

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

РЕФЕРАТ на тему:

Клинико-дозиметрическое планирование лучевой терапии

Выполнила:

Ординатор кафедры онкологии и
лучевой терапии с курсом ПО

Петрусенко Александра Ивановна

Проверил:

кафедральный руководитель ординатора
к.м.н., доцент Гаврилюк Дмитрий Владимирович

Красноярск, 2019

Содержание

1. Введение.
2. Клинико-дозиметрическое планирование лучевой терапии
3. Классификация методов лучевой терапии
4. Дозиметрическая характеристика методов лучевой терапии
5. Список использованной литературы.

Введение.

На современном этапе развития онкологии основные методы лечения больных со злокачественными опухолями – хирургический, лучевой и лекарственный. Эти методы лечения называются также специальными методами лечения злокачественных опухолей. В зависимости от показаний, они применяются самостоятельно и в качестве единственного метода лечения или реализуются в форме комбинированного, комплексного или мультимодального (многокомпонентного) способов лечения. Исходя из стратегических задач оказания помощи онкологическим больным, лучевая терапия может быть использована:

1. Как самостоятельный метод лечения.
2. В комбинации с хирургическим вмешательством.
3. В сочетании с химиогормонотерапией
4. В качестве мультимодальной терапии.

Лучевая терапия, как основной или самостоятельный метод антибластомного лечения, применяется в случаях:

1. Когда она является предпочтительной либо в косметическом, либо в функциональном отношении, а отдаленные результаты ее одинаковы по сравнению с таковыми при применении других методов лечения онкологических больных.
2. Когда она может быть единственно возможным средством помощи неоперабельным больным со злокачественными новообразованиями.
3. При отказе от оперативного лечения

Клинико-дозиметрическое планирование лучевой терапии.

Основной принцип лучевой терапии – излечение опухоли при максимальном щажении нормальных органов и тканей. Для реализации его в клинике большое внимание уделяется разработке способов

повышения эффективности лучевого воздействия на основе пространственного и временного распределения дозы ионизирующего излучения и применения средств, изменяющих (модифицирующих) лучевые реакции опухоли и организма.

Цель планирования лучевой терапии – включение в зону облучения минимально возможного объема тканей, но в то же время достаточного для воздействия на все опухолевые элементы. Исходя из этого, различают 5 типов объемов облучения. Большой (макроскопический) объем – GTV (gross tumor volume) опухоли включает видимую опухоль.

Клинический объем мишени (clinical target volume – CTV) включает видимую опухоль и объемы предполагаемого субклинического распространения. Концепция клинического объема мишени является клинико-анатомической.

Планируемый объем мишени (planning target volume – PTV) включает клинический объем мишени и окружающие ткани с поправкой на вариации в размере, форме и положении относительно лечебных пучков, поэтому планируемый объем мишени является геометрической концепцией. Объем, который получает дозу, достаточную для радикального или паллиативного лечения с учетом толерантности нормальных тканей, обозначается как объем лечения (treated volume). Планируемый объем органа риска (the-organ-at-risk OAR) – это здоровые ткани и органы, попадающие в поле воздействия ионизирующего излучения при лучевой терапии.

Все перечисленные объемы и контуры кожи должны быть изображены на всех срезах, используемых для планирования. Для перечисленных структур нужно выполнить расчет DVHs (dose volume histograms) – гистограмму доза-объем.

Служба предлучевой подготовки предназначена для проведения комплексной топометрии больных, подлежащих различным видам лучевой терапии с использованием биометрических, рентгенологических, изотопных,

УЗ и МРТ методов исследования, для клинико-дозиметрического обеспечения курса лучевой терапии.

Предлучевая подготовка и клиническая топометрия. Основой лучевого лечения онкологических больных является правильное подведение заданной дозы к злокачественному очагу при минимальном облучении окружающих его здоровых органов и тканей. Определение размеров, площади, объема патологических образований, органов и анатомических структур, описание в количественных терминах их взаимного расположения (синтопии) у конкретного больного называется клинической топометрией. Для того, чтобы выбрать варианты и параметры программы облучения, нужно знать форму и размеры очага-мишени, ее ориентацию в теле пациента, а также синтопию окружающих органов и тканей, расстояние между мишенью и наиболее важными, с точки зрения распределения лучевой нагрузки, анатомическими структурами и «критическими органами». Эти сведения позволяют получить различные методы лучевой диагностики, но наиболее часто применяется для этих целей рентгеновская компьютерная томография.

Вместе с тем, для учета физиологических движений (в основном, при дыхании) и связанных с ними смещений облучаемого объема, необходим метод визуализации, работающий в реальном времени: рентгеноскопия. Это исследование выполняется на специальном диагностическом рентгеновском аппарате – рентгеновском симуляторе (рис. 10.2). Симулятором он называется потому, что по конструкции и параметрам своих штативных устройств имеет большое сходство с установками для лучевой терапии, но вместо терапевтического пучка используется рентгеновское диагностическое излучение. Излучатель снабжен маркером поля облучения и световым дальномером. В диагностическом поле, совпадающем с терапевтическим, определяются облучаемые структуры и расстояние источник – поверхность.

В части случаев рентгеновский симулятор выполняется в одном устройстве совместно с компьютерным томографом. Такое устройство называется симулятор-КТ и позволяет провести более точную подготовку больного к облучению.

Данные, полученные при выполнении оперативных вмешательств, также позволяют определить размеры опухоли. Затем изготавливают схемы сечения тела на уровне «мишени» – так называемые

топометрические схемы (т.е. производят клиническую топомерию). Современные компьютерные системы планирования облучения воспринимают топометрическую информацию непосредственно с магнитного носителя КТ и печатают топометрическую карту с нанесенным на ней выбранным распределением изодоз.

Изодозные линии соединяют точки с одинаковым значением поглощенной дозы. Отмечают относительные значения – в процентах от максимальной поглощенной дозы, принимаемой за 100%. Для расчета изодозных кривых используются специальные компьютерные программы, которые учитывают пространственные параметры облучаемого объекта и дозиметрическую характеристику применяемого пучка излучения. Для того чтобы составить представление о распределении поглощенных доз в облучаемом объеме, на топометрические схемы наносят изодозные кривые и получают, таким образом, карту изодоз. В практике лучевой терапии дозное

распределение считают приемлемым, если вся опухоль заключается в дозе 100-90%, зона субклинического распространения опухоли и регионарного метастазирования находится в пределах 80% изодозы, а здоровые ткани – не более 50-30% изодозы.

Классификация методов лучевой терапии

Принято выделять методы лучевой терапии:

1. По энергии различают орто-, мега- и супервольтные излучения. Ортовольтное излучение имеет энергию от 40 до 400 кэВ, мегавольтное – от 1 до 15 МэВ и супервольтное – свыше 15 МэВ.
2. По виду излучения. При применении квантовых излучений выделяют рентгенотерапию, гамма-терапию, а при использовании корпускулярных излучений – электронную, нейтронную терапию и терапию тяжелыми заряженными частицами (протонами, пи-мезонами, альфа-частицами).

3. По способу подведения энергии к очагу. В практике лучевой терапии имеется разделение по способу облучения на наружные и контактные методы.

В настоящее время лучевая терапия онкологических больных осуществляется путем использования трех основных способов подведения ионизирующих излучений:

- 1) дистанционное, применяемое у 95-98% больных, подлежащих лучевой терапии;
- 2) контактное (аппликационное, внутрисполостное, внутрисветное, интратканевое);
- 3) системное (внутрисосудистое, интраплевральное), используемое не более чем в 0,5% случаев. Дистанционными считаются все способы, при которых источник излучения располагается на расстоянии от облучаемого объекта. К контактным относятся такие методы, при которых источник непосредственно прилегает к облучаемым тканям. Дистанционное облучение может осуществляться статическим (неподвижное состояние источника и больного в процессе лечения) и подвижным (перемещение источника по отношению к неподвижному больному или больного в пучке излучения) методами. Статическое облучение чаще всего осуществляют так называемым открытым полем, когда между источником и больным нет никаких преград, и пучок имеет конфигурацию, придаваемую ему коллимирующим устройством аппарата.

Помимо облучения открытым полем применяют формирующие устройства, придающие пучку излучения необходимую конфигурацию. В качестве формирующих устройств используются клиновидные и решетчатые фильтры, расщепляющие и экранирующие блоки, многолепестковые коллиматоры. Подвижное облучение проводится в виде ротационного, маятникового, а также ротационного облучения с переменной скоростью.

Основу технических средств современной лучевой терапии составляют гамма-терапевтические аппараты и линейные ускорители. Причем, в

последнем случае может быть использовано как фотонное, так и электронное излучение.

В настоящее время условно все методы дистанционной радиотерапии можно разделить следующим образом: конвенциональное облучение (conventional irradiation), конформное (conformal irradiation) и интенсивно модулированная радиотерапия (intensity-modulated radiation therapy – IMRT), корректируемая по изображениям (image guided radiation therapy – IGRT).

Конвенциональное (традиционное) лучевое лечение базируется, в основном, на использовании сравнительно простых методик облучения пациентов (формированием полей облучения при помощи диафрагм с неизменяемой степенью поглощения ионизирующего излучения, стандартных свинцовых блоков и клиновидных фильтров, болюсов). Выбор центра и границ поля при конвенциональной лучевой терапии осуществляется на основе проекционного изображения, полученного под заданным углом.

Для конвенционального лучевого лечения также характерно применение двумерного планирования с использованием для позиционирования облучаемого объема рентгенографии или шаговой компьютерной томографии и рентгеновского симулятора облучения. В конвенциональной лучевой терапии, как правило, не вводятся цифровые копии рентгенограмм и компьютерных томограмм в компьютерную систему планирования облучения (КСПО), а используются твердые копии лучевых изображений.

План облучения проверяется на симуляторе и реализуется на линейном ускорителе электронов или дистанционном гамма-аппарате. Для дозиметрического обеспечения лечебного процесса используются водные фантомы с устройствами перемещения датчиков и простейшие тканезэквивалентные фантомы.

Традиционная лучевая терапия до сих пор используется в клинической практике. Конформное облучение (conformal irradiation) явилось следующим этапом развития лучевой терапии. При конформном радиационном воздействии обязательно используется трехмерное планирование облучения.

Применяются аппараты, включающие рентгеновский симулятор облучения и компьютерную томографическую приставку (симулятор-КТ), что позволяет провести более точную подготовку пациента к лучевой терапии, в том числе и чрез поля облучения сложной конфигурации. Более современные средства определения облучаемого объема представлены КТ-симулятором, в основе которого спиральный рентгеновский компьютерный томограф, обеспечивающий трехмерное изображение опухоли и окружающих здоровых тканей. При конформном облучении для создания более точного дозового распределения в облучаемом объеме применяются различные варианты фигурных блоков. Одной из разновидностей конформной лучевой терапии является технология гамма-нож (Leksell Gamma Knife) – установка для стереотаксической радиохирургии преимущественно патологий головного мозга. Источниками ионизирующего излучения в гамма-ноже являются 201 источник радиоактивного кобальта (^{60}Co) с начальной активностью около 30 Ки (1,1 ТБк) каждый. Источники зафиксированы в защитном кожухе по диаметру полусферы.

Дозовое распределение, порождаемое источниками, близко к сферическому. Излучение от всех источников собирается вместе и действует подобно неинвазивному хирургическому ножу (к патологическому очагу однократно подводится доза до 60-70 Гр, достаточная для гибели опухоли или облитерации сосудистой мальформации). Диаметр изодозовой сферы определяется вторичным сменным коллимационным шлемом из вольфрама.

Подобно нейрохирургической операции, процедура лечения проводится однократно, однако при этом отсутствуют разрезы кожи и нет необходимости проводить трепанацию черепа. Радиохирургия считается самым значимым достижением в развитии нейрохирургии за последние 20 лет. Благодаря своей надежности, точности и эффективности гамма-нож считается «золотым стандартом» в радиохирургии.

Стоимость процедуры лечения с помощью стереотаксической радиохирургической системы гамма-нож дешевле, чем хирургическая операция вместе со всем комплексом лечебных и реабилитационных услуг.

Гамма-нож применяется при лечении опухолей гипофиза, слухового нерва, тройничного нерва, менингиомы, черепно-мозговые метастазов опухоли, хордомы, сосудистой ретикулоклеточной саркомы, глиом, рака носоглотки, меланомы сетчатки; церебрально-васкулярные болезни: артериовенозная мальформация, аневризма, кавернозная ангиома, болезнь Паркинсона, невралгия тройничного нерва, эпилепсия. При лечении этих патологических состояний лучевая терапия по технологии гамма-нож обеспечивает сопоставимые или лучшие результаты по сравнению с хирургическими методами. Метод эффективен и может применяться при наличии патологических очагов размером не более 3-3,5 см. Обусловлено это тем, что при больших размерах лучевая нагрузка на здоровую ткань, а, следовательно, и вероятность развития постлучевых осложнений, становится чрезмерно высокой.

К стереотаксической радиохирургии относится также применение в лечебных целях заряженных частиц – протонов. За счет реализации пика Брэга и формирования всего двух-трех конформных полей удастся добиться такого же дозного распределения, как и при использовании многопольной (5 и более полей) модулированной по интенсивности лучевой терапии. В настоящее время в мире функционируют 28 центров протонной лучевой терапии. Основной частью аппаратов для протонной терапии является циклический или линейный ускоритель.

Наилучших клинических результатов протонное облучение позволило достичь при хордомиомах основания черепа, саркомах, офтальмологических опухолях. Так, десятилетняя выживаемость больных с меланомой сетчатки достигает 98% при сохраненном зрении. Применение этих установок для лучевой терапии сдерживается их высокой стоимостью ($\approx 100\,000\,000\$$).

Следующим шагом в развитии лучевой терапии стала интенсивно модулированная радиотерапия (intensity-modulated radiation therapy, IMRT).

Дополнительное формирование пучка достигается использованием многолепесткового коллиматора. Он имеет подвижные лепестки, блокирующие определенную часть радиационного пучка. Обычно многолепестковые коллиматоры имеют от 20 до 80 и более лепестков,

расположенных парами. Компьютерное управление положением лепестков дает возможность генерировать поле необходимой формы. Устанавливая лепестки в требуемую позицию, получают поле, наиболее соответствующее форме опухоли. Регулировка поля делается посредством изменений в компьютерном файле, содержащем установки для лепестков. Для распознавания положения лепестка видеооптическая система использует тот же источник света, что и для позиционирования пациента. Обратный рефлектор монтируется вблизи конца каждого лепестка. Видеосигнал оцифровывается и формируется изображение, демонстрирующее положения рефлекторов. При IMRT имеет место непрерывная регулировка формы терапевтического радиационного поля в проекции запланированного объема мишени во время сеанса облучения.

Использование IMRT в клинике требует абсолютно обязательного выполнения следующих условий: – наличия корректного изображения первичной опухоли и окружающих ее структур, полученного с помощью лучевых методов диагностики; – учета возможного физиологического движения мишени (опухоль) и других органов; – жесткой иммобилизация пациента на лечебном столе радиотерапевтического аппарата.

Для иммобилизации при IMRT используется более жесткая иммобилизация, чем при конформной и конвенциональной лучевой терапии. Обычно на стол накладывается специальная планка из карбонового волокна, которая, в сочетании с применением термопластических материалов, дает возможность сохранять одно и то же положение пациента в течение всего времени проведения сеанса радиотерапии. К планированию IMRT предъявляются достаточно жесткие требования.

Дозное распределение должно полностью соответствовать следующим критериям: 95% PTV получает $>95\%$ от планируемой дозы; 120% от планируемой дозы. IMRT обеспечивает более избирательное лучевое воздействие на опухоль по сравнению с конвенциональной и конформной лучевой терапией.

Быстро развиваются также методы преодоления проблемы перемещения опухолей и органов. Части тела перемещаются как в период сеансов лучевой терапии, так и между ними вследствие дыхания, пищеварения и небольших отличий в положении пациента во время каждого сеанса лучевой терапии. Такое перемещение может приводить к получению чрезмерной дозы излучения нормальными тканями, окружающими опухоль, и неправильному лечению самой опухоли.

Лучевая терапия, корректируемая по изображениям (image guided radiation therapy – IGRT), предусматривает получение лучевых изображений опухоли, окружающих здоровых тканей непосредственно перед сеансом лучевой терапии и во время него.

Эти изображения используются для определения перемещения опухоли и здоровых тканей и коррекции направления терапевтического пучка излучения в соответствии с вышеуказанными перемещениями. В соответствии с системой дыхательного «затвора», которая включает и отключает терапевтический пучок излучения синхронно с дыханием, можно ограничить лечение частью дыхательного цикла, когда опухоль находится в поле терапевтического пучка, и тем самым ограничить планируемый объем облучения.

Это дает возможность увеличить поглощенную дозу в опухоли и уменьшить дозу, приходящуюся на окружающие ее здоровые ткани. При этой технологии может использоваться конусный или веерный пучок терапевтического излучения. Веерный пучок излучения используется в наиболее современном методе лучевой терапии – томотерапии.

Томотерапия представляет собой инновационный радиотерапевтический метод. Метод основан на послойном облучении веерным пучком фотонов с модуляцией интенсивности и реализуется при помощи установки, комбинирующей в себе функциональные возможности линейного ускорителя и спирального компьютерного томографа.

Установка для томотерапии представляет собой кольцевую консоль, в которой монтируются подсистемы линейного ускорителя и детекторов для компьютерной томографии.

В томотерапевтической системе вместо рентгеновского излучения, генерируемого рентгеновской трубкой для получения компьютерных томограмм, используется терапевтическое тормозное излучение высоких (мегавольтных) энергий, которое коллимируется в веерный пучок при помощи щелевидного многолепесткового коллиматора. Модуляция интенсивности радиационного пучка достигается при помощи многолепесткового коллиматора, состоящего из набора пластин или лепестков.

В процессе облучения лепестки могут перемещаться между двумя положениями – «закрыто» и «открыто», блокируя радиационный пучок в соответствии с заданным планом. Измерения интенсивности излучения, прошедшего через тело пациента в данном слое и достигшего системы сбора данных, позволяют реконструировать мегавольтные компьютерные томограммы, на основе которых производится коррекция укладки пациента в лечебном положении, а также дозиметрическая верификация сеанса радиотерапии.

Томотерапия обеспечивает замкнутый цикл для планирования, симуляции, подведения лечебной поглощенной дозы и верификации радиотерапии в рамках единой установки.

Одним из самых важных ее преимуществ является значительное упрощение конформной терапии по сравнению с терапией конусными пучками без ухудшения возможностей формирования дозных полей.

Ключевым компонентом томотерапии является четырехмерное представление мишени и окружающих тканей, где четвертая временная координата должна рассматриваться в контексте изменения указанных структур в течение лечебного курса.

Считается важным, что компьютерная томография на мегавольтных фотонах представляет информацию о числах Хаунсфилда, значение, которое необходимо для расчета дозы. В соответствии с этими данными проводится анализ лечебного плана. Технологии IMRT и IGRT существенно улучшают результаты лучевой терапии, поскольку дают возможность подведения значительно большей дозы излучения, чем при конвенциональном лечении.

Проведение лучевого лечения немелкоклеточного рака легкого в условиях конформного облучения позволило повысить 5-летнюю выживаемость больных неоперабельным немелкоклеточным раком легкого с 4% до 28% при повышении суммарной дозы излучения на опухоль с 63-69 Гр до 92-103 Гр, соответственно. При IMRT рака предстательной железы количество ранних лучевых с 15% до 5% по сравнению с поражений снизилось с 16% до 8%, поздних конвенциональным методом лучевой терапии.

Увеличение суммарной очаговой дозы на опухоль на 10-15% снизило риск местных рецидивов на 20-30%. IGRT увеличило частоту полной резорбции немелкоклеточного 90% неоперабельного рака легкого

Вариантом IGRT является также система кибер-нож (CyberKnife), в которой используются специальные компактные линейные ускорители, установленные на контролируемой компьютером роботизированной руке.

В этой технологии имеется сверхбыстрая компьютерная система планирования облучения, в основе которой лежит сопоставление трехмерных реконструкций изображений рентгеновских компьютерных томограмм, магнитно-резонансных томограмм и позитронно-эмиссионных компьютерных томограмм.

Система контроля по изображениям определяет местоположение опухоли и корректирует направление пучка фотонов. С помощью роботизированной руки технологии кибер-нож можно проводить облучение очагов сложной формы с модулированной интенсивностью. Курс лучевой терапии при этом состоит из одной или нескольких фракций. В отличие от технологии гамма-нож, в системе кибер-нож не используется инвазивная стереотаксическая маска и можно проводить лучевое лечение опухолей позвоночного канала. Того же можно достигнуть при применении многолепесткового коллиматора со стереотаксическими приставками на современных линейных ускорителях.

К контактным методам лучевой терапии относят близкофокусную рентгенотерапию и введение источников излучения в организм (внутреннее контактное облучение). Внутреннее контактное облучение

предусматривает введение радиоактивных источников в организм и классифицируется как лечение с помощью закрытых радионуклидов (брахитерапия от греческого brachys, короткий) и открытых радионуклидов (системная терапия). При контактном облучении основным преимуществом лучевой терапии является резкий градиент дозы по мере удаления от излучателя, что позволяет при адекватном облучении опухоли щадить нормальные ткани. При этом подразумевается близкое нахождение источника излучения к объекту воздействия. В настоящее время применяются закрытые и открытые радионуклиды. Наиболее широко применяется контактное облучение методом афтолодинга (от англ. after – после, load – заряжен) на шланговых аппаратах.

Предпочтение отдается внутриполостному, внутрипросветному и внутритканевому облучению с высокой мощностью дозы. Лечение занимает несколько минут и применяется как в самостоятельном плане, так и в сочетании с дистанционным облучением. Разработаны системы трехмерного планирования, симуляции и верификации планов этого вида терапии.

Внутриполостное облучение и внутритканевое облучение (источник излучения находится в тканях тела больного) осуществляют, последовательно вводя эндо- или интрастат в полость тела или ткани, а затем источник излучения по команде с пульта управления из защищенного от действия радиации помещения поступает в эндо- или интрастат. Во время этой процедуры облучения персонала не происходит. Для постоянного облучения используют ^{198}Au (период полураспада 2,7 дня, β, γ излучение), ^{32}P (период полураспада 14 дней, β, γ излучение), которые вводят в опухолевую ткань в виде растворов при помощи инъекций, создающих равномерное облучение опухоли. При этом облучению интенсивно подвергается опухолевая ткань при значительно меньшем лучевом воздействии на окружающие здоровые ткани.

Дозиметрическая характеристика методов лучевой терапии.

Разные виды излучения существенно различаются по создаваемому ими дозному распределению в теле человека.

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.

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 .

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.

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

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%

Список использованной литературы.

1. Г.Е. Труфанов. Лучевая диагностика, 2015г.
2. Ю.Б. Лишманов, В.И. Чернов, Радионуклидная диагностика для практических врачей. Томск, 2014г.
3. Каприн А.Д., Хмелевский Е. В., Костин А. А. Стандарты лучевой терапии, 2019г
4. Каприн А.Д., Мардынский Ю.С. Терапевтическая радиология, 2018г
5. Клинические рекомендации по лучевой терапии под редакцией Ю.С.Цыба, 2014
6. Latty D., Stuart K. E., Wang W., Ahern V. Review of deep inspiration breath-hold techniques for the treatment of breast cancer, Journal of Medical Radiation Sciences, 2015.