

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«КРАСНОЯРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ ПРОФЕССОРА В.Ф. ВОЙНО-
ЯСЕНЕЦКОГО» МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

Кафедра онкологии и лучевой терапии с курсом ПО

Заведующий кафедрой:

Д.м.н, доцент, Зуков Руслан Александрович

РЕФЕРАТ

на тему:

Дозиметрическая характеристика методов лучевой терапии

Выполнил:

клинический ординатор 2 года

Лютиков Дмитрий Игоревич

Проверил:

кафедральный руководитель ординатора

к.м.н., доцент, Гаврилюк Дмитрий Владимирович

Красноярск, 2022

Оглавление

1. Введение
2. Дистанционная статическая лучевая терапия
3. Дистанционная подвижная лучевая терапия
4. Контактная лучевая терапия
5. Список литературы

Введение

Разные виды излучения существенно различаются по создаваемому ими дозному распределению в теле человека (рис. 1). [1]

Дистанционная статическая лучевая терапия. Для дистанционной статической лучевой терапии характерно неподвижное взаимное расположение источника излучения и объекта в течение всего сеанса облучения. Для статического дистанционного облучения используются квантовые излучения: рентгеновские и гамма-лучи, тормозное излучение, генерируемое ускорителями, а также корпускулярное (электронное) излучение. В перспективе будут шире применяться нейтронное, протонное и альфа-излучения. [1,2]

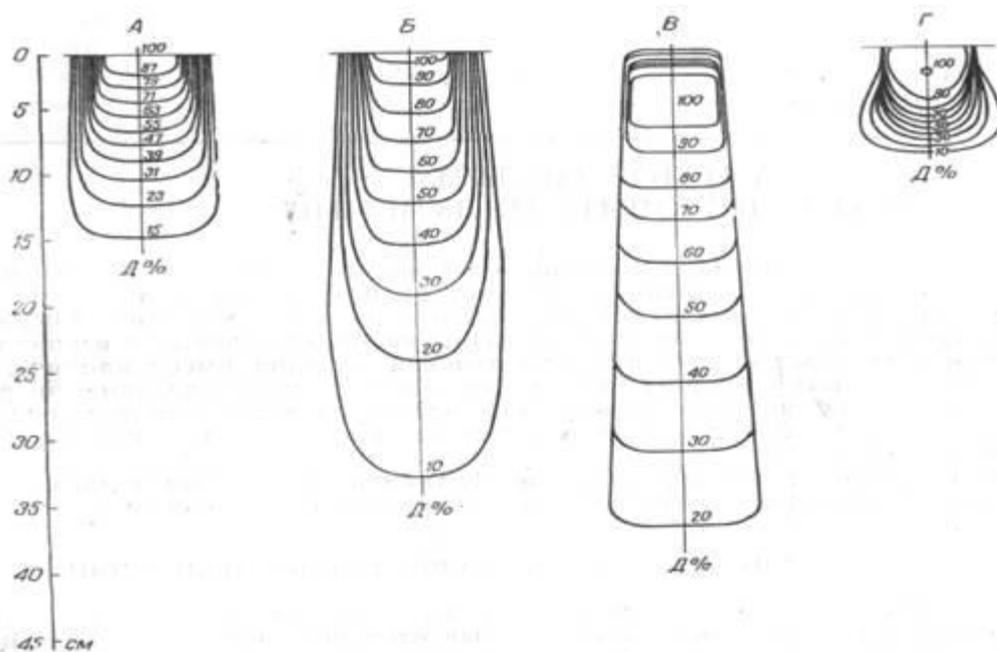


Рис. 1. Распределение энергии излучения в тканьэквивалентном фантоме. Обозначения: А – при рентгенотерапии 250 кэВ; Б – при гамма-терапии 1,25 МэВ; В – при тормозном излучении высокой энергии 25 МэВ; Г – при облучении быстрыми электронами 20 МэВ.

Дистанционная гамма-терапия. Гамма-излучение создает дозу на поверхности кожи, равную приблизительно 70% максимальной, которая возникает на глубине 5-6 мм. По мере убывания энергии при дальнейшем прохождении излучения в ткани на глубине 10 см проходит 50% изодоза. Периферические отделы пучка гамма-лучей несут недостаточно энергии для

получения устойчивого лечебного эффекта, поэтому на практике принято вписывать подлежащий облучению объем тканей в центральные части пучка, ограниченные 50% изодозой. Дистанционная гамма-терапия проводится с использованием, как правило, с использованием радионуклида ^{60}Co (рис. 2) [3,5]



Рис. 2. Аппарат для дистанционной гамматерапии Рокус.

Терапия тормозным излучением ускорителей. В основном используются линейные ускорители, которые генерируют тормозное излучение с энергией от 4 до 42 МэВ. С возрастанием энергии излучения заметно увеличивается проникающая способность лучей и, соответственно, относительная глубинная доза. Кожная доза при использовании тормозного излучения с энергией 4-42 МэВ составляет от 20 до 30% максимальной, т.е. существенно меньше, чем при гамма-терапии, а зона дозного максимума перемещается на глубину 1 см при энергии 4 МэВ и 4-5 см – при 25-42 МэВ. На глубине 10 см доза составляет 60-90% максимальной. Важной характеристикой тормозного излучения является почти полное отсутствие

рассеянного излучения. Весь поперечник пучка несет почти одинаковую энергию. На практике это означает возможность применения более узких пучков (чем при гамма-излучении), уменьшение облучения соседних с опухолью тканей и, соответственно, уменьшению интегральной дозы. [2,4]

Электронная терапия. Энергия электронов поглощается в тканях относительно равномерно на всем протяжении пробега этих частиц. Это означает, что весь слой тканей от кожи до зоны, в которой завершается поглощение моноэнергетического пучка электронов, облучается почти равномерно, а за пределами этой зоны наступает крутое падение дозы. Описанная закономерность не сохраняется у электронов с энергией свыше 10-15 МэВ, т.к. возникает квантовое излучение при торможении этих электронов в тканях. Дозиметрическая характеристика электронов высокой энергии указывает на целесообразность их применения при расположении патологического очага не глубже 5-7 см. Электроны высоких энергий (быстрые электроны) и тормозное излучение высоких энергий получают на линейных ускорителях (рис. 3). [2,3,5]



Рис. 3. Линейный ускоритель – основной аппарат для современной дистанционной лучевой терапии.

Терапия протонами, пи-мезонами и альфа-частицами. Энергия протонов, пи-мезонов и альфа-частиц относительно равномерно поглощается на всем пути их пробега, кроме заключительного короткого участка, на котором значительно выше линейная потеря энергии, и происходит поглощение всей остаточной энергии частиц. В результате пик поглощения энергии вышеуказанных тяжелых частиц располагается в конце пути (пик Брегга). Глубину положения этого пика можно менять, увеличивая или уменьшая энергию частиц, а при неизменной энергии – используя в процессе лечения болюсы – поглотители (слои тканьэквивалентного материала), которые прикладывают к облучаемой поверхности при излишне большой проникающей способности частиц. Доза на коже при протонном облучении составляет около 30% максимальной, а при пи-мезонном облучении она еще меньше – приблизительно 15-20%. Для лучевой терапии тяжелые заряженные частицы получают на циклических ускорителях (рис. 4). [1,3]



Рис. 4. Циклический ускоритель для лучевой терапии протонами высоких энергий.

Дистанционная статическая терапия злокачественных опухолей квантовыми излучениями проводится чаще всего посредством многопольного перекрестного облучения. При этом на опухоль направляется несколько пучков лучей (2-3-4) через различные участки кожи, так называемые входные поля. В условиях многопольного облучения для составления плана лечения и расчета топографодозиметрической карты больного особенно большой интерес представляют следующие вопросы: а) влияние размеров полей на величину и конфигурацию дозного максимума; б) зависимость суммации энергии и формирования дозового максимума от угла между пучками лучей; в) выбор направления центральных осей пучков и выбор точки их перекреста на топографоанатомической карте. Изменение размеров полей в условиях многопольного облучения ведет к пропорциональному изменению площади на топометрической схеме и, соответственно, объема тканей, занимаемого 80-100% изодозами. Поэтому увеличение размеров полей облучения является одним из действенных путей увеличения зоны и области перекреста пучков путей. [1,5,6]

Для формирования дозного поля при статическом дистанционном облучении можно применять клиновидные фильтры, решетчатые диафрагмы, растры и блоки. Клиновидный фильтр, выполненный из сильно поглощающего лучи материала, вызывает неравномерное ослабление пучка, более значительное на стороне толстой части клина. Преимущества применения клиновидных фильтров особенно наглядно выявляются при многопольном перекрестном облучении. Решетчатые диафрагмы обеспечивают неравномерное облучение благодаря прохождению лучей через чередующиеся закрытые и открытые свинцом участки. Наибольший перепад (градиент дозы) под открытыми и закрытыми участками диафрагмы имеется в поверхностных слоях объекта. В расположенных глубже тканях градиент дозы уменьшается за счет рассеянного излучения, увеличивающего

дозу в экранированных участках. Помимо этого, градиент дозы зависит от размера отверстий решетчатой диафрагмы, диаметр которых обычно составляет 5-10 мм, и от соотношения площади открытых и экранированных свинцом участков (4:1; 3:1; 2:1; 1:1). [1,6]

Дистанционная подвижная лучевая терапия. Подвижные методы лучевой терапии, по сравнению со статическими, создают принципиально новые варианты дозного распределения и устраняют опасность переоблучения кожи, с которой приходится считаться при планировании и выполнении всех программ статического облучения. Различают несколько вариантов подвижного облучения, каждому из которых свойственно своеобразное дозное распределение. При ротационном, секторном и конвергентном облучении пучок при любом положении источника постоянно падает на одну и ту же точку объекта. При этом возможно движение источника в одной плоскости (ротационное и секторное облучение) или в пределах конуса (конвергентное облучение). При ротационном облучении зона высокой дозы совпадает с осью вращения, имеется относительно малая доза на поверхности тела и хороший перепад дозы между очагами и окружающими тканями. Подвижная IMRT имеет специальное название – VMAT (volumetric modulated arc therapy). [3,5]

Контактная лучевая терапия.

Близкофокусная рентгенотерапия. Спектральное распределение рентгеновского излучения при БФР может быть изменено фильтрами, изготовленными из алюминия, а также величиной кожно-фокусного расстояния. Алюминиевые фильтры имеют вид пластин различной толщины и служат для подбора необходимого качественного состава пучка излучения за счет фильтрации длинноволнового спектра. Аналогичную роль выполняет

и воздух: чем больше кожно-фокусное расстояние, тем больше поглощается длинноволновая часть энергетического спектра рентгеновского излучения. На практике используются только три варианта дозных характеристик, предложенные Шаулем. Принципиальная разница этих видов распределения энергии в тканях заключается в том, что в первом случае ослабление интенсивности излучения вдвое происходит на глубине 3,5 мм, во втором случае – на глубине 9 мм, в третьем – на глубине 12 мм. БФР со слоями половинной дозы (СПД) в 3,5 мм, 9 и 12 мм позволяет осуществить облучение патологических очагов с наиболее часто встречающейся глубиной залегания опухолей. Так, например, первая и вторая дозные кривые используются при поверхностном поражении, а третья дозная кривая может применяться и при опухолях, расположенных на глубине около 1 см. При БФР интенсивность излучения и, соответственно, доза резко падают на ближайших от кожи расстояниях. [1,2,6]

В настоящее время БФР находит широкое применение как самостоятельный метод лечения доброкачественных и злокачественных опухолей кожи (кератоакантомы, ангиомы, рак, и др.) и, реже, как составная часть комбинированного лечения опухолей полостных органов (рак полости рта, прямой кишки и др.). [1,2]

Противопоказания к БФР:

1. Глубокие поражения кожи (рак на рубцах после ожога, волчанки, сифилиса, рецидив рака кожи после лучевой терапии).
2. Поражение глубже 12 мм; здесь предпочтительнее дистанционные методы облучения. [2]

Внутриполостная и аппликационная лучевая терапия. Эти методы облучения осуществляются преимущественно с помощью закрытых радиоактивных источников и в очень ограниченных пределах – открытых радиоактивных препаратов. Внутриполостной и аппликационный методы

лучевой терапии характеризуются резким падением величины дозы на ближайших от источника излучения расстояниях. [1]

Внутриканевая лучевая терапия. Основной задачей при внутритканевой гамма-терапии является создание равномерного дозного поля в области опухоли из отдельных источников излучения. Например при лечении рака предстательной железы используется более 12 имплантационных игл для создания изодозы не менее 90 % в предстательной железе. [1,5]

В качестве открытых источников используется пероральный прием ^{131}I (период полураспада 8 дней, β , γ излучение), внутривенное введение ^{89}Sr (период полураспада 55 дней, β излучение) и внутривлагалищное введение коллоидного раствора ^{198}Au . Блок закрытых источников излучения включает специальные помещения и комнаты общепользовательного назначения. В блоке закрытых источников осуществляют внутривлагалищную гамма-терапию, а также аппликационную и внутритканевую лучевую терапию. [1,2,4]

Вывод

Таким образом, врачу-радиотерапевту необходимо знать не только принципы оконтуривания опухолей, но также и дозиметрические характеристики аппаратов, установленных в отделении, а также нюансы при расчете дозы для полноценного и грамотного ведения пациентов с опухолями различных локализаций.

Список использованной литературы

1. Лучевая терапия: учебник. - Т. 2. - Труфанов Г.Е., Асатурян М.А., 2019. - 192 с. ил.

http://kingmed.info/knigi/Luchevaya_diagnostika_i_luchevaya_terapiya/book_967/Luchevaya_terapiya_Uchebnik_Tom_2-Trufanov_GE_Asaturyan_MA_Jarinov_GM-2019-pdf

2. Вестник рентгенологии и радиологии. Том X. - М.: Государственное издательство медицинской литературы, 2018. - 592 с.

<https://elibrary.ru/contents.asp?id=34066196>

3. Основы медицинской радиобиологии /Под ред. И.Б. Ушакова. – СПб: ООО «Издательство Фолиант», 2016. – 225 с.

<http://kingmed.info/media/book/4/3929.pdf>

4. Медицинская радиология. – Л.Д. Линденбратен, Ф.М. Лясс – Москва, «Медицина», переиздание 2017г. – 368 с. : ил.

<https://drivems.by/new/wp-content/uploads/Lindenbraten-KorolyukMeditsinskaya-radiologiya-i-rentgenologiya.pdf>

5. Терапевтическая радиология. Национальное руководство. – А.Д. Каприн, Ю.С. Мардынский - Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2018. - 704 с.

<https://www.rosmedlib.ru/book/ISBN9785970446584.html>

6. Клиническая радиология. — Под редакцией А.Е. Сосюкина. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2018. - 224 с.

<https://www.mmbook.ru/catalog/rentgenologija/103137-detail>