-59.

14. Адаменко Г. М., И. Г. Тарутин. О выборе оптимальных интервалов изменения параметров ускорителей электронов для лучевой терапии //Докл. 4 Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве -Л., 1982-т. 4-С. 11-15.

15. Тарутин И. Г., В. И. Пилявец, А. Г. Страх. Автоматизированный комплекс для осуществления подвижной лучевой терапии с динамически изменяющимися параметрами облучения //Докл. 4 Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве-Л., 1982-т. 4-С. 139-144.

16. Адаменко Г.М., И.Г.Тарутин. К задаче о выборе параметров ускорителя для лучевой терапии //Рукопись Д-5657 депонирована во ВНИИМИ. Реферат опубликован в журнале Мед. радиология 1983-№2-С. 96.

17. Тарутин И.Г., В.А.Данилов, О.Л.Ермакович, В.И.Козусь. Система сопутствующего дозиметрического контроля в процессе лучевой терапии //Мед. Радиология-1983-№3-С. 26-27.

18. Миненко В.Ф., А.И.Голубовский, И.Г.Тарутин. Программа расчета на ЭВМ дозного распределения, создаваемого внутриполостными линейными источниками излучения //Мед. Радиология -1983-№3-С. 43-46.

19. Страх А.Г., И.Г.Тарутин. Выбор геометрических параметров в оптимизации облучения больных со злокачественными новообразованиями //Мед. Радиология -1983-№3-С. 59-61.

20. Тарутин И.Г., В.И.Пилявец, А.Г.Страх и др. Программное и аппаратное обеспечение комплекса сопровождения дистанционной лучевой терапии с помощью ЭВМ. //Мед. Радиология-1983-№6-С. 6-9.

21. Пилявец В.И., О.М.Любченко, В.М.Дубровенский, И.Г.Тарутин. Аппарат для дистанционной лучевой терапии //Авт. свид. №1045885 от 8.06.1983г.

22. Миненко В.Ф., Т.М.Литвинова, И.Г.Тарутин. Стандартизация требований к автоматизированному комплексу внутриполостного облучения //Тез. докл. Всесоюз. конф. "Стандартизация лучевой терапии"-Л., 1983(1984)-С. 45.

23. Тарутин И.Г., В.Ф.Миненко. Унификация критериев качества в задаче оптимизации радиотерапевтической процедуры //Тез. докл. Всесоюз. конф. "Стандартизация лучевой терапии"-Л., 1983(1984)-С. 52.

24. Миненко В.Ф., А.И.Голубовский, И.Г.Тарутин. Программа

дозиметрического планирования внутриполостного облучения опухолей на гамма-терапевтическом аппарате АГАТ-В (ПРАГА) //НПОО 7297-Центральный информационный фонд ГосФАП. -23.03.1984.

25. Тарутин И.Г. Основные задачи создания автоматизированных систем лучевой терапии злокачественных опухолей //Тез. докл. 11 Всесоюз. съезда рентгенологов и радиологов. -Обнинск, 1984-С. 762.

26. Апарин Г.П., В.К.Ероховец, А.Я.Кулешов, Э.Н.Леонович, И.Г.Тарутин. Устройство для считывания изображений // Авт. свид. N1104554 от 22.03.1984.

27. Апарин Г.П., И.Г.Тарутин. Экономическая эффективность применения вычислительной техники для планирования лучевой терапии //Мед. радиология-1985-N 9-С. 81-85.

28. Жаков И.Г., И.Г.Тарутин, Г.В.Муравская, А.Г.Страх, В.И.Пилявец, А.М.Леусик. Первый опыт клинического применения автоматизированного комплекса лучевой терапии с динамически изменяющимися параметрами облучения //Тез. докл. 5 Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве-Л., 1985-С. 170-171.

29. Тарутин И.Г., Л.В.Болденко, В.И.Пилявец. Формирование полей электронного облучения методом сканирования пучка //Тез. докл. 5 Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве-Л., 1985-С. 172.

30. Тарутин И.Г. Применение теории автоматического регулирования к анализу комплексов технических средств в лучевой терапии злокачественных опухолей //Применение математических и физико-технических методов в рентгенорадиологических исследованиях-Обнинск, 1985-С. 59-62.

31. Арутюнян Л.Г., А.Г.Страх, И.Г.Тарутин. Программа расчета

дозных распределений для заданных условий при ротационном и статическом облучении (ПРАЗУР) //N 50860000620-Центральный информационный фонд ГосФАП-22.10.1986.

32. Апарин Г. П., А.Я. Кулешов, Э.Н. Леонович, И.Г. Тарутин. Устройствo для измерения оптической плотности изображения объектов //Авт. свид. N 1228687 от 3.01.1986.

33. Тарутин И.Г. Компьютерные программы для дозиметрического планирования облучения //Каталог СЭВ-М., 1986-82С.

34. Адаменко Г.М., Т.П. Кашуба, И.Г. Тарутин. Нелинейная модель планирования динамических методов облучения и её свойства. //Оптимизация пространственно-временных параметров лучевой терапии-Обнинск, 1986-С. 77-81.

35. Арутюнян Л.Г., А.Г. Страх, И.Г. Тарутин. Программный комплекс автоматического синтеза и векторной оптимизации дозиметрического планирования облучения онкологических больных (АСВОП) //N 50870000571 -Центральный информационный фонд ГосФАП-10.06.1987.

36. Пилявец В.И., Ю.В. Нетецкий, И.Г. Тарутин. Оценка влияния времени разгона и торможения консоли ротационного ускорителя на точность отпуска дозы при лучевой терапии //Тез. докл. 6 Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве-М., ЦНИИАТОМИНФОРМ, 1988-С. 217-218.

37. Тарутин И.Г., Нетецкий Ю.В., В.И. Пилявец. Анализ системы управления параметрами терапевтического излучения ускорителей с помощью теории автоматического регулирования //Тез. докл. 6 Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве-М., ЦНИИАТОМИНФОРМ, 1988-С. 219-220.

38. Гацкевич Г.В., И.Г. Тарутин. Тубус для аппарата дистанционной лучевой терапии //Авт. свид. N 1585956 от

15.04.1990г. ДСП.

39. Тарутин И.Г., В.И.Пилявец, А.Г.Страх. Особенности применения медицинских ускорителей электронов для динамического облучения злокачественных опухолей //Тез.докл. симп. Радиационная аппаратура для лучевой терапии-М.,1989-С.60.

40. Tarutin I.G. Katalog von Computer-Programm zur dosimetrischen Bestrahlungsplanung //Radiobiologie-Radiotherapie-1989-v. 30, h. 3-P. 241-244.



Подписано в печать 3.11.89г. ДСП
Зак.1.Т.пр.80,НИИОдМР,БЗг.

2 АД 4730

БЕСПЛАТНО.



800000053607 19