

6
А-60

**МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РСФСР
МОСКОВСКИЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
РЕНТГЕНО-РАДИОЛОГИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ**

На правах рукописи

НГУЕН ВАН ТХИЕН

**ИССЛЕДОВАНИЕ НЕОДНОРОДНЫХ ДОЗНЫХ ПОЛЕЙ
С ПОМОЩЬЮ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ**

(№ 05.10.06 — рентгентехника)

Диссертация написана на русском языке

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой
степени кандидата технических
наук

Москва — 1973

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РСФСР
МОСКОВСКИЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
РЕНТГЕНО-РАДИОЛОГИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ

На правах рукописи

НГУЕН ВАН ТХИЕН

ИССЛЕДОВАНИЕ НЕОДНОРОДНЫХ ДОЗНЫХ ПОЛЕЙ
С ПОМОЩЬЮ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ

(№ 05.10.06 — рентгентехника)

Диссертация написана на русском языке

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой
степени кандидата технических
наук

Москва — 1973

Работа выполнена в отделе клинической дозиметрии (руководитель отдела — профессор **А. Н. КРОНГАУЗ**) Московского научно-исследовательского рентгено-радиологического института МЗ РСФСР (директор — профессор **И. А. ПЕРЕСЛЕГИН**)

Научный руководитель:

доктор технических наук, профессор **А. Н. КРОНГАУЗ**

Научный консультант:

кандидат медицинских наук **Ю. Х. САРКИСЯН**

Официальные оппоненты:

доктор технических наук **В. К. ЛЯПИДЕВСКИЙ**

кандидат технических наук **В. А. КВАСОВ**

Ведущее предприятие — Всесоюзный научно-исследовательский институт радиационной техники.

Защита диссертации состоится « 25 » июня 1973 г. на заседании Ученого Совета Московского научно-исследовательского рентгено-радиологического института МЗ РСФСР (Москва, Профсоюзная ул., 90).

Автореферат разослан « 24 » мая 1973 г.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Института.

Ученый секретарь
канд. мед. наук

Н. Н. ГАРВЕЙ

Эффективность лучевого лечения злокачественных опухолей во многом зависит от физико-технических условий облучения. В общем случае радиолог — терапевт использует в лучевом лечении оптимальный режим облучения. Этот режим облучения сводится к подведению к очагу того количества поглощенной энергии, которое необходимо для разрушения очага при наименьшей интегральной поглощенной дозе во всем теле и особенно в жизненно-важных органах, попадающих в зону облучения. Эта цель и эффективность применения в лучевом лечении неоднородных дозных полей приводят к использованию защитных блоков, клиновидных и решетчатых фильтров.

Исследование пространственно-неравномерных дозных полей предъявляет ряд требований к детекторам дозиметрических приборов. Основными требованиями к детекторам являются достаточно малый объем и незначительный «ход с жесткостью». Но уменьшение размера детектора приводит к падению величины сигнала, создаваемого в детекторе излучением, что препятствует точному определению дозы. Наличие у детекторов «хода с жесткостью» создает особые трудности при изучении распределения дозных полей различного качественного состава.

Исследованию неоднородных дозных полей, особенно полей под решетчатыми фильтрами, посвящено много работ как теоретически расчетных (R. Loevinger, 1952; А. Я. Берловский, 1967; А. М. Баркова, 1970; Ю. Н. Девярых, 1971), так экспериментальных. Ионизационные камеры использовались в работах R. Loevinger (1950, 1952), L. Jacobson и A. Lipman (1952), K. Seidel (1956), T. H. Bryant (1966). Наибольшее количество экспериментальных исследований проводилось фотографическим методом (O. H. Cohen (1952), Ю. И. Карибов (1963), Г. Н. Апасов (1968), W. Mauderli (1960), И. А. Переслегин (1966), Ю. Х. Саркисян (1967), А. М. Баркова (1968), Б. М. Алиев и Л. С. Галина (1971)). Для определения интегральных и средних поглощенных доз использовались химические дозиметрические системы (Л. В. Новикова, 1967). В не-

которых работах последних лет для оценки неоднородного дозного распределения использовались люминесцентные (Ф. И. Краевская, 1966), сцинтилляционные (Р. В. Ставицкий, 1969; А. И. Рудерман, 1969), малогабаритные полупроводниковые детекторы (Ю. Н. Девярых, 1969; Нгуен Ван Тхиен, 1971, 1972).

Большая плотность вещества полупроводникового детектора и незначительная работа образования пары ионов в полупроводниках объясняет тот факт, что полупроводниковый детектор имеет большую чувствительность и можно делать детекторы с малым объемом.

Для регистрации различных видов элементарных частиц полупроводниковые детекторы работают в следующих режимах: счетном, фотovoltaическом и фотопроводимости. Наиболее простой режим работы — фотovoltaический. Применение полупроводниковых детекторов для целей клинической дозиметрии и биологического исследования опубликовано в работах А. Н. Кронгауза, А. А. Петушкова, Ю. Б. Мандельцвайга, В. К. Ляпидевского, Ф. И. Глезина, N. A. Baily, R. L. Schuch, M. R. Raju, D. Whelpton, A. C. Müller, I. Calkins, K. Scharf. Эти авторы исследовали основные характеристики полупроводниковых детекторов: зависимость чувствительности от мощности дозы, температуры, эффективной энергии квантов, радиационную стойкость, изотропность и т. д.

Большой «ход с жесткостью» является основным несовершенством полупроводниковых детекторов. Но с помощью фильтров можно устранить «ход с жесткостью», или с помощью метода двух детекторов «ход с жесткостью» можно использовать для одновременного определения качественного состава и мощности дозы излучения.

Характеристики миниатюрных полупроводниковых и комбинированных детекторов

Для исследования пространственно-неоднородных дозных полей нами сделан ряд миниатюрных полупроводниковых и комбинированных детекторов. Два из них использованы в нашей работе. Первый детектор — диффузионно-дрейфовый полупроводниковый детектор на основе кремния [Si(Li)] с p-i-n переходом. Детектор, цилиндрической формы с высотой 2 мм и диаметром основания 2 мм, изготавливается по обычной технологии из детектора большого размера. Второй — комбинированный детектор состоит из сцинтиллятора CsI (Tl), находящегося в оптическом контакте с солнечным элементом на основе кремния с p-n переходом. Кристалл CsI (Tl) имеет цилиндрическую форму высотой 2 мм, диаметром основания 2 мм. Кремниевый солнечный элемент с p-n переходом имеет

форму плоского диска высотой 0,3 мм и диаметром основания 2 мм.

Из уравнения фотодиода, работающего в режиме вентильного фотоэлемента

$$I = I_{\phi} - I_s \left(e^{\frac{-qU}{kT}} - 1 \right) \quad (1)$$

где U — напряжение во внешней цепи

I_{ϕ} — фототок

I_s — алгебраическая сумма токов дырок и электронов неосновных электрических носителей через p-n переход. В режиме короткого замыкания

$$I = I_{\phi} \approx a \cdot S \cdot l_n \cdot P \quad (2)$$

где a — коэффициент пропорциональности

S — площадь p-n перехода

l_n — диффузионная длина электронов неосновных электрических носителей

P — мощность дозы облучения.

Из уравнения (2) следует, что в режиме короткого замыкания ток во внешней цепи детектора с p-n переходом пропорционален мощности дозы.

В качестве источника ионизирующих излучений использовались рентгеновские аппараты РУМ-3, РУМ-13, гамма-аппараты ЛУЧ-1 (Co^{60}), ГУТР-Cs-400 (Cs^{137}) и радиоактивные препараты Au^{198} .

В качестве регистрирующих приборов использовались микроамперметр М-95, М-109, фотокомпенсационный микровольт-амперметр постоянного тока типа Ф 116/2, самописец КС-4.

В качестве образцовых приборов использовались дозиметры фирм «Филипса» и «Сименса» и нормальные ионизационные камеры.

Для гамма- и рентгеновского излучений проведенные нами исследования показывают, что

— ток короткого замыкания обоих детекторов линейно зависит от мощности дозы в широком диапазоне (0-300 р/мин);

— максимальное значение чувствительности обоих детекторов составляет $1 \cdot 10^{-9} \frac{\text{а} \cdot \text{мин}}{\text{р}}$. Инерционность детекторов

очень мала. Вся инерционность измерения тока определяется инерционностью регистрирующих приборов и составляет время порядка 1 сек;

— зависимость показаний детекторов от ориентации в пучке излучения очень мала. Разница между максимальными и

минимальными показаниями при вращении детекторов в фантоме меньше 1,5% для полупроводникового детектора с р-і-п переходом и 6% — для комбинированного;

— при облучении детектора ионизирующим излучением с мощностью дозы P_9 на выходе детектора измеряется ток короткого замыкания I_{p_9} ; отношение

$$\frac{I_{p_9}}{P_9} = f(E) \quad (3)$$

показывает относительную спектральную чувствительность или «ход с жесткостью», где E — энергия квантов излучения.

«Ход с жесткостью» наших миниатюрных детекторов является однозначной функцией эффективной энергии квантов. С помощью фильтров можно изменять «ход с жесткостью» детекторов так, чтобы удовлетворить необходимым и достаточным условиям метода двух детекторов;

— миниатюрные детекторы имеют хорошую радиационную стойкость: после общей дозы облучения $16 \cdot 10^4$ р показание комбинированного детектора не изменяется, а скорость убывания показания полупроводникового детектора с р-і-п переходом составляет $1\%/10^4$ р.

Методика и установки для исследования неоднородных дозных полей ионизирующих излучений

В основном дозные поля ионизирующих излучений характеризуются распределениями качественного состава и экспозиционной (или поглощенной) дозы в пространстве. Для определения этих характеристик можно использовать метод измерения с помощью двух детекторов. Принципы этого метода следующие: пусть $f_1(E)$ — «ход с жесткостью» первого детектора, однозначная функция энергий квантов E ; $f_2(E)$ — «ход с жесткостью» второго детектора, однозначная функция энергий квантов E .

Функция

$$\alpha(E) = \frac{f_1(E)}{f_2(E)} \quad (4)$$

не зависит от мощности дозы и является монотонной функцией энергий квантов излучения в интервале энергий $[E_a, E_b]$.

Если энергия квантов E_x какого-нибудь излучения с мощностью дозы $P(E_x)$ удовлетворяет условию

$$E_x \in [E_a, E_b] \quad (5)$$

то мы можем точно определить E_x , $P(E_x)$ по найденному значению функции $\alpha(E)$ из измеряемых величин сигналов двух детекторов в пучке излучения (E , $P(E_x)$).

Энергия, определяемая таким образом в рассеивающей среде, является эффективной энергией.

Метод измерения дозы с помощью двух детекторов дает результаты с погрешностью, обусловленной непостоянством значения эффективной энергии квантов излучения и относительными спектральными чувствительностями детекторов. Погрешность метода отсутствует, когда выполняется равенство:

$$\beta_1 I_1 + \beta_2 I_2 = \beta_3 P_9, \quad (6)$$

где β_1 , β_2 , β_3 — произвольные постоянные
 I_1 , I_2 — токи на выходах детекторов
 P_9 — экспозиционная доза облучения.

В обычных условиях облучения и характеристик детекторов равенство (6) трудно осуществить, и получаемые результаты обладают погрешностью. Существенной задачей является нахождение пары детекторов, удовлетворяющих условиям:

- функция $\alpha(E)$ является монотонной;
- функция $\frac{P_9}{I_1} = f\left(\frac{I_2}{I_1}\right)$ мало отличается от прямой.

Когда функция $\frac{P_9}{I_1} = f\left(\frac{I_2}{I_1}\right)$ отличается от прямой, при

измерении в фантоме (где эффективная энергия квантов изменяется в пространстве), погрешность метода двух детекторов зависит от энергии квантов исходного излучения. Для наших детекторов погрешность метода при измерении дозного поля гамма-излучения Co^{60} не превышает 5%.

Для исследования распределений дозных полей в облучаемом теле нами сделан водный фантом, являющийся сосудом из плексигласа размером $35 \times 35 \times 35$ см, с входным окном размером 15×15 см. Характерной особенностью нашего водного фантома является система, с помощью которой можно дистанционно произвольно и достаточно точно менять положение в фантоме детектора. Эта система состоит из двух частей:

— отдаленный от фантома пульт управления и система определения положения детекторов;

— вызывающая движение детекторов система, прикрепленная к фантому.

Изменение положения детекторов осуществляется по трем взаимоперпендикулярным направлениям. Изменение положения детекторов по горизонтальному направлению, перпендикулярному к оси пучка, осуществляется мотором с постоянными скоростями движения детекторов 0,184 мм/сек, 0,407 мм/сек, 1,69 мм/сек.

С помощью такого фантома и метода двух детекторов проведено исследование распределений эффективных энергий квантов и глубинных доз неоднородных дозных полей гамма-излучения Co^{60} под 5 решетчатыми фильтрами (С-4, С-3, С-2, С-1, С-0,5) и 3 клиновидными фильтрами, наклоняющими 50% изодозу на углы $\sim 20^\circ$, 45° , 60° (формирующие устройства для гамма-излучения Всесоюзного научно-исследовательского института радиационной техники), неоднородных дозных полей рентгеновского излучения под решетчатым фильтром.

Характеристики неоднородных дозных полей гамма- и рентгеновского излучений, применяемых в лучевой терапии

Сфокусированные решетчатые фильтры (С-4, С-3, С-2, С-1, С-0,5) изготовлены из свинца толщиной 7 см с 81 отверстием в каждом, расположенными равномерно на 9 рядах. Размер нижней поверхности каждого решетчатого фильтра 12×12 см, отношение площадей закрытых и открытых участков на нижней и на верхней поверхности каждого решетчатого фильтра одинаковое и равняется 4, 3, 2, 1 и 0,5. Решетчатый фильтр крепится на расстоянии 40 см от источника излучения Co^{60} с помощью переходного фланца.

В результате проведенных исследований неоднородных дозных полей гамма-излучения Co^{60} под решетчатыми фильтрами установлены следующие закономерности:

Эффективная энергия квантов гамма-излучения под открытыми участками на одной и той же глубине зависит от расстояния источник-поверхность фантома (РИП) и от размеров отверстий. При увеличении РИП или размеров отверстий эффективная энергия квантов излучения на данной глубине уменьшается. С увеличением глубины эффективная энергия квантов уменьшается вначале сильно в интервале глубин 0—10 см, несколько меньше в интервале 10—25 см и на глубине

25 см она принимает значение порядка 400 кэв. Зависимость эффективной энергии квантов под открытыми участками от глубины имеет вид экспоненциальной функции. При возрастании размеров отверстий скорость падения эффективной энергии квантов с глубиной уменьшается. При облучении с достаточно широким полем размер поля мало влияет, а размер изображений отверстий сильно влияет на эффективную энергию квантов излучения под открытыми участками решетчатых фильтров.

Эффективная энергия квантов гамма-излучения под закрытыми участками возрастает при увеличении отношения площадей открытых и закрытых участков (или при увеличении размеров отверстий). Эффективная энергия квантов под закрытыми участками также зависит от глубины и незначительно возрастает при увеличении РИП, на глубинах 20—25 см она достигает значения около 400 кэв.

Процентная глубинная доза под открытыми участками на одной и той же глубине возрастает с увеличением размеров отверстий, разница между ее значениями для разных решеток тем больше, чем больше РИП. Процентная глубинная доза экспоненциально убывает с глубиной и на глубине 25 см остается только около 10% (за 100% принималась мощность дозы на глубине 0,5 см при открытом поле той же площади, такого же РИП). Скорость убывания процентной глубинной дозы уменьшается с возрастанием РИП.

Процентная глубинная доза под закрытыми участками решетчатых фильтров возрастает при увеличении РИП, размеров отверстий и зависит от глубины. Максимальные значения процентных глубинных доз под закрытыми участками расположены на глубине от 0,5 см до 9 см в зависимости от размеров отверстия и РИП. Чем отверстие шире и РИП больше, тем ближе к поверхности фантома расположен максимум.

Распределение эффективных энергий квантов и процентных глубинных доз по направлению, перпендикулярному к оси пучка, является периодическим, с периодом, соответствующим геометрическим параметрам решетчатого фильтра. Максимальные значения лежат под открытыми, а минимальные — под закрытыми участками решетчатого фильтра. Смещение максимумов (а также минимумов) эффективных энергий квантов (или процентных глубинных доз) в сторону от вертикальной оси при увеличении глубины соответствует наклону отверстий решетчатого фильтра и расходимости пучка гамма-излучения, исходящего из источника. На глубине, где существует максимальное значение процентных глубинных доз под закрытыми участками, получают седлообразные формы экстремумов.

Если обозначить через P_0 — мощность дозы под открытым, P_3 — мощность дозы под закрытым участком, то отношение

$$\eta = \frac{P_0}{P_3} \quad (7)$$

можно назвать показателем дозой неоднородности полей под решетчатыми фильтрами. На данной глубине показатель η увеличивается при уменьшении размеров отверстий или РИП; зависимость показателя η от глубины имеет вид экспоненциальной функции. С глубины 20 см для всех решетчатых фильтров и любых значений РИП

$$1 < \eta < 3$$

На основе исследований распределений процентных глубинных доз по направлению, перпендикулярному к оси пучка, распределений под открытыми и под закрытыми участками по глубине, были построены изодозные кривые неоднородных дозных полей гамма-излучения Co^{60} под 5 решетчатыми фильтрами для РИП-47 см, 60 и 75 см при самых широких полях облучения для гамма-аппарата ЛУЧ-1.

Уменьшение размера поля приводит к повышению эффективной энергии квантов и к относительно меньшему убыванию дозы под открытыми, чем под закрытыми участками, поэтому с уменьшением размера поля показатель дозой неоднородности повышается. В интервале допустимой погрешности при планировании облучения с решетчатыми фильтрами можно пренебречь влиянием размера поля на процентную глубинную дозу. Детальнее, на основе исследования влияния размеров полей на процентную глубинную дозу можно построить изодозные кривые при других размерах полей для различных РИП.

Использование ЭВМ в выборе относительно оптимального режима облучения и в вычислении распределения доз создаст дозиметристам и радиологам большие возможности. Используя дозные распределения в полях под решетчатыми фильтрами С-2, С-3, С-4 (с круглыми отверстиями) при РИП=60см, анализируя все закономерности этих распределений, мы вывели приближенную формулу для расчета процентной глубинной дозы гамма-излучения Co^{60} в точке (X_i, Y_i) в

фантоме под решетчатыми фильтрами (С-2, С-3, С-4) при РИП=60 см

$$P_i \% = \sum_{k=0}^4 \left\{ 48 + \sqrt{580 - (100d - 90)^2} - 0,01(39,6 - \sqrt{466,56 - (100d - 66)^2}) (L \cdot K)^2 \right\} \cdot \exp \left\{ - \left[0,113 \sqrt{X_i^2 + Y_i^2} \left(1 - \frac{F-5}{X_i} \right) + 0,693 \left(\frac{2F}{h} \lg \left(\frac{|X_i \cdot L \cdot K - Y_i(F-5)|}{(F-5)X_i + Y_i L K} \right) \right)^5 \right] \right\} \quad (8)$$

где h — расстояние между соседними центрами отверстий на нижней поверхности решетчатого фильтра

F — расстояние источник — поверхность фантома (РИП)

H — расстояние нижняя поверхность решетчатого фильтра — поверхность фантома

d — диаметр отверстий на нижней поверхности решетчатого фильтра

$L = \frac{h \cdot F}{F - H}$ — расстояние между центральными лучами, исходящими от соседних отверстий, на уровне поверхности фантома.

Тогда $X_i - F$ глубина исследуемой точки. Для проведения расчетов процентной дозы в любой точке (X_i, Y_i) облучаемого тела по формуле (8) достаточно задать численные значения величин h, F, H и d .

Результаты вычислений дозных полей по формуле (8) на ЭВМ М-222 представлены в форме изодозных кривых. При сопоставлении этих изодозных кривых с изодозными кривыми, полученными из эксперимента, следует;

— хорошее совпадение между экспериментальными и расчетными по формуле (8) данными. Расхождение между ними только в области малых значений мощностей доз и достигает величины, не превышающей 5%;

— полученная формула дает возможность проводить расчет дозных полей под решетчатыми фильтрами в достаточно широком диапазоне изменения параметров, входящих в формулу, и различных методах облучения с использованием решетчатых фильтров.

Были проведены исследования распределения эффективных энергий квантов и поглощенных доз рентгеновского излучения под свинцовым решетчатым фильтром толщиной 5 мм, диаметром отверстий 10 мм, отношением площадей открытых и закрытых участков 67%. Результаты показывают, что распределения эффективных энергий квантов и поглощенных доз рентгеновского излучения под решетчатым фильтром имеют такие же общие характеристики, как у полей гамма-излучения под решетчатыми фильтрами. Особенностью дозного распределения рентгеновского излучения является то, что показатель дозной неоднородности почти не зависит от величины эффективной энергии.

Исследования распределения эффективных энергий квантов и процентных глубинных доз гамма-излучения Co^{60} под клиновидными фильтрами, наклоняющими 50% изодозу на углы $\sim 20^\circ$, 45° , 60° привели к построению изодозных кривых полей под такими клиновидными фильтрами при РИП=60 см и поле 10×10 см, и показывают, что убывание значений эффективных энергий квантов и процентных доз по глубине описывается экспоненциальной функцией. Эффективная энергия в области тонкого участка клиновидного фильтра больше, чем в области толстого участка.

Клиническое применение неоднородных дозных полей гамма-излучения

Преимущества, которые дает излучение радиоактивного кобальта, способствовали широкому применению дистанционной гамматерапии при лечении опухолей внутренних органов различной локализации и значительно увеличили эффективность лучевой терапии. Однако, обследование длительно живущих больных в поздние сроки после лучевой терапии позволило выявить значительные лучевые изменения подкожной клетчатки, мышц, а иногда и внутренних органов. Как известно, толерантность некоторых тканей к излучению сравнительно низкая, и нередко дозы, необходимые для воздействия на опухоль, в нормальных тканях и органах вызывают необратимые изменения. Поэтому для щажения нормальных тканей при лучевой терапии применяются различные приспособления (решетчатые фильтры, свинцовые клиновидные фильтры, свинцовые экранирующие блоки).

Дистанционная гамматерапия через свинцовые решетчатые фильтры имеет значительные преимущества перед облучением «открытыми полями». Негомогенное дозное поле, образующееся под решеткой, где величина дозы под открытыми

участками, в 3—4 раза превышает дозу под закрытыми, ведет к более полной регенерации нормальных тканей всего облучаемого объема и значительно снижает развитие лучевых реакций и осложнений.

Применение решетчатых фильтров при рентгенотерапии способствует, главным образом, щажению кожи, а при дистанционной гамматерапии — и подлежащих тканей. Это позволяет облучать в необходимой дозе большие объемы тканей с различной радиочувствительностью.

Наши исследования дозного распределения под решетчатыми фильтрами позволили разработать и широко использовать в радиологическом отделе Московского научно-исследовательского рентгено-радиологического института методику дистанционной гамматерапии опухолей различной локализации.

Учитывая дозиметрическую характеристику метода, дистанционную гамматерапию через решетчатые фильтры целесообразно проводить с одного поля. В этом случае наблюдается резкий перепад доз под открытыми и закрытыми участками решетки как по горизонтальной, так и по вертикальной оси пучка излучения. Если патологический процесс расположен на глубине 6 см и не превышает 5—6 см в диаметре, то доза под открытыми участками решетки через 1 см составляет 55, 50, 47, 43, 39, и 35%, а под закрытыми — 29, 22, 18, 17, 15 и 14% дозы на поверхности облучаемого объема. Таким образом, распределение энергии излучения в области патологического очага крайне неравномерно. Кроме того, максимум дозы (100—80%) приходится не на опухоль, а на окружающие нормальные ткани. Распределение доз при облучении через свинцовую решетку с двух встречных полей также нельзя считать удовлетворительным. В этом случае наложение пучков излучения захватывает большой объем нормальных тканей и органов от грудины до позвоночника (например, при раке пищевода), что крайне нежелательно.

Наиболее целесообразно облучение через свинцовые решетчатые фильтры проводить с двух полей, расположенных под углом, величина которого определяется локализацией и размерами опухоли. При облучении с двух полей, расположенных под углом друг к другу, наложение дозных полей происходит только в области геометрических границ пучков излучения. Следовательно, поля надо располагать таким образом, чтобы опухоль находилась в месте наложения пучков этих полей. Величина дозы под открытыми участками решетки в области наложения полей составляет 77—86%, а под закрытыми — 57—60%. Таким образом, разность доз составляет 20—

26%, что позволяет считать распределение энергии излучения в зоне наложения полей равномерным. В тех областях, где пучки излучения не пересекаются, величины доз крайне неравномерны. Следовательно, облучение с двух полей, расположенных под углом друг к другу, позволяет создавать равномерное распределение энергии излучения в области опухоли с резким перепадом величины дозы в окружающих здоровых тканях. Несмотря на то, что облучение проводится только с двух полей, дозу в области опухоли, на какой бы глубине она ни находилась (6, 7, 8, 9 см) легко можно довести до 6000—8000 рад. Это достигается возможностью увеличения дозы на коже под открытыми участками до 10000—12000 рад. Метод дистанционной гамматерапии через решетчатые фильтры заслуживает внимания не только с точки зрения щажения кожи и подкожной клетчатки, но и благодаря возможности увеличения очаговой дозы с одновременным снижением общей интегральной дозы, лучшей общей переносимости облучения и защите кроветворной системы. Гамматерапия через свинцовую решетку усиливает прямое и не прямое действие излучения на опухоль путем распространения сосудисто-соединительной реакции с облученных участков на необлученные.

Опыт применения решетчатых фильтров в радиологическом отделе Московского научно-исследовательского рентгено-радиологического института МЗ РСФСР показывает целесообразность их применения в первую очередь у больных с рецидивами, возникшими после лучевой терапии.

Больные с рецидивными опухолями, которым применялась свинцовая решетка, ранее получали один или два курса лучевой терапии, что вызывало лучевые осложнения в виде атрофических изменений кожи, индурации подкожной клетчатки, циститов, ректитов и т. д. По степени распространенности процесса или же по общему состоянию хирургическое лечение этим больным не было показано, а облучение открытыми полями могло вызвать лучевые реакции от сравнительно малых доз.

ВЫВОДЫ

1. Использование в лучевой терапии различных устройств, формирующих дозные поля разной конфигурации, требует детального изучения количественных и качественных характеристик образующих дозных полей. Имеющиеся литературные данные о неоднородных дозных полях получены для распределений экспозиционных доз. Для оценки поглощенных доз необходимы данные о значениях эффективных энергий квантов в облучаемой среде.

2. Для получения необходимых дозиметрических характеристик пространственно-неоднородных дозных полей крайне перспективен метод двух детекторов с различными спектральными характеристиками, позволяющими с достаточной точностью определять одновременно количественную характеристику (экспозиционную или поглощенную дозу) и качественную характеристику (эффективную энергию квантов).

3. В качестве детекторов для дозиметрической оценки пространственно-неоднородных дозных полей со значительными градиентами по дозе наиболее целесообразно использование полупроводниковых и комбинированных детекторов (полупроводник и сцинтиллятор).

Наличие большой чувствительности, линейной зависимости показаний от мощности дозы, изотропности, возможности устранения «хода с жесткостью», малой температурной зависимости и достаточной радиационной стойкости создает все предпосылки для использования полупроводниковых детекторов для изучения дозиметрических характеристик неоднородных дозных полей.

4. Двумя детекторами (полупроводник и полупроводник и сцинтиллятор) были изучены распределения эффективных энергий и процентных глубинных доз рентгеновского и гамма-излучения в различных точках тканеэквивалентного фантома при облучении через решетчатые и клиновидные фильтры.

5. Под открытыми участками решетчатых фильтров зависимость эффективных энергий квантов и процентных глубинных доз гамма-излучения Co^{60} от глубины имеет вид экспоненциальной функции. На данной глубине эффективная энергия уменьшается при увеличении РИП и размеров отверстий.

6. Под закрытыми участками решетчатых фильтров эффективная энергия зависит от РИП, глубины и повышается при увеличении размеров отверстий. На глубине 20—25 см эффективная энергия имеет значение около 400 кэВ. Процентная глубинная доза под закрытыми участками возрастает при увеличении размеров отверстий и РИП. Максимальные значения процентных глубинных доз лежат на глубинах от 0,5 см до 9 см в зависимости от размеров отверстий и РИП.

7. Дозная неоднородность увеличивается при уменьшении размеров отверстий, РИП и величины поля облучения.

8. На основе полученных экспериментальных данных о распределении доз в облучаемом теле под решетчатыми фильтрами были составлены аналитические функции распределения процентных глубинных доз и алгоритм для расчета на ЭВМ, что значительно упрощает методику расчета дозных полей при использовании решетчатых фильтров.

9. Облучение через свинцовые решетчатые фильтры целесообразнее всего рекомендовать при рецидивах, возникших после лучевой терапии.

Эта методика также имеет большие достоинства при предоперационной лучевой терапии рака легкого, пищевода, желудка, мочевого пузыря и других глубоко расположенных злокачественных новообразований.

10. Свинцовые клиновидные фильтры можно рекомендовать при облучении эксцентрически расположенных опухолей органов с небольшим объемом (голова, шея).

Список опубликованных работ по материалам диссертации

1. Распределение качественного состава и поглощенных доз рентгеновского излучения при использовании решеток. Медицинская радиология, 1971, 11, 56 (совм. с А. А. Заборонским, А. Н. Кронгаузом, А. А. Титовым).

2. Распределение качественного состава и поглощенных доз гамма-излучения Co^{60} при использовании решетчатых фильтров. Медицинская радиология, 1972, 10, 70 (совм. с А. А. Заборонским, А. Н. Кронгаузом, Т. Г. Павловой, А. А. Титовым, В. И. Устинковым).

3. Характеристика дозного поля гамма-излучения Co^{60} под решетчатыми фильтрами. Медицинская радиология, 1973, 6, 56.

4. Расчет дозных распределений под решетчатыми фильтрами с использованием ЭВМ. Медицинская радиология (в печати). (совм. с А. Н. Кронгаузом, Т. Г. Павловой, Н. Ш. Шагмардановым).

Материалы диссертации доложены на:

1. Научном семинаре отделов клинической дозиметрии и радиологии Московского научно-исследовательского рентгено-радиологического Института МЗ РСФСР.

Москва, 1972.

2. Секции медицинских физиков Московского научного общества рентгенологов и радиологов.

Москва, 1973.

Подписано к печати 17/V 1973 г.

Объем 1 п. л.

Заказ 620.

Тираж 250 экз.

Полиграфическое объединение «Полиграфист» (ф. № 2)
Управления издательств, полиграфии и книжной торговли Мосгорисполкома
Москва, ул. Макаренко, 5/16.