

УДК539.12.047

**РАСЧЕТ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ ПРИ ПРОХОЖДЕНИИ ПУЧКОВ
ФОТОНОВ И ЭЛЕКТРОНОВ ЧЕРЕЗ ВЕЩЕСТВО**

Мекебай Куанышбек
mekebai.kuanyshbek@mail.ru

Евразийский национальный университет им. Л.Н.Гумилева, магистрант 2-курса
физико-технического факультета, специальности Ядерная физика, Нур-Султан,
Казахстан

Научный руководитель – Морзабаев А.К.

В современном мире ядерные технологии находят все большее применение (атомная энергетика, ядерная медицина и т.д.). Одной из основных задач для нужд радиационной безопасности, лучевой терапии и т.д. является задача о распределении поглощенной веществом энергии от ионизирующих излучений (нейтронов, фотонов, электронов, протонов и т.д.). В настоящее время одним из действенных способов лечения онкологических заболеваний является применение различных видов ионизирующих излучений, широко используемых либо как самостоятельное средство лучевой терапии (ЛТ), либо в сочетании с хирургическим лечением и химиотерапией. Физической задачей является создание соответствующего дозного распределения: равномерного в некоторой области и резко спадающего по краям. Одними из наиболее распространенных источников ионизирующих излучений являются пучки фотонов и электронов, получаемых на ускорителях электронов (линейных ускорителях, бетатронах, микротронах) с энергией до 25 МэВ. В мире действует более 7000 медицинских ускорителей электронов и десятки тысяч естественных радиоактивных источников (^{60}Co , ^{137}Cs , ^{226}Ra). Это обусловлено сравнительно невысокой стоимостью ускорителей электронов и относительной простотой получения на них пучков фотонов и электронов. Вероятностный характер процессов взаимодействия излучения с веществом обуславливает высокие временные затраты, поскольку расчеты дозных полей требуют использования математических методов, связанных с трудоемкими вычислениями. В связи с этим актуальна задача получения аналитических выражений для глубинных распределений доз пучков фотонов и электронов. Аналитические выражения для глубинных распределений позволят получить быстрые оценки. При облучении ткани наблюдаются определенные последствия радиационного воздействия. Наблюдаемый эффект – результат поглощения энергии излучения атомами и молекулами. Результат воздействия излучения на объект определяется не только поглощенной энергией, но и характером распределения этой энергии в облучаемом объекте, распределением облучения во времени, видом излучения и другими факторами. Применительно к биологическому действию различие в типе частиц не является главным фактором, определяющим различие в радиационных эффектах. Даже частицы одного типа, но разных энергий могут вызвать неодинаковый эффект при одной и той же поглощенной дозе. Возникающие потоки вторичных частиц (γ , p , n , α , e^- , e^+ , осколки ядер) так же, как и первичные частицы, оказывают радиационное воздействие, зависящее от природы объекта, например, на живые клетки. В связи с этим актуальной является задача исследования зависимости биологической эффективности различных типов ионизирующих излучений от их энергии.



Рисунок 1 - Линейный ускоритель электронов

Лучевая терапия имеет целью, с одной стороны, уменьшение числа клеток опухоли до уровня, когда достигается локальный контроль опухоли, а с другой, минимальное воздействие на здоровые клетки и ткани. В большинстве случаев считается, что 1) лучевая терапия используется в основном для локального лечения, 2) есть значительная вероятность уничтожения опухоли, и 3) все злокачественные клетки с большой вероятностью включены в объем мишени. Все виды лучевой терапии должны иметь оптимальный баланс между лучевыми эффектами в объеме мишени и в здоровых тканях (максимальная вероятность уничтожения опухоли без нанесения серьезных повреждений здоровым тканям и минимизация повреждений органов риска). Для целей лучевой терапии на первых порах представляют интерес предельные значения относительной биологической эффективности (ОБЭ), так как их конкретизация становится необходимой, лишь, когда оказывается, что поправки имеют клиническое значение. До этого момента нужно иметь обобщенные данные, которые можно получить аналитически или при помощи физически осмысленного моделирования. Вторичные нейтроны приводят к некоторому увеличению дозы, а также размеров области, в которой можно ожидать последствия облучения. В связи с этим, требуется оценивать верхний предел поглощенной дозы, создаваемой нейтронами в ткани. Целью работы является теоретическая разработка модели, позволяющей описать глубинное распределение поглощенной и эквивалентной дозы вторичных излучений при облучении биологических объектов пучками высокоэнергичных фотонов и электронов. Для этого требуется описать биологическую эффективность различных типов ионизирующих излучений в зависимости от их энергии. Помимо этого требуется получить оценки дозовой нагрузки вторичных излучений как в области мишени (занятой пучком), так и в тканях, расположенных вне мишени. На ускорителях электронов - линейных, бетатронах и микротронах получают пучки электронов высоких энергий. Эти пучки используются либо непосредственно для облучения либо их «сбрасывают» на тормозную мишень в которой образуется пучок тормозных γ -квантов имеющих спектр называемый спектром Шиффа. В настоящее время в лучевой терапии используется около 5000 ускорителей электронов. Это обусловлено относительной простотой получения пучка тормозных γ -квантов и сравнительно невысокой стоимостью ускорителей электронов.

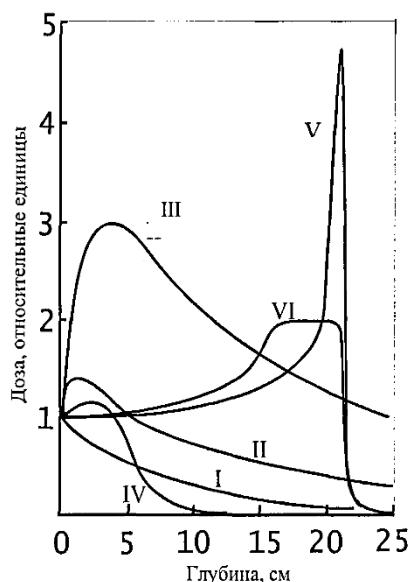


Рисунок 2 - Зависимость величины дозы от глубины проникновения в ткань для I – рентгеновских лучей (200кВ), II – излучения ^{60}Co , III – высокоэнергетичных фотонов(22 МэВ), IV – электронов (22 МэВ), V – протонов (200 МэВ) VI – модулированный пик Брэгга

На рис.1 в качестве примера представлен медицинский линейный ускоритель. К преимуществам высокоэнергетичных пучков фотонов по сравнению с рентгеновскими установками относятся: смещение максимума распределения дозы вглубь среды, уменьшение полутени (различия в интенсивности облучения, связанного с конечными размерами источника у-излучения), возможность изменения энергии фотонов, снижение радиационной опасности для медицинского и инженерного персонала, отсутствие необходимости захоронения радиоактивных отходов. При энергии фотонов 20-25 МэВ максимум в глубинном распределении дозы приходится на глубину 3-5 см. При этом ткани, находящиеся перед ним получают меньшую дозу. За максимумом происходит медленный спад дозы (рис.2), так что здоровые ткани, расположенные за опухолью получают сравнительно большую дозу. Энергия используемого излучения зависит от локализации опухоли. Так, тормозное излучение с максимальной энергией 4-6 МэВ наиболее широко используется при опухолях головы и шеи (55%) лимфомах (60%) центральной нервной системы (70%); а с энергией 8-25 МэВ - при новообразованиях костей (50%) мочеполовой системы (75%), желудочно-кишечного тракта (95%) легкого (90%) и женской половой сферы [3]. При глубоко расположенных опухолях применяют облучение с двух и более направлений пучками пересекающимися в области мишени. При этом доза в очаге, как в случае применения ^{60}Co оказывается выше дозы на поверхности тела. При некоторых формах злокачественных заболеваний (например при лимфогранулематозе) применяют тотальное облучение высокоэнергетичными фотонами больших участков тела.

Для облучения опухолей пучками электронов применяются те же ускорители, что и при использовании фотонов. В этом случае пучок направляется на рассеивающую фольгу для равномерного облучения мишени. В лучевой терапии применяются пучки электронов с энергиями от 4 до 50 МэВ. В последнее время ведутся научные исследования по использованию пучков электронов с энергиями 50- 70 МэВ [4] и 150-250 МэВ. Распределение дозы пучка электронов, достигнув максимума, спадает существенно быстрее, чем доза от пучка у-квантов, что позволяет избежать облучения здоровых тканей, расположенных за опухолью. Этот факт, в тоже время ограничивает их применение: в лучевой терапии облучение пучками электронов осуществляют в случаях, когда опухоль расположена на поверхности или на глубине нескольких сантиметров (< 5 см) . В этом случае максимум дозы, поглощенной в теле пациента, смещен вглубь на , 1-2,5 см. (рис. 2). Этого оказывается достаточно для того, чтобы кожа не получила ожог при облучении. К недостаткам распределения дозы пучков электронов относится сильное боковое рассеяние. При прохождении через среду размер пучка растет в зависимости от глубины

его проникновения. Пучки ускоренных электронов с энергиями до 20 МэВ применяют при лечении неглубоко залегающих опухолей рака кожи и губ, при облучении грудной клетки в случае рака груди. К специальным методикам использования электронов в лучевой терапии относятся подвижное облучение электронами, интраоперационная лучевая терапия, методика тотального облучения кожи. Подвижное облучение проводится при перемещении источника по дуге, изоцентр которой расположен на некоторой глубине в теле пациента. При подвижном облучении максимум дозы смещается на большую глубину по сравнению со статическим пучком той же энергии, а доза на поверхности уменьшается. Объясняется это тем, что при подвижном облучении области, расположенные глубже в ткани облучаются в течение более длительного времени, чем лежащие ближе к поверхности. Эти эффекты становятся более выраженными с увеличением энергии электронов. Интраоперационная лучевая терапия - это метод лечения онкологических больных однократным подведением высокой дозы, когда доступ к мишени обеспечивается хирургическим путем и облучается либо сама опухоль, либо ложе после ее удаления. В операционную рану пациента в стерильных условиях вставляют специальный пластиковый или металлический тубус, который соединяется другим концом с облучающей головкой. Тубусы не только формируют поле облучения, но и экранируют от первичного излучения ткани и органы, находящиеся вне тубуса. Для тотального облучения кожи используются электроны с энергиями 2-9 МэВ. Исследование возможностей применения в лучевой терапии пучков электронов высоких энергий 150 - 250 МэВ показывают, что в этом случае распределение дозы в зависимости от глубины проникновения пучка в ткань медленно спадают, максимум смещается вглубь среды на глубину до 10 см и уменьшается рассеяние пучка. Увеличивается также доза, получаемая мишенью, по сравнению с дозой на поверхности среды и, таким образом, повышается эффективность облучения опухоли. Эффективность возрастает при облучении мишени такими пучками с разных сторон. Однако в этом случае возрастает доза, получаемая здоровыми тканями за ней.

Список использованной литературы

1. Руководство по мониторингу при ядерных и радиационных авариях. МАГАТЭ. Вена.- IAEA.-2002, С. 5-6
2. Бочарова И.А. Электронная лучевая терапия и области ее применения. Медицинская физика, 7, 2000, С. 8-12
3. Голдобенко Г.В., Костылев В.А. Актуальные проблемы радиационной онкологии и пути их решения. М, 1994, С. 56-58
4. Вайнберг М.Ш. Систематика, терминология, документирование. лечебного процесса в лучевой терапии онкологических больных. М, 1995, С. 77-79