

ОГЛАВЛЕНИЕ

Участники издания.....	5
Терминологический словарь.....	10
Список сокращений и условных обозначений	18
Введение	23
Глава 1. Физико-технические основы лучевой терапии.....	25
Глава 2. Радиобиологические основы лучевой терапии опухолей.....	62
Глава 3. Лучевой патоморфоз опухолей человека.....	69
Глава 4. Основные принципы и методы радиомодификации в лучевой терапии. Гипертермия	89
Глава 5. Адронная терапия	129
Глава 6. Опухоли центральной нервной системы.....	141
Глава 7. Злокачественные новообразования органа зрения	187
Глава 8. Рак орофарингеальной области	218
Глава 9. Рак гортани	272
Глава 10. Злокачественные опухоли слюнных желез	285
Глава 11. Рак молочной железы	293
Глава 12. Рак легкого	307
Глава 13. Рак пищевода.....	340
Глава 14. Рак желудка	357
Глава 15. Рак поджелудочной железы	375
Глава 16. Рак прямой кишки	385
Глава 17. Рак анального канала	398
Глава 18. Рак предстательной железы	406
Глава 19. Рак мочевого пузыря.....	425
Глава 20. Рак яичка и паратестикулярных тканей	433
Глава 21. Рак полового члена.....	446
Глава 22. Рак почки	456
Глава 23. Рак тела матки (рак эндометрия)	464
Глава 24. Рак шейки матки.....	479
Глава 25. Рак влагалища	492
Глава 26. Злокачественные образования яичников	501
Глава 27. Рак вульвы	512

Глава 28. Лимфома Ходжкина	525
Глава 29. Опухоли кожи	547
Глава 30. Саркомы мягких тканей.....	578
Глава 31. Лучевая терапия при метастазах.....	588
Глава 32. Лучевая терапия неопухолевых заболеваний	599
Глава 33. Фотодинамическая терапия в онкологии.....	621
Глава 34. Радионуклидная терапия	637
Глава 35. Местные лучевые повреждения в онкологии.....	665
Предметный указатель.....	681

ВВЕДЕНИЕ

Достижения в развитии радиотерапевтической техники клинической радиобиологии позволяют считать лучевую терапию высокотехнологичной лечебной практикой в онкологии. Подтверждением тому служат разработка и создание новейших радиотерапевтических комплексов (CyberKnife, Trubem, Vero, NovacTM, Gammamed, Microselecron HDR и PDR и др.) для фотонной и электронной терапии, а также установление причин радиорезистентности опухоли. Учет указанных факторов позволяет с высокой степенью корректности (конформно) планировать, реализовывать и контролировать процесс лучевой терапии при злокачественных новообразованиях различных локализаций и гарантировать дальнейшее повышение качества лечения.

Дополнительный резерв перспективного развития радиотерапевтической техники заложен в создании и совершенствовании адронных терапевтических комплексов (протонная, ионная и нейтронная терапия). Терапевтическая радиология все более тесно взаимодействует с диагностической радиологией, используемой на этапах планирования, контроля и оценки результатов лечения. Эксплуатация современных технических средств даже на фоне значительных достижений хирургии и химиотерапии увеличивает возможности и значимость лучевой терапии в современной мультимодальной терапии злокачественных новообразований.

Большое значение для радиотерапии приобретают разработка и совершенствование радионуклидной терапии, достижения которой свидетельствуют о возможности ее более широкого использования в сочетании с дистанционной лучевой терапией. Внедрение в онкологию новых радионуклидных препаратов избирательного направления позволит в ближайшие годы создавать новые эффективные технологии системного радиотерапевтического воздействия на опухолевый процесс.

Технический прорыв, в свою очередь, сопровождается получением новых данных о возможности пролонгации на годы терапевтического эффекта лучевой и комплексной терапии путем лекарственной депрессии процесса размножения опухолевых клеток, а также новых сведений о возможном влиянии на резистентность к лучевой терапии опухолевых стволовых клеток (ОСК).

В последние годы в лучевой терапии накоплен значительный опыт практического использования различных способов брахитерапии, сочетанного облучения, нетрадиционного фракционирования дозы, а также ряда средств физической и химической радиомодификации радиочувствительности нормальных и опухолевых тканей. Эти обстоятельства определяют необходимость радиобиологического осмысления новой ситуации, способной изменить парадигму (роль и перспективные направления) лучевой терапии на современном этапе ее развития. В первую очередь это относится к необходимости обоснования схем и способов фракционирования дозы в зависимости от морфологии и чувствительности к воздействию радиации ОСК.

Использование современной дорогостоящей техники предоставляет новые возможности для широкого внедрения новых схем фракционирования, рационального соотношения пространственно-временного распределения дозы, стереотаксического облучения. Практика подтверждает целесообразность применения таких схем при органосохраняющих, а также при паллиативных методиках лечения больных со злокачественными новообразованиями. Создание и исследование таких методик — ближайшая задача терапевтической радиологии. По-прежнему остается актуальным поиск эффективных способов индивидуального прогнозирования реакции опухоли, прилежащих органов и тканей на лучевое, лекарственное и комплексное воздействие.

Среди отмеченных направлений развития терапевтической радиологии ключевое место, конечно, занимает проблема воздействия на ОСК, необходимость инактивации которых выступает неременным условием достижения успеха как при раздельном применении лучевой и химиотерапии, так и при совместном воздействии на опухоль ионизирующей радиации и новых противоопухолевых химиопрепаратов и средств, модифицирующих радиочувствительность опухоли и пограничных тканей и органов.

Таким образом, появление новых технических средств оптимизации лучевой терапии и новых данных о наличии в новообразованиях радиорезистентных ОСК, а также использование новых эффективных средств лекарственной терапии создают реальную необходимость дальнейшего совершенствования лучевого, комбинированного и комплексного методов лечения злокачественных новообразований, в том числе их резистентных форм. Эти обстоятельства существенно увеличивают значимость лучевой терапии в онкологической практике.

Глава 1

Физико-технические основы лучевой терапии¹

Борышева Н.Б.

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ

Согласно современным представлениям, заряженные частицы (α -, β -частицы, протоны и др.) ионизируют вещество непосредственно, а нейтральные частицы (нейтроны) и электромагнитные волны (фотоны) относят к косвенно ионизирующим. Взаимодействие ионизирующего и косвенно ионизирующего излучения с биологическими тканями приводит к возникновению физических эффектов, используемых в медицине как в лечебных, так и в диагностических целях. Чтобы понимать процессы, происходящие под воздействием излучения в биологических тканях, а следовательно, оценивать их радиобиологические эффекты, необходимо иметь представление о механизмах взаимодействия.

Взаимодействие фотонного излучения с веществом

В диапазоне энергий фотонов 0,1–30 МэВ можно наблюдать более десяти различных типов их взаимодействий с веществом. Однако для целей терапии и диагностики основными выступают когерентное (упругое) рассеяние, фотоэффект, комптоновское (некогерентное) рассеяние и эффект образования электронно-позитронных пар.

При когерентном рассеянии фотон, попадая в электрическое поле атома, отклоняется от своего первоначального направления, но не теряет свою энергию. Вероятность данного процесса сильно возрастает с уменьшением энергии фотонов и увеличением атомного номера вещества, становясь преобладающим в оптическом диапазоне электромагнитного излучения. Эффект лежит в основе рентгеноструктурного анализа; именно с его помощью в 1952 г. была открыта спиральная структура дезоксирибонуклеиновой кислоты (ДНК).

При фотоэффекте фотон полностью поглощается атомом, передавая свою энергию одному из орбитальных электронов. Освободившееся в результате фотоэффекта место на данной оболочке заполняется менее

¹ Глава написана при участии В.А. Костылева

связанным электроном с более высокой оболочки, что сопровождается испусканием характеристического излучения и (или) электронов Оже.

При комптоновском рассеянии падающий фотон передает свою энергию орбитальному электрону, энергия связи которого значительно меньше энергии падающего фотона. В зависимости от энергии падающий фотон может отклониться от первоначального направления всего на несколько градусов или изменить свое направление на 180° и передать максимальное количество энергии электрону отдачи.

Если энергия фотона $>1,02$ МэВ, фотон может взаимодействовать с веществом посредством образования пары. В этом случае фотон взаимодействует с электронным полем ядра атома и всю свою энергию передает на образование электрон-позитронной пары. Формирование пары представляет собой пример преобразования энергии в массу. Обратный процесс называют аннигиляцией.

Взаимодействие электронов с веществом

При взаимодействии электронов с энергией от нескольких сотен кэВ до десятков МэВ с биологическими тканями происходит расходование их энергии на взаимодействие с электронами атомных оболочек вещества. При этом различают 3 вида энергетических потерь: **потери на возбуждение** атомов (орбитальный электрон, получив энергию, переходит на другой возбужденный уровень); **потери на ионизацию** (выбивание орбитального электрона из атома); **радиационные потери** энергии (образование тормозного излучения). Все эти типы взаимодействия относят к неупругому взаимодействию.

При прохождении через среду электроны также испытывают **упругое рассеяние**, обусловленное воздействием электрического кулоновского поля атома. При этом суммарная кинетическая энергия электрона и атома отдачи остается неизменной, но меняется направление движения электрона.

Ионизационные потери электрона на единицу длины пути зависят от начальной энергии электронов и атомного номера среды. С увеличением энергии электрона возрастают потери энергии за счет испускания тормозного излучения (радиационные потери). Полная потеря энергии электрона при прохождении через вещество равна сумме ионизационных и радиационных потерь.

Количество ионов, создаваемых электроном в начале пути на 1 мм своего пробега, называют **плотностью ионизации**.

Взаимодействие нейтронов с веществом

Поскольку нейтрон не имеет электрического заряда, он не взаимодействует с электрическим полем заряженных частиц и ядер атомов. Именно поэтому нейтрон может проходить значительные расстояния в веществе, не испытывая никаких взаимодействий. В поле ядра нейтрон может испытать следующие типы взаимодействия с веществом среды: *упругое рассеяние; неупругое рассеяние; радиационный захват с испусканием фотона; захват с испусканием заряженной частицы; деление ядра.*

При **упругом взаимодействии** ядро рассеивает нейтроны, изменяя направление их движения и при этом поглощая часть энергии, но полная кинетическая энергия остается неизменной, распределяясь между рассеянным нейтроном и атомом отдачи. Данный эффект имеет большое значение в водородсодержащих средах при неупругом рассеянии нейтронов, которое возможно лишь в случае, когда энергия падающего нейтрона E_0 превышает энергию E' первого возбужденного состояния ядра-мишени. Если энергия нейтрона становится ниже порога неупругого рассеяния, из-за слабого замедления он может пройти в тяжелых материалах большие расстояния (по этой причине при конструировании радиационной защиты от ней-

тронов в нее следует добавлять материалы, содержащие водород). **Радиационный захват с испусканием фотонов** (или поглощение фотонов) относится к классу неупругих взаимодействий и для большинства элементов проходит в диапазоне малых энергий нейтронов. После захвата нейтрона возбужденное ядро переходит в нормальное состояние, при этом испускается один или несколько фотонов. Такое излучение имеет высокую энергию (6–8 МэВ). Некоторые легкие ядра (${}^6\text{Li}$, ${}^{10}\text{B}$) при захвате нейтрона могут испускать α -частицы. Данные элементы имеют очень высокое значение поперечного сечения захвата тепловых нейтронов. **Ядерные реакции с образованием заряженных частиц** типа (n, p) , (n, α) , (n, d) относят к неупругим взаимодействиям нейтронов с ядрами. Такие реакции возможны только при энергии нейтронов >1 МэВ. Деление ядер для медицинских целей значения не имеет.

Взаимодействие тяжелых заряженных частиц с веществом

Аналогично электронам тяжелые заряженные частицы (α -частицы, протоны, легкие и тяжелые ионы) создают в веществе ионизацию и возбуждение атомов, упругое рассеяние, а также генерируют тормозное излучение. Однако существенное отличие электронов от тяжелых заряженных частиц по массе сказывается на траектории движения при прохождении через вещество: тяжелые частицы практически не испытывают отклонений на пути, в то время как электрон сильно отклоняется от первоначального направления движения.

Если сравнивать электроны и фотоны с тяжелыми заряженными частицами с точки зрения лучевой терапии, необходимо отметить значительную разницу в величинах линейных потерь энергии (ЛПЭ). Например, для γ -излучения ${}^{60}\text{Co}$ (1,25 МэВ) ЛПЭ=0,3 кэВ/мкм, для рентгеновского излучения (250 кВ) ЛПЭ=2 кэВ/мкм, для нейтронов с энергией 14 МэВ ЛПЭ=12 кэВ/мкм, а протоны и другие тяжелые заряженные частицы имеют ЛПЭ=100 кэВ/мкм и выше. Однако стоит заметить: если тяжелая заряженная частица имеет очень высокую скорость, сравнимую с релятивистской, ее значение ЛПЭ будет сравнимо с ЛПЭ электрона с энергией 1 МэВ.

При замедлении тяжелых заряженных частиц в веществе их ЛПЭ возрастает и достигает максимального значения в конце пробега. Это приводит к распределению энергии в веществе, описываемому кривой Брэгга. В лучевой терапии используют эффект резкого повышения поглощенной дозы на глубине и такого же резкого спада до нуля для концентрации значительной части поглощенной энергии в патологическом очаге (рис. 1.1).

ОСНОВНЫЕ ДОЗОВЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОЛЕЙ ИЗЛУЧЕНИЯ

Поглощенная доза ионизирующего излучения D — основная физическая величина, характеризующая степень радиационного воздействия. Поглощенная доза — это отношение средней энергии (dW), переданной излучением веществу в элементарном объеме, к массе вещества в данном объеме (dm):

$$D = \frac{dW}{dm}.$$

Под переданной энергией в определении поглощенной дозы следует понимать:

$$W = \sum E_{in} - \sum E_{out} + \sum \varepsilon,$$

где $\sum E_{in}$ — сумма кинетических энергий всех заряженных и незаряженных частиц, входящих в рассматриваемый объем; $\sum E_{out}$ — сумма кинетических

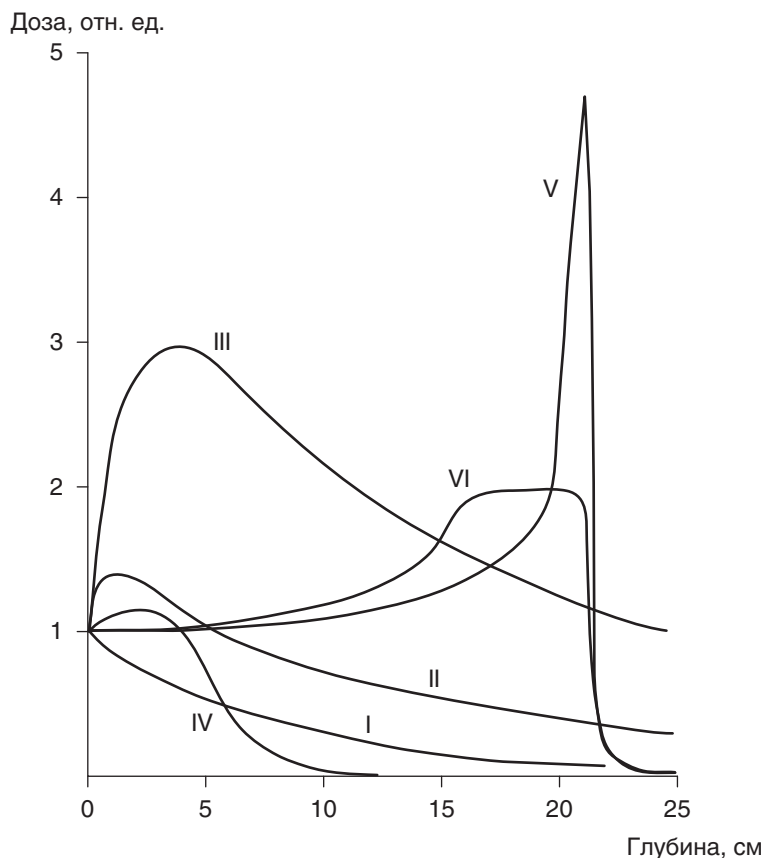


Рис. 1.1. Зависимость дозы от глубины проникновения в биологические ткани: I — рентгеновское излучение 200 кВ; II — γ -излучение ^{60}Co ; III — высокоэнергетическое тормозное излучение 200 МВ; IV — быстрые электроны 22 МэВ; V — протоны 200 МэВ; VI — модулированный пик Брэгга

энергий всех заряженных и незаряженных частиц, выходящих из этого объема;
 $\sum \varepsilon$ — сумма всех изменений энергии при любых ядерных превращениях в рассматриваемом объеме.

Единицей поглощенной дозы в системе единиц СИ выступает грей (Гр). Грей равен такой поглощенной дозе излучения, при которой веществу массой 1 кг передается энергия ионизирующего излучения в 1 Дж. Внесистемная единица поглощенной дозы — рад. 1 Гр=100 рад=100 сГр.

Поглощенная доза в среде формируется двумя противоположными по действию процессами: накоплением вторичного излучения и ослаблением первичного. До некоторой глубины преобладает первый процесс, а после того как поглощенная доза достигнет своего максимума, второй процесс становится основным.

Поглощенная доза в органе или ткани (D_T) есть средняя поглощенная доза в определенном органе или ткани тела человека:

$$D_T = \frac{1}{m} \int_m D dm,$$

где m — масса органа или ткани; D_T — поглощенная доза в элементе массы dm .

Для оценки воздействия на среду косвенно ионизирующих излучений (фотонов и нейтронов) используют керму (от англ. kerma — kinetic energy released in material; кинетическая энергия, освобожденная в веществе). Керма (K) — отношение суммы первоначальных кинетических энергий dW_k всех заряженных ионизирующих частиц, образованных под действием косвенно ионизирующего излучения в элементарном объеме вещества, к массе dm вещества в этом объеме:

$$K = \frac{W_k}{dm}.$$

Для фотонного облучения в качестве вещества, в котором определяется керма, используют воздух (воздушная керма). Единица измерения — грей. В условиях электронного равновесия значение кермы фотонов совпадает с поглощенной дозой. Это равенство справедливо для биологических тканей больших объемов, однако для тонких слоев (например, кожи) керма и поглощенная доза будут различными (рис. 1.2).

Экспозиционная доза X — количественная характеристика, применяемая только для фотонного излучения с энергией до 3 МэВ. Это отношение суммарного электрического заряда dQ всех ионов одного знака, образованных в объеме сухого атмосферного воздуха массой dm :

$$X = \frac{dQ}{dm}.$$

В отличие от поглощенной дозы, которая в большей степени характеризует уровень облучения объекта и в меньшей степени сам источник излучения, экспозиционную дозу используют для описания поля излучения источника. Единица экспозиционной дозы в СИ — кулон на килограмм (Кл/кг). Она соответствует такой экспозиционной дозе, при которой все вторичные электроны и позитроны, освобожденные фотонами в объеме воздуха массой 1 кг, производят ионы с электрическим зарядом 1 Кл каждого знака. На практике чаще

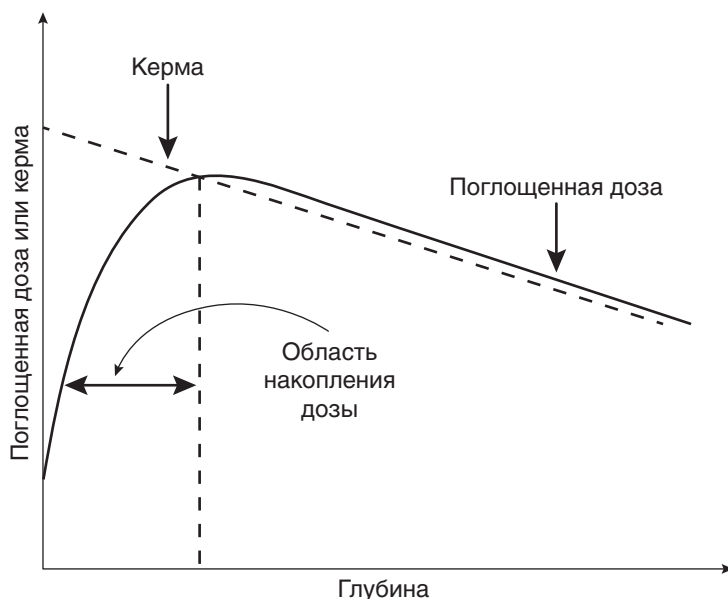


Рис. 1.2. Зависимость поглощенной дозы (D_T) и кермы (K) от глубины проникновения фотонов

используют внесистемную единицу рентген (Р), при которой в 1 см³ воздуха при нормальных условиях (температура 0 °С и давление 760 мм рт.ст.) масса составляет 0,001293 г.

Для разных видов излучения при одинаковой поглощенной дозе биологический эффект будет различным. В связи с этим была введена характеристика дозы облучения — относительная биологическая эффективность (ОБЭ) — отношение поглощенной дозы образцового рентгеновского излучения (при напряжении на рентгеновской трубке 200 кВп), вызывающей определенный биологический эффект, к поглощенной дозе рассмотренного излучения, вызывающего точно такой же биологический эффект.

В табл. 1.1 приведены взвешивающие коэффициенты для отдельных видов излучения W_R , рекомендованные Международной комиссией по радиологической защите.

Таблица 1.1. Взвешивающие коэффициенты W_R для различных видов излучения

Виды излучения	W_R , ЗвГр ⁻¹
Фотонное излучение любых энергий	1
Электроны, позитроны, β -излучение	1
Нейтроны с энергией:	
<10 кэВ	5
от 10 кэВ до 100 кэВ	10
от 100 кэВ до 2 МэВ	20
от 2 МэВ до 20 МэВ	10
>20 МэВ	5
Протоны с энергией >2 МэВ (кроме протонов отдачи)	5
α -Излучение с энергией >2 МэВ	20
Тяжелые ядра отдачи, осколки деления ядер	20

Эквивалентная доза ионизирующего излучения H_{TR} — произведение поглощенной дозы D_{TR} излучения типа R в органе или ткани T на соответствующий взвешивающий коэффициент для данного вида излучения W_R . Единица измерения эквивалентной дозы в СИ — зиверт (Зв).

$$H_T = \sum_R H_{TR} = \sum_R W_R D_{TR}.$$

Эффективная доза облучения E — сумма произведений эквивалентных доз в органах и тканях на взвешивающие коэффициенты, рассчитанные для вида облучаемой ткани:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_{TR} W_T W_R D_{TR},$$

где W_T — взвешивающий коэффициент для органа или ткани T ; W_R — взвешивающий коэффициент для излучения R . Эти коэффициенты (табл. 1.2) определяют весовые вклады каждого органа или ткани в риск неблагоприятных последствий при равномерном облучении, т.е. когда эквивалентная доза равна эффективной.

Таблица 1.2. Взвешивающие коэффициенты, установленные Международной комиссией по радиологической защите для различных органов и биологических тканей

Тип ткани	W_T	Тип ткани	W_R
Гонады	0,20	Печень	0,05
Красный костный мозг	0,12	Пищевод	0,05
Толстая кишка	0,12	Щитовидная железа	0,05
Легкие	0,12	Кожа	0,01
Желудок	0,12	Клетки костных поверхностей	0,01
Мочевой пузырь	0,05	Остальное (10 органов и тканей)	0,05
Молочная железа	0,05		

ДОЗОВЫЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ И ИХ ФОРМИРОВАНИЕ

Главная задача лучевой терапии состоит в том, чтобы подвести к опухоли оптимальную суммарную дозу, при которой ожидается максимальный терапевтический эффект.

Под разовой дозой подразумевают количество энергии, поглощенной за одно облучение в мишени (опухоли).

Для полного уничтожения злокачественных опухолей необходима достаточно высокая суммарная очаговая доза излучения, т.е. количество энергии, переданное мишени (опухоли) за весь курс лучевой терапии.

Обычно распределение дозы для каждого конкретного больного и способа облучения определяют с помощью расчетов. Для этого необходимо иметь исходную дозиметрическую информацию, которую получают путем измерения в фантоме из тканезквивалентного материала достаточно большого объема для обеспечения условий рассеяния и поглощения фотонов.

Поглощенная доза при облучении пациента или фантома изменяется с глубиной. Степень изменения зависит от множества факторов: энергии пучка, глубины, размеров поля, расстояния от источника, системы коллимации пучка. Таким образом, расчет дозы связан с учетом множества параметров, влияющих на распределение дозы по глубине.

При расчете дозы важный момент заключается в учете изменения глубинной дозы вдоль центральной оси пучка. Для этой цели применяют различные величины, важнейшие из них:

- процентная глубинная доза (ПГД);
- отношение «ткань–воздух» (ОТВ);
- отношение «ткань–фантом» (ОТФ);
- отношение дозы в заданной точке к дозе в точке максимума дозы (ОТМ).

Основную характеристику пучка излучения составляет *процентная глубинная доза* (ПГД) — распределение дозы вдоль центральной оси пучка, нормированное к дозе на референсной (опорной) глубине.

Как видно из рис. 1.3, ПГД уменьшается с глубиной после достижения максимума дозы, в то время как поверхностная доза с ростом энергии становится все более и более выраженной. В случае ортовольтовых и низковольтовых энергий рентгеновского излучения относительная доза достигает максимума на расстоянии, очень близком к поверхности, а для высокоэнергетических пучков точка максимальной дозы лежит на большей глубине в ткани (или фантоме). Облучение пучками фотонов высоких энергий позволяет снизить дозовую нагрузку на поверхности кожи.

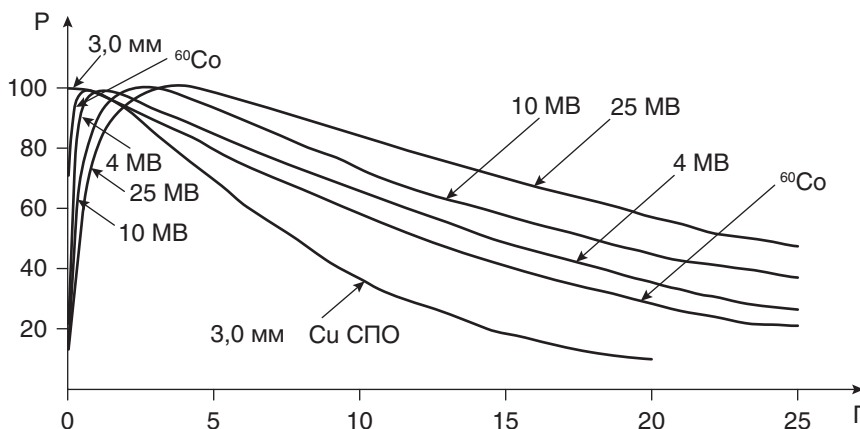


Рис. 1.3. Распределение процентной глубинной дозы вдоль центральной оси в пучках фотонов различной энергии. Размер поля 10×10 см, расстояние «источник–поверхность» (РИП) — 100 см для всех пучков, кроме излучения со слоем половинного ослабления 3 мм Cu, для которого РИП=50 см. P — процентная глубинная доза; Γ — глубина в воде, см

Геометрическим размером дозового поля называют проекцию дистального конца коллиматора на плоскость, перпендикулярную оси пучка из точки, соответствующей центру источника. Дозиметрическим (или физическим) размером поля называют пространство на плоскости, перпендикулярной оси пучка на заданном расстоянии от источника, ограниченное определенной изодозной кривой (обычно 50% изодоза). Размеры поля высчитывают на определенных расстояниях от источника, указывая расстояние «источник–поверхность» (РИП) или расстояние «источник – ось вращения радиационной головки ротационного аппарата» (РИО).

Согласно закону обратных квадратов, ПГД, являющаяся относительной величиной, измеренной по отношению к дозе в некоторой опорной точке, увеличивается с ростом РИП, хотя в действительности доза с расстоянием уменьшается (рис. 1.4). Изменение дозы на малых расстояниях более значительно, чем на больших (т.е. ПГД уменьшается значительно быстрее вблизи источника).

Для дистанционной лучевой терапии РИП — очень важный параметр: чем оно больше, тем лучше. Однако поскольку с увеличением расстояния мощность дозы уменьшается, на практике было найдено компромиссное решение: для лечения глубоко расположенных опухолей мегавольтными пучками рекомендовано РИП не менее 75 см, чаще всего используют расстояние, равное 100 см.

Отношение «ткань–воздух» (ОТВ) определяется как отношение дозы D_d в заданной точке фантома к дозе в воздухе D_{fs} в той же точке пространства. Для пучка заданного качества ОТВ зависит от глубины d и размеров поля r_d на этой глубине:

$$\text{ОТВ}(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{fs}}.$$

Значения ОТВ и ПГД взаимосвязаны. $P(d, r, f)$ — процентная глубинная доза в фантоме на глубине d для поля размером r на поверхности:

$$P(d, r, f) = \text{ОТВ}(d, r_d) \times \frac{1}{\text{КОР}(r)} \times \left(\frac{f + d_r}{f + d} \right) \times 100,$$

где КОР (r) — коэффициент обратного рассеяния фотонов от фантома для поля размером r , равный ОТВ ($d_{\max}, r_{d\max}$).

Отношение «ткань–фантом» (ОТФ) определяется как отношение дозы в заданной точке фантома на фиксированной опорной глубине. ОТФ — основная величина, которая может быть нормирована к любой опорной (референсной) глубине. Обычно для большинства пучков выбирают глубину 5 см. Выбор точки на центральной оси, соответствующей $d_{\max}$, упрощает расчеты, что более предпочтительно при вычислениях. Если эту точку принять за опорную, ОТФ увеличивается до величины, равной отношению «ткань–максимум» ОТМ. Таким образом, ОТМ представляет собой частный случай ОТФ и может быть определено как отношение дозы в заданной точке фантома к дозе в той же точке на опорной глубине, соответствующей максимальной дозе.

Отношение «рассеяние–воздух» (ОРВ) применяется для расчета доз от рассеянного излучения в среде. Вычисление вклада от первичного и рассеянного излучения по отдельности рекомендовано при расчете пространственного распределения дозы для фигурных полей неправильной формы. ОРВ — отношение дозы рассеянного излучения в заданной точке фантома к дозе в свободном пространстве в той же точке, которое зависит от энергии пучка, глубины и размеров поля облучения и одновременно не зависит от РИП. Значения ОРВ обычно табулируют в виде зависимости от глубины и радиуса круглого поля на этой глубине.

Отношение «рассеяние–максимум» (ОРМ) также служит для расчета рассеяния в среде и может быть определено как отношение дозы от компонента рассеянного излучения в заданной точке фантома к первичной дозе в той же точке на опорной глубине.

Для характеристики пучка и образуемого им дозного поля посредством трехмерного объемного распределения доз недостаточно распределения доз только вдоль его центральной оси. Именно поэтому, чтобы представить изменения дозы

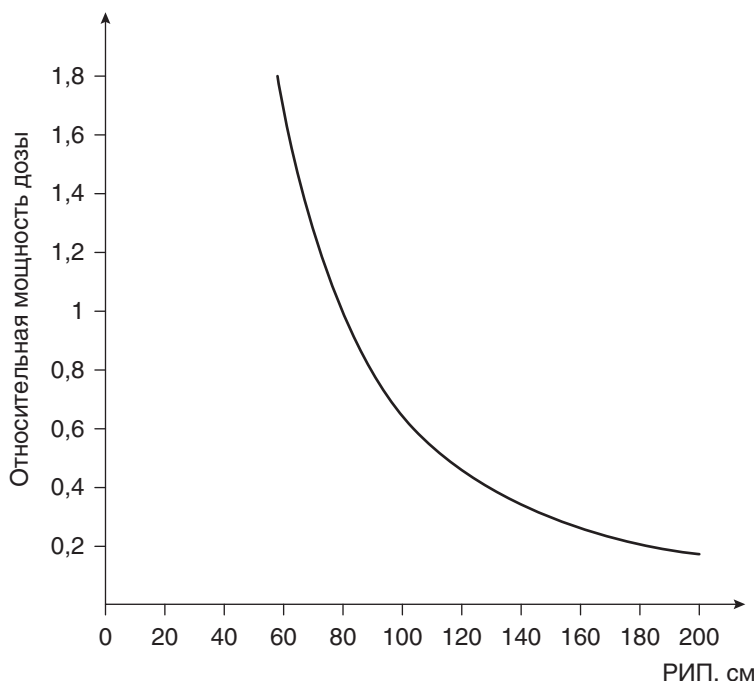


Рис. 1.4. Зависимость относительной мощности дозы от расстояния «источник–поверхность» согласно закону обратных квадратов для точечного источника

в объеме или на плоскости, распределение дозы изображают с помощью изодозных кривых путем соединения точек равной дозы. Обычно проводят кривые для равных интервалов поглощенной дозы, выраженных в процентах к дозе в заданной точке. Величина глубинной дозы этих кривых нормируется к поглощенной дозе либо в точке максимальной дозы на центральной оси, либо в фиксированной точке облучаемой среды на определенном расстоянии от поверхности вдоль центральной оси. Первое применяют при лечении пациентов источником, расположенным на постоянном расстоянии от тела пациента независимо от направления пучка (РИП). Второе используют при ротационном изоцентрическом облучении, при этом кривые изодоз нормируют к дозе на центральной оси пучка в точке, соответствующей оси вращения радиационной головки аппарата. На рис. 1.5 показаны оба типа изодозных карт для пучка γ -излучения ^{60}Co .

На рис. 1.6, А показано изменение дозы в поперечном сечении поля на определенной глубине. Такое изображение пучка называют профилем. Размеры поля определены как поперечное расстояние между кривыми 50-процентных изодоз на указанной глубине. Практически регулировка размеров дозового поля осуществляется посредством процедуры юстировки пучка, когда световое поле лазерного центризатора совмещают с линиями 50-процентных изодоз излучения пучка в плоскости, перпендикулярной оси пучка на стандартном РИП или РИО. Другой способ изобраа-

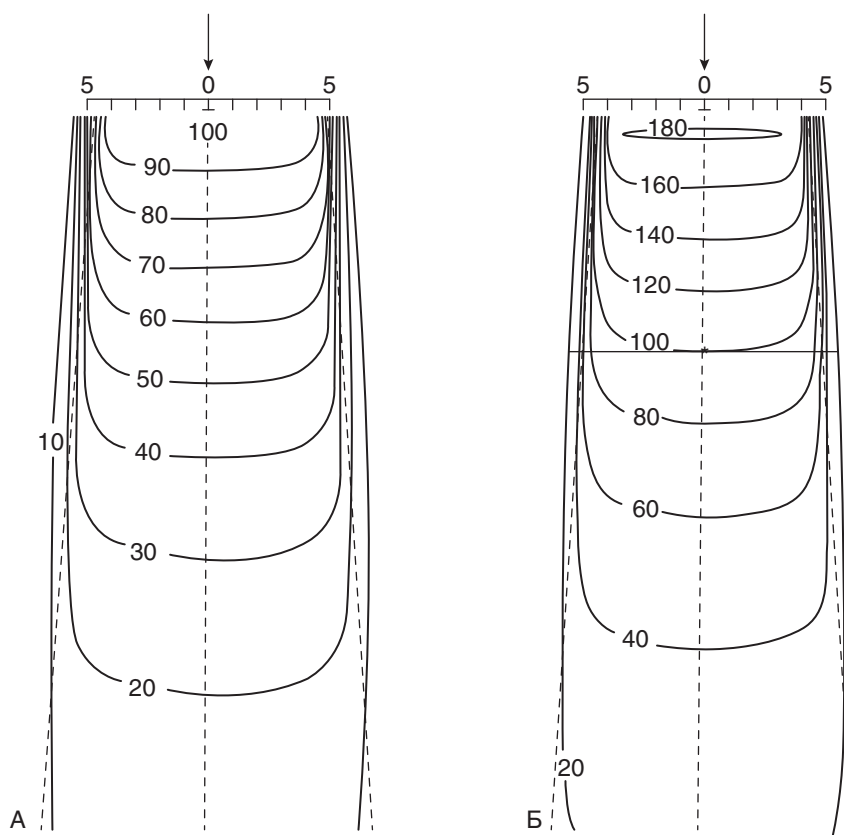


Рис. 1.5. Примеры карт изодоз: А — при источнике излучения, расположенном на постоянном расстоянии от тела пациента (тип РИП, источник ^{60}Co , РИП — 80 см, размер поля на поверхности 10×10 см); Б — при ротационном изоцентрическом облучении (тип РИО, источник ^{60}Co , РИП — 100 см, глубина расположения изоцентра 10 см, размер поля в изоцентре 10×10 см)

жения изменения дозы в поперечном сечении поля представлен на рис. 1.6, Б, где в плоскости, перпендикулярной центральной оси пучка, изображены кривые изодоз.

Распределение дозы по глубине вдоль центральной оси пучка зависит от энергии фотонов. Глубина расположения кривой заданной изодозы увеличивается с улучшением качества излучения. Энергия излучения влияет на форму кривой изодозы у границы

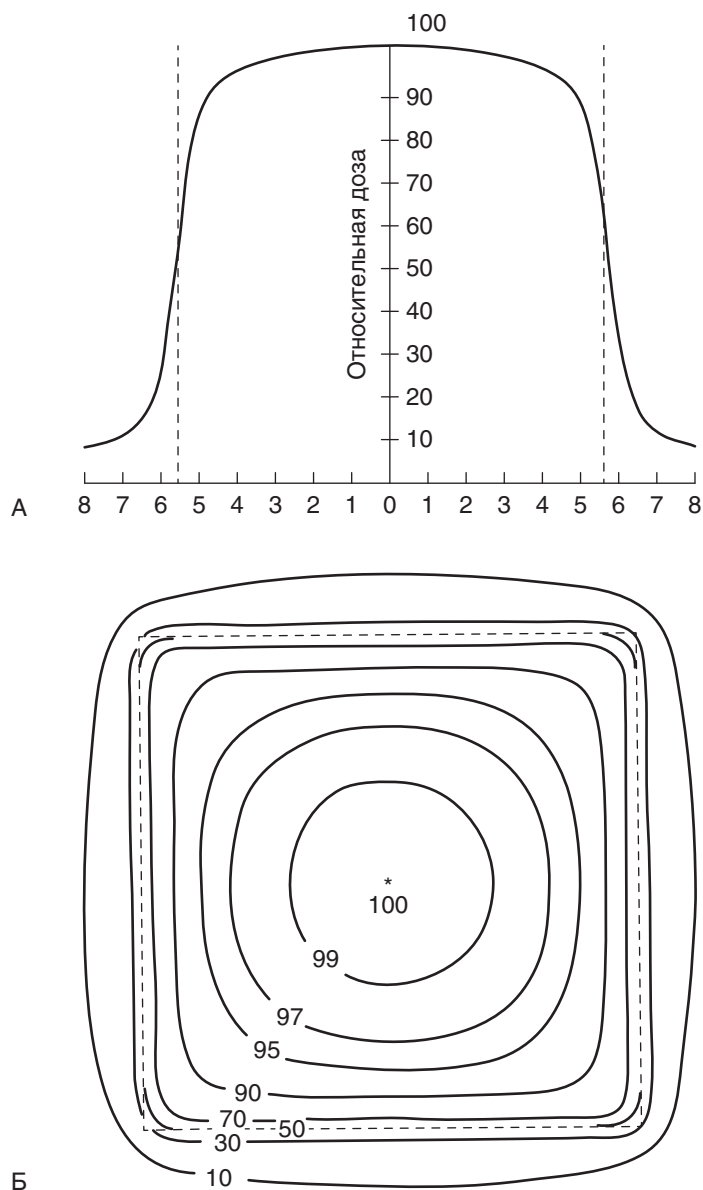


Рис. 1.6. Графические способы изображения изменения дозы: А — профиль глубинной дозы, показывающий изменение дозы поперек поля (пучок γ -излучения ^{60}Co , РИП=80 см, глубина 10 см; пунктирные линии обозначают геометрические границы поля на глубине 10 см); Б — поперечное сечение распределения изодоз в плоскости, перпендикулярной центральной оси пучка; величины изодоз нормированы к 100% в центре поля

поля. Относительная поглощенная доза в среде за пределами первичного пучка для низкоэнергетического излучения больше, чем для пучков излучения высоких энергий. Однако пучки мегавольтного излучения характеризуются минимальным боковым расширением в результате преобладающего рассеяния фотонов вдоль оси пучка.

Размеры источника, РИП, расстояние между источником и диафрагмой (РИД) влияют на форму кривых изодоз за счет геометрической полутени. Кроме того, РИП влияет на относительную глубину распространения дозы и на глубину расположения изодозных кривых. Посредством использования полутеневых триммеров или защитных блоков можно добиться такого распределения глубинной дозы от пучка γ -квантов ^{60}Co с диаметром источника < 2 см, которое будет сравнимо с пучками высокоэнергетических фотонов линейного ускорителя.

Наибольшее влияние на форму изодозных кривых имеют выравнивающие фильтры, применяемые для пучков мегавольтного тормозного излучения. Без них изодозы имеют коническую форму с высокой интенсивностью вдоль центральной оси и быстрым спадом в поперечном направлении. Функция выравнивающего фильтра заключается в том, чтобы сделать распределение интенсивности пучка относительно равномерным. Именно поэтому толщина фильтра в центре больше. Равномерность пучка обычно измеряют на глубине 10 см со всеми ограничениями, установленными для глубины максимальной дозы.

Размер поля — один из важнейших параметров, который необходимо учитывать при планировании лечения. При выборе размера поля руководствуются не геометрическими параметрами, а дозиметрическими, т.е. размерами и формой изодозных кривых.

Для направленного изменения формы распределения изодоз в пучке часто располагают специальные фильтры или поглощающие блоки. Наиболее распространенным модификатором полей излучения служат клиновидные фильтры, используемые для лечения поверхностных опухолей, расположенных на глубине до 10 см. Кривые изодоз для клиновидного фильтра изображены на рис. 1.7.

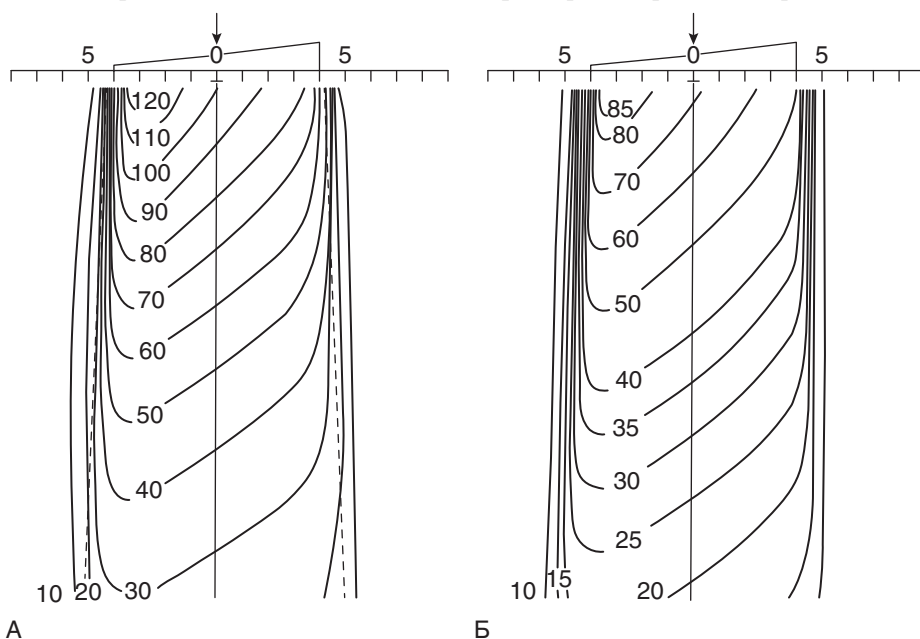


Рис. 1.7. Кривые изодоз для клиновидных фильтров: А — нормированные к $D_{\max}$ с фильтром; Б — нормированные к $D_{\max}$ в отсутствие фильтра; источник ^{60}Co , угол наклона клиновидного фильтра — 45° , размер поля 8×10 см, расстояние «источник–поверхность» — 80 см

В последнее время физические клинья начали заменять на многолестковые коллиматоры.

Попадание пучка излучения на неплоскую или наклонную поверхность приводит к изменению изодозных кривых, что в некоторых случаях может вызвать недопустимое увеличение неоднородности дозы в опухоли или переоблучение органов риска. Для решения этой проблемы, помимо клиновидных фильтров и многопольного облучения, применяют болюсы и компенсаторы (рис. 1.8). Болюс — это блок тканезквивалентного материала, размещаемый непосредственно на поверхности кожи пациента для выравнивания неоднородности контура и представления его в виде плоской поверхности, перпендикулярной пучку. Для снижения лучевой нагрузки на кожу за счет рассеянного излучения применяют компенсаторы, по своему действию схожие с болюсами.

Лечение единственным фотонным пучком используют редко из-за невозможности достичь прецизионности в облучении опухоли. В связи с этим применяют комбинирование полей.

Множественные поля, хотя и могут обеспечить хорошее распределение дозы, имеют ряд клинических и технических ограничений. Например, пучки под некоторыми углами запрещены из-за расположения органов риска на их оси. Более того,

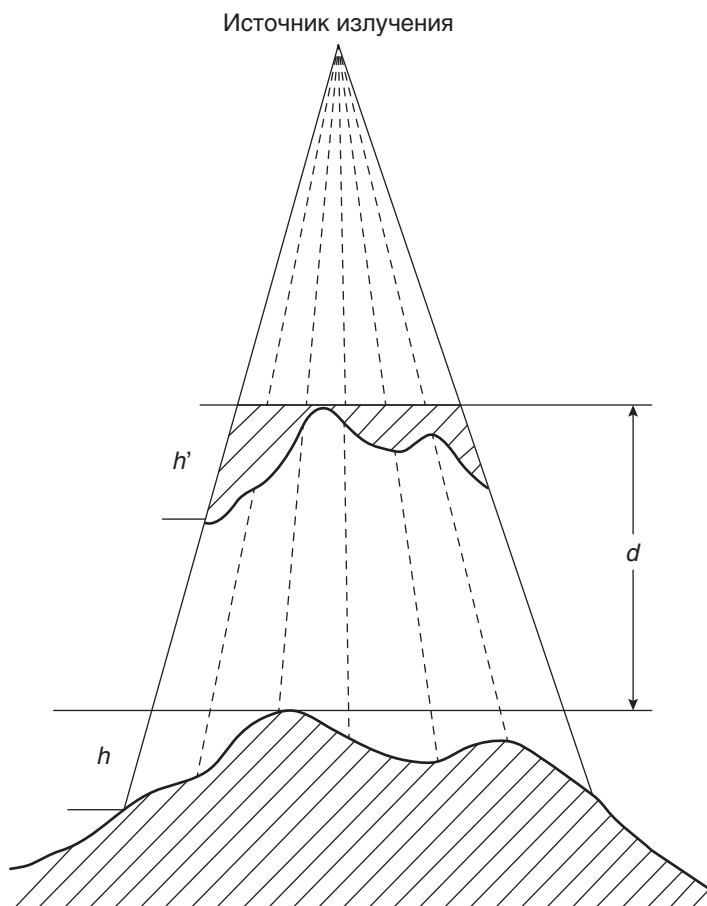


Рис. 1.8. Компенсатор для неоднородной поверхности: $h=h'$ — длина пути фотона в теле компенсатора; d — расстояние от наружной поверхности компенсатора до поверхности объекта

точность настройки с параллельными встречными пучками всегда выше, чем при использовании множественных пучков.

Защита жизненно важных органов в пределах поля облучения — одна из важнейших задач планирования лучевой терапии. Для решения этой задачи применяют защитные блоки, которые чаще всего изготавливают из свинца. Толщина блока, необходимая для достаточной защиты экранируемых площадей, зависит от качества пучка и проницаемости защитного блока.

ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Кроме собственно облучения радиационно-терапевтические технологии включают диагностическую поддержку, предлучевую топометрическую подготовку, клиническую дозиметрию и измерения радиационно-физических характеристик аппаратов, дозиметрическое планирование, укладку пациентов, формирование поля облучения, визуальный контроль области облучения, вопросы гарантии качества, радиационной безопасности и компьютерного сопровождения.

Современная лучевая терапия представляет собой совокупность высоких технологий, наиболее сложных во всей медицине в целом. В настоящее время эти технологии позволяют обеспечить эффективное лечение больных со злокачественными опухолями свыше 40 различных локализаций.

Технологическая схема лучевой терапии содержит ряд последовательно выполняемых клинических и радиационно-физических процедур.

Сначала с использованием клинических, инструментальных и гистоморфологических методов диагностики устанавливают наличие опухолевого процесса, определяют локализацию и объемы первичного и/или вторичных опухолевых очагов, оценивают общее состояние больного и состояние его жизненно важных органов и физиологических систем. Далее на основе полученной информации выбирают оптимальный *план лечения*.

После этого проводят высокоточную предлучевую *топометрическую подготовку* пациента к облучению, при которой определяют локализацию, линейные размеры, объемы и конфигурацию патологических образований и попадающих в поле облучения органов и анатомических структур; обозначают их в количественных терминах с использованием единой системы координат; создают топометрические карты; на поверхность тела пациента наносят ориентиры для центрирования терапевтического пучка излучения.

Дозиметрическое планирование — один из наиболее сложных этапов всей лечебной технологии. Основная задача — обеспечение максимума дозы в опухолевом очаге при толерантном уровне радиационного воздействия на окружающие нормальные ткани, особенно в органах риска.

При выборе объема и распределения в нем доз облучения применяют рекомендации Международной комиссии ICRU (от англ. International Commission on Radiation Units and Measurement — Международная комиссия по радиологическим единицам и измерениям) по определению градации объемов.

Определяемый объем опухоли — GTV (от англ. gross tumor volume) — объемно осязаемое или визуально определяемое место злокачественного роста. GTV может состоять из первичной опухоли, метастатической опухоли или метастатических лимфатических узлов. GTV не определяется на месте, где опухоль была удалена.

Клинический объем мишени — CTV (от англ. clinical target volume) — означает GTV и/или регионарные лимфатические коллекторы (N_0), которые необходимо включить в объем облучения. Таким образом, CTV — чисто анатомо-клиническая концепция. При планировании лучевой терапии и для удобной укладки необходимо добавить к CTV полосу запаса в зависимости от тканей рядом с краями пучков

из-за движений пациента, дыхательных движений, вариации погрешности укладки. Описание CTV и GTV основано на чисто анатомо-топографических и биологических соображениях без внимания к техническим факторам лечения.

Планируемый объем мишени — PTV (от англ. planning target volume) — включает CTV и формирует края поля облучения в зависимости от различия контуров, формы, а также расположения патологического очага по отношению к лечебным пучкам. PTV — геометрическая концепция, применение которой гарантирует получение CTV-гарантированной дозы, что привязано к фиксированной системе координат. Лечебный объем опухоли — treated volume — это объем, который получает дозу, считаемую важной для излечения или планируемого эффекта. Облученный объем опухоли — irradiated volume — получает дозу, считающуюся важной для толерантности здоровых тканей (рис. 1.9).

В настоящее время для дозиметрического планирования используют компьютерные системы со специализированным программным обеспечением и возможностью прямого введения топометрических изображений в память компьютера. Конечный результат процесса планирования — серия двухмерных изодозных карт или единая объемная карта изодоз, совмещенная с соответствующими топометрическими изображениями в поле облучения. По результатам топометрии изготавливают индивидуальные средства иммобилизации больного при облучении, чтобы сохранить одинаковое положение пациента во время сеанса на протяжении

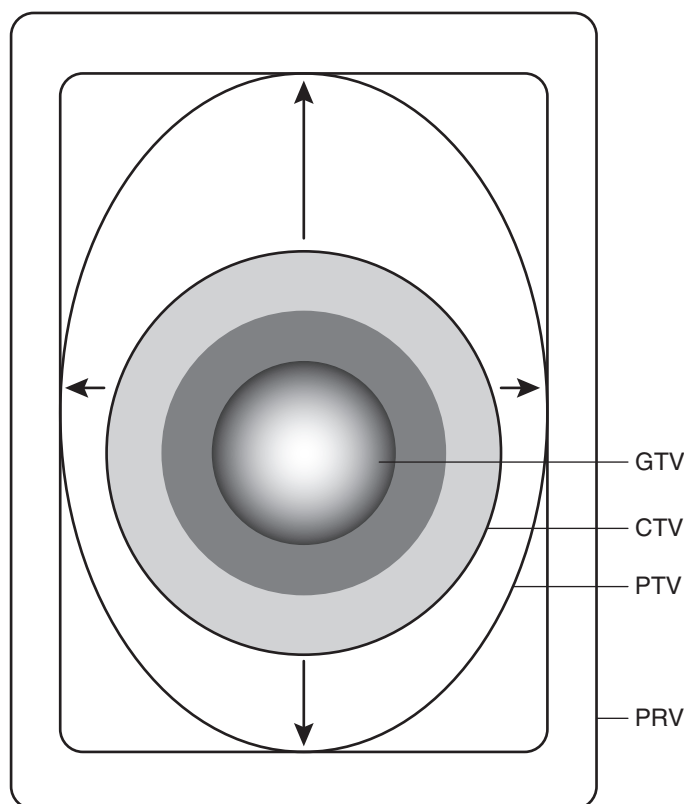


Рис. 1.9. Объемы облучения: 1 — определяемый опухолевый объем (GTV — gross tumor volume); 2 — клинический объем мишени (CTV — clinical target volume); 3 — планируемый объем мишени (PTV — planning target volume); 4 — планируемый объем облучения с учетом толерантности окружающих нормальных тканей (PRV — planning organ at risk volume)

всего курса лучевой терапии, а также в случае необходимости индивидуальные блоки для формирования пучка излучения в соответствии с принятым планом. Далее проводят симуляцию геометрии облучения с помощью специальных рентгеновских или компьютерно-томографических симуляторов, что обеспечивает количественную оценку адекватности выбранного дозиметрического плана и внесение в него при необходимости соответствующих коррективов.

В результате симуляции и по разметкам на теле, пациента укладывают на терапевтическом столе, формируют по световым центраторам поле облучения, тело пациента фиксируют на столе с помощью иммобилизирующих устройств. По выполнении этих этапов производят *терапевтическое облучение* с постоянным наблюдением за пациентом с помощью видеосистемы контроля.

Если позволяет техническое оснащение клиники, при конформном облучении больных с пространственной и временной модуляцией интенсивности пучка излучения проводят порталную визуализацию поля облучения на выходе пучка из тела пациента, по результатам которой оценивают соответствие конфигурации реального поля облучения запланированному. В последнее время разработаны автоматизированные системы управления параметрами пучка, позволяющие исправить обнаруженные несоответствия полей облучения в режиме реального времени.

Важнейшая особенность современной лучевой терапии заключается в управлении качеством лучевого лечения. Система *гарантии качества* должна обеспечить подведение запланированной дозы ко всему объему мишени при минимально возможном облучении окружающих здоровых тканей, что достигается использованием программ контроля качества каждого технологического этапа лучевой терапии. По результатам наблюдения за состоянием больного и эффектом лечения в динамике может быть принято решение о коррекции плана лечения: изменении режима фракционирования, использовании средств и методов модификации радиочувствительности организма и патологического очага и др.

Математически, физически и технически наиболее сложны этапы предлучевой топометрической подготовки, дозиметрического планирования, собственно облучения и контроля качества лучевой терапии.

Рентгенотерапия. Приблизительно до 1950 г. дистанционную лучевую терапию пучком фотонного излучения проводили с помощью рентгенотерапевтических аппаратов, работающих при напряжении на трубке до 300 kVp. Однако уже в 1960-х гг. успехи в создании установок с более высокой энергетической мощностью и возросшая популярность гамма-терапевтических аппаратов с радионуклидными источниками ^{60}Co привели к постепенному отказу от обычных низкоэнергетических киловольтных установок.

Ортовольтная терапия в настоящее время используется редко. Максимум дозы расположен вплотную к поверхности кожи, а ее 90% — на глубине около 2 см (см. рис. 1.1). При этом кожа подвергается наиболее сильному воздействию излучения даже в тех случаях, когда не выступает мишенью. Несмотря на это ортовольтную рентгенотерапевтическую аппаратуру используют при облучении поверхностно расположенных опухолей, поскольку дозное распределение низковольтного рентгеновского излучения при некоторых формах поверхностного рака более рационально, чем электронов.

Дистанционная терапия с радионуклидными источниками. Использование радионуклидных источников фотонов в дистанционной лучевой терапии в настоящее время широко распространено. Во всем мире количество гамма-терапевтических установок с радионуклидными источниками составляет десятки тысяч. В дистанционной терапии в качестве источников γ -квантов оптимален ^{60}Co , при распаде которого образуются фотоны с энергией 1,17 и 1,33 МэВ. Его преимущества заключаются прежде всего в возможности получать более высокую

удельную активность (кюри/грамм), в высокой средней энергии фотонов, а также в существенно меньшей стоимости терапевтических источников ^{60}Co .

Максимум дозы при использовании γ -излучения ^{60}Co сдвинут с поверхности тела вглубь на 0,5 см, что уменьшает степень облучения кожи.

Конструкция источника ^{60}Co представляет собой сплошной цилиндр диаметром 1–2 мм (может иметь форму диска или пластины), упакованный в две сварные или герметизированные капсулы из нержавеющей стали. Располагается источник в корпусе (при хранении в нерабочем состоянии) или радиационной головке гамма-терапевтического аппарата, из нижней части которой выходит коллимированный пучок.

В настоящее время в клиниках широко применяют гамма-терапевтические аппараты с источником ^{60}Co активностью порядка 5000 Ки с высокими функциональными возможностями, позволяющие выбирать различные режимы облучения и положение пациента (рис. 1.10).

Дистанционное облучение может быть двух видов: статическое и подвижное.

Статическое облучение производится через одно или несколько входных полей на коже пациента (одно- или многопольное соответственно). Многопольное облучение позволяет уменьшить дозу облучения поверхности тканей.

При проведении подвижного облучения источник все время движется вокруг пациента, но будучи сфокусирован на патологический очаг. Преимущество такого

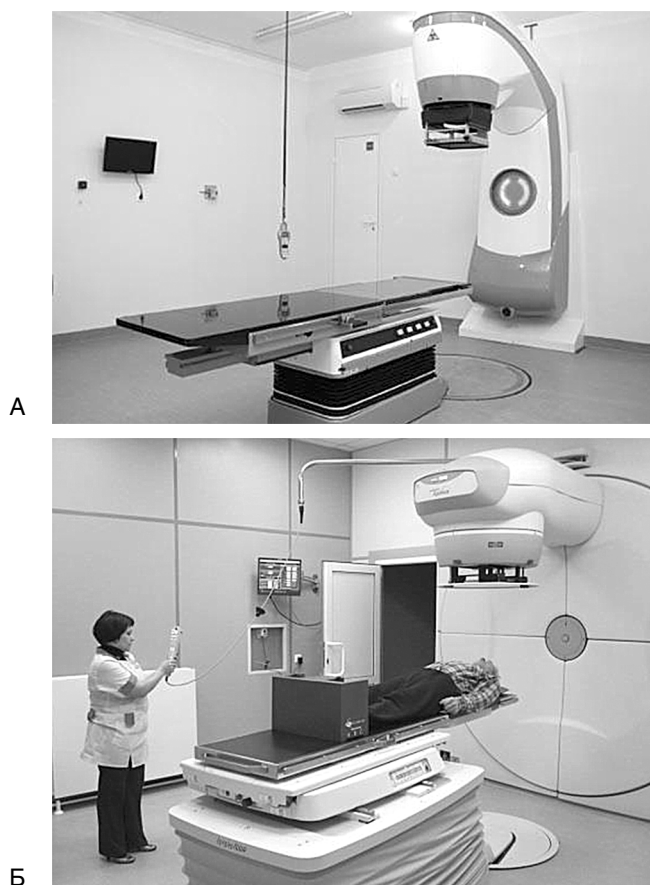


Рис. 1.10. Гамма-терапевтические аппараты: А — Terabalt; Б — Theratron

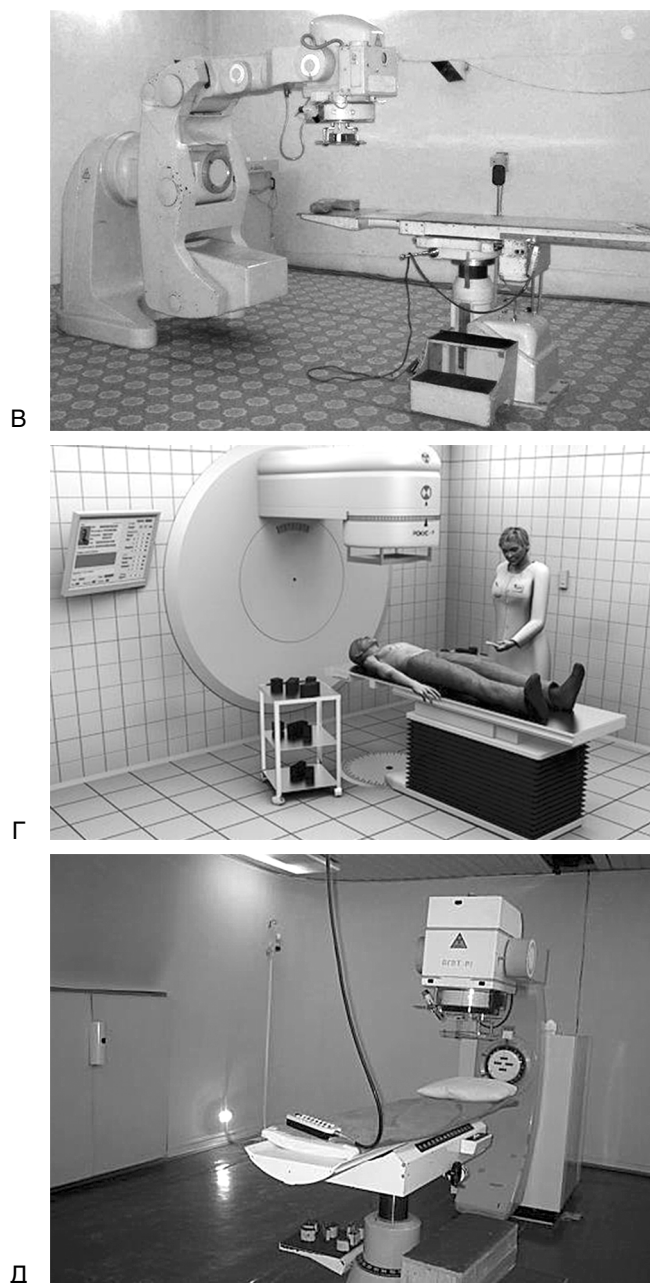


Рис. 1.10. Окончание. В — РОКУС-АМ; Г — РОКУС Р; Д — АГАТ Р

метода заключается в еще более значительном снижении дозы в окружающих здоровых тканях. Однако общий объем облучаемых тканей, а следовательно, и интегральная поглощенная доза при подвижном облучении возрастают. Существуют 3 способа подвижного облучения: ротационное, во время которого источник непрерывно перемещается по окружности с центром в органе-мишени (применяется при глубоко расположенных опухолях); секторное, при котором источник перемеща-

ется по дуге в пределах выбранного угла; касательное (или тангенциальное), когда пучок направлен по касательной к телу пациента, проходя под его поверхностью на небольшой глубине (применяется при плоских, поверхностно расположенных опухолях большой протяженности, например при раке молочной железы).

γ -Излучение наиболее широко используют при лечении лимфом, рака молочной железы, мочеполовой системы, опухолей головы и шеи и некоторых других локализаций.

Сравнительно недавно был разработан специализированный гамма-терапевтический аппарат, который называют «Гамма-нож» (рис. 1.11). Он предназначен для стереотаксического облучения малоразмерных внутричерепных мишеней — злокачественных опухолей или врожденных дефектов кровеносных сосудов головного мозга. Радиационная головка аппарата содержит несколько десятков источников ^{60}Co , распределенных по полусфере, от которых узкоколлимированные пучки γ -излучения направлены строго в одну и ту же точку пространства. При совмещении этой точки фокуса с облучаемой мишенью доза в мишени резко возрастает по сравнению с окружающими тканями головного мозга.

Дистанционное облучение высокоэнергетическими фотонами. На ускорителях электронов (линейных, бетатронах и микротронах) получают пучки электронов высоких энергий либо непосредственно для облучения сравнительно неглубоко расположенных опухолей, либо для тормозного излучения. При торможении в металлической мишени электронов образуется пучок тормозного излучения с непрерывным спектром в диапазоне энергий от нескольких кэВ до энергии падающих на мишень ускорителя электронов.

При максимальной энергии тормозных фотонов 20–25 МэВ максимум ионизации в мягких биологических тканях приходится на глубину 3–5 см. При этом ткани, находящиеся перед максимумом, получают не более половины дозы. Недостаток данного вида излучения заключается в сравнительно медленном спаде дозы с глубиной (см. рис. 1.1, линии II–III), что приводит к нежелательному облучению тканей, расположенных за патологическим очагом.

В настоящее время при выборе вида источника излучения предпочтение отдают аппаратам, генерирующим высокоэнергетические фотоны, т.е. различного вида ускорительным системам (бетатронам, микротронам, линейным ускорителям). Это обусловлено известными преимуществами последних перед гамма-терапевтическими аппаратами: уменьшение полутени пучка, возможность регулирования энергии фотонов, снижение радиационной опасности для медицинского и инженерного персонала, отсутствие необходимости захоронения радиоактивных источников.

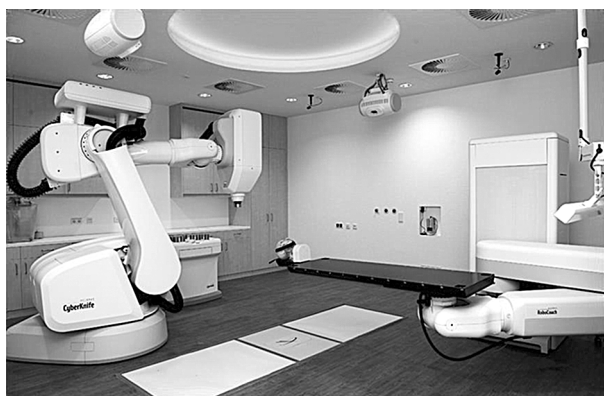


Рис. 1.11. Аппаратура Accuray CyberKnife

В линейном ускорителе (рис. 1.12) для ускорения электронов до высоких энергий используют электромагнитное поле с волнами высокой частоты. Высокочастотное электрическое поле возбуждается в вакуумированной ускорительной трубке. Высоковольтный источник питания обеспечивает постоянный ток модулятора, который содержит схему формирования импульса высокого напряжения, одновременно передающийся на магнетрон и на электронную пушку. Импульсное микроволновое излучение магнетрона вводится в трубу ускорителя через волновод. Электроны из электронной пушки также инжектируются в ускоряющую систему синхронно с микроволновыми импульсами; вылетая из выходного окна ускоряющей секции параллельным пучком, электроны сразу направляются на мишень. Пучок фотонов образуется в результате столкновения ускоренных электронов с мишенью из тяжелого металла, как правило, из вольфрама.

Для формирования дозового поля необходимой конфигурации разработан ряд устройств и приспособлений: коллиматоры пучка фотонов; формирующие блоки (болюсы, решетки, клинья); лазерные устройства центрации пучка; приспособления для иммобилизации пациента в ходе облучения.

Наиболее перспективная технология — **конформная лугевая терапия**: компьютерное управление параметрами и геометрией пучка обеспечивает максимально возможное соответствие пространственного распределения дозы форме облучаемого патологического очага. Модуляция интенсивности пучка излучения происходит как в пространстве (при статическом и динамическом облучении), так и во времени (при динамическом облучении).

В некоторых случаях при облучении неглубоко расположенных опухолей используют непосредственно пучки электронов от ускорителей. На выходе из ускорителя пучок электронов представляет собой тонкий луч диаметром около 3 мм. Чтобы обеспечить равномерное облучение очага, его направляют на рассеивающую фольгу.



Рис. 1.12. Линейный ускоритель электронов: схема и внешний вид Varian, Palo Alto, CA, Clinac IX с системами объемной визуализации OBI и устройством EPID

Наиболее часто на практике используют пучки электронов с энергиями от 4 до 20 МэВ. В мягких биологических тканях они имеют среднюю длину свободного пробега 2–6 см. При этом электроны испытывают большое количество взаимодействий, что приводит к многократному рассеиванию и потере первоначального направления пучка. Глубинное распределение дозы для таких пучков, достигнув максимального значения, спадает существенно быстрее, чем у фотонов, что позволяет заметно снизить уровень облучения здоровых тканей, расположенных за патологическим очагом.

Чаще всего пучки ускоренных электронов применяют для лечения некоторых опухолей головы, шеи, молочной железы, рака кожи и губ.

К специальным методикам применения ускоренных электронов в лучевой терапии относят подвижное облучение электронами, интраоперационное облучение, тотальное облучение кожи. В системе TomoTherapy (рис. 1.13) вращающаяся вокруг продольной оси тела больного радиационная головка аппарата одновременно контролирует положение мишени и производит собственно терапевтическое облучение. В системе установлен малогабаритный линейный ускоритель электронов на энергию 4 МэВ. Пучок излучения коллимируется с помощью многолепесткового коллиматора, пластины которого динамически перемещаются в ходе вращения гентри. При этом ложе с лежащим на нем пациентом смещается поступательно, обеспечивая спиральное сканирование всего объема облучаемой мишени. Напротив многолепесткового коллиматора на гентри установлен позиционно-чувствительный детектор в виде ионизационной камеры, заполненной ксеноном под высоким давлением. Пучок излучения, проходя через тело больного, не только подвергается его терапевтическому воздействию, но и обеспечивает получение системы проекционных данных, по которой выполняют реконструкцию компьютерно-томографических (КТ) изображений соответствующих поперечных срезов тела пациента.

Таким образом, контроль положения, формы и размеров мишени по КТ-изображениям можно осуществлять до, во время и после каждого сеанса облучения. Корректировку дозиметрического плана производят до сеанса облучения; по результатам КТ-сканирования в ходе процедуры возможна оценка соответствия реального дозового поля запланированному дозовому распределению.

Контактное облучение. При использовании контактных методов облучения закрытые (капсулированные) радионуклидные источники (^{60}Co , ^{137}Cs , ^{90}Y и др.) внедряют в опухоль или в непосредственной близости от нее. Полная реализация энергии излучателей на расстоянии до нескольких миллиметров позволяет создавать



Рис. 1.13. Аппаратура Accuray Tomotherapy

высокие дозы облучения в органе-мишени с минимальным воздействием или даже без радиационного повреждения окружающих здоровых тканей.

Внутриполостное контактное облучение применяют при лечении опухолей на слизистой оболочке какой-либо полости тела человека (прямая кишка, влагалище, пищевод, носоглотка, мочевого пузыря и др.). Источник излучения с помощью специальных аппликаторов, зондов или баллонов вводят в естественные полости тела.

Внутритканевое контактное облучение применяют при лечении ограниченных новообразований, объем которых можно точно определить. При этом способе контактного облучения радиоактивный препарат вводят непосредственно в ткань опухоли. Для гамма-терапии используют закрытые радиоактивные препараты в иглах, проволоке, гранулах. Для бета-терапии применяют открытые радиофармпрепараты (коллоидные растворы), которые вводят через инъекционные иглы. В настоящее время применяют контактное облучение с непосредственным введением радиоактивного вещества в ткани опухоли или в ее ложе после оперативного удаления (интраоперационная лучевая терапия).

Аппликационное контактное облучение применяют для лечения злокачественных опухолей глаза, кожи и слизистых оболочек. Закрытые радиоактивные препараты с помощью муляжей, масок, аппликаторов размещают на поверхности облучаемого участка. Если опухолевые клетки распространяются вглубь на 1–3 мм, применяют β -излучающие терапевтические источники типа ^{90}Sr – ^{90}Y , если на 1–2 см, облучение проводят с помощью излучателей низкоэнергетических фотонов типа ^{125}I или ^{103}Pd .

Поскольку при контактном облучении дозное распределение сосредоточено преимущественно в патологическом очаге, причем градиент мощности дозы оказывается наиболее высоким на границе «опухоль–здоровая ткань», контактную лучевую терапию применяют только при локально ограниченных процессах или в сочетании с дистанционной лучевой терапией.

Начиная с 1970-х гг. для проведения контактной терапии стали применять ^{252}Cf , при спонтанном распаде которого образуются нейтроны и γ -излучение.

Энергетический спектр нейтронов ^{252}Cf представляет собой спектр со средней энергией 2,35 МэВ. Этот источник имеет наиболее благоприятные перспективы терапевтического применения при контактном облучении опухолей головы, шеи, полости рта, мягких тканей и др. (рис. 1.14, 1.15).

Протонная терапия. Тяжелые заряженные частицы в поглощающей среде тормозятся преимущественно из-за ионизационных потерь, так как ЛПЭ пропорциональна квадрату заряда частицы и обратно пропорциональна квадрату ее скорости; с увеличением глубины поглощенная доза возрастает и в конце пробега формируется острый максимум — пик Брэгга (см. рис. 1.1, линии V–VI); при этом спад дозы от 90 до 20% максимальной в патологическом очаге может осуществляться на дистанции 3–5 мм.

Благодаря наличию пика Брэгга и небольшому (по сравнению с электронами) рассеянию на пути к облучаемой мишени протоны имеют следующие преимущества: возможность концентрации дозы внутри объема мишени, т.е. в конце пробега части-



Рис. 1.14. Аппарат для высоко-мощностной контактной лучевой терапии Gammamed Plus, Varian

цы; минимизация дозы в окружающих тканях (особенно на поверхности кожи человека); возможность регулирования расположения протяженности дозового максимума; практически полное отсутствие рассеяния излучения (в том числе отсутствие эффекта полутени); высокий краевой градиент дозы; отсутствие лучевой нагрузки на ткани, расположенные за патологическим очагом по ходу распространения пучка протонов.

ОБЭ пучков протонов примерно такая же, как и у γ -излучения. Большое преимущество протонная терапия имеет при лечении опухолей, прилегающих к особо чувствительным к ионизирующему излучению органам (головному и спинному мозгу, сетчатке глаза и т.д.).

Типичные энергии протонов в пучках, используемых для лечения, составляют 150–250 МэВ. Для однородного облучения опухоли на всю ее глубину большого необходимо облучать пучком протонов с набором энергий, что достигается с помощью специальных фильтров-поглотителей, установленных на пути пучка. Обычно используют гребенчатые, вращающиеся, спиральные и другие фильтры. Подбором соответствующих параметров поглотителей и их геометрии можно добиться необходимой ширины и равномерности плато с заданной точностью (см. рис. 1.1, кривая VI). Для компенсации неоднородности тела человека (полости, костные структуры, сосуды и др.) и предотвращения эффекта искажения дозного распределения применяют болюсы — специальные компенсаторы, устанавливаемые непосредственно перед телом пациента. В настоящее время предпочтение отдают протонной терапии сканирующим пучком с переменной энергией.

Нейтронная терапия. Подобно рентгеновскому и γ -излучению, нейтронное излучение относится к косвенно ионизирующим. Пучки нейтронов высоких энергий для нейтронно-соударной терапии получают из ядерных реакций под действием заряженных частиц на циклотронах, линейных ускорителях или дейтерий-третиевых (D-T) генераторах, а также при распаде тяжелых ядер типа ^{252}Cf . Сообщается об использовании реакторных нейтронов. Используемые в нейтронно-соударной терапии быстрые нейтроны с энергиями 10–15 МэВ имеют дозовое распределение, близкое к таковому γ -квантов, оставляя большую часть энергии на входе и в прилегающих тканях. Таким образом, использование быстрых нейтронов в лучевой терапии базируется не на хорошем дозовом распределении, а на высоком значении ЛПЭ, достигающем 100 кэВ/мкм.

Основные достоинства быстрых нейтронов как плотно ионизирующего излучения заключаются в следующем: более высокий выход двунитевых разрывов ДНК при их менее выраженной способности к репарации; меньшая зависимость эффекта поражения от степени кровоснабжения опухоли.

При увеличении энергии нейтронов в пучке до нескольких десятков МэВ можно сместить значение максимальной дозы вглубь ткани.

Второй способ (тип) нейтронной терапии связан с захватом медленных нейтронов ядрами бора (нейтронно-захватная терапия). При этом методе борсодержащее вещество внутривенно вводят в организм, где оно избирательно накапливается в опухоли. Затем патологический очаг облучают пучком тепловых нейтронов с энергией 0,025 эВ. После захвата нейтрона ядро бора расщепляется на α -частицу и ядро лития, имеющие глубину проникновения в ткани порядка 12–14 мкм. Образованное таким способом плотное ионизирующее излучение работает в пределах опухолевой клетки.

К настоящему времени относительно новыми и весьма эффективными методами нейтронно-соударной и нейтронно-захватной терапии проведено лечение более 15 тыс. пациентов, однако эти методы еще не получили широкого клинического применения.

Терапия тяжелыми ионами. Исследования, проведенные в последнее время в области терапии тяжелыми ионами, показали, что соотношение дозы в пике к дозе в плато наилучшее для ядер ^{12}C и ^{22}Ne . У тяжелых ионов доза распределяется в виде узкого пика Брэгга. На рис. 1.16 представлены примерные режимы облучения карциномы поджелудочной железы пучками тяжелых ионов гелия и углерода. Эффективность лечения, которая достигается при применении ионов He, по сравнению с использованием рентгеновских лучей с энергией 18 МэВ, почти столь же высока, как если бы вместо них использовали рентгеновское излучение с энергией 250 кВ. Средняя доза, приходящаяся на позвоночник и почки, почти равна нулю для ионов He, достигает 50% для фотонов с энергией 18 МэВ и 70% для рентгеновского излучения с энергией 250 кВ. В пределах опухоли неравномерность распределения дозы составляет 2–3, 5 и 15% соответственно. Таким образом, основное достоинство пучков тяжелых ионов заключается в возможности уменьшить осложнения в здоровых тканях.

Рассеяние пучка в поперечном и продольном направлениях невелико и уменьшается обратно пропорционально квадрату атомного номера элемента. В отличие от фотонов, пучки ускоренных тяжелых ионов хорошо фокусируются электромагнитными линзами до небольшого диаметра, что позволяет локально облучать небольшие опухоли и другие малоразмерные мишени.

Если же необходимо облучить опухоль большого объема, в формирующую линию пучка ускорителя вводят растровую сканирующую систему, которая повышает клиническую эффективность метода и позволяет более точно направить и распределить пучок в объеме опухоли.

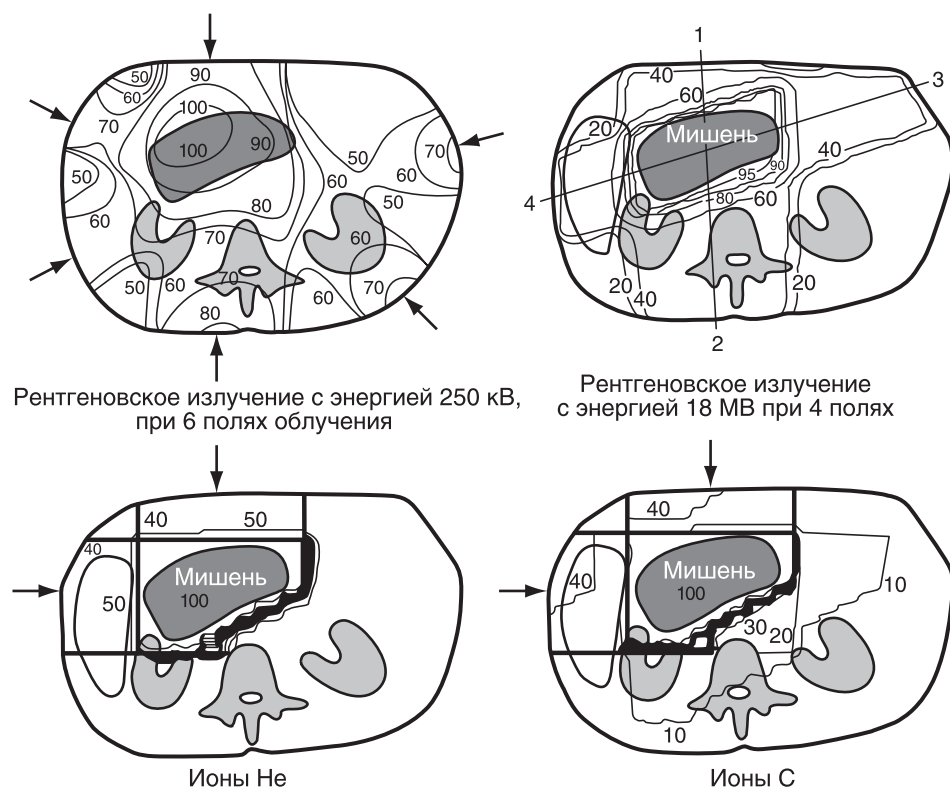


Рис. 1.16. Сравнение режимов облучения лучевой терапии карциномы поджелудочной железы пучком заряженных частиц или фотонов

ОБЭ тяжелых ионов с большим Z значительно выше, чем у протонов. Для разных видов ионов и их энергий она варьирует в широких пределах (от 2 до 20), что также обеспечивает высокий терапевтический потенциал.

ГАРАНТИЯ КАЧЕСТВА ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Гарантия качества медицинского облучения — комплекс мероприятий, призванных осуществлять контроль каждой процедуры, проводимой лучевыми терапевтами, рентгенологами, медицинскими физиками, топометристами и инженерами по обслуживанию с целью соблюдения всех правил и стандартов, входящих в технологический процесс лучевой терапии.

Программа гарантии качества в лучевой терапии сформировалась в ответ на появление страховой медицины. Результаты внедрения мероприятий качества оказались настолько эффективными, что сейчас их выполнение требуется в государственных и частных клиниках разных стран мира.

В контексте медицинского облучения гарантия качества рассматривается как важнейшее условие обеспечения радиационной защиты пациента.

Гарантия качества в лучевой терапии включает:

- процедуру установления и идентификации личности пациента при любых назначениях медицинского облучения;
- процедуру, доказывающую, что медицинское облучение проведено в полном соответствии с назначенным врачом планом.

Основное требование программы в лучевой терапии — неукоснительное соблюдение:

- временного режима всего курса облучения;
- рассчитанного распределения дозы в облучаемом объеме в течение всего курса облучения;
- отпуска дозы на мишень в течение всего курса облучения с погрешностью, не превышающей 5%.

Конечная цель применения программы — уменьшение объемов облучения нормальных тканей и органов, окружающих мишень, снижение лучевой нагрузки на них и достижение наилучшего терапевтического эффекта.

Разрабатываемые документы и кадровое обеспечение. В современных клиниках лучевая терапия выполняется на сложнейшей радиационной аппаратуре по высоким технологиям планирования и облучения, неотъемлемые части которых — компьютерное сопровождение и управление качеством облучения и лечения в целом. Медицинское облучение вообще и лучевая терапия в частности имеют долговременные последствия, поэтому большую роль играет надлежащее ведение документации. Разработка документации, сопровождающей технологический процесс лучевой терапии, важна для руководства, персонала, посетителей, пациентов и представителей контролирующих органов. Основные задачи персонала при создании системы гарантии качества в отношении ведения необходимой документации включают:

- приобретение умения оценивать необходимость наличия процедурных документов для конкретных задач в лучевой терапии;
- осознание необходимости документального закрепления порядка ведения работ в лучевой терапии;
- оценку важности правильного ведения документации.

Документальное оформление выполнения процедур в первую очередь заключается в создании руководства по стратегии и порядку ведения работ. Руководство должно содержать четкое и краткое изложение всех процедур, проводимых в отделении, ежегодно пересматриваться и корректироваться с появлением новых технологий лечения.

Кроме основного документа следует вести документацию по процессам и данным лечения:

- официальному вводу в эксплуатацию подлежит все оборудование — должна быть соответствующая документация;
- передача оборудования для текущего ремонта должна быть оформлена официально;
- следует хранить важную информацию в двух экземплярах (например, данные по параметрам пучка).

Документацию по внештатным ситуациям и инцидентам любого рода следует оформлять незамедлительно. Ее составляют лица, принимавшие участие в инциденте, подробно внося в нее всю информацию.

Клиническую эффективность лучевой терапии определяет целый ряд факторов; на одном из первых мест находится кадровое обеспечение (результативно работающие высококвалифицированные врачи-радиологи и медицинские физики).

В современных радиологических клиниках уже апробированы (а в некоторых странах официально утверждены) нормативы по кадровому обеспечению подразделений лучевой терапии радиационными онкологами, медицинскими физиками, радиационными технологами, средним медицинским и инженерно-техническим персоналом. В соответствии с международными рекомендациями необходимый уровень качества сопровождения пациентов в лучевой терапии будет обеспечен при соблюдении следующих нормативов:

- 1 радиационный онколог на 200–250 пациентов в год;
- 1 медицинский физик по дозиметрическому планированию на 400 пациентов в год;
- 1 инженер-технолог по изготовлению индивидуальных блоков и иммобилизаторов на 600 пациентов в год;
- 2 радиационных технолога (рентгенолаборанта) на 1 радиационно-терапевтический аппарат, на котором облучаются до 25 больных за смену, или 4 рентгенолаборанта на аппарат при двухсменной работе;
- 2 рентгенолаборанта на 1 симулятор-томограф из расчета до 500 пациентов в год на каждого;
- 1 процедурная медицинская сестра на 300 пациентов в год;
- 1 инженер по эксплуатации на 2 радиационно-терапевтических аппарата или на 1 радиационно-терапевтический аппарат и 1 томограф.

Для поддержания необходимого качества лучевого лечения и тем более его непрерывного повышения все сотрудники отделения лучевой терапии должны не только обладать высоким уровнем профессионального образования, но и постоянно повышать его, в том числе в учебных заведениях последипломного образования, посредством изучения научной литературы, участия в научных конференциях и др. Хочется особо выделить процедуры калибровки генераторов и источников излучения, а также дозиметрического планирования облучения, которые может и должен выполнять только медицинский физик.

Контроль качества работы аппаратов и оборудования. Хотя программа гарантии качества аппаратов и оборудования выполняется группой специалистов различного профиля (физиков, дозиметристов, инженеров по эксплуатации и врачей-радиологов), рекомендовано, чтобы полная ответственность была возложена на одного человека — медицинского физика.

Программа гарантии качества должна быть основана на выполнении международных и национальных стандартов и рекомендаций. После проведения и официального оформления результатов приемосдаточных испытаний необходимо разработать график регулярного тестирования, цель которого — дозиметрический контроль постоянства установленных параметров и характеристик аппаратов и оборудования.

Обязательный перечень тестов, входящих в типовые программы гарантии качества аппаратов для дистанционного облучения, приведен в табл. 1.3–1.5.

Таблица 1.3. Программа гарантии качества гамма-терапевтических аппаратов с источником ^{60}Co

Частота	Процедура	Допуск
Ежедневно	Безопасность	
	Блокировка двери	Функционирует
	Дозиметр контроля уровня радиации в помещении	Функционирует
	Аудио- и визуальный монитор	Функционирует
	Механическая часть	
	Лазеры	2 мм
	Указатель расстояния	2 мм
Еженедельно	Проверка положения источника	3 мм
Ежемесячно	Дозиметрия	
	Постоянство выхода	2%
	Механическая часть	
	Совпадение светового и радиационного полей	3 мм
	Шкала указателя размера поля	2 мм
	Установка клиньев	Функционирует
	Подставка для блоков	Функционирует
	Защитные блокировки	
	Аварийное отключение	Функционирует
	Блокировка клиньев	Функционирует
	Дозиметрия	
Ежегодно	Постоянство выхода	2%
	Зависимость постоянства выхода от размера поля	2%
	Постоянство дозиметрических параметров вдоль центральной оси (процентная глубинная доза, отношение «ткань–воздух»)	2%
	Постоянство коэффициента пропускания для всех вспомогательных принадлежностей	2%
	Постоянство коэффициента поглощения клиньев	2%
	Линейность шкалы таймера и ее погрешность	1%
	Постоянство радиационного выхода при разных поворотах гентри	2%
	Однородность поля при разных поворотных гентри	3%
	Защитная блокировка	
	Проведение тестов, указанных производителем аппарата	—

Частота	Процедура	Допуск
	Механическая часть	
	Изоцентр вращения коллиматора	Функционирует
	Изоцентр вращения гентри	Диаметр 2 мм
	Изоцентр вращения стола	Диаметр 2 мм
	Совпадение всех осей в изоцентре	Диаметр 2 мм
	Совпадение радиационного и механического изоцентров	Диаметр 2 мм
	Прогиб столешницы	Диаметр 2 мм
	Интенсивность освещенности поля	Функционирует

Таблица 1.4. Программа гарантии качества для медицинских ускорителей

Частота	Процедура	Допуск
Ежедневно	Дозиметрия	
	Постоянство выхода тормозного излучения	3%
	Постоянство выхода электронов	3%
	Безопасность	
	Блокировка двери	Функционирует
	Аудио- и визуальный монитор	Функционирует
	Механическая часть	
	Лазеры	2 мм
	Указатель расстояния	2 мм
Ежемесячно	Дозиметрия	
	Постоянство выхода тормозного излучения	2%
	Постоянство выхода электронов	2%
	Постоянство показаний монитора	2%
	Постоянство дозиметрических параметров на оси пучка (процентная глубинная доза, отношение «ткань–воздух») для тормозного излучения	2%
	Постоянство дозиметрических параметров на оси пучка (процентная глубинная доза) для электронного излучения	2%
	Постоянство однородности пучка тормозного излучения	2%
	Постоянство однородности пучка электронов	3%
	Симметрия для тормозного и электронного излучений	3%
	Механическая часть	
	Совпадение светового и радиационного полей	2 мм

Продолжение табл. 1.4

Частота	Процедура	Допуск
	Шкалы поворота гентри и коллиматора	2 мм
	Положение подставки для блоков	2 мм
	Шкала размера поля	2 мм
	Шкала положения стола	2 мм
	Крепление клиньев и подставки для блоков	Функционирует
	Симметрия диафрагмы	2 мм
	Интенсивность освещения поля	2 мм
	Защитные блокировки	
	Аварийное отключение	Функционирует
	Блокировка клиньев	Функционирует
Ежегодно	Дозиметрия	
	Постоянство выхода тормозного и электронного излучения	2%
	Постоянство зависимости выхода тормозного излучения от размера поля	2%
	Постоянство коэффициентов выхода электронных аппликаторов	2%
	Постоянство дозиметрических параметров на оси пучка (процентная глубинная доза, отношение «ткань–воздух»)	2%
	Постоянство внеосевых коэффициентов для всех дополнительных принадлежностей	2%
	Постоянство коэффициентов клиньев	2%
	Линейность мониторных камер	1%
	Постоянство радиационного выхода при разных поворотах гентри для электронного излучения	2%
	Постоянство внеосевых коэффициентов при любых поворотах гентри	2%
	Отработка дуги (сектора)	Функционирует по спецификации изготовителя
	Блокировки	
	Соответственно тестам, данным производителем	
	Механические тесты	
	Изоцентр вращения коллиматора	Диаметр 2 мм
	Изоцентр вращения гентри	Диаметр 2 мм
	Изоцентр вращения стола	Диаметр 2 мм

Частота	Процедура	Допуск
	Совпадение изоцентриков гентри, коллиматора и стола	Диаметр 2 мм
	Совпадение радиационного и механического изоцентра	Диаметр 2 мм
	Прогиб поверхности стола	2 мм
	Вертикальное смещение стола	2 мм

Таблица 1.5. Программа гарантии качества для рентгеновских симуляторов

Частота	Процедура	Допуск
Ежедневно	Центрация лазеров	2 мм
	Указатель расстояния	2 мм
Ежемесячно	Шкала размеров поля	2 мм
	Шкалы углов поворота гентри и коллиматора	1°
	Центрация перекрестия	Диаметр 2 мм
	Указатель фокусного пятна	2 мм
	Качество рентгеноскопического изображения	Стандартное
	Предотвращение аварии/столкновения	Функционирует
	Совпадение светового и радиационного полей	2 мм или 1%
	Чувствительность проявителя пленки	Стандартное
Ежегодно	Механические тесты	
	Изоцентр вращения коллиматора	Диаметр 2 мм
	Изоцентр вращения гентри	Диаметр 2 мм
	Изоцентр вращения стола	Диаметр 2 мм
	Совпадение осей вращения коллиматора, гентри и стола с изоцентром	Диаметр 2 мм
	Прогиб поверхности стола	2 мм
	Вертикальное перемещение стола	2 мм
	Рентгенографические проверки	
	Мощность экспозиционной дозы	Стандартная
	Экспозиция (мощность дозы) на поверхности стола при рентгенокопии	Стандартная
	Калибровка напряжения и тока в кВп и мА	Стандартная
	Высокое и низкое контрастное разрешение	Стандартное

Гарантия качества измерительного оборудования, применяемого для тестирования радиационных и механических параметров радиационно-терапевтических аппаратов и рентгеновских симуляторов, столь же важна, как и самих аппаратов. Для гарантии надежности оборудования при калибровке пучков излучения рекомендовано постоянно следить за стабильностью его электрических параметров.

Проверки следует проводить ежедневно, ежемесячно и ежегодно. В ежедневные включены тесты параметров, которые могут влиять на позиционирование пациента, величину подводимой к мишени дозы и безопасность облучения для пациентов и персонала.

В ежемесячный и ежегодный контроль включено более сложное тестирование параметров, оказывающих меньшее влияние на лечение больного или имеющих низкую вероятность изменения. Крайне важен вопрос о конкретных значениях указанных в таблицах допусков для радиационных, геометрических и механических параметров. В совокупности эти величины позволяют обеспечивать общую дозиметрическую погрешность не более $\pm 5\%$ и общую пространственную погрешность $\pm 5\%$. Обычно такую погрешность принимают как клинически допустимую и технически достижимую.

Компьютерные системы планирования — одна из важнейших составляющих процесса лучевой терапии. Приемка и тестирование системы планирования (СП) зависят от ее сложности и степени адаптации к рутинным клиническим условиям работы. Рекомендовано проводить приемочные испытания и тестирования всех СП по разработанной программе гарантии качества и периодически проверять по ряду параметров, используемых в клинике.

Набор типичных тестов (эталонные распределения дозы для каждого вида и энергии излучения для дистанционного облучения и для каждого вида источников для контактного облучения) применим для предварительного контроля работы СП; часть из них можно применять и при ежемесячном тестировании, сравнивая воспроизводимость результатов расчетов, если контрольная сумма (или другой контрольный индикатор) показывает, что расчетный файл не изменился. Проверки желательно проводить в соответствии с табл. 1.6.

Таблица 1.6. Гарантия качества систем планирования и расчета мониторных единиц

Частота	Тест	Допуск
Приемка и наблюдение за программным обеспечением. Ежедневно	Алгоритм	Функционирует
	Распределение изодоз для одного поля или одного источника	2% или 2 мм
	Расчет мониторных единиц	2%
	Тестовые примеры	2% или 2 мм
	Система ввода и вывода данных	1 мм
	Оборудование для ввода и вывода данных	1 мм
Ежемесячно	Контрольная сумма	Без изменений
	Набор опорных планов, если отсутствует контрольная сумма	2% или 2 мм
	Система ввода и вывода данных	1 мм
Ежегодно	Расчет мониторных единиц	2%
	Набор опорных планов	2% или 2 мм
	Система ввода и вывода данных	1 мм

Процесс планирования начинается с определения данных о больном, продолжается путем графического планирования, составления и проверки плана облучения. Он подразумевает тесное взаимодействие врачей, физиков и вспомогательного персонала, а также использование большого комплекса оборудования для графического

планирования и его программного обеспечения. Каждый этап этого сложного процесса включает вопросы гарантии качества (табл. 1.7).

Таблица 1.7. Гарантия качества процесса планирования облучения

Процесс	Процедура гарантии качества
Укладка и иммобилизация пациента	Контрольный снимок. Проверка лазером
Симуляция	Контроль качества изображения и механические проверки
Получение данных о больном (компьютерная, магнитно-резонансная томография)	Контроль качества изображения
Перенос данных о больном в систему планирования	Контроль параметров оцифровывающего устройства и переноса цифровых данных
Определение объемов мишени	Общее обсуждение, например нового пациента на конференции, проверка карты
Определение размера и формы поля	Независимый контроль на выходе пучка с помощью фотопленки, коллективное обсуждение
Расчет распределения дозы	Данные об аппарате, полученные при приеме и в процессе обеспечения гарантии качества; точность и гарантия качества системы планирования
Создание плана облучения	Коллективное рассмотрение плана, например при обсуждении лучевой карты
Назначение	Написанное, подписанное с указанием даты
Создание блоков и других формирующих приспособлений	Гарантия качества создания блоков и компенсаторов; обзор контрольных снимков
Осуществление плана	Обзор укладки с помощью системы планирования
Гарантия качества для больного	Обзор плана облучения; проверка карты после введения нового или измененного поля, проверка карты каждую неделю, проверка снимков. <i>In vivo</i> дозиметрия для нестандартных полей, органов риска. Контроль и слежение в динамике

Требования по гарантии качества облучения каждого больного предусматривают следующие процедуры.

- *Проверка плана облучения.* Рекомендовано, чтобы все графические материалы и план облучения, где будет четко указана отпускаемая разовая очаговая доза, были подписаны и датированы специалистом, который его составил, и радиационным онкологом. Независимый просмотр плана физиком подтвердит, что правильно заданы число мониторинжных единиц и все параметры аппарата, необходимые для укладки больного (размер поля, поворот головки пр.); приведены дополнительные указания (лежа на спине или животе), а также соответствие плана применяемым стандартам и наличие всех необходимых подписей, предписаний и др.
- *Проверка расчета величины мониторинжных единиц.* Если нет графического плана, следует проверить расчет мониторинжных единиц. Первичный расчет должен быть подписан и датирован выполнившим его специалистом.
- *Осуществление плана облучения.* Все параметры плана облучения следует проверить во время первой укладки так, чтобы любая несогласованность или

проблема были исправлены немедленно. Следует убедиться, что все дополнительные приспособления (блоки, компенсаторы, клинья) установлены правильно. Ошибки в изготовлении и установке блоков часто обнаруживаются во время рассмотрения контрольного снимка, однако неправильность изготовления может быть незаметна.

- *In vivo дозиметрия.* Применяется для идентификации больших отклонений при проведении облучения и определения дозы в органах риска; все клиники должны иметь предварительно откалиброванные термолюминесцентные дозиметры для ее проведения. Эти дозиметры имеют малый объем, и их легко калибровать.

Для измерений в воздухе на значительном расстоянии от источников с большой мощностью дозы предпочтительны наперстковые камеры. На практике используют ионизационные наперстковые камеры, маркированные по максимально возможной экспозиционной дозе и предназначенные для измерения мощности экспозиционной дозы в воздухе в пучках с относительно низкой энергией (≤ 2 МэВ). Хотя принципиальных ограничений для их использования при высоких энергиях нет, возникают проблемы, связанные с конструированием корпуса камеры из-за избыточных утечек, особенно при измерениях в фантоме. В 1955 г. Ф.Т. Фармер сконструировал камеру, обеспечивающую стабильный и надежный вторичный стандарт для рентгеновского и гамма-излучения во всей терапевтической области энергий. Эта камера, соединенная со специальным электрометром, известна как дозиметр Болдуина–Фармера. Камеры фармеровского типа рекомендовано использовать в клинической практике для проведения абсолютной дозиметрии.

Для измерений в водном фантоме, в котором профиль дозы сканируют в двух направлениях, лучше использовать симметричную камеру.

Электрометр — это прибор для измерения электрического заряда. Устройство, состоящее из электрометра с набором дозиметрических детекторов, называют дозиметром. При повседневном применении электрометров следует выполнять ряд требований. Перед использованием его необходимо прогревать в течение получаса (зависит от прибора). Для достижения равновесия температуры и давления электрометр перед использованием следует включить заранее. Помимо этого, следует облучить ионизационную камеру, связанную с электрометром, дозой в несколько греев, до регистрации первых показаний.

Цилиндрические наперстковые камеры чаще всего используют для калибровки таких пучков излучения, в которых градиент дозы поперек объема камеры минимален. Они не годятся для поверхностных измерений, так как при измерениях в пучках фотонов высоких энергий наблюдается быстрый рост дозы с глубиной на первых нескольких миллиметрах. Для измерения дозы в области ее быстрого возрастания или на облучаемой поверхности детектор должен быть очень тонким, чтобы градиент дозы поперек чувствительного объема отсутствовал. Кроме того, камера не должна существенно возмущать поле излучения. Для удовлетворения этих условий были сконструированы специальные ионизационные камеры: экстраполяционная, плоскопараллельная, жидкостная, камеры для мониторинга дозы в линейных ускорителях, камеры колодцевого типа.

Хотя поставщики проводят измерения силы воздушной кермы источников для контактного облучения, каждое учреждение должно иметь возможность проверить эти данные. Калибровку источников проводят по национальному и международному эталонам. Непосредственную поверку контрольного источника или калибратора выполняют в поверочной лаборатории.

Силу воздушной кермы источников для контактного облучения можно измерить ионизационными камерами колодцевого типа.

Одна из особенностей, отличающих полупроводниковые детекторы (ППД) от воздушных ионизационных камер, заключается в том, что энергия, необходимая для образования пары «электрон–дырка», не превосходит нескольких электронвольт, в то время как средняя энергия ионообразования в ионизационной камере составляет десятки электронвольт. Это, а также более высокая плотность вещества ППД позволяет использовать детекторы малых размеров. Часто диодные детекторы используют для проведения относительной дозиметрии при высоком градиенте дозы, например при измерении распределения дозы вдоль оси пучка электронов или в области полутени пучка фотонов, генерируемого линейным ускорителем. Диоды также применяют для измерения доз в полях малого размера. Одна из важных областей применения диодов в клинической практике — дозиметрия *in vivo*; в этом случае диодные детекторы используют для оценки и контроля дозы в теле пациента во время сеанса облучения.

Еще один практически важный метод клинической дозиметрии — пленочная дозиметрия. Она удобна для проведения дозиметрии подвижного облучения, например при применении динамических клиньев, секторном или ротационном облучении. Сбор информации о глубинной дозе вдоль центральной оси пучка и во внеосевых профилях с помощью ионизационных камер — трудоемкий процесс. Альтернативный метод заключается в использовании пленки, которую помещают между пластинами фантома и облучают параллельно или перпендикулярно оси пучка. Таким образом, на пленке одномоментно регистрируются двумерные профили дозного распределения. Чаще всего пленочную дозиметрию применяют для проведения качественных исследований, в том числе следующих.

- Портальная визуализация позволяет определить положение пучка относительно анатомических структур пациента во время сеанса лучевой терапии. В настоящее время для портальной визуализации применяют устройства EPIDs (от англ. Electronic Portal Imaging Devices). В этих устройствах используют различные материалы и технологии, начиная от массивов жидкостных ионизационных камер до видеосистем.
- Проверка соответствия светового и радиационного полей — важная часть программы гарантии качества лучевой терапии.
- Проверка идеальности соответствия рентгеновской пленки для определения центра радиационного поля.
- Оценка распределения дозы в антропоморфном фантоме.

Оценить дозу вне среды невозможно. В лучевой терапии окружающей средой служит либо тело самого пациента (*in vivo* дозиметрия), либо фантом. Понятие «фантом» включает материал и конструкцию, которые моделируют процессы поглощения и рассеяния излучения в пациенте. Существует два типа фантомов: геометрические фантомы, которые воспроизводят дозиметрические свойства тканей тела человека, но упрощают анатомию до простых геометрических фигур, и антропоморфные фантомы. Фантомы состоят из материалов, которые воспроизводят свойства живых тканей для отдельных видов излучения, поэтому фантомы, сконструированные для мегавольтного излучения, не подходят для проведения дозиметрии киловольтных пучков рентгеновского излучения.

Во всех современных дозиметрических протоколах вода рекомендована в качестве стандартной среды для измерения поглощенной дозы. Подходящий фантом для проведения измерения поглощенной дозы позволяет точно установить ионизационную камеру в опорном положении при направлении пучка либо вертикально на поверхности воды, либо сбоку через боковое окно, закрытое пластиком. В большинстве протоколов рекомендовано, чтобы ионизационная камера была защищена тонким водонепроницаемым слоем полиметилметакрилата (ПММА). Фантом должен быть прозрачным, чтобы можно было наблюдать за установкой

камеры и наведением пучка. Размер фантома должен быть таким, чтобы он превышал по крайней мере на 5 см положение границ применяемых полей по бокам и был на 5 см глубже самой нижней измеряемой точки. Такой фантом в рекомендациях Международного агентства по атомной энергии (МАГАТЭ) назван стандартным водным фантомом.

Использование водного фантома в некоторых случаях связано с практическими трудностями: с применением ионизационных камер и других детекторов в воде, если они не обладают водонепроницаемостью. Для преодоления этих недостатков были разработаны твердотельные фантомы (рис. 1.17).

В идеале, чтобы заданный материал был водо- или тканезквивалентным, он должен иметь такой же эффективный атомный номер и число электронов на грамм массы и на единицу плотности. Для терапевтических пучков фотонов, где основным видом взаимодействия выступает комптон-эффект, необходимым условием, обеспечивающим эквивалентность материала фантома воде, служит электронная плотность, совпадающая с электронной плотностью воды.

Твердотельные фантомы обычно перекрестно калибруют с водными фантомами для быстроты проведения регулярных проверок радиационного выхода пучка и постоянства энергии. Последнее можно выполнить, сравнивая результаты нескольких измерений на двух различных глубинах. Важно, что без гидроизоляции можно использовать такие типы детекторов излучения, как рентгеновские пленки и термолюминесцентные дозиметры (ТЛД). Твердотельные фантомы также удобны для исследования влияния поверхности, контуров и неоднородностей.

В клинической дозиметрии для фантомных измерений используют материалы с различными свойствами. Классические материалы — полистирол и плексиглас; также стал доступен материал «твердая вода», производимый на основе эпоксидной смолы. Твердые имитаторы разработаны для воды, костей различных типов, мышц и легких. При использовании твердотельных фантомов требуется, чтобы материалы детектора и фантома были идентичны. Это особенно важно для плоскопараллельных ионизационных камер, которые могут быть выполнены из различных материалов.

Пластины фантома могут быть не только квадратной формы. Цилиндрические фантомы лучше соответствуют внешним контурам тела пациента (рис. 1.18, 1.19). Их часто используют для дозиметрии подвижного облучения, для проверки индивидуальных дозиметрических планов лучевой терапии, для программы гарантии качества компьютерных томографов.

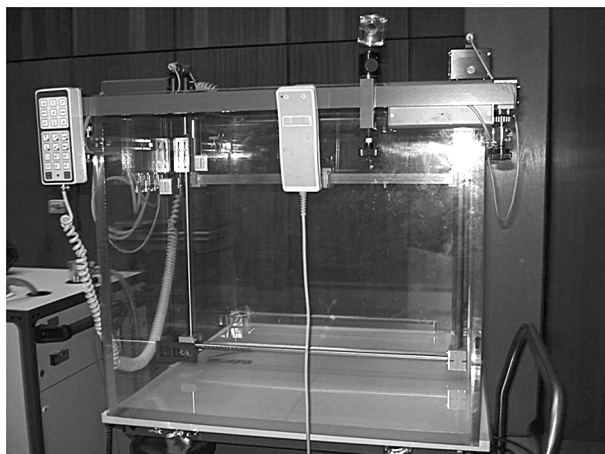


Рис. 1.17. Анализатор дозного поля (водный фантом)

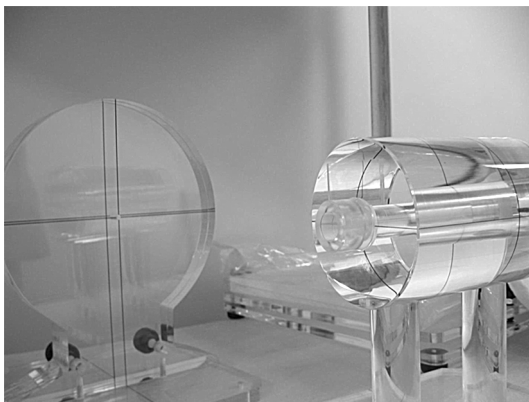


Рис. 1.18. Твердотельный фантом

Несмотря на то что геометрические фантомы сопоставимы по характеристикам с поглощающими свойствами ткани человека, они не воспроизводят внешних и внутренних контуров пациента. Для этих целей идеально подходят антропоморфные фантомы. Поскольку все пациенты различаются по телосложению и конфигурации анатомических структур, отдельный антропоморфный фантом представляет собой упрощенную модель тела усредненного человека. При низких энергиях фотонов антропоморфные фантомы лучше не использо-

вать, поскольку эффективный атомный номер его материала ближе к жировой ткани, чем к мягкой. Существуют усовершенствованные фантомы — фантомы Алдерсона–Рендо (рис. 1.19).

Фантомы бывают двух типов — мужского и женского. Для большего соответствия телу человека в фантоме высверливают большие воздушные полости, например имитирующие трахею. Большинство фантомов представляют собой набор пластин толщиной 2–3 см. Для использования ТЛД в пластинах высверливают отверстия, также между пластинами фантома можно поместить фотопленку. Если фантом предполагают использовать для фотодозиметрии, он должен быть светонепроницаемым, чтобы исключить потемнение пленки.

Антропоморфные фантомы очень удобны для тестирования новых методик облучения, проверки алгоритмов планирования облучения и оценки дозных распределений. Они обеспечивают контроль на всех этапах процесса облучения — от получения данных о пациенте до планирования и реализации плана лучевой терапии.



Рис. 1.19. Антропоморфный фантом тела человека Алдерсона–Рендо

Литература

1. Гусев Н.Г., Климанов В.А., Машкович В.П., Суворов А.П. Защита от ионизирующих излучений: в 2 т. — Т. 1. Физические основы защиты от излучений: Учебник для вузов. — 3-е изд., перераб. и доп. — М.: Энергоатомиздат, 1989. — 512 с.
2. Джойнер М.С. Основы клинической радиобиологии. — М.: БИНОМ, 2015. — 600 с.

3. Климанов В.А. Радиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. — Ч. 1. Радиобиологические основы лучевой терапии. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование дистанционной лучевой терапии пучками тормозного и гамма-излучения и электронами: учебное пособие. — М.: НИЯУ МИФИ, 2011. — 500 с.

4. Климанов В.А. Радиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. — Ч. 2. Лучевая терапия пучками протонов, ионов, нейтронов и пучками с модулированной интенсивностью, стереотаксис, брахитерапия, радионуклидная терапия, оптимизация, гарантия качества: учебное пособие. — М.: НИЯУ МИФИ, 2011. — 604 с.

5. Костылев В.А., Наркевич Б.Я. Медицинская физика. — М.: ОАО Издательство «Медицина», 2008. — 464 с.

6. Разработка программы лучевой терапии: аспекты клинической практики, медицинской физики, радиационной защиты и безопасности. Публикация 1296. — МАГАТЭ, Вена, 2015.

7. Ратнер Т.Г., Лебеденко И.М. Клиническая дозиметрия. Физико-технические основы / Под ред. Б.Я. Наркевича: Монография. — М.: НИЯУ МИФИ, 2015. — 260 с.

8. Тарутин И.Г., Титович Е.В., Гацкевич Г.В. Радиационная защита в лучевой терапии. — Минск: Беларуская навука, 2015. — 212 с.

9. Тюбиана М., Дютрекс Ж., Дютрекс А., Жоке П. Физические основы лучевой терапии и радиобиологии; Пер. с фр. К. Д. Калантарова; Под общ. ред. Г. А. Зедгенидзе. — М.: Медицина, 1969. — 619 с.

10. Baltas D., Sakelliou L., Zamboglou N. The physics of modern brachytherapy for oncology. — London, Taylor & Francis, 2007.

11. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Guidelines on standardized procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals. — IAEA-TECDOC-1274. — IAEA, Vienna, 2002.

12. Venselaar J., Meigooni A.S., Baltas D., Hoskin P.J. Comprehensive brachytherapy physical and clinical aspects. — London, Taylor & Francis, 2013.