

СОДЕРЖАНИЕ УЧЕБНОГО МАТЕРИАЛА

ВВЕДЕНИЕ

Предмет, история развития дозиметрии как науки. Задачи дозиметрии, систематика задач дозиметрии ионизирующих излучений. Радиационная безопасность как научно-практическая дисциплина, ее цели и задачи.

Раздел 1. ПОЛЕ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ, ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ

1.1. Основные типы полей ионизирующего излучения. Непосредственно и косвенно ионизирующее излучение, понятие поля излучения, моноэнергетическое и немонаэнергетическое излучение. Направленное и ненаправленное излучение, изотропное излучение. Смешанное излучение. Непрерывное и импульсное излучение.

1.2. Векторные и скалярные характеристики поля излучения. Результирующий флюенс от двух источников. Полное представление о поле излучения в пространстве, пространственно-энергетическое угловое распределение плотности потока частиц или квантов.

1.3. Основные единицы измерения поля излучения. Основные характеристики поля излучения. Флюенс, плотность потока частиц, единицы измерения. Поток энергии излучения, интенсивность излучения, единицы измерения, доза излучения.

Раздел 2. КЛАССИФИКАЦИЯ ИСТОЧНИКОВ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ

2.1. Типы радионуклидных источников. Понятие радионуклидного источника излучения. Источник радионуклидный открытый. Источник радионуклидный закрытый. Точечный источник излучения, точечный мононаправленный источник излучения, точечный изотропный моноэнергетический источник, точечный косинусоидальный моноэнергетический источник излучения. Плоский мононаправленный моноэнергетический источник излучения, плоский изотропный моноэнергетический источник излучения, плоский косинусоидальный моноэнергетический источник излучения.

2.2. Геометрия узкого и широкого пучка фотонного излучения. Понятие узкого пучка излучения «хорошая геометрия». Понятие широкого пучка излучения «плохая геометрия». Поле излучения точечных и протяженных источников за защитой. Излучение поверхностных и объемных источников за защитой.

Раздел 3. ОСНОВНЫЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ ОСЛАБЛЕНИЯ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

3.1. Интенсивность излучения точечного изотропного моноэнергетического источника. Понятие точечного источника. Изменение интенсивности излучения в зависимости от расстояния до источника. Закон обратных квадратов.

3.2. Ослабление потока фотонного излучения. Интенсивность излучения в точке без поглотителя и с поглотителем. Линейный коэффициент ослабления, массовый коэффициент ослабления, слой половинного ослабления, слой десятикратного ослабления, единицы измерения. Кратность ослабления, принцип расчета.

Раздел 4. ДОЗОВЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОЛЯ ИЗЛУЧЕНИЯ

4.1. Экспозиционная доза и ее мощность. Условие электронного равновесия. Эффективный атомный номер вещества. Связь между дозой и энергией гамма-излучения преоб-

разованной в энергию вторичных электронов, энергетические эквиваленты рентгена. Экспозиционная доза и ее мощность, единицы измерения. Уровень радиации, единицы измерения, правила измерения. Связь между мощностью дозы и интенсивностью гамма-излучения. Гамма-постоянная и гамма-эквивалент. Грамм-эквивалент и миллиграмм-эквивалент радия, единицы измерения.

4.2. Поглощенная доза и ее мощность. Поглощенная доза и потерянная энергия в различных средах. Мощность поглощенной дозы. Единицы измерения поглощенной дозы и ее мощности. Соотношение между поглощенной и экспозиционной дозой для различных сред. Распределение поглощенной дозы по глубине поглощающего материала.

4.3. Керма и ее мощность. Понятие кермы. Единицы измерения кермы и ее мощности. Связь между кермой и поглощенной дозой. Керма в воздухе и в мягких тканях. Керма-постоянная и керма-эквивалент радионуклидного источника, единицы измерения.

4.4. Биологическое действие ионизирующего излучения. Радиобиологический эффект. Радиочувствительность биологических объектов. Радиационный риск. Радиационный риск в ряду рисков. Концепция приемлемого риска. Зависимость доза-эффект в радиобиологии, концепция безпороговой линейной зависимости доза-эффект. Линейная плотность передачи энергии (ЛПЭ), единица измерения. Понятия относительной биологической эффективности, коэффициента качества излучения. Влияние малых и средних доз радиации на здоровье человека. Хроническое облучение в малых дозах.

4.5. Эквидозиметрия ионизирующего излучения. Рекомендации Международной Комиссии по Радиологической защите (МКРЗ). Эквивалентная доза и ее мощность, единицы измерения. Эквивалент дозы, мощность эквивалента дозы. Соотношение между поглощенной и эквивалентной дозой для мягких тканей человека. Эффективная доза, единицы измерения. Номинальные коэффициенты радиационного риска. Коллективная эффективная эквивалентная доза, ожидаемая коллективная эффективная эквивалентная доза, единицы измерения. Полувековая доза.

4.6. Современная система дозиметрических величин. Базовые, нормируемые и рабочие величины. Эквивалент дозы. Шаровой фантом МКРЕ. Эквивалент индивидуальной, ambientной и направленной дозы.

Раздел 5. ПРИНЦИПЫ И МЕТОДЫ ДОЗИМЕТРИИ

5.1. Ионизационный метод дозиметрии. Понятие о детекторе в дозиметрии, схемы связи их с электронными устройствами и основные требования, предъявляемые к ним. Основные характеристики детекторов в дозиметрии, «ход с жесткостью». Устройство и принцип работы ионизационной камеры в дозиметрии, преимущества и недостатки метода. Интегрирующие ионизационные камеры. Стеночные и безстеночные ионизационные камеры. Газоразрядные счетчики в дозиметрии, преимущества и недостатки.

5.2. Фотографический метод дозиметрии. Основы фотографического метода в дозиметрии. Чувствительность, оптическая плотность, вуаль, сенситометрическая характеристика фотодозиметра. «Ход с жесткостью» фотодозиметра, выравнивающие фильтры. Контрольные и эталонные пленки. Устройство и принцип работы фотоэлектрического денситометра. Области применения, преимущества и недостатки фотографического метода в дозиметрии.

5.3. Люминисцентный метод дозиметрии. Оптические эффекты в люминофорах.

5.3.1. Фотолюминесцентный метод дозиметрии. Люминесцентный метод в дозиметрии (принцип метода). Фотолюминесценция. Типовая конструкция фотолюминесцентного дозиметра, преимущества и недостатки. Фоновая люминесценция. Блок-схема прибора для снятия дозы с ФЛД.

5.3.2. Термолюминесцентный метод дозиметрии. Термолюминофор (фосфор). Ме-

ханизм термолюминесценции, основные методы определения дозы. Кривая термовысвечивания. Блок-схема прибора для снятия дозы с ТЛД.

5.4. Химический метод дозиметрии. Принцип метода, вещества используемые для изготовления химических дозиметров. Жидкие химические дозиметры, принцип работы, особенности применения. Газообразные дозиметры. Твердотельные дозиметры. Поливинилхлоридные пленки с красителем, устройство, принцип работы, области применения. Индикаторные дозиметры. Стекланные дозиметры, принцип работы.

5.5. Кристаллические и калориметрические методы дозиметрии. Сцинтилляционный метод дозиметрии фотонного излучения, принцип метода. Особенности применения сцинтилляторов в дозиметрии. Токовый режим сцинтилляционного дозиметра. Особенности применения полупроводниковых детекторов в дозиметрии. Калориметрический метод дозиметрии, области применения метода.

Раздел 6. РАДИАЦИОННАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ

6.1. Работа с радиоактивными веществами и источниками ионизирующего излучения. Концептуальные основы радиационной безопасности. Риск, радиационный риск в ряду рисков. Концепция приемлемого риска. Главные нормативные документы. Принципы нормирования в области радиационной безопасности. Основные пределы доз. Допустимые уровни, Рабочие и контрольные уровни. Уровень вмешательства. Работа с открытыми радионуклидными источниками, классы работ. Радиационный контроль и учет радионуклидных источников.

6.2. Естественные и искусственные источники радиации и загрязнения окружающей среды. Естественные источники радиации. Структура доз облучения за год. Контроль и учет доз облучения. Организация работ по проведению ИДК населения. Индивидуальный контроль внутреннего облучения. Дозы внутреннего облучения персонала. Оценка годовых эффективных доз внешнего облучения населения. Контроль мощности эквивалентной дозы внешнего гамма-излучения в помещениях и на местности.

6.3. Дозовые нагрузки при внешнем и внутреннем облучении. Внешнее облучение. Локальное облучение. Хроническое облучение, острое и дробное. Контактное облучение. Внутренне облучение. Радиоактивные аэрозоли и газы. Инкорпорированные радионуклиды. Расчет тканевых доз в органах и в организме человека (методики). Принцип обследования на счетчиках излучений человека. Медицинские процедуры и типичные дозовые нагрузки. Вероятные результаты воздействия однократных общих облучений человека фотонным излучением.

6.4. Области применения методов дозиметрии. Индивидуальная дозиметрия. Дозиметрия в радиобиологии. Клирическая дозиметрия. Дозиметрия в радиационной технике.

6.5. Характеристики поля фотонного излучения в защитных средах.

6.5.1. Факторы накопления. Основные понятия и определения. Факторы накопления для бесконечных гомогенных и гетерогенных сред. Числовые, энергетические дозовые факторы накопления. Спектрально-угловое распределение интенсивности излучения за защитой от точечного источника.

6.5.2. Альbedo гамма-лучей. Основные понятия и определения. Основные закономерности процесса рассеяния. Дифференциальное альbedo тонкого луча, рассеивающее пятно. Спектральное распределение. Факторы, влияющие на величину альbedo. Количественная информация по альbedo.

6.6. Защита от ионизирующего излучения.

6.6.1. Классификация защит. Понятие защиты и ее назначение. Классификация защит по назначению, типу, компоновке, форме, геометрии. Основные варианты физических защит. Радиационная защита источников ионизирующих излучений.

6.6.2. Основные методы и способы защиты от ионизирующих излучений.

Методы и средства индивидуальной защиты. Методы расчета физических защит. Защита от альфа и бета-излучений. Защита от фотонного и нейтронного излучений. Защита временем и расстоянием, химический метод защиты, радиопротекторы, основы противорадиационного питания.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ЧАСТЬ

Примерный перечень лабораторно-практических занятий

1. Устройство и принцип работы дозиметрических приборов.
2. Устройство и принцип работы индивидуальных дозиметров.
3. Определение радиоактивной загрязненности поверхностей методом мазков.
4. Решение расчетно-практических задач по методу мазков.
5. Определение радиоактивной загрязненности поверхностей дозиметрическими приборами.
6. Дозиметрия радиоактивных аэрозолей и газов.
7. Технологическая дозиметрия.
8. Определение коэффициента линейного ослабления гамма-излучения по поглощению в веществе.
9. Устройство и принцип работы радиоизотопных приборов.
10. Расчет биологической защиты от альфа- и бета-излучения.
11. Расчет биологической защиты от фотонных видов излучений.
12. Изучение норм радиационной безопасности НРБ-2000.
13. Изучение основных санитарных правил ОСП-2002.
14. Изучение устройства и принципа работы защитного оборудования.

КОНСПЕКТ ЛЕКЦИЙ

ВВЕДЕНИЕ

Все живые существа – микроорганизмы, растения, животные и человек подвергаются воздействию различных излучений; часть из них необходима для развития и существования организма, часть – наносит ему больший или меньший вред.

Самым мощным источником излучения является Солнце. Солнце испускает почти все виды излучений: радиоволны, тепловое излучение, световые и ультрафиолетовые лучи, а также волновое (электромагнитные) и корпускулярные излучения больших энергий. Энергетический баланс Земли определяется солнечным излучением.

Для живых существ необходимы следующие виды **солнечного излучения**: тепловое, световое, ультрафиолетовое. Остальные имеют второстепенное значение. Биологическое действие солнечного излучения определяется следующей закономерностью: естественные дозы излучения способствуют течению жизненных процессов, т. е. поддержанию жизни, в противоположность этому, переоблучения следует считать бесполезными или вредными. Это правило можно обосновать многими данными, однако безоговорочно перенести его на излучения большой энергии нельзя.

Следующим источником радиации являются **естественные радионуклиды**, находящиеся в земной коре и испускающие биологически активные излучения очень больших энергий.

Третьим источником естественного излучения являются **космические лучи** чрезвычайно большой энергии. Прошрое столетие принесло существенные изменения, появился новый фактор: возможность дополнительного облучения, которое по своим размерам превышает естественное. В связи с этим проблема защиты от радиации приобрела особо большое значение, и особенно после Чернобыльской катастрофы.

Дозиметрия ионизирующих излучений – самостоятельный раздел прикладной ядерной физики, в котором рассматриваются свойства ионизирующих излучений, физические величины, характеризующие поле излучения или взаимодействие излучения с веществом, а также принципы и методы определения этих величин.

Дозиметрия имеет дело с такими физическими величинами, которые связаны с ожидаемым радиационным эффектом. Эти величины обычно называют дозиметрическими. Установленная связь между измеряемой физической величиной и ожидаемым радиационным эффектом – важнейшее свойство дозиметрических величин. Вне этой связи дозиметрические измерения теряют смысл.

Первопричиной радиационных эффектов является поглощение энергии излучения облучаемым объектом, и доза как мера поглощенной энергии оказывается основной дозиметрической величиной.

Важнейшая задача дозиметрии – определение дозы излучения в различных средах и особенно в тканях живого организма. Для этой цели используют различные расчетные и экспериментальные методы.

Количественное определение дозы излучения, действующей на живой организм, необходимо прежде всего для выявления, оценки и предупреждения возможной радиационной опасности для человека. Если врачи-гигиенисты и радиобиологи должны ответить на вопрос, каковы предельно допустимые с точки зрения биологической опасности уровни излучения, то физики-дозиметристы должны обеспечить правильное измерение этих уровней. Развитие дозиметрии первоначально целиком определялось необходимостью защиты человека от вредного воздействия ионизирующих излучений. Вскоре после открытия рентгеновского излучения (1895 г.) было обнаружено его вредное действие на человека и возникла необходимость в количественной оценке степени радиационной опасности. Для измерения интенсивности рентгеновского излучения начали использовать фотографический эффект, флюорес-

ценцию, тепловой эффект, а также химические методы. В дальнейшем измерения физических величин, характеризующих рентгеновское излучение и его взаимодействие со средой, выделились в самостоятельную область – **рентгенометрию**, являющуюся теперь составной частью дозиметрии ионизирующих излучений. В рентгенометрии определились основные величины, подлежащие измерению, и сформировались почти все методы современной дозиметрии.

Не будет преувеличением сказать, что в развитии рентгенометрии советским ученым принадлежит ведущая роль. В 1924 г. П. И. Лукирский провел анализ возможностей ионизационных измерений. Работы П. И. Лукирского, а также Д. Н. Наследова и В. М. Ду-кельского явились серьезным вкладом в установление ионизационной единицы дозы рентгеновского излучения. В 1928 г. эта единица, получившая название «рентген», была рекомендована на Втором международном конгрессе радиологов как основная единица дозы.

В 30-х годах 20 века И. В. Поройков разработал и создал групповой эталон рентгена, обеспечивший прецизионное измерение дозы рентгеновского излучения средней жесткости. В 1934 г. был принят ОСТ ВКС 7623 на единицы рентгеновского излучения, устанавливающий единицу рентген, разработанную И. В. Поройковым. Этим в СССР было положено начало единству измерений ионизирующих излучений. Большой вклад в дальнейшее развитие теоретической и экспериментальной рентгенометрии внесли К. К. Аглинцев, А. Н. Кронгауз, И. В. Поройков, М. Ф. Юдин. Фундаментальные работы К. К. Аглинцева и И. В. Поройкова стали настольными книгами дозиметристов.

До 1942 г. дозиметрия обслуживала в основном медиков-радиологов. В 1942 г. был пущен первый ядерный реактор; с этого времени начались усиленные работы в области ядерной техники, организовалось широкое производство радиоактивных нуклидов. Вопросы радиационной безопасности стали приобретать огромное значение, затрагивая интересы как работников атомной промышленности, так и широких слоев населения. Постепенно дозиметрия становится нужной не только физикам и медикам, но и биологам, химикам, работникам промышленности и сельского хозяйства, связанным с использованием ионизирующих излучений.

Круг задач, решаемых дозиметрией, непрерывно расширяется. Если первоначальной ее задачей было в основном обеспечение радиационной безопасности, то сейчас все большее значение приобретает дозиметрия в радиационно-физических, радиационно-химических и радиобиологических исследованиях; новые требования к дозиметрии предъявляет радиационная технология. Без грамотного, научно обоснованного дозиметрического обеспечения невозможно эффективное применение ионизирующих излучений и радионуклидов в медицине, сельском хозяйстве и промышленности.

Важный аспект приложений дозиметрии – охрана окружающей природной среды, неотъемлемым компонентом которой являются радиационные поля и рассеянные радионуклиды естественного и искусственного происхождения. Дозиметрический контроль окружающей среды и связанные с ним прогнозы радиационной обстановки требуют создания оптимизированных дозиметрических систем, развития новых методов дозиметрии, решения вопросов, связанных с определением необходимого объема и точности дозиметрической информации.

Успехи дозиметрии предопределяются новыми идеями, научными и практическими разработками. В этой связи уместно назвать Н.Г. Гусева, Б.М. Исаева, И.Б. Кенрим-Маркуса, О.И. Лейпунского, Ю.В. Сибинцева, А.Д. Туркина, широко известных своими трудами в области дозиметрии.

С пуском мощных ускорительных установок возникли новые проблемы в дозиметрии, связанные с измерением излучений, состоящих из частиц очень высоких энергий. Освоение космического пространства и развитие космической медицины невозможны без совершенствования методов измерения дозы ионизирующих излучений, распространяющихся в космосе. Объем задач, решаемых дозиметрией в настоящее время, настолько велик, что их трудно перечислить в кратком введении. Техническими средствами дозиметрии являются приборы для

измерений ионизирующих излучений. Техника дозиметрических измерений интенсивно развивается в наши дни.

Важный раздел дозиметрии – **метрология ионизирующих излучений** – призван обеспечивать стандартизацию измерений в области ионизирующих излучений и радиоактивности. Метрология требует разработки прецизионных и воспроизводимых методов измерения. Однако специфика предмета измерения (ионизирующие излучения) оказывает влияние на точность дозиметрических методов. Никого не удивит возможность простым способом измерить разность потенциалов с точностью до десятых долей процента. Если вольтметр, измеряющий электрическое напряжение, дает показания с погрешностью 5%, то в большинстве случаев мы считаем его плохим прибором. Совсем другие подходы к оценке измерительной техники в дозиметрии. Прецизионные методы измерения в дозиметрии в некоторых случаях позволяют получить погрешность в доли процента. Вместе с тем в большинстве дозиметрических методов погрешность, оцениваемая десятками процентов, считается вполне удовлетворительной. Следует оговориться, что удовлетворение в данном случае обусловлено не отсутствием необходимости в повышении точности измерения, а ограниченностью возможностей измерительных методов. Повышение точности измерений – важнейшая цель совершенствования методов и средств дозиметрии.

Дозиметрические измерения направлены на то, чтобы дать количественную оценку эффекта воздействия ионизирующих излучений на облучаемый объект. Однако во многих случаях нет простой связи между величиной поглощенной энергии излучения и величиной наблюдаемого эффекта. Знание величины дозы оказывается недостаточным для предсказания радиационного эффекта, который определяется также пространственным распределением поглощенной энергии по облучаемому объекту, фактором времени, видом и энергией ионизирующего излучения. Возникает необходимость в комплексном измерении нескольких взаимозависимых физических величин, определенная комбинация которых могла бы быть связана с ожидаемым радиационным эффектом. Эту связь нельзя установить без понимания механизмов радиационных эффектов. Таким образом, дозиметрия смыкается с радиационной физикой.

Наряду с экспериментальными методами, в дозиметрии широко используют расчетные методы определения дозиметрических величин, основанные на законах взаимодействия излучений с веществом.

Дозиметрия ионизирующих излучений – прикладная наука, однако ее приложения столь многообразны и нестандартны, что требуются постоянные поиски новых методов и средств дозиметрии, основанные на глубоком понимании физики излучений и явлений, связанных с взаимодействием излучений с веществом. Все это делает дозиметрию увлекательной областью знаний, требующей творческого подхода и применения научного метода исследования.

Систематика задач дозиметрии. Выделим некоторый объем вещества, изменения в котором, происходящие под действием ионизирующего излучения, определяют наблюдаемый радиационный эффект. Рассмотрим последовательность процессов, приводящих к эффекту, количественную меру которого обозначим символом (η), (Рис.1):

Характеристики поля излучения, действующего на вещество, можно считать известными, если задана функция распределения плотности потока частиц или квантов $\Phi(\mathbf{r}, E, \Omega)$. Взаимодействуя с веществом, частицы теряют свою энергию. Этот процесс можно охарактеризовать сечениями взаимодействия (коэффициент ослабления μ) и тормозной способностью вещества dE/dx .

Потерянная энергия в общем случае не равна энергии, переданной веществу; процесс передачи энергии характеризуется коэффициентом передачи энергии (μ_k) и ЛПЭ – линейной передачи энергии (L), а количественной мерой переданной энергии может служить **керма (K)**. Переданная энергия в пределах выбранного объема вещества не обязательно равна поглощенной энергии излучения, количественно выраженной **дозой (D)**. Поглощенная энергия

является первопричиной всех последующих процессов, на рисунке обозначены лишь первичные процессы, к которым прежде всего следует отнести ионизацию и возбуждение атомов среды.

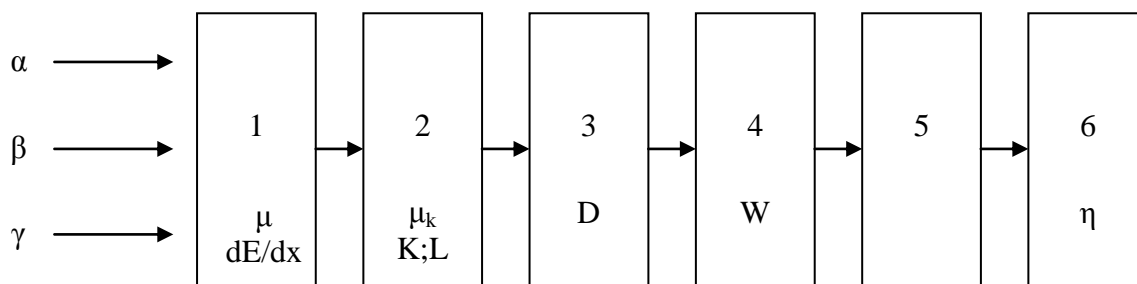


Рис. 1. Систематика задач дозиметрии.

1– потеря энергии, 2– передача энергии, 3 – поглощение энергии,
4 – первичные процессы, 5 – промежуточные, 6 – биологический эффект.

Одной из характеристик процесса ионизации является средняя энергия ионообразования. Вслед за этим возможна сложная цепочка физических, химических и биологических процессов, приводящих к наблюдаемому эффекту (η). Эти процессы не всегда известны и их точное описание часто оказывается невозможным. Одной из важнейших задач, связанных с воздействием излучения на объекты живой и неживой природы, является установление связи между измеряемыми физическими величинами и наблюдаемым радиационным эффектом:

$$\eta = F(Q),$$

где $F(Q)$ есть некоторая функция одной физической величины или комбинации нескольких физических величин, характеризующих поле излучения или взаимодействие излучения с веществом. Под (Q) можно понимать одну или несколько величин, указанных на рисунке 1.

Измерение физических величин в целях предсказания радиационных эффектов и есть основная задача дозиметрии ионизирующих излучений.

Функциональная зависимость $\eta = F(Q)$ лежит в основе любых дозиметрических измерений, выбор величины Q определяется конкретными задачами.

Основные международные организации по радиологической защите. Международная комиссия по радиологической защите (МКРЗ), именуемая далее Комиссия, была организована в 1928 г. в соответствии с решением Второго Международного конгресса по радиологии и называлась Международным комитетом по защите от рентгеновского излучения и излучения радия (МКЗРИР). В 1950 г. она была реорганизована и переименована. Комиссия еще сохраняет особую связь с проходящими один раз в четыре года заседаниями Конгресса и международным обществом радиологов, но по прошествии нескольких лет ее интересы сильно расширились с учетом возрастающего использования ионизирующих излучений и деятельности, связанной с генерированием излучения и созданием радиоактивных веществ.

Комиссия работает в тесном контакте с родственным органом – Международной комиссией по радиационным единицам и измерениям, официально связана с Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ) и Международным агентством по атомной энергии (МАГАТЭ). Она также имеет важные связи с Международной организацией труда и другими учреждениями Организации Объединенных Наций, включая Научный комитет ООН по действию атомной радиации (НКДАР ООН) и Программу ООН по окружающей среде, а также с Комиссией Европейских сообществ. Агентством по ядерной энергии Организации по экономическому сотрудничеству и развитию, Международной организацией стандартов, Международной электротехнической комиссией и Международной ассоциацией по радиационной защите. Она учитывает успехи ведущих национальных организаций.

Первый доклад Комиссии был выпущен в 1928 г. Первый доклад текущей серии, озаглавленный Публикация 1 (1959 г.), содержал рекомендации, одобренные в сентябре 1958 г.

Далее появились общие рекомендации в виде Публикации 6 (1964 г.), Публикации 9 (1966 г.) и Публикации 26 (1977 г.). Публикация 26 была откорректирована и расширена заявлением 1978 г. и последующими заявлениями (1980, 1983, 1984, 1985, 1987 гг.). Доклады по более узким специальным темам появились в виде дальнейших публикаций под последующими номерами.

За последние десятилетия метод работы Комиссии практически не изменялся. Поскольку на уровне годовой дозы, соответствующей рекомендованным Комиссией пределам, или ниже ее имеется мало прямых доказательств вреда для здоровья, требуется тщательное научное обоснование вероятности вреда, связанного с малыми дозами. Большая часть результатов наблюдений была получена при больших дозах и обычно при большой мощности дозы. Цель Комиссии состоит в том, чтобы на основе широкого спектра экспертных оценок как других организаций, так и собственных Комитетов и рабочих групп достичь разумного согласия относительно последствий воздействия излучения. Комиссия считает неприемлемым использовать ни самое пессимистическое, ни самое оптимистическое толкование имеющихся данных, но ставит целью избежать недооценки последствий облучения. Оценка этих последствий неизбежно включает социальные и экономические аспекты, а также научные представления многих дисциплин. Комиссия считает своей целью создание как можно более ясной основы для таких решений и признает, что другие могут прийти к своим собственным выводам по многим спорным вопросам.

Комиссия констатировала, что ее рекомендации использовались и регулирующими органами, и органами управления, и их консультантами-специалистами. Поскольку рекомендации Комиссии могут быть применены для различных ситуаций, степень их детализации намеренно ограничена. Однако Комиссия исторически связана с медицинской радиологией, и ее рекомендации в этой области часто довольно подробны.

Рекомендации Комиссии помогли обеспечить единую основу для национальных и региональных регламентирующих норм. Со своей стороны Комиссия заинтересована в сохранении стабильности рекомендаций. Она полагает, что частые изменения могут лишь привести к путанице. Ежегодно Комиссия рассматривает новые опубликованные данные на фоне гораздо большего количества уже накопленных данных. Маловероятно, чтобы эти обзоры привели к драматическим изменениям, но если новые данные покажут, что существующие рекомендации настоятельно нуждаются в изменениях, то Комиссия быстро на это отреагирует.

За последние десятилетия произошли существенные изменения в акцентах представления и применения системы безопасности, предлагаемой Комиссией. Первоначально и в 50-е годы существовала тенденция рассматривать соблюдение пределов индивидуальных доз в качестве меры ее успешного выполнения. Рекомендовали удерживать все виды облучения на возможно низком уровне, но это не всегда применялось осознанно. В дальнейшем значительный упор был сделан на требовании удерживать все облучения «на столь низких уровнях, какие только можно разумно достигнуть с учетом экономических и социальных факторов». Это привело к существенному снижению индивидуальных доз и значительно сократило число ситуаций, при которых пределы дозы играют основную роль в общей системе безопасности. Смысл пределов дозы, рекомендованных Комиссией, также изменился. Первоначально их основной целью было устранить непосредственно наблюдаемые незлокачественные эффекты облучения. Впоследствии их устанавливали также с намерением ограничить возникновение рака и наследуемых эффектов, вызванных облучением.

Сфера деятельности МКРЕ. Основной целью Международной Комиссией по Радиационным Единицам и Измерениям (МКРЕ), начиная со времени ее образования в 1925, является развитие международно приемлемых рекомендаций относительно:

- величин и единиц радиоактивного излучения и радиоактивности,
- методик, подходящих для измерения и применения этих величин в медицинской радиологии и радиобиологии,

– физических данных необходимых для применения этих методик, использование которых служит для установления единообразия в докладах.

Комиссия также рассматривает и дает подобные типы рекомендаций в области защиты от излучения. В этой связи, работа МКРЕ тесно связана с работой Международной Комиссии по Радиологической защите (МКРЗ).

Политика МКРЕ. МКРЕ стремится собрать и оценить самые последние данные и информацию по проблеме измерения ионизирующих излучений и дозиметрии, и дать рекомендации по наиболее приемлемым значениям и техническим средствам для данного использования. Рекомендации Комиссии постоянно пересматриваются, чтобы не отстать от быстро расширяющихся использований излучения.

МКРЕ считает, что ответственность за представление своих собственных подробных методик для развития и эксплуатации образцов лежит на национальных организациях. Однако, она убеждена, что все страны должны придерживаться настолько близко насколько возможно международно-рекомендованных основных концепций радиационных величин и единиц.

Комиссия считает, что ее ответственность заключается в развитии системы величин и единиц, имеющих самый широкий диапазон применимости. Иногда могут возникнуть ситуации, когда целесообразное решение данной проблемы может казаться желательным. Вообще говоря, Комиссия считает, что деятельность, основанная на целесообразности нежелательна с точки зрения долгосрочности; она стремится базировать свое решение на ожидаемых долгосрочных преимуществах. Комиссия разделила область своих интересов на двенадцать технических областей и назначила одного или более членов Комиссии ответственными за идентификацию потенциальных тем для новой деятельности МКРЕ в каждой области. Каждая область периодически рассматривается ее спонсорами. Рекомендации для новых докладов тогда рассматриваются Комиссией и расставляются приоритеты. Технические отделы: лучевая терапия; диагностическая радиология (рентгенология); ядерная медицина; радиобиология; радиоактивность; физика излучений – рентгеновское излучение, гамма излучение и электроны; физика излучений – нейтроны и тяжелые частицы; защита от излучения; радиационная химия; критические данные; теоретические аспекты; величины и единицы.

В дополнение к ее близким отношениям с Международной Комиссией по Радиологической защите (МКРЗ), МКРЕ развила отношения с другими организациями, заинтересованными проблемами радиационных величин, единиц и измерений. С 1955, МКРЕ начала официальные отношения с Всемирной Организацией Здравоохранения (ВОЗ) посредством чего к МКРЕ обращаются для первичного руководства в вопросах радиационных единиц и измерений и, в свою очередь, ВОЗ помогает в распространении рекомендаций Комиссии по всему миру. В 1960, МКРЕ вступила в консультативный статус с Международным Агентством по Атомной Энергии. Комиссия имеет официальные отношения с Научным Комитетом по Действию Атомной Радиации Организации Объединенных Наций (НКДАР ООН).

РАЗДЕЛ 1. ПОЛЕ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ, ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ

1.1. Основные типы полей ионизирующего излучения

Под ионизирующим излучением понимают любое излучение, взаимодействие которого со средой приводит к образованию электрических зарядов (ионов) разных знаков.

Ионизирующее излучение представляет собой **поток заряженных** и (или) **незаряженных** частиц. Говоря о взаимодействии излучения со средой, мы имеем в виду взаимодействие этих частиц с веществом среды, в которой распространяется излучение. Различают **непосредственно ионизирующее излучение** и **косвенно ионизирующее излучение**.

Непосредственно ионизирующее излучение состоит из заряженных частиц, кинети-

ческая энергия которых достаточна для ионизации при столкновении с атомами вещества. Примером этому могут быть альфа - и бета-излучения радиоактивных нуклидов, протонное излучение ускорителей и т. п.

Косвенно ионизирующее излучение состоит из незаряженных (нейтральных) частиц, взаимодействие которых со средой приводит к возникновению заряженных частиц, способных непосредственно вызывать ионизацию и (или) вызвать ядерные превращения. Примерами косвенно ионизирующего излучения могут служить нейтронное излучение, представляющее собой поток нейтронов, и фотонное излучение, представляющее собой электромагнитное ионизирующее излучение.

Фотонное излучение – электромагнитное косвенно ионизирующее излучение.

Гамма-излучение – фотонное излучение, возникающее при изменении энергетического состояния атомных ядер или аннигиляции частиц.

Тормозное излучение – фотонное излучение с непрерывным энергетическим спектром, возникающее при уменьшении кинетической энергии заряженных частиц.

Характеристическое излучение – фотонное излучение с дискретным энергетическим спектром, возникающее при изменении энергетического состояния электронов атома.

Рентгеновское излучение – фотонное излучение, состоящее из тормозного и (или) характеристического излучений с энергией менее 250 кэВ.

Ионизирующее излучение, состоящее из частиц одного вида одинаковой энергии, называется **моноэнергетическим** излучением.

Ионизирующее излучение, состоящее из частиц одного вида различных энергий, называется **немоноэнергетическим** излучением. Так, бета-излучение радиоактивных нуклидов всегда является немонаэнергетическим, так как оно состоит из бета-частиц различных энергий. Немонаэнергетическим является тормозное излучение; в то же время легко получить моноэнергетическое характеристическое излучение.

Излучение, состоящее из частиц различного вида, называют **смешанным**.

В зависимости от характера распространения в пространстве различают направленное и ненаправленное излучение. **Направленным** называется излучение с выделенным направлением распространения. Это надо понимать таким образом, что в рассматриваемую точку пространства излучение приходит только по одному направлению. Например, излучение одного точечного источника в вакууме и коллимированный пучок излучения от ускорителя в вакууме являются направленными излучениями. Если бы эти излучения распространялись не в вакууме, а в рассеивающей среде, то, строго говоря, мы имели бы дело с ненаправленными излучениями, поскольку рассеянное излучение приходило бы в рассматриваемую точку по различным направлениям. Если рассматривать не один, а два точечных источника, не находящихся на одной линии с точкой наблюдения, то излучение в эту точку в вакууме будет проходить по двум направлениям, и его нельзя считать направленным.

У ненаправленного излучения иногда можно выделить преимущественное направление распространения. В частном случае симметричного относительно точки наблюдения расположения точечных источников одинаковой мощности можно выделить несколько равноценных преимущественных направлений. Однако если такие источники достаточно плотно и равномерно распределены по пространству, то все направления распространения излучения становятся равноценными. В этом случае говорят, что излучение **изотропно**. У изотропного излучения не удастся выделить преимущественного направления распространения.

Излучение распространяется в пространстве и во времени. В зависимости от характера распространения во времени различают непрерывное и импульсное излучения. Это два крайних случая поведения излучения во времени.

Излучение считается **непрерывным**, если его характеристики за рассматриваемый промежуток времени остаются постоянными. Однако за время наблюдения характеристики излучения могут изменяться.

Под **импульсным** понимается такое излучение, продолжительность действия которо-

го значительно меньше времени наблюдения. Неопределенность критерия «значительно меньше» снимается в каждом конкретном случае.

Под **полем излучения** в дозиметрии понимают область пространства, каждой точке которой поставлены в соответствие физические величины (скалярные или векторные), являющиеся характеристиками поля излучения. Характеристики поля определяют пространственно–временное распределение излучения в рассматриваемой среде.

1.2. Векторные и скалярные характеристики поля излучения

Имеются два вида полей – скалярные и векторные. Скалярное поле задается функцией положения $\Phi(x, y, z)$, которая привязывает к каждой точке пространства определенное значение скаляра. Векторное поле задается векторной функцией $F(x, y, z)$, которая приписывает каждой точке в некоторой заданной системе отсчета вектор (Ω).

Скалярные характеристики поля излучения. Пусть параллельный пучок излучения направлен по перпендикуляру к поверхности поглощающей и рассеивающей среды. Обозначим буквой (F) число частиц, переносимых излучением через единицу площади за некоторый промежуток времени. Введенная для данных условий опыта величина F называется **флюенсом**; в этом случае она выражает отнесенное к единице площади число частиц направленного излучения, проходящих через перпендикулярно расположенную по отношению к направлению распространения излучения поверхность.

Рассмотрим теперь два пучка излучения, приходящих в некоторую точку (A) по двум различным направлениям от источников S_1 и S_2 (рис. 2).

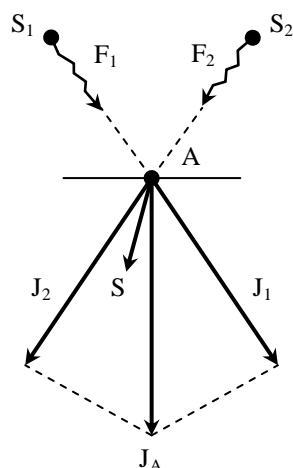


Рис. 2. Излучение двух источников в точке «А».

Результирующий флюенс F в точке A равен сумме флюенсов F_1 и F_2 излучений соответствующих источников. Флюенс равен числу частиц, прошедших за время наблюдения через площадку единичной площади, расположенной перпендикулярно к направлению S_1A . Чтобы найти флюенс F_2 , надо эту площадку повернуть около точки A так, чтобы она была перпендикулярна направлению S_2A и измерить прошедшее через нее число частиц за то же время. Результирующий флюенс равен:

$$F_A = F_1 + F_2$$

Такое правило получения результирующего флюенса в некоторой точке пространства применимо для любого числа пучков излучений, приходящих в эту точку по различным направлениям. Таким образом, чтобы определить флюенс частиц от произвольным образом распределенных точечных источников, нужно знать число частиц, проходящих от каждого источника через единичную площадку, центр которой находится в интересующей нас точке пространства. При этом единичная площадка каждый раз должна быть расположена перпендикулярно к направлению распространения излучения от источника до данной точки.

Векторные характеристики поля излучения. Рассмотрим распространение излучения

около точки A пространства, определяемой радиус – вектором \mathbf{r} , в пределах телесного угла $d\Omega$ в направлении единичного вектора Ω , который задан плоскими углами θ и φ (рисунок. 3).

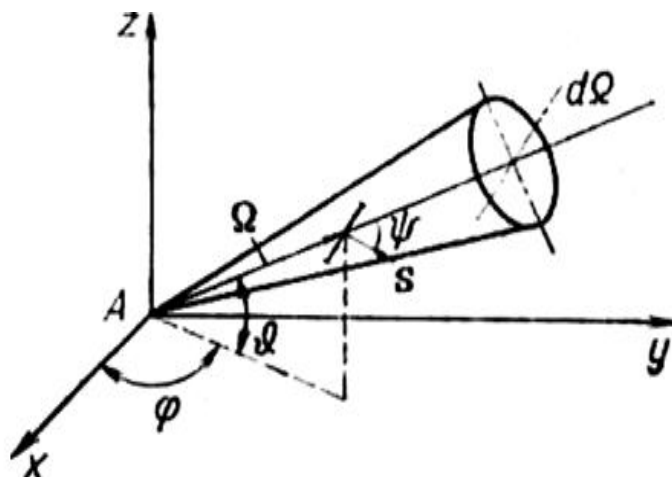


Рис.3. К определению дифференциальных характеристик поля излучения.

Пусть $F_i; (\tau, E, \theta, \varphi)$ есть число частиц излучения вида i , обладающих энергией в пределах от E до $E + dE$ и пересекающих единичную площадку, перпендикулярно расположенную к направлению единичного вектора Ω . Функция $F_i (\tau, E, \theta, \varphi)$ выражает дифференциальное энергетическое и угловое распределение флюенса частиц около точки A пространства. Проинтегрировав эту функцию по углам, получим энергетическое распределение флюенса частиц:

$$F(\mathbf{r}, E) = F_i(\mathbf{r}, E, \varphi) d\Omega \cdot \varphi$$

Связь между характеристиками поля излучения и показаниями детектора. Исчерпывающая информация о поле частиц будет в том случае, если известны, как распределены частицы во времени, пространстве и по энергиям. Поле частиц характеризуют функцией $\Phi(\mathbf{r}, E, \Omega, t) dE \cdot d\Omega \cdot dt$, которую называют дифференциальным (по энергии, времени и углам) потоком.

Дифференциальный поток – это число частиц с энергией E в интервале dE , движущихся в направлении Ω , в интервале телесного угла $d\Omega$ и пересекающих в точке \mathbf{r} в момент времени t в интервале dt единичную площадку, нормаль к которой совпадает с направлением Ω .

Интегральный поток $\Phi(\mathbf{r}, t) dt$ – это интеграл от дифференциального потока по всем энергиям и направлениям движения частиц.

Таким образом, интегральный поток – это число частиц в момент времени t в интервале dt , пересекающих по всем направлениям сферу с единичной площадью центрального сечения и с центром в точке \mathbf{r} .

Введем еще понятие дифференциального тока $J(\mathbf{r}, E, \Omega, t) dE \cdot d\Omega \cdot dt$.

Дифференциальный ток – это число частиц с энергией E в интервале dE , пересекающих в данный момент времени t в интервале dt , в направлении Ω , в интервале телесного угла $d\Omega$ единичную площадку, нормаль к которой задана вектором ΩJ .

Аналогично интегральному потоку определяется **интегральный ток**, который является векторной величиной и дает разность между числом частиц, прошедших за время dt в момент t через единичную площадку, перпендикулярную вектору ΩJ со стороны полупространства, куда направлен вектор ΩJ , и числом частиц, прошедших через ту же площадку, но со стороны другой половины пространства. Интегральный ток при изотропном дифференциальном потоке равен нулю.

1.3. Основные единицы измерения поля излучения

В ядерной физике и дозиметрии широко используется внесистемная единица измерения энергии – электрон-вольт (Эв). **Электрон-вольт**, это энергия, приобретаемая электроном при прохождении электрического поля с разностью потенциалов в 1 В:

$$1 \text{ эВ} = 10^{-3} \text{ кэВ} = 10^{-6} \text{ МэВ}.$$

Единицей энергии ионизирующего излучения в системе СИ является джоуль (Дж) и его десятичные и кратные единицы:

$$1 \text{ эВ} = 1,60219 \cdot 10^{-9} \text{ Дж}; 1 \text{ Дж} = 6,25 \cdot 10^{18} \text{ эВ}.$$

Для характеристики поля излучения в практических задачах часто используется **поток ионизирующих частиц** или **флюенс ионизирующих частиц** (то есть **перенос**) – это отношение числа ионизирующих частиц dN , проникающих в элементарную сферу, к площади центрального сечения dS этой сферы:

$$\phi = \frac{dN}{dS}.$$

Как общепринято в физике, под dN понимают как дифференциал ожидаемого значения числа частиц N . При этом дифференциал в знаменателе, с одной стороны, мал по сравнению с изменением поля излучения, с другой стороны, достаточно велик, чтобы можно было зарегистрировать много частиц. При практических измерениях под элементарной следует понимать такую сферу, в пределах объема которой характеристики поля излучения можно считать неизменными.

Единица флюенса частиц в СИ: м^{-2} , предпочтительная см^{-2} , т.е. част./м^2 , част./см^2 .

Плотностью потока частиц называют отношение потока частиц $d\Phi$ за некоторый промежуток времени dt к этому промежутку времени:

$$J = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{dN}{dS \cdot dt}, \left(\frac{\text{част.}}{\text{м}^2 \text{с}}, \frac{\text{част.}}{\text{см}^2 \text{с}} \right).$$

Мощность источника (W) – отношение энергии dE частиц (или квантов), излучаемых источником, к единице времени dt :

$$W = dE/dt, (\text{Дж/с}):$$

Потоком энергии излучения называется отношение энергии dE частиц или квантов ионизирующего излучения, проникающих в объем элементарной сферы с площадью поперечного сечения dS , к этой площади:

$$F = \frac{dE}{dS}, \left(\frac{\text{МэВ}}{\text{м}^2}, \frac{\text{эрг}}{\text{м}^2}, \frac{\text{МэВ}}{\text{см}^2}, \frac{\text{эрг}}{\text{см}^2} \right).$$

Интенсивностью излучения (плотностью потока энергии) называется отношение потока энергии излучения dF частиц или квантов ионизирующего излучения за некоторый промежуток времени dt к этому промежутку времени:

$$I = \frac{dF}{dt} = \frac{dE}{dS \cdot dt}, \left(\frac{\text{МэВ}}{\text{м}^2 \text{с}}, \frac{\text{эрг}}{\text{м}^2 \text{с}}, \frac{\text{МэВ}}{\text{см}^2 \text{с}}, \frac{\text{эрг}}{\text{см}^2 \text{с}} \right).$$

Интеграл интенсивности излучения по времени назван количеством излучения (Копенгаген, 1953 год). Эта физическая величина получила название «доза».

Введенные в этом параграфе характеристики поля излучения – флюенс частиц, плотность потока частиц и интенсивность излучения – положительные скалярные величины. Как эти величины даны здесь, они являются интегральными характеристиками поля и не дают представления об энергетическом и угловом распределениях излучения. Более детально поле излучения можно описать дифференциальными характеристиками.

РАЗДЕЛ 2. КЛАССИФИКАЦИЯ ИСТОЧНИКОВ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ

2.1. Типы радионуклидных источников

Источник ионизирующего излучения – объект, содержащий радиоактивный материал или техническое устройство, испускающее или способное в определенных условиях испускать ионизирующее излучение.

Радионуклидные источники ионизирующего излучения могут быть двух видов – **открытые и закрытые**.

Закрытые радионуклидные источники заключены в оболочку из нетоксичного материала (платина, золото, нержавеющая сталь, стекло, пластмасса и т.п.), препятствующую непосредственному контакту радиоактивного вещества с окружающей средой.

Открытые радионуклидные источники – это источники ионизирующего излучения в которых радионуклиды находятся в различных агрегатных состояниях (коллоидальные растворы, газы, суспензии и т.п.), вступающие при их использовании в непосредственный контакт с окружающей средой.

Источники ионизирующего излучения классифицируются по геометрическим размерам (форма, размеры) и по спектрально–угловому распределению испускаемого излучения.

Точечный источник излучения (S) – это источник ионизирующего излучения размеры которого «**a**» малы по сравнению с расстоянием от источника излучения «**R**» на котором нас интересует интенсивность излучения «**I_R**», т.е. (**a** « **I_R**), рис. 4.

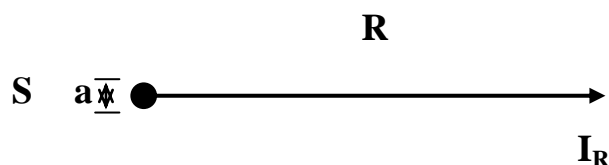


Рис.4. Точечный источник излучения.

Точечный мононаправленный источник с энергией гамма-квантов «**E**», (тонкий луч): источник помещен в точке с координатой **r₀**; излучение коллимировано в направлении Ω_0 , где **S**–мощность источника; **S(r,E, Ω)**, рис. 5.

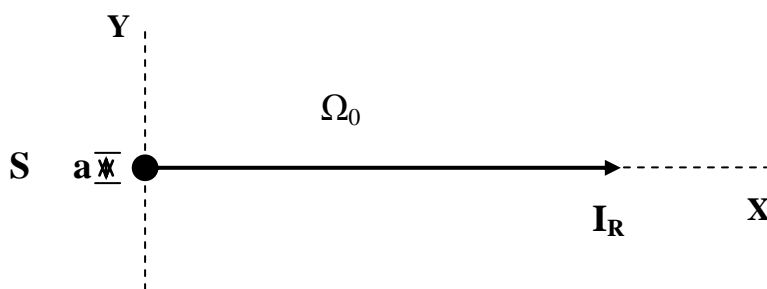


Рис. 5. Точечный мононаправленный источник.

Точечный изотропный мононаправленный источник, это источник, который помещен в точке с координатой **r₀**, излучение в единицу телесного угла π источника нормировано на одну частицу или квант в секунду в телесный угол **4 π** стерадиан, рис. 6.

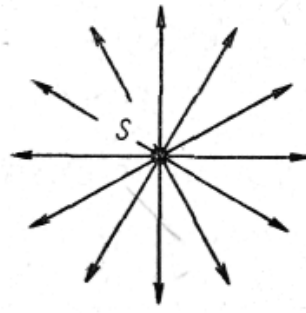


Рис. 6. Точечный изотропный мононаправленный источник.

Точечный косинусоидальный моноэнергетический источник – это источник, который помещен в точке координатой \mathbf{r}_0 , излучение в единицу телесного угла изменяется в зависимости от угла по закону $\text{Cos}\theta$: для углов $-\frac{\hbar}{2} \leq \theta \leq +\frac{\hbar}{2}$ излучение есть, а излучения в углах $+\frac{\hbar}{2} \leq \theta \leq -\frac{\hbar}{2}$ нет, $\mathbf{S}(\mathbf{r}, \mathbf{E}, \theta)$, $1/\text{с}\cdot\text{стер}$, рис. 7.

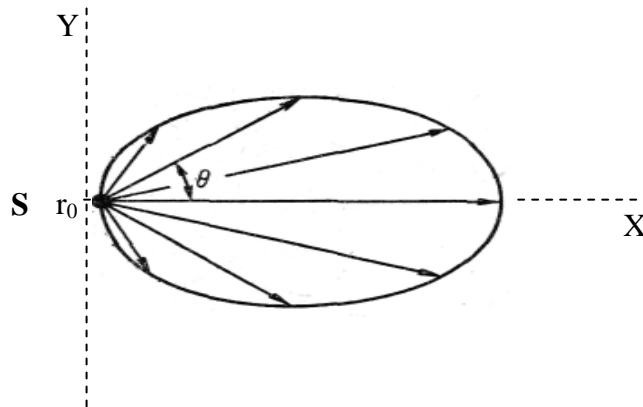


Рис. 7. Точечный косинусоидальный моноэнергетический источник.

Плоский мононаправленный моноэнергетический источник, это суперпозиция по плоскости точечных источников. Как правило излучение параллельно нормали к плоскости. Размеры и форма плоскости могут быть любые, рис. 8.

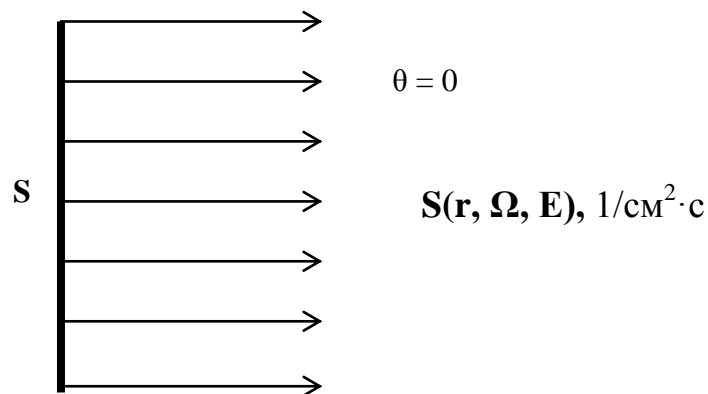


Рис. 8. Плоский мононаправленный моноэнергетический источник.

Плоский изотропный моноэнергетический источник, это суперпозиция по плоскости точечных моноэнергетических источников, $\mathbf{S}(\mathbf{r}, \mathbf{E})$, $1/\text{см}^2\cdot\text{с}\cdot\text{стер}$, (рис. 9).

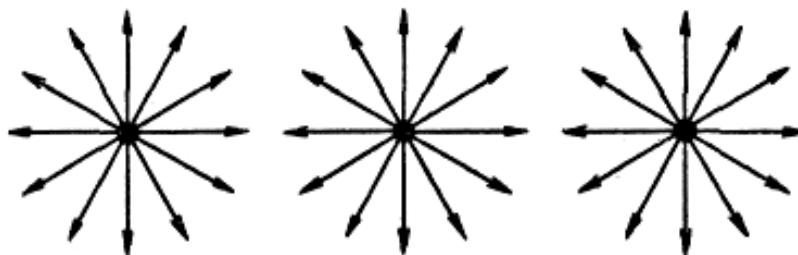


Рис. 9. Плоский изотропный моноэнергетический источник.

Плоский косинусоидальный моноэнергетический источник, это суперпозиция по плоскости бесконечных размеров точечных косинусоидальных источников, рис.10.

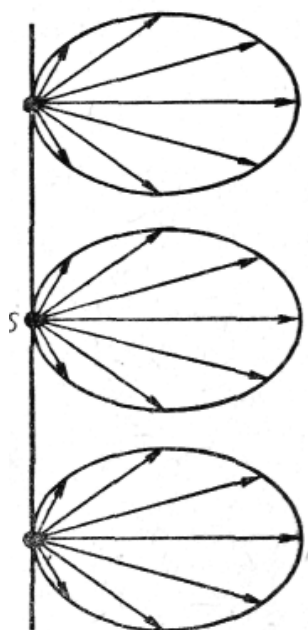


Рис. 10. Плоский косинусоидальный моноэнергетический источник.

Введение понятия плоских косинусоидальных моноэнергетических источников упрощает решение некоторых задач защиты. Строго говоря, плоский косинусоидальный моноэнергетический источник формируется на границе полубесконечного объемного источника с самопоглощением без учета рассеянного излучения с равномерно распределенным по объему изотропными источниками.

2.2. Геометрия узкого и широкого пучка гамма-излучения

При прохождении излучения через вещество фотоны в процессе взаимодействия могут испытывать отклонения от своего первоначального направления движения, т.е. рассеиваться.

Если условия эксперимента таковы, что детектор излучения, расположен за поглотителем, не регистрирует рассеянных фотонов, то такой пучок называют **узким** (т.е. соблюдается «хорошая геометрия»), рис. 11.

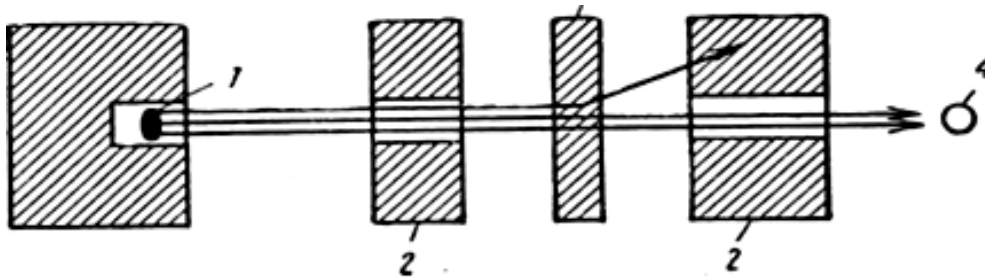


Рис. 11. Геометрия узкого пучка.

1 – источник излучения; 2 – диафрагмы, 3 – поглотитель, 4 – детектор.

Если рассеянные фотоны попадают в детектор, то такой пучок излучения является **широким**, «плохая геометрия» (рис. 12).

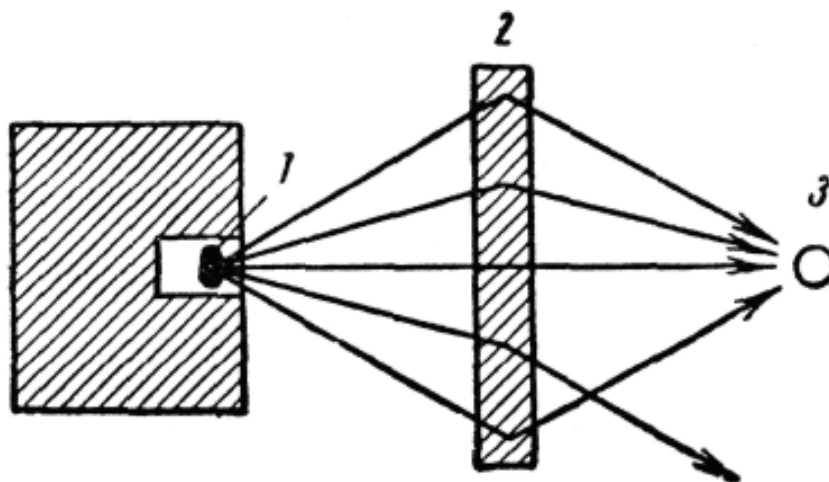


Рис. 12 . Геометрия широкого пучка γ -излучения.

1 – источник излучения, 2 – поглотитель; 3 – детектор.

В практических условиях (как правило) приходится иметь дело с широкими пучками излучения. Узкие пучки обычно создаются в специальных экспериментальных установках.

Поле излучения за защитой. Наиболее характерные поля излучения точечных и протяженных источников за защитой приведены на рис. 13 и 14, если не сделано специальных оговорок, предполагается изотропный характер излучения и отсутствие самопоглощения в материале источника.

Плотности потока от точечного источника (рис.13) мощностью S (частица/сек) в точке P_1 и в точке P_2 после защиты толщиной μd и без защиты ($\mu = 0$) равны соответственно:

$$\Phi_1 = \frac{S}{4\pi b^2} e^{-\mu d}; \quad \Phi_2 = \frac{S}{4\pi(b \cdot \sec \theta)^2} e^{-\mu d \cdot \sec \theta};$$

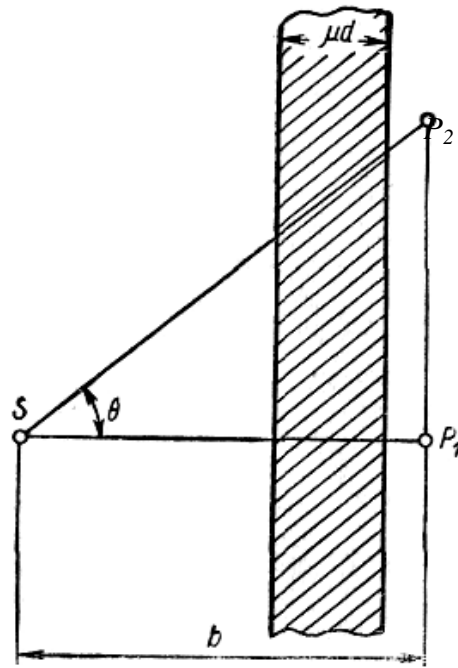


Рис. 13 . Излучение точечного источника за защитой.

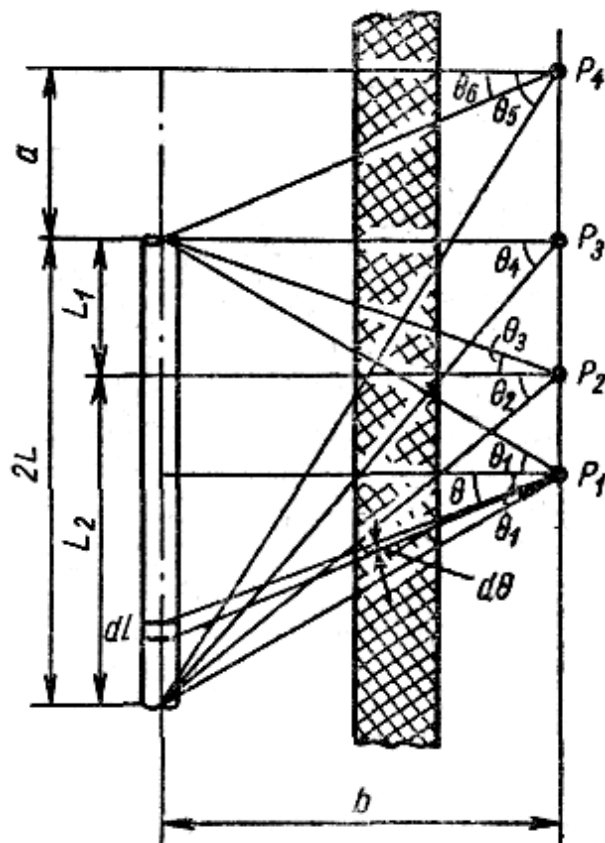


Рис. 14. Излучение линейного непоглощающего источника в боковом направлении.

РАЗДЕЛ 3. ОСНОВНЫЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ ОСЛАБЛЕНИЯ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

3.1. Интенсивность излучения точечного изотропного моноэнергетического источника

Прежде чем приступить к рассмотрению характера взаимодействия излучений с веществом, введем некоторые понятия и определения, которые нам придется использовать далее.

Монохроматическое излучение (моноэнергетическое) – это поток, состоящий из фотонов одинаковой энергии. Лишь у некоторых радионуклидов спектр гамма-излучения монохроматический (цезий-137).

Если в состав потока излучения входят фотоны различных, но вполне определенных энергий, то спектр излучения называется **линейчатым** (Со-60).

Непрерывный спектр – излучение в состав которого входят фотоны всевозможных энергий, начиная от нуля до некоторой максимальной величины (тормозное излучение).

Наиболее важной характеристикой излучения является его энергия, поэтому в большинстве случаев, говоря об ослаблении излучения, подразумевают уменьшение интенсивности излучения. Интенсивностью излучения называется энергия ионизирующего излучения, проходящая за единицу времени через единичную площадку, расположенную перпендикулярно к направлению распространения излучения. Такое определение интенсивности годится как для электромагнитного, так и для корпускулярного излучения. При этом энергия, связанная с массой покоя частиц не учитывается. Если поток энергии распространяется в пустоте, то в этом случае интенсивность хорошо описывает все изменения, происходящие в этом потоке. Если мы имеем дело с однородным и не расходящимся пучком излучения, интенсивность будет везде постоянна. Для определения интенсивности в этом случае достаточно измерить количество энергии, проходящей за произвольный промежуток времени через произвольную площадку, расположенную внутри потока перпендикулярно к направлению распространения излучения, и разделить полученную величину на размер площадки и на величину промежутка времени.

Проследим, как изменяется интенсивность излучения на расстояниях R_1 и R_2 от источника S . Округлим мысленно точечный источник сферами с радиусами R_1 и R_2 , (рис. 15).

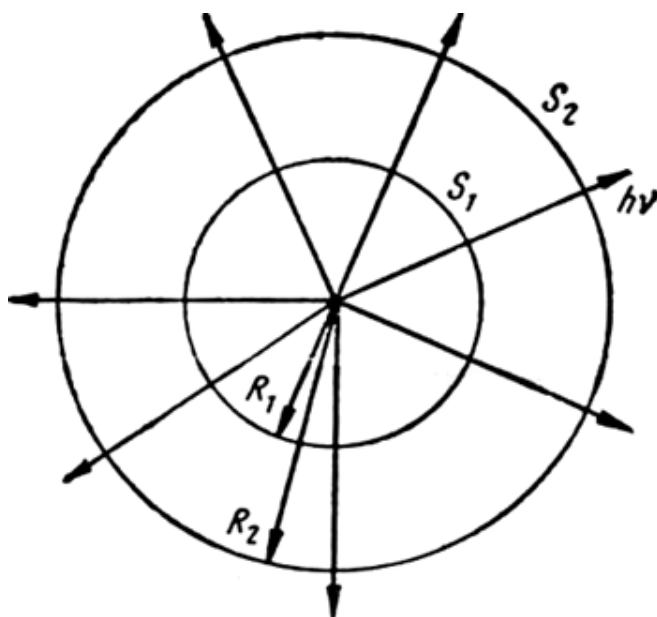


Рис. 15. Ослабление интенсивности излучения по закону квадрата расстояния.

Если между сферами не происходит поглощения, то поскольку излучение распространяется прямолинейно, энергия E , испускаемая источником, будет проходить через поверхность сферы S_1 и S_2 . Энергия излучения, проходящая через единицу поверхности сферы радиусом R_1 , т.е. интенсивность излучения I_1 на расстоянии R_1 от источника, будет равна:

$$I_1 = E / 4 \pi R_1^2,$$

где E – суммарная энергия излучения, испускаемая точечным источником в 1 с,

а $S_1 = 4 \pi R_1^2$ – поверхность сферы с радиусом R_1 , соответственно для сферы радиусом R_2 :

$$I_2 = E / 4 \pi R_2^2, \text{ откуда } \frac{I_1}{I_2} = \frac{R_2^2}{R_1^2}.$$

Если для точечного источника известна интенсивность излучения I_1 на каком-либо расстоянии R_1 , то можно определить интенсивность I , которую создает источник на любом расстоянии R :

$$I = \frac{I_1 R_1^2}{R^2}, \text{ а для случая, когда } R_1 = 1 \text{ см (или 1 м) } I_R = \frac{I_1}{R^2}.$$

Все источники излучения, используемые на практике, имеют конечные размеры, следовательно, их нельзя считать точечными. Однако, когда линейные размеры источника значительно меньше расстояния, на котором производится измерение его интенсивности, с достаточной степенью точности выполняется закон обратной пропорциональности квадрату расстояния, т.е. в данных условиях источник точечный. Обычно это когда: $a \ll (10-15) R$. **Это закон обратных квадратов.**

Для моноэнергетического излучения $I = N h \nu$, где N – число фотонов, падающих в 1 с на площадку в 1 см^2 , $h \nu$ – их энергия.

Интенсивность излучения точечного источника излучения, (тонкий луч). Проследим, как изменяется интенсивность излучения вдоль пучка, расходящегося от точечного источника в пустоте. Если магнитные, электрические и другие поля отсутствуют или достаточно слабы и взаимодействием между собой частиц, из которых состоит излучение, можно пренебречь (а это всегда можно сделать для достаточно быстрых частиц), то все эти частицы будут распространяться прямолинейно, (рис. 16).

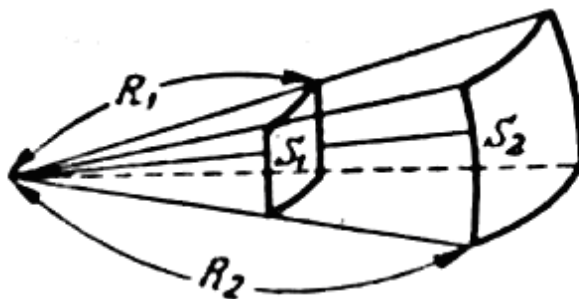


Рис. 16. Расходящийся пучок излучения.

Из рисунка видно, что интенсивность излучения вдоль потока из чисто геометрических соображений будет меняться обратно пропорционально квадрату расстояния от источника излучения:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{R_2^2}{R_1^2}.$$

Для не слишком больших расстояний от точечного источника, интенсивность I_R на расстоянии R от источника будет равна:

$$I_R = \frac{I_0}{R^2},$$

где I_0 – интенсивность на поверхности источника.

Однако, для достаточно больших R в веществе этот закон будет нарушаться. Величина R на которой нарушается закон, зависит от природы частиц, проникающей способности излучения и плотности вещества. Но даже на небольших расстояниях от точечного источника понятие «интенсивность» не годится для описания бета-излучения вследствие их сильного рассеяния. Поэтому обычно этим понятием пользуются только для рентгеновского и гамма-излучения, причем под интенсивностью понимают лишь энергию первичного пучка излучения, проходящую в единицу времени через единичную площадку. Энергия рассеянного излучения и вторичных электронов, проходящих через площадку, при этом не учитывается.

Интенсивность в точке. Если поток энергии неоднородный, то интенсивность излучения вдоль перпендикулярного сечения меняется. В этом случае для характеристики потока излучения вводят понятие интенсивности в точке. Интенсивностью в точке называется предел отношения энергии $E(S)$, проходящей за единицу времени через площадку, перпендикулярную к потоку излучения, к площади S , когда эта площадь неограниченно уменьшается (стремится к нулю):

$$I = \lim_{S \rightarrow 0} \frac{E(S)}{S}.$$

Это определение годится и для случая однородного пучка излучения. На практике обычно приходится иметь дело с неоднородными и расходящимися пучками излучения.

3.2. Ослабление потока фотонного излучения

Рассмотрим узкий монохроматический пучок гамма-лучей. Пусть интенсивность излучения в точке (**К**) зарегистрированная прибором в отсутствие поглотителя, равна I_0 (рис. 17).

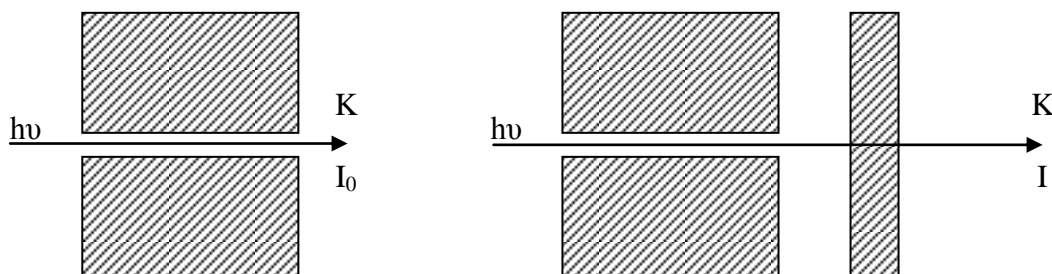


Рис. 17. Излучение в отсутствие поглотителя и с поглотителем.

Если, между источником излучения и прибором (детектором) поместить очень тонкий слой вещества толщиной (Δx), то интенсивность излучения в точке (**К**) изменится на малую величину и станет равной (**I**). Малое изменение интенсивности обозначим через (ΔI), то есть $I_0 - I = -\Delta I$. Знак минус указывает на то, что происходит уменьшение интенсивности излучения. Практические измерения показали, что $-\Delta I = \mu I \Delta x$, то есть при прохождении излу-

чения через тонкие слои поглотителя изменение интенсивности излучения пропорционально толщине слоя вещества и его первоначальной интенсивности, а также зависит от величины (μ), которая является функцией энергии падающего излучения и рода вещества и называется **линейным коэффициентом ослабления**. Если (Δx) измеряется в (см), то (μ) будет измеряться в см^{-1} . Если $\Delta x = 1$, тогда $\mu = \Delta I / I$. Таким образом, линейный коэффициент ослабления характеризует отношение изменение интенсивности излучения при прохождении через слой вещества толщиной равной единице.

Разделив и умножив правую часть уравнения (1) на (ρ) плотность поглотителя, полу-

чим:

$$\Delta I = \mu I \Delta x \rho / \rho.$$

Рассмотрим, что представляет $(\Delta x \rho)$. Плотность (ρ) , масса вещества в единице объема выражается в $(\text{г}/\text{см}^3)$. Таким образом $(\Delta x \rho)$ – это масса вещества в цилиндре с площадью основания 1 см^2 и длиной (Δx) см. Если $\Delta x \rho = 1$, то $\mu / \rho = \Delta I / I$. Отношение μ / ρ называется **массовым коэффициентом ослабления излучения** и характеризует относительное ослабление интенсивности потока излучения при прохождении слоя вещества массой 1 г , заключенного в цилиндре или параллелепипеде с площадью основания, равной 1 см^2 , то есть

$$\mu / \rho = \frac{\text{см}^2}{\text{г}}.$$

Из выражения (1) путем интегрирования можно получить соотношение между интенсивностью излучения I_0 и I_1 в отсутствии поглотителя и после прохождения слоя поглотителя толщиной $(d, \text{см})$ соответственно (рис.18):

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-\mu d},$$

где $e = 2,72$; d – толщина поглотителя.

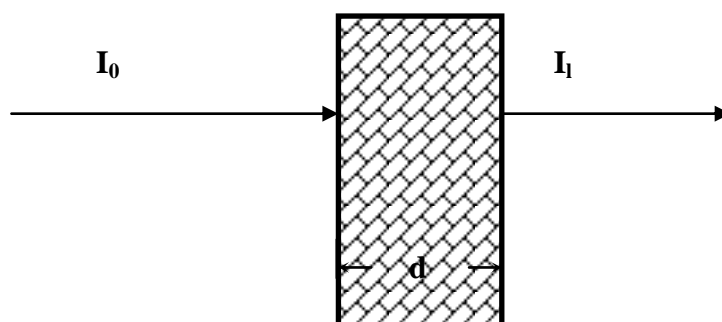


Рис.18 . К понятию закона ослабления излучения в поглотителе.

Экспоненциальная зависимость закона ослабления фотонного излучения в веществе имеет вид, показанный на рис. 19.

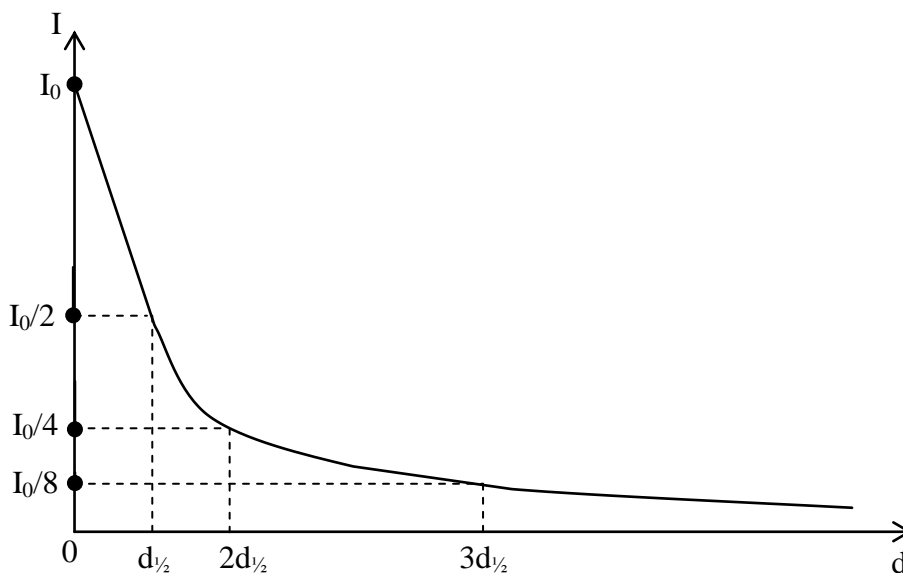


Рис. 19. Экспоненциальная зависимость ослабления фотонного излучения.

График не соединяется с горизонтальной осью, это означает, что гамма-лучи нельзя полностью поглотить, а можно лишь только ослабить до сколь угодно малой величины.

Толщина поглотителя, после прохождения которого интенсивность излучения умень-

шается вдвое, называется **слоем половинного ослабления (полуослабления) $d_{1/2}$** и измеряется в «см». Связь между слоем полуослабления и линейным коэффициентом ослабления имеет вид:

$$d_{1/2} = 0,693 / \mu.$$

Для расчета толщины поглотителя необходимо знать кратность ослабления (k) раз, то есть $k = I / I_{\text{доп}}$, где I_0 – интенсивность излучения (мощность дозы, доза) на поверхности источника, $I_{\text{доп}}$ – допустимая интенсивность (мощность дозы, доза) излучения на рабочем месте (НРБ-2000). Таким образом, необходимо взять столько слоев полуослабления, сколько раз число 2 входит сомножителем в число (k). Часто используют слой десятикратного ослабления. Это толщина поглотителя, после прохождения которого интенсивность излучения уменьшается в 10 раз, то есть $I = I_0 / 10$ и обозначается $\Delta_{0,1}$ или $d_{0,1}$. Этой величиной удобно пользоваться при расчете защиты для источников большой активности, интенсивность излучения которых необходимо ослабить в сотни и тысячи раз. То есть, чтобы ослабить излучение в 10^n раз ($I/I_0 = (I/10)^n$) необходимо, чтобы толщина поглотителя равнялась « n » слоям десятикратного ослабления. Иногда используют величину стократного или тысячекратного ослабления и соответственно обозначаются $\Delta_{0,01}$ или $d_{0,01}$ и $\Delta_{0,001}$ или $d_{0,001}$. В практических расчетах физических защит часто используют универсальные таблицы, номограммы и графики.

РАЗДЕЛ 4. ДОЗОВЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОЛЯ ИЗЛУЧЕНИЯ

Исторически величины, используемые для измерения "количества" ионизирующего излучения (в дальнейшем называемого "излучение"), основываются на большом числе актов ионизации, происшедших в конкретной ситуации, или большом количестве энергии, переданной обычно определенной массе вещества. Такие приближения не позволяют учитывать дискретную природу процесса ионизации, но эмпирически оправдываются тем, что макроскопические величины (подобранные для различных видов излучения) прекрасно согласуются с получаемыми биологическими эффектами.

Будущие исследования вполне могут показать, что было бы лучше использовать другие величины, основанные на статистическом распределении актов в малом объеме вещества, соответствующем размерам, биологических существей, таких, как ядро клетки или ее молекулярная ДНК. Но пока Комиссия МКРЗ рекомендует применение макроскопических величин. Они известны как дозиметрические величины и их формальное определение дано Международной комиссией по радиационным единицам измерениям (МКРЕ).

До обсуждения дозиметрических величин необходимо предварительно напомнить часть сведений о биологических эффектах излучения. Процесс ионизации неизбежно вызывает изменения атомов и молекул, по крайней мере временные, и таким образом, может иногда повредить клетки. Если повреждение произошло и полностью не устранено, оно может воспрепятствовать выживанию или воспроизводству клетки или же дать в результате жизнеспособную, но измененную клетку. Два указанных исхода облучения клетки имеют существенно разное значение для организма в целом.

Потеря даже многих клеток не влияет на большинство органов и тканей тела, но если число потерянных клеток достаточно велико, то может быть нанесен заметный ущерб, отражающийся в утрате функции ткани. Вероятность нанесения такого ущерба будет равна нулю при малых дозах, но выше некоторого уровня дозы (порога) будет круто возрастать до единицы (100%). Выше порога тяжесть ущерба также будет увеличиваться вместе с дозой. По этим причинам, эффекты данного типа, ранее называемые "нестохастическими", теперь называются Комиссией "детерминированными".

Результат будет совершенно другим, если облученная клетка не погибла, а изменилась. Несмотря на существование высокоэффективных защитных механизмов, при репроду-

цировании измененной, но жизнеспособной соматической клетки после разной продолжительности задержки, называемой латентным периодом, может возникнуть клон клеток, являющийся проявлением злокачественного состояния, т. е. рака. Вероятность возникновения рака в результате облучения обычно возрастает с увеличением дозы, по-видимому, без порога и приблизительно пропорционально дозе, по меньшей мере, при дозах, значительно ниже порогов для детерминированных эффектов. Доза не влияет на тяжесть заболевания раком. Эффекты такого типа называются "стохастическими", что говорит об их "случайной или статической природе". Если повреждение возникает в клетке, функция которой заключается в передаче генетической информации последующим поколениям, то любые возникающие в результате эффекты самых различных типов и степени тяжести отражаются на потомстве облученного человека. Стохастические эффекты такого типа называются "наследуемыми".

Знание пространственно-временной энергетическо-угловой плотности потока частиц $\Phi(\mathbf{r}, \mathbf{E}, \Omega, t)$ позволяет в любой точке пространства (\mathbf{r}) в любой момент времени (t) рассчитать любую характеристику поля излучения.

Условно можно выделить два класса дозиметрических величин (рис.20):

1. Базисные величины, определяемые в исходном поле, свободном от каких-либо возмущений, т.е. когда в поле излучения не вносится каких-либо возмущений, например присутствием в поле тела человека или соответствующих ему моделей (биологических фантомов), разработанных в разных приближениях. Характерная базисная величина – экспозиционная доза. Такие дозиметрические величины, как поглощенная доза, керма, эквивалентная доза, могут быть также базисными, если они определены в невозмущенном исходном поле излучения. Эти базисные величины относятся к элементарному объему вещества, помещенного в точку определения дозиметрической величины, не искажающему исходное поле. Таким образом, базисные дозиметрические величины полностью определяются характеристиками исходного невозмущенного поля излучения.

2. Фантомные величины формируются в результате возмущения исходного радиационного поля помещением в него фантома. Эти величины относятся к заданной точке детектирования внутри фантома или на его поверхности и определяются не только характеристиками исходного поля излучения, но также и всеми параметрами фантома (геометрия, размеры, состав). Наиболее широко используются для исследований следующие гомогенные тканезквивалентные фантомы: 1. Слой толщиной 30 см с бесконечными поперечными размерами; 2. Цилиндр диаметром 30 и высотой 60 см; 3. Сфера диаметром 30 см.

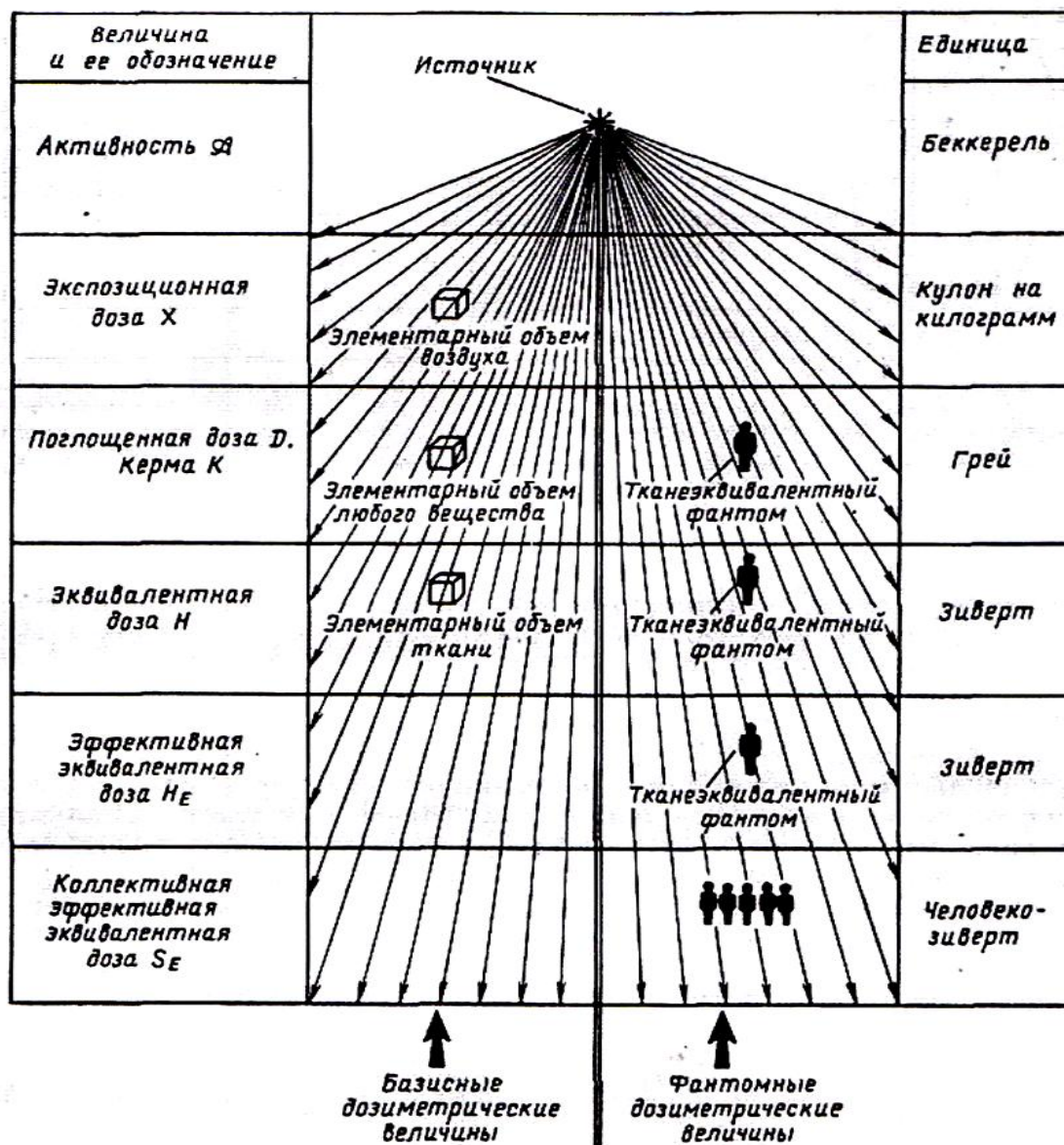


Рис.20. Базисные и фантомные дозиметрические величины.

4.1. Экспозиционная доза и ее мощность

Экспозиционная доза. Для оценки поля фотонного излучения одним из первых было введено понятие экспозиционной дозы и ее мощности.

Экспозиционная доза выражает энергию фотонного излучения, преобразованную в кинетическую энергию заряженных частиц в единице массы атмосферного воздуха.

Экспозиционная доза «X» – это количественная характеристика фотонного излучения, которая основана на его ионизирующем действии в сухом атмосферном воздухе и представляет собой отношение суммарного заряда « dQ » всех ионов одного знака, созданных в воздухе, когда все электроны и позитроны, освобожденные фотонами в элементарном объеме воздуха с массой « dm », полностью остановились (поглотились), к массе воздуха в указанном объеме:

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

Понятие экспозиционной дозы рекомендовано для фотонов с энергией до 3 МэВ и

только для воздуха.

Таким образом гамма-кванты, поступающие в $1,293 \times 10^{-3}$ г (0,001293 г) или 1 см^3 сухого атмосферного воздуха, образуют в нем вторичные электроны, которые создают ионы как внутри, так и вне рассматриваемой массы воздуха. Все эти положительные и отрицательные ионы, дающие заряд 1 СГСЭ каждого знака при определении единицы экспозиционной дозы должны быть учтены.

При определении экспозиционной дозы облучения должно выполняться **условие электронного равновесия: каждому электрону, покидающему рассматриваемый объем, соответствует другой электрон такой же энергии, который входит в этот объем** (рис.21):

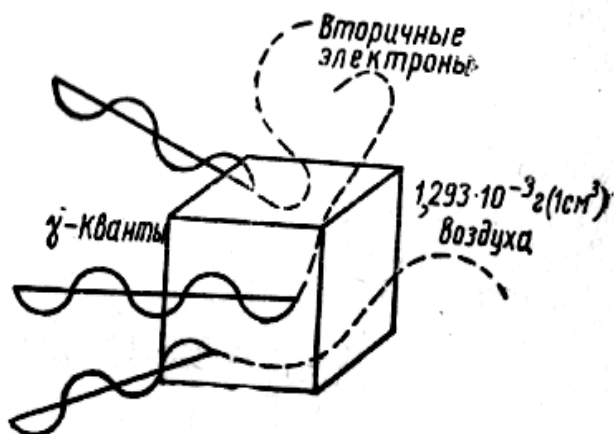


Рис.21. К понятию электронного равновесия.

Единица измерения экспозиционной дозы в СИ: **кулон на килограмм**.

1 Кл/кг равен экспозиционной дозе, при которой все электроны и позитроны, освобожденные фотонами в объеме воздуха массой **1 кг**, производят ионы, несущие электрический заряд **1 Кл** каждого знака.

Внесистемная единица экспозиционной дозы: **Рентген (Р)**. Рентген – это единица экспозиционной дозы фотонного излучения, при прохождении которого через 0,001293 г сухого атмосферного воздуха (0°C и 760 мм. рт. ст.) в результате завершения всех ионизационных процессов в воздухе создаются ионы, несущие одну электростатическую единицу количества электричества каждого знака. Соотношение между системной и несистемной единицей имеет вид:

$$1 \text{ Кл/кг} = 3876 \text{ Р}, \text{ или } 1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}.$$

Производные единицы: миллирентген (мР) микрорентген (мкР); милликулон на килограмм (мКл/кг), микрокулон на килограмм (мкКл/кг).

Эффективный атомный номер вещества. На практике, как правило, мы имеем дело с веществами (поглотителями энергии излучения) состоящие не из одного химического элемента, а из нескольких и часто имеющих слишком различные заряды ядра. Поэтому, для определения переданных энергий веществу введено понятие **эффективного атомного номера вещества**. Под эффективным атомным номером сложного вещества в дозиметрии понимается атомный номер такого условного простого вещества, для которого коэффициент передачи энергии излучения, рассчитанный на один электрон среды, является таким же, как и для данного вещества. Другими словами, для любых двух веществ, имеющих одинаковый эффективный атомный номер, энергия излучения, переданная заряженным частицам в расчете на один электрон среды, должна быть одинаковой при тождественных условиях облучения. При условии электронного равновесия энергия фотонного излучения, преобразованная в данном веществе в кинетическую энергию заряженных частиц, равна поглощенной энергии излуче-

ния.

Следовательно, для двух веществ с одинаковым атомным номером при обеспечении электронного равновесия и тождественных условиях облучения поглощенная энергия излучения, приходящаяся на один электрон облучаемой среды, будет одинаковой.

Энергетические эквиваленты рентгена. По определению $1 \text{ P} = 1 \text{ СГСЭ} = n q$, где n – число ионов; q – заряд иона (равный $4,8 \times 10^{-10}$ СГСЭ). Тогда $n = \frac{1}{4,8 \cdot 10^{-10}} = 2,08 \cdot 10^9$ пар ионов.

Следовательно, 1 P – это такое количество излучения, под действием которого в 1 см^3 воздуха при нормальных условиях образуются вторичные электроны, создающие $2,08 \cdot 10^9$ пар ионов.

При пересчете на 1 г воздуха 1 P соответствует $1,61 \cdot 10^{12}$ пар ионов/г. Если учесть, что средняя работа ионизации в воздухе $\varepsilon = 34 \text{ эВ}$, а $1 \text{ эВ} = 1,6 \cdot 10^{-12}$ эрг, то экспозиционной дозе в 1 P соответствует $X = n \cdot \varepsilon = 7,06 \times 10^4 \text{ МэВ/см}^3$ или $X = 0,114 \text{ эрг/см}^3$. При расчете на 1 г воздуха $X = 88 \text{ эрг/г}$.

Величины $0,114 \text{ эрг/см}^3$ и 88 эрг/г называют энергетическими эквивалентами рентгена.

Мощность экспозиционной дозы, уровень радиации. Мощность экспозиционной дозы фотонного излучения – это отношение приращения экспозиционной дозы « dX » за интервал времени « dt » к этому интервалу времени:

$$P_3 = \frac{dX}{dt}.$$

Системная единица измерения $P_3 = \text{Кл/кг} \cdot \text{с} = \text{А/кг}$ (Ампер на килограмм), несистемная единица P/с , мP/с , мкP/с .

Мощность экспозиционной дозы, измеренная на высоте 1 м от земли (пола) называется уровнем радиации (гамма фоном) и измеряется в P/час, мP/час, мкP/час.

Для Республики Беларусь естественным уровнем радиации является гамма-фон не превышающей значения равного $P_\gamma = 20 \text{ мкP/час}$.

Связь между мощностью дозы и интенсивностью излучения. Связь между мощностью экспозиционной дозы и интенсивностью гамма-излучения ($\text{эрг/см}^2 \cdot \text{с}$) имеет следующее соотношение:

$$P = I \cdot \gamma / 0,114 = N h\nu \gamma / 1,6 \cdot 10^{-6} / 0,114, \text{ (P/с)},$$

или после преобразования получим: $P = 14,5 \cdot N E_\gamma \gamma, \text{ (мкP/с)}$,

где, N – число гамма-квантов пересекающих площадь в 1 см^2 за 1 секунду; $h\nu (E_\gamma)$ – энергия квантов (МэВ); $1,6 \cdot 10^{-6}$ – число эргов в МэВ; $0,114$ – энергетический эквивалент рентгена в воздухе; γ – линейный коэффициент электронного преобразования в воздухе (какая доля из общей интенсивности гамма-лучей трансформируется во вторичные электроны при прохождении слоя воздуха толщиной в 1 см).

Иногда, при отсутствии дозиметра, необходимо знать уровень радиации на местности (после аварии на ЧАЭС). Для этого необходимо по карте определить плотность загрязнения территории цезием и рассчитать мощность дозы гамма излучения от него на данной территории, а затем к гамма-фону который был аварии на ЧАЭС прибавить мощность дозы рассчитанной по нижеприведенной формуле.

Мощность дозы гамма-излучения от цезия–137 (запас цезия) на высоте 1 м от поверх-

ности земли связана соотношением:

$$P_3 = 6,5 \times 10^{-3} q, \text{ (мкР/час)},$$

где, q – плотность загрязнения территории, (мКи/км²).

Гамма-постоянная и гамма эквивалент. При работе с радионуклидными источниками надо иметь в виду, что число распадов не всегда совпадает с количеством испускаемых частиц, например у Со–60 на один электрон приходится два гамма-кванта.

Мощность дозы гамма-излучения единичной активности можно всегда определить, если известна гамма-постоянная, характеризующая данный радионуклид. **Гамма-постоянная (постоянная мощности экспозиционной дозы)** представляет собой дозовую характеристику поля гамма-излучения точечного изотропно излучающего источника при фиксированных значениях активности радионуклида «А» и расстоянии от источника до детектора «l» и определяется по формуле:

$$\Gamma = D_0 \cdot l^2 / A,$$

где, А – активность в мКи; l – расстояние в см; D_0 – мощность дозы гамма-излучения в Р/ч.

Таким образом размерность гамма-постоянной равна:

$$\Gamma = \frac{P \cdot \text{см}^2}{\text{ч} \cdot \text{мКи}}.$$

Из этого следует, что гамма-постоянная во внесистемных единицах – это мощность экспозиционной дозы (Р/ч), создаваемая гамма-квантами всех линий точечного изотропного гамма-источника активностью 1 мКи на расстоянии 1 см без начальной фильтрации.

Миллиграмм-эквивалент радия. Ионизирующее действие гамма-излучения любых источников иногда оценивают путем сравнения их с радиевым эталонным источником при одинаковых условиях измерения. Так появилась величина, **называемая гамма-эквивалентом**, которая измеряется в миллиграмм-эквивалентах радия (мг.эkv.Ра) или грамм-эквивалентах радия (г. эkv. Ра).

Таким образом, **миллиграмм-эквивалент радия** – это единица гамма-эквивалента радиоактивного препарата, гамма-излучение которого при данной фильтрации и тождественных условиях измерения создает такую же мощность экспозиционной дозы, как гамма-излучение 1 мг государственного эталона радия в равновесии с основными дочерними продуктами распада при платиновом фильтре толщиной 0,5 мм.

Экспериментально было установлено, что точечный источник радия с фильтром из платины толщиной 0,5 мм активностью 1 мКи, находящийся в равновесии с дочерними продуктами распада, создает на расстоянии 1 см мощность экспозиционной дозы **8,4 Р/ч**. Значение гамма-постоянной радия $\Gamma_{\text{Ra}} = 8,4 \text{ Р} \cdot \text{см}^2 / \text{ч} \cdot \text{мКи}$ принимается для сравнения мощности дозы от источников гамма-излучения, имеющих различные гамма-постоянные.

Для определения гамма-эквивалента активности радионуклидов (М), если известна их активность (А) в мКи, пользуются простой формулой:

$$M = \Gamma \cdot A / 8,4, \text{ (мг.эkv.Ра)},$$

где, Γ – гамма-постоянная сравниваемого радионуклида, Р·см²/ч·мКи; А – активность сравниваемого нуклида, мКи.

В практических расчетах для оценки поля излучения на рабочем месте без защитных экранов часто используют формулу для перехода от активности радионуклида М (мг. эkv.Ра) к мощности экспозиционной дозы на расстоянии R (м) от источника излучения, имеющей вид:

$$P = 8,4 \cdot M / R^2 \cdot 10^4, \text{ (Р/ч)},$$

где, 8,4-гамма-постоянная данного радионуклида; М–гамма-эквивалент радионуклида в мг.эkv.Ра; расстояние от источника до точки в которой рассчитывается защита (м).

Соответственно доза на рабочем месте за рабочий день (t) определяется по формуле:

$$D = 8,4 \cdot M \cdot t / R^2 \cdot 10^4, (P).$$

Для персонала (НРБ-2000) принят рабочий день равный 6 часов и рабочая неделя 36 часов. Рабочий год для персонала (НРБ-2000) составляет 1700 часов и допустимая доза (ПД) в 20мЗв должна быть равномерно распределена в течении рабочего года. Таким образом мощность дозы на рабочем месте не должна превышать $P_{\text{доп}} = 20 \text{ мЗв} / 1700 \text{ ч} = 0,0117 \text{ мЗв/ч}$.

4.2. Поглощенная доза и ее мощность

Исторически сложилось так, что первоначально наиболее широкое распространение в практике получила экспозиционная доза – физическая величина, связанная с эффектом ионизации воздуха. На протяжении многих десятилетий эта величина широко использовалась в различных областях применения фотонного излучения, обеспечивая с помощью сравнительно простых средств и методов приемлемый уровень единообразия и точности измерений. Однако принципиальные ограничения, присущие этой величине, не позволяют с ее помощью адекватно оценивать результат взаимодействия излучения с веществом и особенно с биотканью. Поэтому после 1990 года было не рекомендовано использовать эту единицу в официальных измерениях. Тем не менее, поскольку в стране было накоплено достаточно много приборов, измеряющих эту физическую величину, часть из них применяется до сих пор. Однако, использование измерений экспозиционной дозы для контроля радиационной обстановки в полях низкоэнергетического излучения практически невозможно.

Во-первых, рентгеновское излучение не является моноэнергетическим, оно возникает при торможении ускоренных электронов в материале мишени. Это излучение – тормозное, имеет непрерывный энергетический спектр. Определение энергетического спектра рентгеновского излучения представляет довольно сложную задачу.

Во-вторых, при низких энергиях фотонного излучения одновременно идут Комптон- и фотоэффект. Причем, чем ниже энергия, тем больший вклад в дозу обусловлен фотоэффектом. Поэтому в области низких энергий рентгеновского излучения возникает сильная зависимость чувствительности дозиметра от энергии излучения.

Эти обстоятельства очень затрудняют дозиметрию рентгеновского излучения вообще и особенно в области низких энергий – ниже 20 кэВ. Поэтому у основной массы дозиметров нижний порог по энергии составляет 50 – 60 кэВ.

Поглощенная доза, единицы измерения. Поглощенная доза какого – либо ионизирующего излучения есть количество энергии ионизирующего излучения, которое передается ионизирующими частицами единице массы облучаемого вещества в рассматриваемом месте.

Поглощенная доза является основной величиной, определяющей степень радиационного воздействия. Ее понятие введено для любого вида излучения и для любого вещества.

Поглощенная доза какого–либо ионизирующего излучения « D_n » – это отношение средней энергии « dW », переданной ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме, к массе « dm » вещества в этом объеме:

$$D_n = dW / dm.$$

Допускается вместо термина «поглощенная доза излучения» использование краткой формы – доза излучения.

Единица поглощенной дозы в СИ – **Грей (Гр)**. Грей равен поглощенной дозы ионизирующего излучения, при которой веществу массой 1 кг передается энергия ионизирующего излучения равная 1 Дж, то есть **1Гр = 1 Дж/кг**.

Внесистемной единицей поглощенной дозы ионизирующего излучения является «рад». Рад равен поглощенной дозе ионизирующего излучения, при которой веществу массой 1 г передается энергия ионизирующего излучения равная 100 эрг, то есть:

$$1 \text{ рад} = 100 \text{ эрг/г, или}$$

$$1 \text{ Гр} = 100 \text{ рад, или } 1 \text{ рад} = 0,01 \text{ Гр.}$$

Производные единицы мГр, мкГр, мрад, мкрад, кГр, крад.

В определении поглощенной дозы указана средняя переданная излучением веществу энергия «dW». Переданная энергия подвержена случайным статистическим флуктуациям, которые могут стать значительными, если «dm» мала и невелик флюенс заряженных частиц. Такие величины, подверженные статистическим флуктуациям, называют стохастическими. Таким образом, «dW» – стохастическая величина. Ее ожидаемое значение называют средней переданной энергией, которая является в свою очередь нестохастической величиной. Следовательно, и поглощенная доза – величина нестохастическая, определяемая как среднее значение связанной с ней стохастической величины.

Принципиальный недостаток рентгена, это то, что из-за различного химического состава воздуха (азот, кислород, аргон) и биоткани (водород, углерод, кислород, азот) изменяется количество поглощенной энергии в зависимости от жесткости излучения. У водорода массовый коэффициент рассеяния в два раза больше, чем у остальных элементов. По этой причине энергетический эквивалент тканевого рентгена увеличивается при переходе к жесткому излучению до **93 – 95 эрг/г**. Поглощенная доза в различных веществах связана с экспозиционной дозой через переходный коэффициент «f»: $D_n = D_x \cdot f$. Примеры связи энергетического эквивалента в различных веществах в зависимости от энергии гамма-излучения приведены в таблице 1.

Таблица 1. Связь между энергией фотонов и переходным коэффициентом

Энергия фотонов, кэВ	Объект облучения		
	Вода	Мышцы	Костная ткань
	f, рад/Р		
10	0,91	0,92	3,46
50	0,90	0,93	3,52
100	0,95	0,95	1,42
400	0,97	0,96	0,93
1000	0,97	0,96	0,93
2000	0,97	0,96	0,93

Таким образом, в условиях лучевого равновесия заряженных частиц экспозиционной дозе в 1 Рентген (для энергии фотонов более 100 кэВ) соответствует поглощенная доза **0,88 рад в воздухе и 0,95 – 0,97 рад в биоткани**. Поэтому с погрешностью в 5 % экспозиционную дозу в рентгенах и поглощенную дозу в биоткани в радах можно считать совпадающими, то есть для мягких тканей и для гамма-излучения можно записать: **1Р = 1 рад**.

За рубежом ранее применяли для измерения дозы излучения отличного от рентгеновского и гамма-излучения другую единицу – ФЭР (физический эквивалент рентгена). Она равна такому количеству ионизирующего излучения, которое соответствует поглощению энергии 88 эрг/г ткани, то есть такому же количеству энергии, которое рассеивается в 1 г воздуха дозой излучения в 1 Р. Для гамма-излучения и для воздуха 1 ФЭР = 1Р.

В медицинской литературе иногда можно встретить еще одну единицу измерения дозы – РЭМ (рентгеноэквивалент медицинский), 1РЭМ = 1Р.

Мощность поглощенной дозы. Мощность поглощенной дозы ионизирующего излучения « P_n » – это отношение приращения поглощенной дозы «dD» за интервал времени «dt» к этому интервалу времени:

$$P_n = dD / dt.$$

За единицу измерения в СИ принят **Грей в секунду (Гр/с)**, то есть такая мощность поглощенной дозы излучения, при которой за 1 с в веществе создается доза излучения 1 Гр, (1Гр/с = 1 Дж/кг с), внесистемная единица рад/с.

Производные единицы: мГр/с, мкГр/с, мрад/с, мкрад/с.

Если подходить строго, следует различать переданную энергию и поглощенную энергию излучения, которая представляет собой полную энергию излучения, потерянную полем при взаимодействиях. Во многих случаях понятия поглощенной энергии и переданной энергии идентичны и различием между ними при этом вообще пренебрегают. Значение поглощенной дозы излучения зависит от свойств излучения, поглощающей среды и не определяет в полной мере реакцию облучаемого объекта на воздействие излучения, так как при одинаковой поглощенной энергии ионизирующего излучения биологическое действие различных видов излучения различное.

В биологическом объекте поглощенная доза излучения распределяется неравномерно.

Распределение дозы по глубине биоткани. Рассмотрим, как изменяется поглощенная доза по глубине биологической ткани при облучении ее плоским мононаправленным источником гамма-излучения, нормально падающим на плоскую границу полубесконечной среды – биоткани (рис.22).

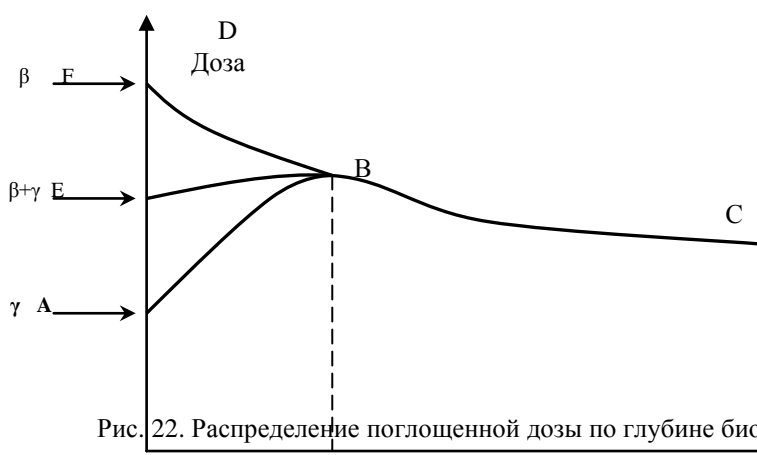


Рис. 22. Распределение поглощенной дозы по глубине биоткани.

Если биологическая среда является не рассеивающей и непоглощающей, то на ее поверхности ($d = 0$), поглощенная доза формируется только вторичными заряженными частицами, образовавшимися в биоткани при распространении косвенно-ионизирующего излучения и приходящими в точку детектирования на поверхности среды из заднего пространства (точка А). С увеличением глубины « d » к ним добавляются частицы, приходящие из переднего слоя среды между ее границей и точкой детектирования. Это приводит к возрастанию поглощенной дозы.

Следовательно, формирование поглощенной дозы обусловлено двумя противоположными процессами: накоплением вторичного излучения и ослаблением первичного излучения.

Обычно, до некоторой глубины d_0 преобладает первый процесс, после глубины d_0 — второй. На глубине d_0 поглощенная доза имеет максимальное значение (точка В).

Если в первичном излучении присутствуют также заряженные частицы, то поглощенная доза будет возрастать слабее (кривая EBC).

Для бета-излучения поглощенная доза с глубиной падает (кривая EBC). Степень воздействия излучения при облучении обычно принято характеризовать максимальным значением дозы облучения в теле человека. Использование этих значений доз исключает превышение допустимой дозы в любой точке тела человека. Слово «максимальное» обычно для краткости опускают. Следуя этому, под максимальными тканевыми дозами будем понимать их максимальные значения.

4.3. Керма и ее мощность

Для оценки воздействия на среду косвенно ионизирующих излучений используют по-

нятие «КЕРМА».

Керма «К» – это 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:

$$K = dW_k / dm.$$

В качестве вещества для фотонного излучения часто используют воздух.

«Керма» характеризуется кинетической энергией вторичных заряженных частиц, в том числе и той частью, которая расходуется затем на тормозное излучение. Таким образом, керма для моноэнергетического пучка фотонного излучения может быть представлена в виде суммы двух членов:

$$K = K_{и+в} + K_T,$$

где, $K_{и+в}$ – кинетическая энергия затраченная на ионизацию и возбуждение, K_T – компонента кермы, затраченная на тормозное излучение.

Для сред с малым « Z » (воздух) тормозное излучение незначительно. Для энергий фотонов радионуклидных источников ($E_\gamma \leq 3$ МэВ) значение кермы в воздухе может превышать значение поглощенной дозы в воздухе не более чем на 1 %. Следовательно, поглощенная доза в воздухе и керма в воздухе равны с погрешностью до 1 %.

Если потерями энергии на тормозное излучение можно пренебречь, то керма совпадает с поглощенной дозой от вторичных электронов в условиях равновесия заряженных частиц. Для ткани достаточно большой массы «керма» обычно практически совпадает с поглощенной дозой от вторичных заряженных частиц. Керма в биологической ткани с глубиной из-за ослабления первичного излучения в ткани уменьшается. Таким образом, максимум кермы наблюдается на поверхности ткани.

Для тонких слоев, таких как кожный покров и материал одежды, керма и поглощенная доза различаются.

Единица измерения кермы в СИ – Грей (Гр), внесистемная – рад. Мощность кермы – Гр/с, рад/с.

Керма-постоянная и керма-эквивалент. Вместо, широко используемой, гамма-постоянной и гамма-эквивалента, определявшихся во внесистемных единицах, введена постоянная мощности воздушной кермы и керма-эквивалент источника, определяемая в единицах СИ.

Постоянная мощности воздушной кермы радионуклида (керма-постоянная) – «Г» – это отношение мощности воздушной кермы K , создаваемой фотонами с энергией больше заданного порогового значения от точечного изотропно-излучающего источника данного радионуклида, находящегося в вакууме, на расстоянии « l » от источника, умноженной на квадрат расстояния, к активности « A » источника:

$$Г = K l^2 / A.$$

Размерность в СИ: Гр·м²/с·Бк.

Керма-эквивалент источника « K_s » – это мощность воздушной кермы фотонного излучения с энергией фотонов больше заданного порогового значения от точечного источника, находящегося в вакууме, на расстоянии « l » от источника, умноженная на квадрат этого расстояния:

$$K_s = K l^2, (Гр·м^2/с).$$

4.4. Биологическое действие ионизирующего излучения.

Особенности воздействия ионизирующего излучения на живой организм. При изучении действия излучения на организм были определены следующие особенности: – высокая эффективность поглощенной энергии. Малые количества поглощенной энергии излучения могут вызвать глубокие биологические изменения в организме:

– наличие скрытого, или инкубационного, проявления действия ионизирующего излучения. Этот период часто называют периодом мнимого благополучия. Продолжительность его сокращается при облучении большими дозами;

– действие от малых доз может суммироваться или накапливаться. Этот эффект называется кумуляцией;

– излучение воздействует не только на данный живой организм, но и на его потомство. Это так называемый генетический эффект;

– различные органы живого организма имеют свою чувствительность к облучению. При ежедневном воздействии дозы 20-50 мбэр (0,2-0,5 мЗв) уже наступают изменения в крови;

– не каждый организм в целом одинаково реагирует на облучение.

– облучение зависит от частоты. Одноразовое облучение в большой дозе вызывает более глубокие последствия, чем фракционирование.

В результате воздействия ионизирующего излучения на организм человека в тканях могут происходить сложные физические, химические и биологические процессы.

Известно, что две трети общего состава ткани человека составляют вода и углерод. Вода под воздействием ионизирующего излучения расщепляется на Н и ОН, которые либо непосредственно, либо через цепь вторичных превращений образуют продукты с высокой химической активностью: гидратный окисел HO_2 и перекись водорода H_2O_2 . Эти соединения взаимодействуют с молекулами органического вещества ткани, окисляя и разрушая ее. В результате воздействия ионизирующего излучения нарушается нормальное течение биохимических процессов и обмен в организме.

Если рассматривать ткани органов в порядке уменьшения их чувствительности к действию излучения, то получим следующую последовательность: **лимфатическая ткань, лимфатические узлы, селезенка, зубная железа, костный мозг, зародышевые клетки**, больного такое соотношение нарушается. **Важным фактором** при воздействии ионизирующего излучения на организм является **время облучения**. С увеличением мощности дозы поражающее действие излучения возрастает. Чем более длительно излучение по времени, тем меньше его поражающее действие.

Биологическая эффективность каждого вида ионизирующего излучения находится в зависимости от удельной ионизации. Так, например, альфа-частицы с энергией 3 МэВ образуют 40000 пар ионов на одном миллиметре пути, бета-частицы с такой же энергией до 50-100 пар ионов, гамма-кванты – 5-10 пар ионов. Альфа- частицы проникают через верхний покров кожи до глубины до **40 мкм**, бета- частицы - до **0,13 см**. Наружное облучение **альфа-бета-излучениями менее опасно, т. к. альфа-и бета-частицы имеют небольшую величину пробега в ткани и не достигают кровеносных и других органов**. Эти излучения задерживаются одеждой, кожей и жировой прослойкой под кожей, они опасны только при внутреннем облучении.

Степень поражения организма зависит от **размера облучаемой поверхности**. С **уменьшением облучаемой поверхности уменьшается и биологический эффект**. Так при облучении фотонами поглощенной дозой 450 рад участка тела площадью 6 см² заметного поражения организма не наблюдалось, а при облучении такой же дозой всего тела было 50% смертельных случаев. Индивидуальные особенности организма человека проявляются лишь при небольших поглощенных дозах. Чем моложе человек, тем выше его чувствительность к облучению, особенно высока она у детей. Взрослый человек в возрасте 25 лет и старше наиболее устойчив к облучению. Есть ряд профессий, где существует большая вероятность облучения. При некоторых чрезвычайных обстоятельствах

Экспозиционная доза в 500 Р в клетке (объем 10 мкм) создает примерно 10^6 ионизированных атомов, при общем числе атомов порядка 10^{14} , то есть 1 ионизированный атом на 10^8 неионизированных. Среднее время жизни иона около 1 пкс, следовательно все первичные химические реакции должны происходить тотчас же после образования иона и в месте его образования. Число возможных химических реакций значительно. В результате ионизации молекул воды образуются свободные радикалы. Неустойчивые свободные радикалы могут образовывать соединения H_2 и H_2O_2 , а также вступать в соединения с растворимыми веществами. Перекись водорода и продукты разложения воды, даже в очень малых количествах, действуют на внутриклеточные системы, целостность которых весьма существенна для нормального функционирования клетки, поскольку жизнь возможна лишь в весьма узких пределах физико-химических условий. Среди этих систем наибольшее значение имеют ферменты. Всякое проявление жизнедеятельности является, в конечном итоге, результатом той или иной химической реакции, течение которой регулируется каким-либо ферментом. Торможение активности ферментов нарушает химическое равновесие в клетке, обычно весьма неустойчивое, и приводит к гибели клетки.

Этапы действия ионизирующих излучений на организм человека. Длительность этапов действия излучения возрастает от момента облучения от первого к последующему.

На первом, физическом, этапе, который продолжается около 10^{-12} с, энергия излучения передается веществу. Первичное излучение создает вторичное: электроны, дельта-электроны, ядра отдачи, тормозное излучение и флуоресцентное. Все они могут возбуждать и ионизировать молекулы биоткани, причем вовлеченные молекулы распределяются в среде неравномерно, концентрируясь вокруг траекторий заряженных частиц. Пространственная микронеоднородность распределения возбужденных и ионизированных молекул зависит от параметров, характеризующих качество излучения и от дозы излучения.

Во втором этапе, который длится около 10^{-9} с, возбужденные и ионизированные молекулы разменивают энергию возбуждения и ионизации непосредственно и во взаимодействии между собой и с другими молекулами среды, не возбужденными излучением, образуя вторичные продукты радиационно-химических реакций – **свободные радикалы.**

Третий этап. При взаимодействии продуктов реакций, образованных в разных треках заряженных частиц, и проявляется зависимость радиационного эффекта от мощности дозы излучения. После того, как избыточная энергия тем или иным способом разменена, происходят химические реакции с участием вовлеченных молекул и продуктов радиолитиза, что приводит к модификации важных в биологическом отношении молекул (образование инородной ткани). Длительность этого химического этапа зависит от свойств облучаемой среды и для мягких тканей оценивается интервалом около 10^{-6} с.

Последующие **биологические** этапы характеризуются периодом от нескольких секунд до десятилетий, что приводит к старению организма, образованию раковых клеток или гибели организма.

Изменение функционирования субклеточных структур приводит к нарушению жизнедеятельности клеток – прекращению синтеза белков или его извращению, нарушению циклов деления клеток, нарушению взаимодействия клеток данной ткани.

При всех перечисленных этапах воздействия излучений на среду наряду с деструктивными процессами, поражением, происходят восстановительные процессы, репарация и регенерация, так что конечный результат является итогом их совокупного действия.

Временная макро- и микронеравномерность облучения сказывается на его результатах вследствие наличия восстановительных процессов, развития организма и конечной продолжительности жизни. Роль неравномерности облучения во времени проявляется в зависимости от мощности дозы. Поскольку действие излучения квантовано, ибо складывается из эффектов от отдельных частиц, малыми в указанном смысле можно несомненно считать такие дозы, при которых отдельные треки заряженных частиц в облучаемой среде пространственно не перекрываются, а их продукты не взаимодействуют.

С увеличением дозы возрастает вероятность наложения треков отдельных частиц. В тех областях, где треки перекрываются, они еще оказываются разделенными во времени. Если интервал времени между появлением перекрывающихся треков мал по сравнению с характеристическим временем процессов восстановления, то влияние последних не сказывается и взаимодействие треков наблюдается в полной мере. Если этот интервал велик по отношению ко времени восстановления, то восстановительные процессы могут существенно уменьшить или даже полностью скомпенсировать взаимодействие треков.

Еще более сложный характер имеет биологическое действие ионизирующих излучений на целостный многоклеточный организм, у которого имеются различные органы со специализированными тканями и функциями.

Радиобиологический эффект. Любые изменения в нормальной жизнедеятельности живого организма, возникающие под действием радиации, называется **радиобиологическим эффектом (РБЭ)**.

За тест биологического действия радиации можно выбрать любой признак, интересующий экспериментатора–радиобиолога.

Мерой или величиной радиобиологического эффекта является отклонение от нормы (контроля) количественной характеристики выбранного биологического признака.

При прочих равных условиях радиобиологический эффект зависит от энергии, теряемой частицей на единицу пути в ткани.

Энергия «ΔE», теряемая частицей на единицу пути «Δl», называется линейной плотностью поглощенной энергии (ЛПЭ):

$$L = \Delta E / \Delta l.$$

При изменении ЛПЭ меняется не только сам биологический эффект, но и характер зависимости этого эффекта от мощности дозы. При большой ЛПЭ, когда повреждения отдельных микроэлементов клетки велики и восстановительные процессы затруднены, биологический эффект слабо зависит от мощности поглощенной дозы.

В качестве единицы измерения ЛПЭ используют килоэлектронвольт на микрометр воды: 1 кэВ/мкм = 0,16 нДж/м.

Для разных видов излучения РБЭ при одинаковой дозе оказывается различным. Поэтому для оценки радиобиологического эффекта воздействия излучения произвольного состава потребовалось введение новой характеристики дозы. Для сравнения РБЭ производимых одинаковой поглощенной дозой различных видов излучения, используют понятие **относительной биологической эффективности излучения (ОБЭ)**. Под ОБЭ понимают отношение поглощенной дозы образцового рентгеновского излучения, вызывающего определенный РБЭ, к поглощенной дозе данного рассматриваемого вида излучения, вызывающего тот же РБЭ:

$$ОБЭ = \frac{\text{доза – рентгеновского – излучения, – необходимая – для – получения – эффекта – Д}}{\text{доза – другого – вида – излучения – необходимая – для – получения – эффекта – Д}}$$

Таким образом, чем больше РБЭ данного вида излучения, тем меньше необходима доза излучения для получения определенного биологического действия «Д».

Регламентированные значения ОБЭ (НРБ-2000), установленные для контроля степени радиационной опасности при хроническом облучении называют коэффициентом качества излучения или взвешивающими коэффициентами (W_R):

- фотоны любых энергий1;
- электроны и мюоны любых энергий1;
- нейтроны с энергией менее 10 кэВ5;
- от 10 до 100 кэВ10;
- от 100 кэВ до 2 МэВ20;
- от 2 МэВ до 20 МэВ10;
- более 20 МэВ5;

- протоны с энергией более 2 МэВ, кроме протонов отдачи5;
- альфа-частицы, осколки деления, тяжелые ядра20.

Концепция безпороговой линейной зависимости доза-эффект. Прямые данные, полученные при изучении образования опухолей при накопленных дозах 1-10 Зв, свидетельствуют о том, что в этом случае зависимость между дозой и частотой индукции опухолей, как правило, линейна:

во сколько раз повышается доза, во столько раз увеличивается частота новообразований. Естественно предположить, что в области малых доз, где эффект не может непосредственно наблюдаться, эта зависимость сохраняет свое значение.

В настоящее время вопрос о существовании порога канцерогенез в радиобиологии остается открытым.

В радиационной безопасности принято считать, что порога и полностью безопасных доз нет.

После многолетних дискуссий и специального рассмотрения этого вопроса Научным комитетом по действию атомной радиации (НКРЗ) в 1985 году было принято решение, согласно которому: **дополнительное облучение в любой, сколь угодно малой дозе, сопряжено с дополнительным, отличным от нуля риском канцерогенеза.**

Это признание отсутствия порога для канцерогенного действия излучения основано на современных представлениях о механизмах канцерогенеза.

В основе развития опухоли лежит одиночная онкогенно-трансформированная клетка, способная к нерегулируемому делению и не различимая для иммунного надзора. Процесс онкогенной трансформации имеет вероятностный характер, причем это событие весьма редкое. Установлено, что такое событие происходит **1 раз на 10^{18} взаимодействий** ионизирующих частиц с клетками. Если учесть, что в организме человека **10^{14} клеток**, то это означает, что одна из них может стать родоначальницей клинической формы рака в среднем при **10^4 взаимодействий** излучений с каждой клеткой организма. Явление онкогенной трансформации – процесс вероятностный. Поэтому справедливо допустить, что онкогенную трансформацию может претерпеть клетка и при единичном акте ионизации, вызвавшем активацию онкогена (разрушение депрессирующего гена).

Зависимость доза-эффект в радиобиологии. Для радиационной безопасности особый интерес представляют эффекты тех доз, которые встречаются в реальных условиях производства и проживания людей. Накопленная в течение всей жизни человека доза за счет естественного радиационного фона не превышает, как правило, **0,1 Зв**. Профессиональное облучение и облучение за счет природных источников в подавляющем большинстве случаев не превышает за жизнь дозы **1 Зв**.

Дозы, накопленные за период всей жизни, составляющие величину порядка 1 Зв, при условии, что годовые мощности доз находятся в пределах от естественного фона до 10 мЗв, называются малыми.

Многолетние наблюдения за персоналом и населением, подвергшихся воздействию повышенных доз в силу различных причин, позволяют сделать вывод, что длительное, многолетнее облучение при мощности дозы до **50 мЗв в год у персонала** или дозах до **10 мЗв в год у населения** в целом не вызывает никаких неблагоприятных соматических сдвигов, реально регистрируемых современными методами исследования.

В настоящее время нет прямых доказательств влияния малых и сверхмалых доз облучения на канцерогенез. Способность ионизирующего излучения вызывать рак и генетические нарушения у человека была выявлена только в тех случаях, когда накопленные дозы облучения составляли 100-1000 Зв, но никак не менее 1 Зв. Однако из этого не следует, что малые или даже сверхмалые дозы не могут вызвать стохастических эффектов.

Согласно современным представлениям о природе канцерогенеза, в основе ракового перерождения клетки лежат основы ее наследственного аппарата – молекул ДНК, приводящие к активации онкогена. Такая активация может быть связана физическими факторами (ионизирующее и ультрафиолетовое излучения), химическими (канцерогены) и биологическими (вирусы, гормоны). Она спонтанно возникает и при обычной жизнедеятельности клеток, обусловленной пролиферацией и старением. Большое значение в канцерогенезе могут иметь промотеры – вещества и факторы, дающие толчок к пролиферации онкогенно-трансформированной клетки, а также коканцерогены – вещества, способствующие преобразованию метаболитов в канцерогены и облегчающие последним контакт с клеткой. В живом нормальном организме постоянно протекают эти процессы, обуславливающие повсеместно существующую так называемую спонтанную заболеваемость раком. Ионизирующее излучение является лишь одним из многих канцерогенных факторов, воздействующих на человека в реальной жизни.

4.5. Эквидозиметрия ионизирующих излучений

В 1954 г. Международная комиссия по радиационной защите (МКРЗ) рекомендовала конкретные значения коэффициента ОБЭ в зависимости от линейной плотности ионизации или от средних линейных потерь энергии в воде. Именно эти регламентированные значения предлагалось использовать в дальнейшем при определении бэра.

Таким образом, рекомендации МКРЗ 1954 г. заложили количественные основы эквидозиметрии. Единицу бэр стали понимать как биологический эквивалент рада. Рекомендации подсказывали прямолинейный способ измерения ОБЭ–дозы: для этого нужно определить раздельно поглощенную дозу отдельных компонент излучения (фотонов, нейтронов и т. п.), умножить полученные значения на соответствующие округленные значения коэффициента ОБЭ и сложить.

В том же 1954 г. Боуг впервые вычислил распределение поглощенной дозы нейтронов в воде по спектру ЛПЭ, что позволило определить более точные значения коэффициента ОБЭ. Эта работа положила начало расчетным методам, связывающим энергетический спектр и состав излучения с его качеством. В 1955 г. Снайдер и Нойфельд впервые применили метод Монте–Карло для получения распределения ОБЭ–дозы тепловых нейтронов в модели тела человека.

В 1955 г. Росси выдвинул идею создания сферического пропорционального счетчика, способного непосредственно измерять ОБЭ–дозу в бэрах. Совместно с Розенцвейгом они изготовили такой счетчик, применили его и развили метод обработки аппаратурных спектров, позволяющий восстанавливать спектр излучения в шкале ЛПЭ. Счетчик Росси был по существу первым эквидозиметром.

Дальнейшее развитие идеологии, расчетных и аппаратурных методов позволило констатировать появление новой отрасли науки и техники, которую первоначально рекомендовали называть бэрметрией, а соответствующие измерительные приборы — бэрметрами. Это название в дальнейшем использовалось и МКРЗ. Однако в последующем в связи с введением Международной системы единиц СИ МКРЗ в Рекомендации 26 отказалась от применения единицы бэр и рекомендовала новую единицу эквивалентной дозы в системе СИ – **зиверт**.

Поэтому, название бэрметрия стало анахроничным, и было предложено новое название – эквидозиметрия. Понятие эквидозиметрия толкуется по-разному. Под ней можно понимать раздел измерительной техники, обеспечивающий измерение эквивалентной дозы, т. е. решение задачи контроля уровня хронического облучения людей в малых дозах. Можно рассматривать эквидозиметрию как раздел науки и техники, занимающийся обоснованием величин, характеризующих действие излучения на человека при разных условиях воздействия с учетом пространственной и временной макро- и микронеоднородности облучения, а также разрабатывающий способы и средства измерения выбранных величин и обеспечивающий их

измерение. Наконец, под эквидозиметрией можно понимать раздел науки и техники, занимающийся количественной оценкой воздействия излучения не только на человека, но и на другие биологические объекты и вообще на любые объекты, но такого воздействия, при котором существенно сказывается качество излучения. В рамках последнего определения эквидозиметрия подразделяется на отдельные ветви по типам облучаемых объектов – организмы, клетки, химические соединения, твердые тела и т. п. Объединяет их общая структура основных понятий, величин и одинаковый подход к измерению этих величин.

Эквидозиметрия находится на стыке таких дисциплин, как дозиметрия ионизирующего излучения, метрология ИИ, радиобиология, радиационная медицина, радиационная безопасность.

Вопросы радиационной безопасности персонала и населения при использовании источников ИИ в народном хозяйстве, применение их в медицине, воздействие широкого спектра ИИ при освоении человеком космического пространства, внедрение радиационной технологии и обеспечение радиационной стойкости материалов, приборов и механизмов – все это нуждается в развитии того раздела науки и техники, который назвали эквидозиметрией.

Применительно к хроническому облучению людей в малых дозах в Рекомендациях МКРЗ 1990 года используется две величины, подобные ОБЭ:

– взвешивающий коэффициент для излучения W_R , относящийся к излучению, падающему на тело, а в случае внутреннего, к излучению испущенному при ядерном превращении. Значения W_R определены в зависимости от вида и энергии излучения и характеризуют источник излучения. Взвешивающие коэффициенты для излучения предназначены для определения нормируемых величин: величина, являющаяся мерой ущерба (вреда) от воздействия излучений на человека и его потомства.

– коэффициент качества излучения, относящийся к излучению, непосредственно передающему энергию в точке внутри облучаемого объекта.

Эквивалентная доза, единицы измерения. Эквивалентная доза (биологическая, тканевая доза) ионизирующего излучения – это произведение поглощенной дозы « D_n » на средний коэффициент качества излучения « k » в данном объеме биологической ткани стандартного состава:

$$D_{\text{экв}} = k D_n$$

Единица измерения в СИ: **Зиверт (Зв)**. $1\text{Зв} = 10^3 \text{ мЗв} = 10^6 \text{ мкЗв}$.

Зиверт равен эквивалентной дозе, при которой произведение поглощенной дозы в биоткани стандартного состава на средний коэффициент качества равно **1 Дж/кг**. Иными словами **зиверт – это единица эквивалентной дозы любого вида излучения в биоткани, которое создает такой же биологический эффект, как и поглощенная доза в 1 Гр образцового рентгеновского или гамма-излучения.** ($1\text{Зв} = 1\text{ Дж/кг}$).

В качестве **образцового** обычно принимают рентгеновское излучение с граничной энергией **200 кэВ**.

Внесистемная единица эквивалентной дозы – **бэр (биологический эквивалент рада)**. **Бэр** равен эквивалентной дозе, при которой произведение поглощенной дозы в биоткани стандартного состава на средний коэффициент качества равно **100 эрг/г**. Иными словами, бэр – единица эквивалентной дозы любого вида излучения в биоткани, которое создает такой же биологический эффект, как и поглощенная доза в 1 рад образцового рентгеновского излучения, тогда:

$$1 \text{ Зв} = 100 \text{ бэр}, 1 \text{ бэр} = 0,01 \text{ Зв}$$

В реальных задачах поток излучения может падать не перпендикулярно к поверхности тела человека, а быть разнонаправленным. Тогда реальная тканевая доза, отнесенная к единичному флюенсу, может отличаться от дозы при нормальном падении излучения на поверхность тела человека за счет самоэкранировки. Для оценки этого эффекта введено поня-

тие коэффициента изотропности, определяемого как отношение максимальной эквивалентной дозы при нормальном падении внешнего излучения на тело человека к максимальной эквивалентной дозе при угловом распределении этого излучения в реальных условиях для одного и того же флюенса.

Мощность эквивалентной дозы, единицы измерения. Мощность эквивалентной дозы ($P_{\text{экв}}$) – это отношение приращения эквивалентной дозы « $dD_{\text{экв}}$ » за интервал времени « dt » к этому интервалу:

$$P_{\text{экв}} = dD_{\text{экв}} / dt.$$

Единицы измерения мощности эквивалентной дозы: Зв/с, мЗв/с, мкЗв/с; бэр/с, мбэр/с, мкбэр/с.

Для мягких тканей и для гамма-излучения можно условно принять:

$$1 \text{ Р} = 1 \text{ рад} = 1 \text{ бэр}, \text{ или } 1 \text{ Р} = 0,01 \text{ Гр} = 0,01 \text{ Зв} (0,01 \text{ Дж/кг}).$$

Эффективная эквивалентная доза. Различные органы и ткани человека имеют разные чувствительности к излучению. Известно, например, что при одинаковой эквивалентной дозе облучения возникновение рака в легких более вероятно, чем в щитовидной железе, а облучение гонад особенно опасно из-за риска генетических повреждений. Поэтому для случаев неравномерного облучения разных органов и тканей тела человека введено понятие **эффективной эквивалентной дозы**.

Для определения этой величины необходимо ввести понятие риска. **Риск** – это вероятность возникновения неблагоприятных последствий для человека вследствие облучения, аварии или другой причины, проявление которой носит стохастический характер.

Эффективная эквивалентная доза определяется по формуле:

$$D_{\text{эфф}} = \sum W_T \cdot H_T,$$

где, H_T – средняя эквивалентная доза в i -ом органе или ткани; W_T – взвешивающий фактор, представляющий собой отношение стохастического риска смерти в результате облучения i -го органа или ткани к риску смерти от равномерного облучения тела при одинаковых эквивалентных дозах.

То есть, W_T определяет весовой вклад данного органа или ткани в риск неблагоприятных последствий для организма при равномерном облучении. Другими словами, эффективная эквивалентная доза, при неравномерном по органам и тканям облучении, равна такой эквивалентной дозе при равномерном облучении всего организма, при которой риск неблагоприятных последствий будет таким же, как и при данном неравномерном облучении.

Единицы измерения эффективной эквивалентной дозы: Зиверт (Зв), бэр.

Взвешивающие коэффициенты для тканей и органов при расчете эффективной дозы приведены ниже (НРБ–2000):

Гонады	0,20
Костный мозг	0,12
Тонкий кишечник	0,12
Легкие	0,12
Желудок	0,12
Мочевой пузырь.....	0,05
Грудная железа	0,05
Печень	0,05
Пищевод	0,05
Щитовидная железа	0,05
Кожа	0,01
Клетки костных поверхностей	0,01
Остальное	0,05

Эквивалентная доза и эффективная эквивалентная доза характеризуют меру ожидаемого эффекта облучения для одного индивидуума, это индивидуальные дозы. На практике возникает также необходимость оценивать меру ожидаемого эффекта при облучении больших групп людей, вплоть до целых популяций.

Для оценки стохастических ожидаемых эффектов облучения персонала или населения часто используется **коллективная эквивалентная доза**.

Единицы измерения коллективной дозы: человеко-зиверт, человеко-бэр, (чел. Зв, чел. бэр). Таким образом, для получения коллективной эквивалентной дозы необходимо просуммировать индивидуальные эффективные эквивалентные дозы полученные группой людей.

Многие радионуклиды распадаются очень медленно и останутся радиоактивными и в отдаленном будущем. Коллективную эффективную дозу, которую получают многие поколения людей от какого-либо радиоактивного источника, за все время его дальнейшего существования называют **ожидаемой (полной) коллективной эффективной эквивалентной дозой** и ее также измеряют в **человеко-зивертах** или **человеко-бэрах, (чел.Зв, чел.бэр).**

И в заключение этого раздела можно отметить некоторые основные закономерности связи между различными единицами измерения доз ионизирующего излучения. Экспозиционную дозу можно использовать для более точной, но приближенной оценки поглощенной и эквивалентной доз в веществе (табл. 2).

Таблица 2. Пересчет доз для гамма-излучения (мышцы)

Величина	Система	Единица	Пересчет в:
Экспозиционная доза	СИ	Кл/кг	Поглощенную 1 Р = 0,0091 Гр = 0,96 рад
Экспозиционная доза	Внесистемная	Р	Эквивалентную 1 Р = 0,0091 Зв = 0,91 бэр
Поглощенная доза	СИ	Гр	Экспозиционную 1 Гр = 100 рад = 110 Р
Поглощенная доза	Внесистемная	рад	Эквивалентную 1 Гр = 1 Зв = 100 бэр
Эквивалентная доза	СИ	Зв	Экспозиционную 1 Зв ~ 110 Р
Эквивалентная доза	Внесистемная	бэр	Поглощенную 1 Зв = 100 бэр = 1 Гр

4.6. Современная система дозиметрических величин

Нормы радиационной безопасности Республики Беларусь – НРБ-2000 – отражают современное состояние радиационной безопасности промышленно развитых стран. С выходом Норм преодолен многолетний разрыв в принципах и методологии обеспечения радиационной безопасности между отечественной практикой и требованиями МАГАТЭ в этой области. Введение в действие НРБ-2000 приведет к коренному изменению системы обеспечения радиационной безопасности. Прямым следствием этого является введение в практику новых дозиметрических величин.

Результат воздействия ионизирующих излучений на облучаемые объекты заключается в физико-химических или биологических изменениях в этих объектах. Примерами таких изменений могут служить нагрев тела, фотохимическая реакция рентгеновской пленки, изменение биологических показателей живого организма и т. п. Радиационный эффект зависит от физических величин X_i , характеризующих поле излучения или взаимодействие излучения с веществом:

$$\eta = F(X_i).$$

Величины X_i функционально связанные с радиационным эффектом η , называются дозиметрическими. Целью дозиметрии является измерение, исследование и теоретические расчёты дозиметрических величин для предсказания или оценки радиационного эффекта, в частности – радиобиологического эффекта.

Обеспечение условий использования источников ионизирующего излучения, при которых вред для человека от возможных радиационных эффектов был бы приемлемым, является главной целью радиационной безопасности. Частные задачи радиационной безопасности заключаются в определении нормируемых дозиметрических величин и в установлении для них пределов, определяющих границы допустимого уровня воздействия излучения на человека. Развитие радиационной безопасности заключается в определении критериев и принципов, формирующих требования к нормируемым величинам и их допустимым уровням.

Система дозиметрических величин формируется как результат развития радиобиологии, дозиметрии и радиационной безопасности. Критерии безопасности в значительной степени определяются обществом, поэтому в разных странах сформировались и различные системы дозиметрических величин. Важную роль в унификации этих систем играет Международная комиссия по радиологической защите (МКРЗ) – независимая организация, объединяющая экспертов в области биологического действия излучения, дозиметрии и радиационной безопасности. Под влиянием регулярно публикуемых Рекомендаций МКРЗ сформировалась современная система дозиметрических величин, включающая (рис. 23, 24):

- физические величины, являющиеся мерой воздействия ионизирующего излучения на вещество;
- нормируемые величины, являющиеся мерой ущерба (вреда) от воздействия излучения на человека;
- операционные величины, являющиеся непосредственно определяемыми в измерениях величинами, предназначенными для оценки нормируемых величин при радиационном контроле.

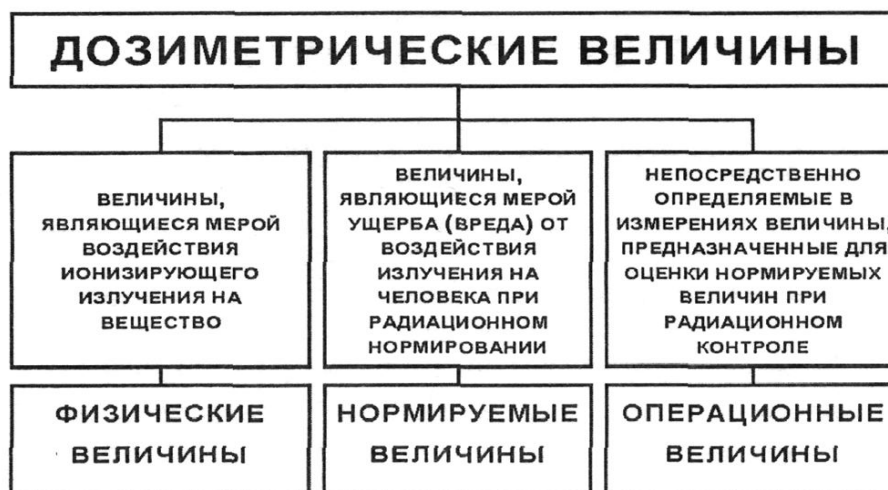


Рис.23. Современная система дозиметрических величин.



Рис. 24. Связь между дозиметрическими величинами.

Распространенными дозиметрическими величинами являются доза излучения (поглощенная доза), экспозиционная доза, флюенс, плотность потока частиц, линейная передача энергии, эквивалентная доза облучения органа или ткани, коэффициент качества излучения, относительная биологическая эффективность, взвешивающий коэффициент для излучения, эффективная доза, взвешивающие коэффициенты для тканей и органов, эквивалент дозы. Ниже даны краткие пояснения основных дозиметрических величин, а в табл.3 приведены единицы их измерения.

Таблица 3. Основные дозиметрические величины и единицы их измерения

Величина	Основная единица	Внесистемная единица	Примечания
Плотность потока частиц	$1/(с \cdot м^2)$	–	Можно обозначать в зависимости от вида излучения: част./ $(с \cdot м^2)$, фотон/ $(с \cdot м^2)$ и т. п.
Доза излучения	Гр	рад	$1 \text{ рад} = 10^{-2} \text{ Дж/кг} = 10^{-2} \text{ Гр}$
Экспозиционная доза	Кл/кг	Р (Рентген)	$1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}$
Эквивалентная доза облучения органа или ткани	Зв	бэр	Принято, что при эквивалентной дозе 1 Зв данного вида излучения возникает такой же биологический эффект, как и при дозе 1 Гр образцового излучения
Эффективная доза	Зв	бэр	Принято, что при эффективной дозе 1 Зв данного вида излучения человеку причиняется тот же ущерб, как и при равномерном облучении тела человека с эквивалентной дозой 1 Зв
Эквивалент дозы	Зв	бэр	Равен поглощенной дозе в точке, умноженной на средний коэффициент качества для излучения, воздействующего на ткань в данной точке.

Первоначально развитие дозиметрии определялось главным образом необходимостью защиты от воздействия рентгеновского и гамма-излучений природных радиоактивных веществ при медицинском применении ионизирующих излучений. Ионизация среды под воздействием этих излучений явилась первым физическим эффектом, который сопоставляли с биологическим действием излучения. Мерой ионизационного действия фотонного излучения, определяемой по ионизации воздуха в условиях электронного равновесия, является **экспозиционная доза**. Непосредственно измеряемой физической величиной при определении экспозиционной дозы фотонного излучения является общий электрический заряд ионов одного знака, образованных в воздухе за время облучения. Ионизация просто измеряется воздушными ионизационными камерами, при этом воздух для широкого диапазона энергии рентгеновского и гамма-излучения может служить хорошей моделью мышечной ткани при оценке ионизационного эффекта. Экспозиционная доза определяется как концентрация ионов одного знака в воздухе и равна отношению суммарного заряда всех ионов одного знака, созданных в воздухе излучением при полном торможении вторичных электронов и позитронов, образующихся в элементарном объёме, к массе воздуха в этом объёме. С открытием нейтрона и деления ядер возникли новые мощные источники излучения: потоки нейтронов, ускоренных электронов, позитронов и тяжёлых заряженных частиц. Необходимость защиты от воздействия различных излучений привела к созданию универсальной энергетической концепции, применимой к любым видам ионизирующего излучения и ко всем средам. При этом **поглощенная доза излучения D** была введена как основная дозиметрическая величина, отражающая концентрацию энергии, переданной ионизирующим излучением веществу.

Важной физической характеристикой воздействия излучения на вещество является линейная передача энергии (ЛПЭ) излучения – отношение энергии переданной веществу заряженной частицей вследствие столкновений на элементарном пути, к длине этого пути. Если не определяется иное, через ЛПЭ обозначают полную потерю энергии заряженной частицей в воде.

Важными характеристиками потока излучения являются флюенс и плотность потока частиц (квантов) излучения. **Флюенс частиц Φ** – отношение числа частиц dN , проникающих в элементарную сферу, к площади центрального сечения dS этой сферы. **Плотность потока частиц** – флюенс за единицу времени.

Нормируемые величины. Научной основой радиационной безопасности служат многолетние эпидемиологические исследования групп облученных людей. Цель таких исследований – выявление закономерностей действия ионизирующего излучения в области малых доз, характерных для условий нормальной эксплуатации источников излучения. Наибольший вклад в развитие радиационной безопасности внесли результаты изучения радиационных эффектов у жертв военного применения атомного оружия, переживших атомные бомбардировки Хиросимы и Нагасаки. По мере изучения биологических эффектов излучения и становления ядерной науки и техники, развивались концепции нормирования – от концепции эквивалента дозы через эффективный эквивалент дозы к современной концепции эффективной дозы.

В конце 80-х прошлого века концепция обеспечения радиационной безопасности получила современное представление в виде Рекомендаций МКРЗ 1990 года, которыми была предложена концепция «эффективной эквивалентной дозы». Эта концепция является результатом последовательного развития представлений о биологическом действии ионизирующего излучения и поиска меры воздействия ионизирующего излучения, отвечающей целям радиационной безопасности. Использование эффективной дозы позволяет перейти от характеристик поля ионизирующего излучения к социально обусловленной мере воздействия излучения на человека – ущербу, использование которого создает условия для приведения к единому стоимостному знаменателю вреда, затраты и выгоды от использования источников ионизирующего излучения. Согласно МКРЗ **ущерб** – «сложное понятие, сочетающее вероят-

ность, степень тяжести эффекта и время его проявления», величину которого можно выразить в числе лет полноценной жизни, потерянных в результате преждевременного заболевания или смерти, вызванных воздействием ионизирующего излучения.

При определении ущерба учитываются:

1) вероятности преждевременной смерти в результате реализации смертельного рака за все время ожидаемой жизни или тяжелого генетического нарушения, которое приводит к преждевременной гибели потомков облученных лиц в первых двух поколениях;

2) вклад в ущерб от несмертельных (излечиваемых) случаев рака, как реализации стохастических эффектов облучения;

3) продолжительность потерянных лет жизни в результате реализации тех или иных стохастических эффектов.

Облучение вызывает эффекты двух классов: стохастические и детерминированные (нестохастические). К стохастическим эффектам, реализация которых имеет вероятностный характер, относят радиогенные раки (злокачественные опухоли и лейкозы) и тяжелые наследственные болезни. Все остальные эффекты, как правило, относят к классу детерминированных (нестохастических). Вероятность реализации воздействия излучения в виде того или иного эффекта зависит от дозы облучения и времени, прошедшего после облучения. Для целей радиационной безопасности, как правило, рассматривается вероятность, отнесенная ко всей ожидаемой продолжительности жизни человека – т.н. **пожизненная вероятность**. Пожизненную вероятность эффектов, приводящих к смерти человека, обычно называют вероятностью преждевременной смерти. **Дозовая зависимость** пожизненной вероятности для детерминированных эффектов имеет в области больших доз порог, ниже которого проявление эффекта практически невозможно. При превышении порога эта вероятность быстро приближается к единице. Для пожизненной вероятности реализации стохастических эффектов принята линейная зависимость от дозы.

Радиобиологические исследования показали, что в области малых доз одни и те же радиобиологические эффекты облучения органов могут иметь одинаковую степень тяжести при различных дозах, если на орган или ткань воздействуют ионизирующие излучения различной природы. Для учета этих отличий было введено понятие **относительной биологической эффективности излучений (ОБЭ)** и изучена ее зависимость от множества характеристик излучения, в том числе и от его ЛПЭ. Относительная биологическая эффективность некоторого излучения принята равной отношению поглощенной дозы D_0 образцового излучения, вызывающего определенный биологический эффект, к поглощенной дозе D данного излучения, вызывающей такой же эффект. В качестве **образцового принято рентгеновское излучение с граничной энергией 200 кэВ**. Многочисленными исследованиями было показано, что при облучении одних и тех же биологических объектов ОБЭ излучения зависит от конкретного эффекта, условий облучения, вида излучения, его энергии и интенсивности. ОБЭ зависит от ЛПЭ ионизирующих частиц и приблизительно одинакова для различных видов излучений с равными ЛПЭ.

Применительно к хроническому облучению людей в малых дозах в Рекомендациях МКРЗ 1990 года используются две величины, подобные ОБЭ – взвешивающий коэффициент для излучения W_R и средний коэффициент качества излучения k . Для определения этих величин в качестве тестовых были приняты эффекты возникновения радиогенных раков различной локализации у млекопитающих и злокачественные трансформации *in vitro* клеток млекопитающих. В системе дозиметрических величин регламентирована зависимость W_R и k от энергии, вида и ЛПЭ излучения.

В радиационной безопасности в качестве меры неблагоприятных последствий при облучении живого организма, отдельной ткани или органа используется специальная величина – **эквивалентная доза облучения органа или ткани**. Она равна поглощенной дозе в органе или ткани, умноженной на соответствующий взвешивающий коэффициент для данного излучения W_R . Эквивалентная доза является функционалом, приводящим облучения органов и

тканей человека любым излучением к эквивалентному по ущербу облучению стандартным редкоизионизирующим излучением.

Взвешивающий коэффициент для излучения используется при определении нормируемых величин, предназначенных для контроля обеспечения радиационной безопасности в условиях хронического облучения в малых дозах. Для рентгеновского и гамма-излучений $W_R=1$. Для всех других ионизирующих излучений $W_R>1$ и устанавливается на основании обобщения ОБЭ для облучения органов и тканей излучениями различного вида. Взвешивающие коэффициенты могут быть разными для различных энергий излучения одного и того же вида, но их значение не зависит от облучаемого органа или ткани. Взвешивающие коэффициенты относятся к внешнему излучению, падающему на поверхность тела, а в случае внутреннего облучения – испускаемому при ядерном превращении.

Одной из наиболее важных величин, введенных в практику радиационной защиты Рекомендациями МКРЗ 1977 года, является **ожидаемая эквивалентная доза** внутреннего облучения $H_T(t)$. Эта величина является аналогом эквивалентной дозы внешнего излучения и играет роль меры неблагоприятных последствий при облучении отдельной ткани или отдельного органа человека источниками внутреннего излучения.

Поступление радиоактивного вещества в организм зачастую приводит к облучению органов и тканей в течение длительного времени. Управлять таким облучением после проникновения радиоактивного вещества вовнутрь организма практически невозможно. Используя закономерности биокинетики радионуклидов, можно только предсказать величину мощности доз в отдельных органах тела человека. Эти особенности внутреннего облучения требуют рассматривать поступление радиоактивного вещества в организм как событие, за которым неотвратимо следует облучение органов и тканей и, как следствие, причинение вреда. При внутреннем облучении момент причинения вреда совмещается с поступлением радиоактивного вещества в организм, а реализация его в виде того или иного эффекта ожидается в течение всей оставшейся жизни человека $H_T(t)$. При равенстве величин H_T и $H_T(t)$ следует ожидать в течение оставшейся жизни одинаковые последствия внешнего и внутреннего облучения.

Ожидаемая эквивалентная доза имеет смысл временного интеграла мощности эквивалентной дозы в органе или ткани, которая формируется в течение некоторого времени после поступления в организм радиоактивного вещества.

В области малых доз облучение различных органов или тканей с различными эквивалентными дозами могут приводить к одним и тем же ущербам. Мерой ущерба, причиненного облучением человеку, является эффективная эквивалентная доза или сокращенно – эффективная доза. Величина ущерба в концепции эффективной дозы МКРЗ рассматривается как «математическое ожидание размера нежелательных последствий, т.е. произведение вероятности и тяжести последствий события (преждевременной смерти в результате облучения). Величина ущерба равна произведению пожизненной вероятности смерти от радиогенного рака на среднее число лет, которые в результате могут быть потеряны. Последняя величина не зависит от дозы облучения и лежит в строго ограниченных пределах (10-30 лет) в зависимости от того, какой орган облучен. Вероятность преждевременной смерти в результате реализации стохастических эффектов зависит оттого, какой орган облучен, от эквивалентной дозы в органе, от возраста человека в момент облучения. Для населения в целом эта вероятность равна $6 \cdot 10^{-2}$ при равномерном облучении всего тела с эквивалентной дозой 1 Зв. Облучение отдельного человека приводит к редким событиям, имеющим дискретный спектр размеров, поэтому применение эффективной дозы для оценки индивидуального ущерба практически бесполезно, поскольку неопределенности таких оценок для конкретного человека громадны.

Эффективную дозу целесообразно использовать для прогнозной оценки пожизненного ущерба при облучении больших групп людей. Необходимо подчеркнуть, что МКРЗ в определении меры пожизненного радиологического ущерба оставляет за рамками рассмотрения вероятность реализации этого ущерба в течение оставшейся после облучения челове-

ской жизни. Человеческая смерть есть уникальная реализация одного из множества пожизненных рисков различной природы: риска умереть от сердечно-сосудистого заболевания; в результате аварии на транспорте; стихийного бедствия и т.д. Радиологический пожизненный риск преждевременной смерти является только одним из элементов этого множества. Таким образом, эффективную дозу следует рассматривать как меру радиологического ущерба, не рассматривая возможность реализации этого ущерба в виде возникновения у облученного какого-то заболевания в оставшийся период жизни. Дозиметрической величиной, предназначенной для оценки радиологического ущерба в области облучения с малыми дозами, является **коллективная эффективная доза S**, равная для коллектива из N человек сумме индивидуальных эффективных доз E_1, \dots, E_N . Единица эффективной коллективной дозы – **человекозиверт (чел.-Зв)**.

В области малых доз облучению с эффективной коллективной дозой 1 чел.-Зв. соответствует ущерб, равный потере 1 чел.-года полноценной «коллективной» жизни облученного коллектива. Абсолютное значение коллективной дозы подобно сумме температур больных в какой-нибудь больнице и не несет полезной информации. Коллективную дозу следует использовать для сравнения последствий облучения разных групп людей при анализе соотношения «затраты - выгода». За пределами области облучений с малыми дозами, в случае, когда эффективная доза, полученная в течении года, превышает 200 мЗв, коллективную дозу применять для оценки потенциальных последствий облучения не следует. В этом случае нужно использовать более общий подход, основанный на концепции риска, как это сделано в НРБ-2000.

Операционные дозиметрические величины. Как правило, нормируемые величины, в которых выражены основные дозовые пределы, непосредственно измерить невозможно. Для оценки нормируемых величин при радиационном контроле предназначены операционные величины, которые являются непосредственно определяемыми в измерениях величинами. Введение в практику радиационного контроля операционных величин необходимо в первую очередь для унификации методов контроля и определения таких требований к функции отклика приборов радиационного контроля.

Система операционных величин внешнего облучения, созданная в результате совместной работы МКРЕ и МКРЗ, существует более 50 лет. По мере того, как менялись нормируемые величины, операционные величины развились от максимального эквивалента дозы (МЭД) через индексы эквивалента дозы к рекомендуемым в настоящее время величинам **амбиентного и индивидуального эквивалента дозы**.

В определении операционных величин внешнего облучения используется эквивалент дозы (H) – поглощенная доза в точке, умноженная на средний коэффициент качества излучения, воздействующую на ткань в данной точке. Эквивалент дозы равен поглощенной дозе в точке, умноженной на средний коэффициент качества излучения, воздействующего на биологическую ткань в данной точке. Единица эквивалента дозы – зиверт (Зв).

Для обеспечения однозначности при расчете или измерении операционных величин регламентирована зависимость от ЛПЭ коэффициента качества излучения $k(L)$ – величина которая учитывает повреждения биологической ткани, возникающие вследствие микроскопического распределения поглощенной энергии в точке взаимодействия излучения с веществом. Коэффициент качества излучения является функцией ЛПЭ, (L):

$$k(L) = \begin{cases} 1 & \text{при } L \leq 10 \text{ кЗв/мкм} \\ 0,32 \times L - 2,2 & \text{при } 10 \leq L < 100 \text{ кЗв/мкм} \\ 300/\sqrt{L} & \text{при } L \geq 100 \text{ кЗв/мкм} \end{cases}$$

Среднее значение коэффициента качества \bar{k} излучения в точке определяется соотношением:

$$\bar{k} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} k(L)D(L)d(L),$$

где D – поглощенная доза, $k(L)$ – зависимость коэффициента качества от ЛПЭ, $D(L)dL$ – поглощенная доза в точке от излучения с ЛПЭ от L до $L+dL$.

Взаимодействие излучения с телом человека приводит к изменению самого радиационного поля. Операционные величины определяются таким образом, чтобы воспроизвести этот эффект, для чего используется фантомы человеческого тела.

Операционной величиной внешнего облучения для контроля радиационной обстановки принят **амбиентный эквивалент дозы $H(d)$** . (Амбиентная доза – от англ. ambient (от лат. ambi кругом, вокруг, с обеих сторон), dose equivalent – эквивалент дозы, характеризующей радиационную обстановку. $H(d)$ – эквивалент дозы, который был бы создан в шаровом фантоме МКРЕ на глубине d (мм) от поверхности по диаметру, параллельному направлению излучения, в поле излучения идентичном рассматриваемому по составу, флюенсу и энергетическому распределению, но мононаправленном и однородном (рис. 25).

Амбиентный эквивалент дозы используется для характеристики поля излучения в точке, совпадающей с центром шарового фантома. Эта величина является изотропной и применительно к реальному полю характеризует консервативную оценку дозы облучения человека. **Единица амбиентного эквивалента дозы – зиверт (Зв).**

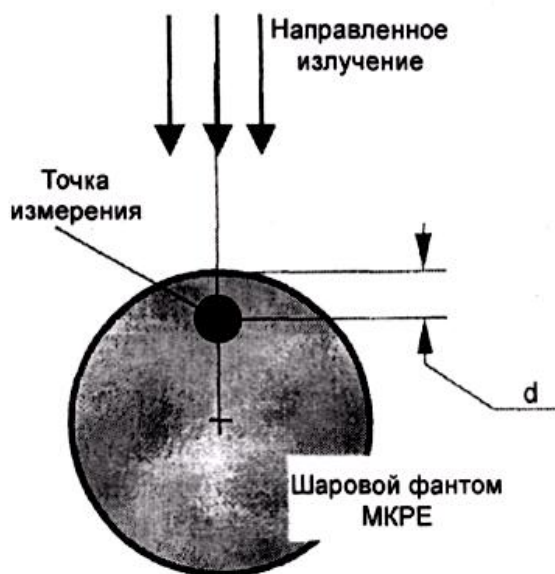


Рис.25. Схема определения амбиентного эквивалента дозы.

Шаровой фантом МКРЕ – шар диаметром 30 см из тканеэквивалентного материала, имеющего следующий массовый химический состав: 76,2% - кислород, 11,1% – углерод, 10,1% – водород и 2,6% – азот и плотность 1 г/см³.

Операционной величиной внешнего облучения для индивидуального контроля доз облучения человека принят **индивидуальный эквивалент дозы $H_p(d)$** – эквивалент дозы в мягкой биологической ткани, определяемый на глубине d (мм) под рассматриваемой точкой на теле (рис.26).

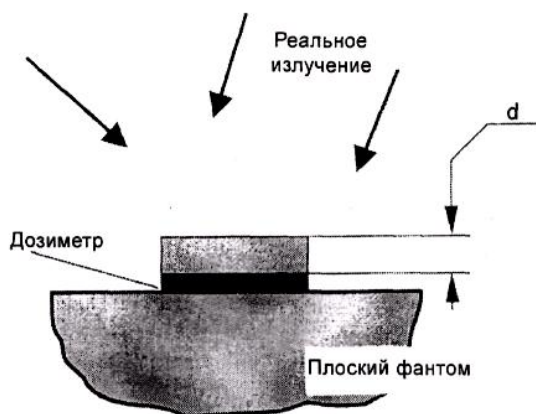


Рис.26. Схема определения индивидуального эквивалента дозы.

При определении операционных величин значение **d** принимается равным **10 мм** для контроля величины эффективной дозы, **0,07 мм** – для эквивалента дозы облучения **кожи** и **3 мм** – для эквивалента дозы облучения **хрусталика глаза**.

Операционной величиной для контроля радиационной обстановки на рабочих при внутреннем облучении персонала является **объемная активность радионуклида на рабочем месте, С**. Единица измерения объемной активности - **Бк/м³**.

Поступление радионуклида в организм человека через органы дыхания является операционной величиной для индивидуального контроля внутреннего облучения. Величина индивидуального поступления определяется:

- для γ -излучающих радионуклидов – путем математического расчета с использованием функции выведения радионуклида из всего тела или его отдельных органов по данным систематических измерений содержания радионуклидов в теле человека или его отдельных органах при помощи спектрометра излучения человека;
- для α - и (β -излучающих радионуклидов – путем математического расчета поступления с использованием функции удержания радионуклида в теле человека по данным систематических измерений выведения радионуклидов из его тела с помощью биофизических методов;
- для любых радионуклидов – путем расчета поступления с использованием объемной скорости поступления вдыхаемого воздуха в органы дыхания по данным систематических измерений объемной активности радионуклида в зоне дыхания работника с помощью индивидуального пробоотборника радиоактивных аэрозолей и фиксирования времени выполнения работ при данной объемной активности радионуклида.

Использование операционных величин в радиационном контроле нацелено на консервативную оценку значений соответствующих нормируемых величин. В общем виде связь между величинами, используемыми в радиационном контроле, выглядит следующим образом (рис.27):



Рис.27. Связь между величинами в радиационном контроле.

Коэффициент связи **a** и физическая схема определения операционных величин выбрана таким образом, чтобы произведенная с их помощью оценка значения нормируемой величины была бы больше истинного значения нормируемой величины в данных условиях

облучения. Например, в контроле эффективной дозы внешнего излучения применяют замещение

$$E^{\text{внеш}} \leftarrow \alpha \times H_p(10),$$

где $\alpha = 1$.

На рисунке 28 показано, как соотносятся оценки эффективной дозы с истинным значением этой величины при облучении тела человека мононаправленным потоком фотонного излучения.

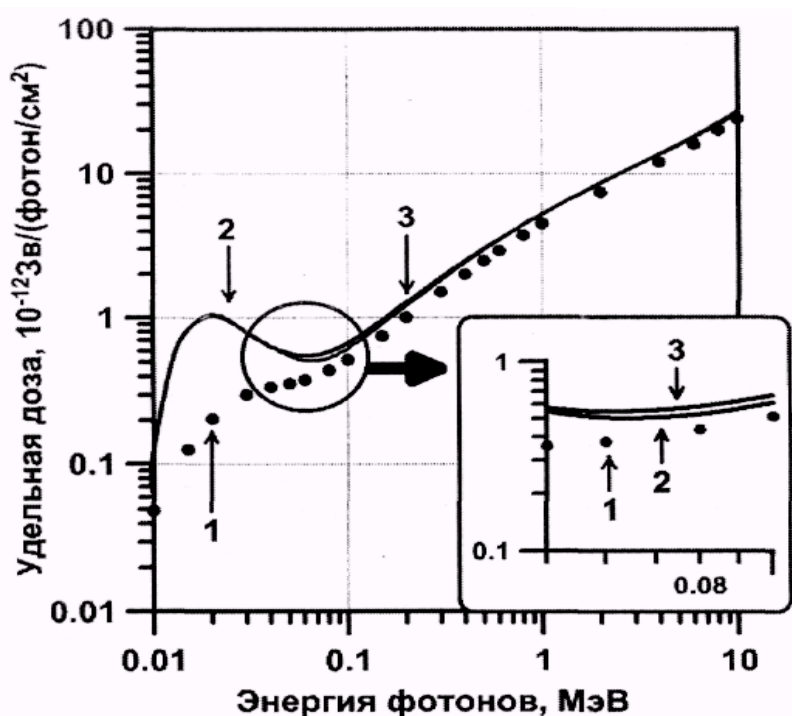


Рис.28. Соотношение между эффективной дозой и ее оценками с помощью операционных величин: 1 - эффективная доза при облучении человека в направлении грудь-спина; 2 - оценка с помощью индивидуального эквивалента дозы; 3 - оценка с помощью амбиентного эквивалента дозы.

Внедрение в отечественную практику современной системы дозиметрических величин является необходимым условием успешного введения в действие в Беларуси новых Норм радиационной безопасности (НРБ–2000).

Вспомогательные дозиметрические величины. Оказалось полезным иметь несколько вспомогательных дозиметрических величин. После поступления в организм радиоактивного вещества оно в течение некоторого времени формирует с изменяющейся мощностью эквивалентную дозу в тканях тела. **Временной интеграл мощности эквивалентной дозы называется полувековой эквивалентной дозой (committed equivalent dose) $H_T(50)$** , где τ – время интегрирования (в годах) вслед за поступлением. Если τ не указано, то подразумевается, что оно составляет **50 лет** для взрослых и от поступления до **возраста 70 лет для детей**. Аналогичным образом определяется и полувековая эффективная доза **$E(50)$ (committed effective dose)**. Когда Комиссия упоминает эквивалентную или эффективную дозу, накопленную за данный период времени, подразумевается, что включены все полувековые дозы от поступлений, произошедших за этот период.

Полувековая эффективная доза $E(50)$ для персонала определяется выражением:

$$E(50) = \sum_{T=i}^{T=j} w_T H_T(50) + w_r \frac{\sum_{T=k}^{T=l} m_T H_T(50)}{\sum_{T=k}^{T=l} m_T},$$

где, $H_T(50)$ - полувековая эквивалентная доза; w_T – весовой множитель для тканей и органов от T_i до T_j , m_T - масса остальных тканей от T_k до T_l .

Значения тканевых весовых множителей выведены для условного контингента населения с равным числом лиц обоего пола и с широким диапазоном возрастов. При определении эффективной дозы эти значения применимы для персонала, для всего населения и для каждого пола.

При вычислениях в остальные органы включены надпочечники, головной мозг, тонкий кишечник, верхний отдел толстого кишечника, почки, мышцы, поджелудочная железа, селезенка, вилочковая железа и матка. В этот перечень включены органы, которые предположительно могут избирательно облучаться. Известно, что некоторые органы из перечня чувствительны к индуцированию рака. Если в последующем выявятся другие ткани и органы со значительным риском заболевания раком, то они будут включены в таблицу со своим значением w_T либо в список остальных органов. В него можно включать также другие избирательно облучаемые органы и ткани.

В исключительных случаях, когда ткань или орган из перечня остальных тканей и органов получает эквивалентную дозу, превышающую наибольшую дозу в любом из 12 органов с установленными значениями весовых множителей, для этой ткани или органа нужно использовать весовой множитель 0,025; и такой же весовой множитель 0,025 следует использовать для средней дозы на оставшиеся органы из перечня.

В исключительных случаях одна из остальных тканей или органов может в результате вычислений получать полувековую эквивалентную дозу, превышающую наибольшую дозу в любом органе, для которого установлен весовой множитель. Тогда для нее используется весовой множитель 0,025 (половина w_T), а 0,025 (другая половина w_T) - для средней эквивалентной дозы у оставшихся тканей и органов из группы остальных. **Полувековая эффективная доза $E(50)$ для персонала** вычисляется тогда по формуле:

$$E(50) = \sum_{T=i}^{T=j} w_T H_T(50) + 0,025 \frac{\sum_{T=k}^{T=l} m_T H_T(50) - m'_T H'_T(50)}{\sum_{T=k}^{T=l} m_T - m'_T} + 0,025 H'_T(50),$$

где, m'_T – масса той ткани или органа из группы остальных, для которой вычисленная полувековая эквивалентная доза оказывается больше, чем для любой ткани или органа с установленным значением w_T ; $H'_T(50)$ – полувековая эквивалентная доза в этой ткани.

Все упомянутые выше дозиметрические величины относятся к облучению отдельного человека.

Комиссия МКРЗ использует и другие величины, связанные с облучением групп или популяцией людей. Эти величины учитывают численность населения, подвергшегося облучению от источника путем умножения средней дозы по облученной источником группе людей на число лиц в этой группе. Такими величинами являются **коллективная эквивалентная дозы S_T** , относящаяся к определенному органу или ткани, и **коллективная эффективная доза S** . При вовлечении нескольких групп полная коллективная доза представляет сумму коллективных доз для каждой группы. Единицей измерения этих коллективных величин является **человеко-зиверт**. Можно считать, что коллективные величины представляют общие последствия облуче-

ния населения или группы, но такое их применение должно быть ограничено случаями, когда последствия действительно пропорциональны дозиметрической величине и численности облученного населения и когда имеются соответствующие коэффициенты вероятности. При необходимости различить коллективную дозу и дозу у отдельного человека последнюю называют индивидуальной дозой.

Коллективная эффективная доза, создаваемая присутствием радиоактивных веществ в окружающей среде, может накапливаться в течение длительного периода времени, охватывающего последующие поколения людей. Ожидаемая в данной ситуации полная коллективная доза равна интегралу за весь период времени от мощности коллективной эффективной дозы, создаваемой или ожидаемой при единичном выбросе (или в случае продолжительной работы за единственный период деятельности). Если интегрирование проводится не по бесконечному периоду времени, то величину представляют в виде усеченной в определенный момент времени. Если диапазоны индивидуальной дозы или времени велики, то может оказаться полезным разделить коллективные дозы на части, охватывающие более ограниченные диапазоны дозы и времени. При рассмотрении последствий единичного периода практической деятельности иногда удобно различать уже полученную коллективную эффективную дозу и коллективную эффективную дозу, ожидаемую за все время.

Ожидаемая доза (dose committment) $H_{c,T}$ или E_c – это расчетная величина. Она может относиться как к критической группе, так и ко всему населению земного шара. Она определяется как **интеграл до бесконечности от мощности дозы на душу населения** (per caput dose rate) (\dot{H}_T или \dot{E}), связанной с определенным событием, например единичной практической деятельностью (за год, месяц и т. д.):

$$H_{c,T} = \int_0^{\infty} \dot{H}_T(t) dt$$

или

$$E_c = \int_0^{\infty} \dot{E}_T(t) dt$$

В случае неограниченной во времени практической деятельности с постоянной мощностью максимальная годовая мощность дозы на душу населения (\dot{H}_T или \dot{E}) в будущем для конкретного населения будет равна ожидаемой дозе за год практической деятельности независимо от изменения численности населения. Если практическая деятельность продолжается лишь в течение периода времени τ , то максимальная будущая годовая доза на душу населения будет равна соответствующей усеченной ожидаемой дозе, а именно:

$$H_{c,T}(\tau) = \int_0^{\infty} \dot{H}_T(t) dt \quad \text{или} \quad E_c(\tau) = \int_0^{\infty} \dot{E}_T(t) dt .$$

Направленный эквивалент дозы, $H'(d, \Omega)$, в точке поля излучения, является эквивалентом дозы, который был бы произведен соответствующим расширенным полем излучения, в шаровом фантоме МКРЕ на глубине, d , от поверхности по радиусу, ориентированному в указанном направлении, Ω . Единица: Дж кг⁻¹ или (Гр). Специальное название единицы **направленного эквивалента дозы – зиверт (Зв)**.

Любая запись направленного эквивалента дозы должна включать глубину d и направление Ω . Чтобы упростить примечание, d должна быть выражена в мм.

Величина, аналогичная направленному эквиваленту дозы может быть определена через поглощенную дозу. Ее называют **направленной поглощенной дозой, $D'(d, \Omega)$** .

Для слабопроникающего излучения используется глубина $d = 0,07$ мм для **кожи** и $d = 3$

мм для глаза. Направленный эквивалент дозы для этих глубин тогда обозначается $H'(0,07, \Omega)$ и $H'(3, \Omega)$. Для **сильно проникающего излучения** рекомендуется глубина **10 мм**.

Для измерения $H(d, \Omega)$ требуется, чтобы, поле излучения было однородным в объеме детектора, и чтобы детектор имел необходимый направленный отклик (изонаправленный отклик).

Детальное описание направления, Ω , требует выбора исходной системы координат, в которой выражено направление, Ω (например, полярные и азимутальные углы). Эта система координат может быть связывана с полем излучения. В частном случае однонаправленного поля, направление может быть определено через угол, α , между радиусом, ориентированно-му навстречу подающему излучению, и указанным радиусом.

Для слабопроникающго излучения, прибор, который определяет эквивалент дозы на соответствующей глубине в плоской пластине тканеэквивалентного материала, соответствен-но определит $H(0,07, \Omega)$, а также $H(3, \Omega)$, если поверхность пластины перпендикулярна Ω .

5. ПРИНЦИПЫ И МЕТОДЫ ДОЗИМЕТРИИ

Понятие о детекторе и основные требования к ним. Прибор для регистрации любого вида излучения состоит из детектора и измерительного устройства (измерительной электронной аппаратуры). Детектор включает в себя чувствительный объем, в котором энергия ионизирующего излучения в процессе взаимодействия с веществом детектора преобразуется в другой вид энергии, наиболее удобный для измерения этого эффекта, как правило это электрический сигнал. (электрический импульс), который затем преобразуется в аналоговую или цифровую информацию и выводится на показывающее устройство. Вещество чувствительного объема может быть газом, жидкостью или твердым телом, соответственно детекторы называются газовыми, жидкостными или твердотельными. Таким образом, все методы дозиметрии основаны на измерении реакции, вызываемой ионизирующим излучением в облучаемой среде. Такими реакциями могут быть: ионизация, химический эффект, фотографический эффект, нагрев, свечение и т.п.

В соответствии с видом измеряемой реакции существуют различные методы дозиметрии ионизирующего излучения. Наиболее широкое распространение в практической дозиметрии получили ионизационный, сцинтилляционный, полупроводниковый, фотографический и химический методы.

Экспериментальное определение доз излучения в полном объеме задач, не может быть осуществлено с помощью какого-либо одного метода регистрации.

В принципе, любое вещество, которое изменяет в доступной для измерений степени свои физические или химические параметры под воздействием ионизирующего излучения, может являться основой для дозиметра. Однако при практической реализации такой возможности вступает в действие ряд требований к измерительной системе, которые резко ограничивают выбор соответствующего вещества, воспринимающего излучение. К таким требованиям, наряду с другими, относятся: тканеэквивалентность, высокая чувствительность, достаточная точность и стабильность показаний во времени.

Связь между детектором и усилителем импульсов. Детекторы ионизирующих излучений работают в комплекте с различными электронными усилителями, преобразовательными и измерительными показывающими, регистрирующими, индикаторными и другим устройствами, имеющими определенные электронные схемы. Снимаемый с сопротивления нагрузки детектора сигнал поступает на вход электронной схемы, которой часто служит усилительный каскад с определенными входными параметрами. Для обеспечения максимальной амплитуды сигнала входная емкость усилителя должна быть минимальной, а входное сопротивление должно быть больше сопротивления нагрузки. При этом меньше сказывается влияние изменения входного сопротивления на параметры сигнала. Если в схему поступает непосредственно ток детектора, то входное сопротивление усилительного каскада должно быть

меньше выходного сопротивления самого детектора.

Связь сопротивления нагрузки R_n с усилительным каскадом бывает гальванической и через разделительный конденсатор (рис.29).

В первой схеме сопротивление нагрузки детектора одновременно является элементом усилительного каскада и подключено к затвору полевого транзистора, а во второй схеме эти функции выполняются разными сопротивлениями и конденсатор связи C_c имеет большой запас по рабочему напряжению с абсолютным отсутствием утечек, которые создают ложные сигналы на входе усилителя. В эквивалентной схеме входа емкость детектора C_d подключена параллельно сопротивлению нагрузки R_n , а емкость входа электронной схемы C_3 параллельно сопротивлению R_c . В этой схеме сигнал с нагрузки детектора поступав на вход усилителя с минимальным искажениями.

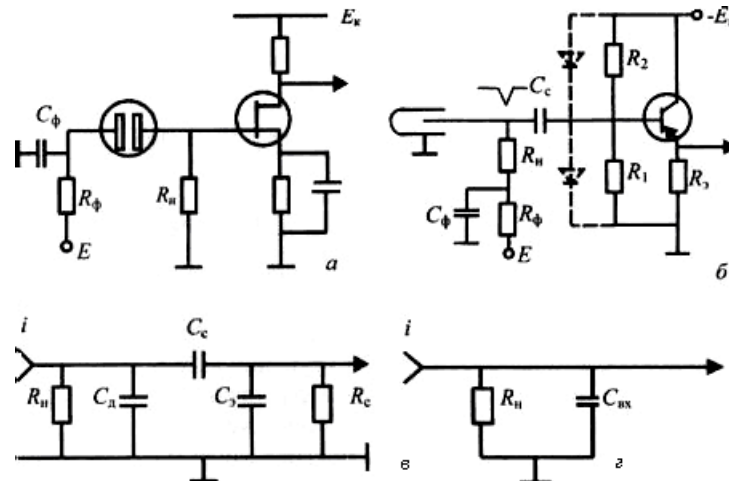


Рис.29. Схемы связи детекторов с электронными схемами: а – гальваническая связь; б – связь через разделительный конденсатор; в – эквивалентная схема входа при передаче сигнала через разделительный конденсатор; г – обобщенная эквивалентная схема.

Для передачи сигнала с выхода ФЭУ сцинтилляционного детектора в соединительный или формирующий кабель применяется составной повторитель (рис.30). Коэффициент усиления составной схемы определяется коэффициентами усиления входящих в нее транзисторов и поэтому его входное сопротивление может быть значительным. Его выходное сопротивление не зависит от сопротивления источника сигнала. В схеме выход составного повторителя подается на высокочастотный кабель, выполняющий две функции. Часть кабеля ЛЗ₁ служит для передачи сигнала от детектора к электронной установке, а короткозамкнутый отрезок ЛЗ₂ формирует сигнал, укорачивая его. Сопротивление R' , включенное на входе кабеля ЛЗ₁ необходимо для согласования выходного сопротивления повторителя и волнового сопротивления кабеля.

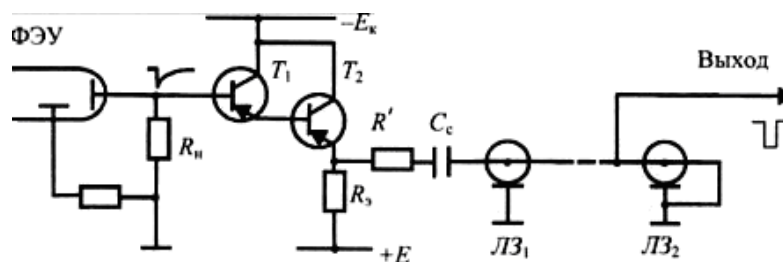


Рис.30. Применение составного повторителя для передачи сигналов с выхода ФЭУ в кабель.

В быстродействующих схемах, предназначенных для определения временных корреляций и требующих минимальной длительности импульсов, используются непосредственно импульсы тока детектора без предварительного интегрирования. Для передачи импульсов тока применяют схемы с малым входным сопротивлением. Входное сопротивление схемы с общей базой определяется сопротивлениями эмиттерного и базового переходов и не превышает десятков Ом. Поэтому даже при значительной емкости полупроводникового детектора (ППД) постоянная времени входа мала и обеспечивается работа с большими нагрузками. Емкость связи $C_{св}$ подбирается из условий неискаженной передачи импульса тока детектора в низкоомную цепь эмиттера T_1 (рис.31).

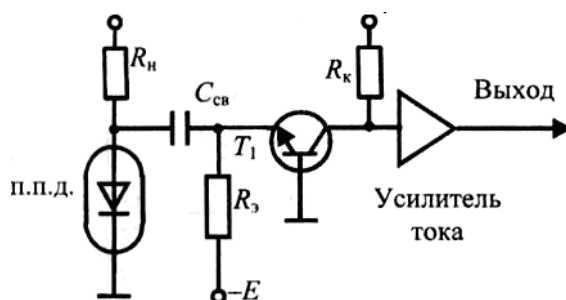


Рис.31. Передача импульса тока полупроводникового детектора каскадом с общей базой.

Схема передачи импульсов тока детектора с последующим интегрированием приведена на рисунке 32. Импульс тока ФЭУ сцинтилляционного счетчика через соединительный высокочастотный кабель поступает на вход каскада с заземленной базой T_1 . Из-за малого входного сопротивления каскада затягивание импульсов тока на входе не происходит. Необходимое интегрирование производится цепью $-R_n C_{и}$, включенной в коллектор T_1 . Каскад на эмиттерном повторителе T_2 , обладающий высоким входным сопротивлением, обеспечивает передачу импульсов напряжения для последующего усиления. Сопротивление R вводится для согласования малого входного сопротивления схемы с волновым сопротивлением кабеля.

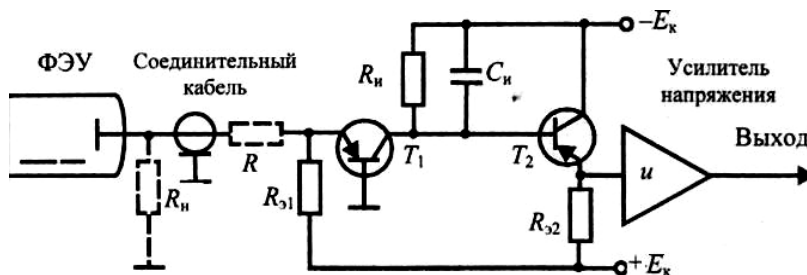


Рис.32. Схема передачи импульса с последующим интегрированием.

Основной характеристикой детекторов, используемых в дозиметрии, является **эффективность регистрации** ионизирующего излучения, которая равна отношению энергии поглощенной в чувствительном объеме детектора, к энергии ионизирующего излучения, проходящей через этот объем (т.е. какая доля от энергии ионизирующего излучения проходящей через детектор теряется в чувствительном объеме детектора).

Измерительная же аппаратура характеризуется прежде всего чувствительностью, определяемой минимальным уровнем регистрируемого электрического сигнала детектора.

В дозиметрических приборах есть понятие «ход с жесткостью» – это **зависимость чувствительности дозиметра**, т.е. зависимость отношения: ионизационного тока камеры к мощности дозы, скорости счета к дозе, степени почернения фотодозиметра к дозе, плотности потока излучения к мощности дозы и т.д. (i/P , N/D , S/D , I/P) **от энергии гамма-квантов рентгеновского или гамма излучения.**

Типичные зависимости «хода с жесткостью» дозиметров от энергии гамма-квантов приведены на рисунках 33,34,35,36.

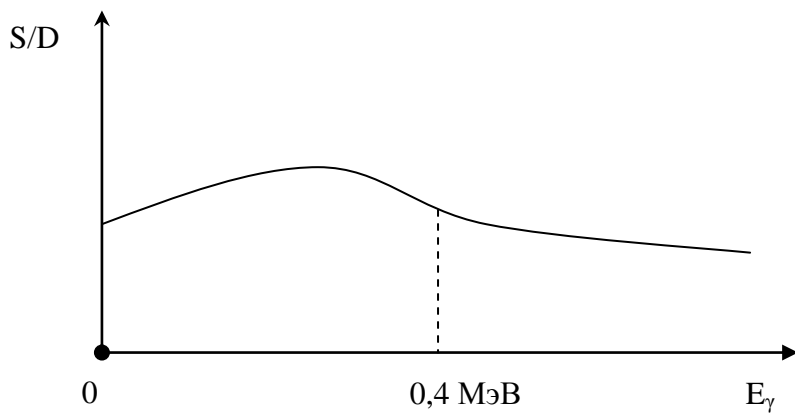


Рис.33. «Ход с жесткостью» фотодозиметра. S —плотность почернения пленки, S/D —чувствительность дозиметра.

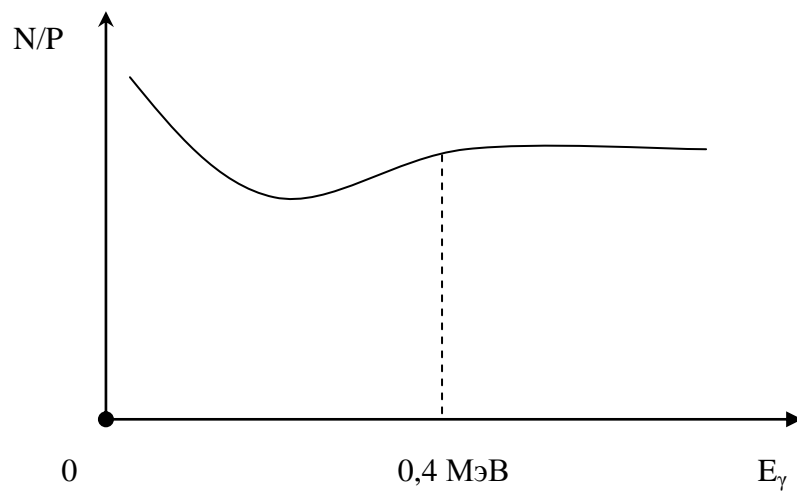


Рис.34. «Ход с жесткостью» газоразрядного счетчика. N — скорость счета, P — мощность дозы.

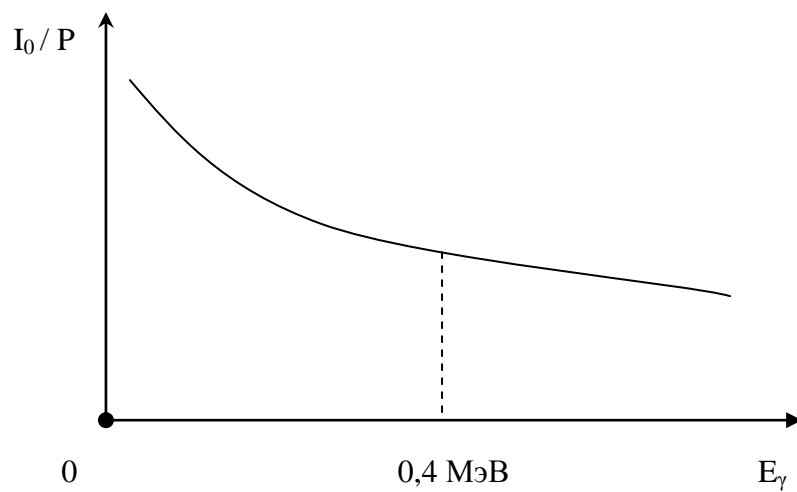


Рис.35. «Ход с жесткостью» наперстковой камеры с алюминиевой стенкой. I_0 — ток насыщения, P — мощность дозы.

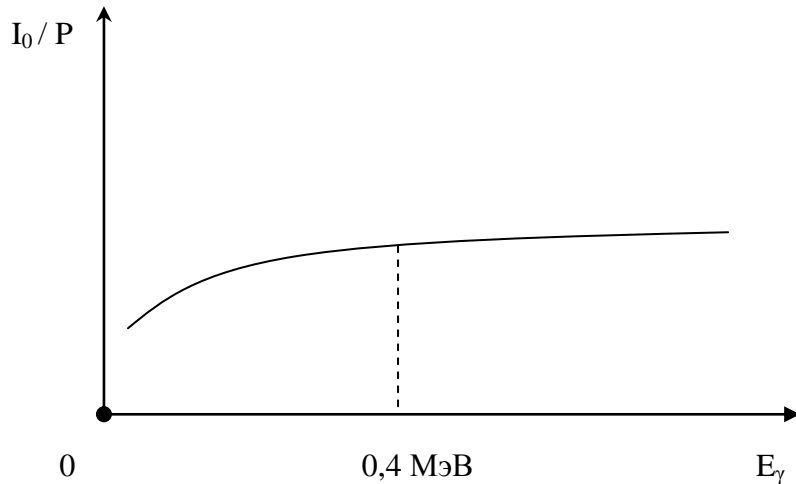


Рис.36 . «Ход с жесткостью» наперстковой камеры с графитовой стенкой, I_0 – ток насыщения, P – мощность дозы.

Таким образом, анализируя рисунки, можно сделать выводы, что **наибольший «ход с жесткостью» имеет место в области малых энергий до 0,4 МэВ (до 400 кэВ)**. При отсутствии «хода с жесткостью» чувствительность дозиметра не зависит от энергии ионизирующего излучения. **Наличие «хода с жесткостью» увеличивает ошибку измерения.**

5.1. Ионизационный метод дозиметрии

В ионизационном методе в дозиметрии используются ионизационные камеры и газоразрядные счетчики.

Ионизационными камерами называют ионизационные детекторы с низким значением напряженности электрического поля в чувствительном объеме, не достаточной для возникновения ударной ионизации. Газоразрядными счетчиками называют детекторы с высоким значением напряженности электрического поля, использующие механизм газового усиления. В этом состоит их принципиальное отличие от ионизационных камер.

Ионизационные камеры в дозиметрии. Важнейшей характеристикой ионизационной камеры является вольт-амперная характеристика, представляющая собой зависимость тока, протекающего через ионизационную камеру, от приложенной к ее электродам разности потенциалов (рис. 37).

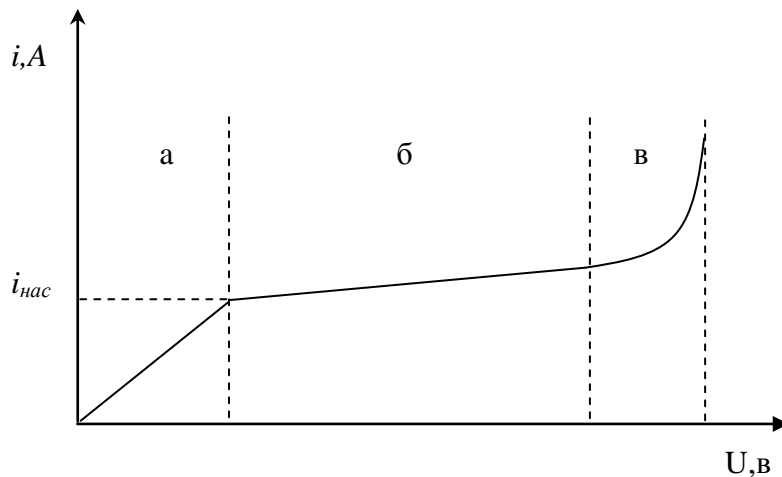


Рис.37. Вольт–амперная характеристика ионизационной камеры.

Значение ионизационного тока в области «б» называют током насыщения $i_{\text{нас}}$, однозначно связано с числом пар ионов, образованных излучением в чувствительном объеме камеры:

$$i_{\text{нас}} = N \cdot e,$$

где, N – число пар ионов, e – заряд иона, численно равный заряду электрона.

Если интенсивность излучения остается постоянной по всему объему камеры (равномерная ионизация), то имеет место соотношение:

$$I_{\text{нас}} = N_0 \cdot V_0 \cdot e,$$

где, N_0 – число пар ионов, образуемых излучением в 1 см^3 за 1 с ,

V_0 – чувствительный объем камеры, см^3 .

Следовательно, зная объем камеры и измерив ток насыщения, можно легко определить число пар ионов, образуемых излучением в 1 см^3 воздуха за 1 с , то есть измерить мощность дозы ионизирующего излучения. Таким образом, ионизационная камера позволяет не только обнаружить ионизирующее излучение, но и измерить его количественно.

Практическая реализация изложенного принципа определения мощности дозы ионизирующего излучения встречает определенные трудности. Первая из них заключается в малом уровне измеряемого эффекта. Например: для камеры с чувствительным объемом 100 литров ионизационный ток равен $2,6 \cdot 10^{-13}$ ампера при мощности эквивалентной дозы гамма-излучения, равной 28 мкЗв/ч (2,8мбэр/ч). Поэтому схема должна содержать малошумящий блок усиления очень слабых сигналов с большим коэффициентом усиления.

Другая трудность связана с необходимостью точно знать значение чувствительного объема, для чего необходимо обеспечить однородность электрического поля между электродами камеры. Для этого иногда в конструкцию камеры вводят дополнительные электроды со специально подобранным распределением потенциалов, способствующим выравниванию собирающего электрического поля.

Ионизационные камеры, которые служат для измерения суммарного ионизационного эффекта называют **токовыми** или **интегрирующими** камерами. Такого рода интегрирование (суммирование) эффекта от большого числа актов ионизации, имеющих место в чувствительном объеме камеры, достигается выбором RC – цепочки входной цепи (R_1C_1) усилителя сигналов от детектора показанной на рисунке 38 (для сопротивления изолятора камеры 10^{15} ом и емкости камеры 10^{-11} ф время интегрирования около 10^{-4} с).

Токовая камера, в чувствительном объеме которой ионизация создается вторичными электронами, возникающими в результате взаимодействия гамма-квантов с воздухом, называется **безстеночной** (нормальной) камерой.

Токовая камера, в чувствительном объеме которой ионизация создается вторичными электронами, возникающими в результате взаимодействия гамма-квантов со стенками камеры, называется **стеночной** ионизационной камерой.

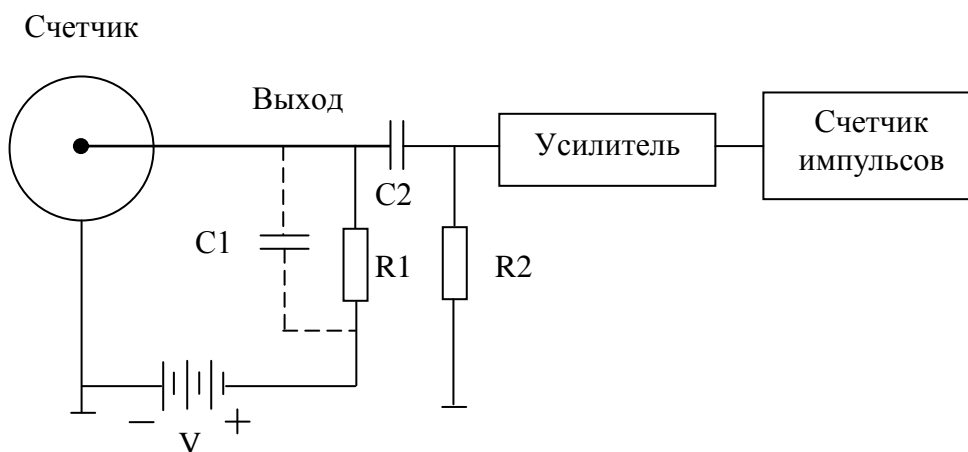


Рис.38. Схема включения ионизационной камеры.

Воздух является сложным веществом (газовой смесью) и имеет эффективный атомный номер ($Z_{\text{эф}} = 7,64$). Можно подобрать вещество стенки камеры и газ, заполняющий полость камеры с равными Z . Такие стеночные камеры называют **гомогенными**. Частным случаем гомогенной камеры является воздухоэквивалентная камера, эффективный атомный номер стенки которой $Z_{\text{ст}} = Z_{\text{возд}}$.

В дозиметрии главной задачей является измерение энергии, поглощенной тканями человеческого тела. Эффективный атомный номер тканей тела (вода, кровь, мышцы) равен 7,42 и он близок к эффективному номеру воздуха (7,64). Это позволяет определить поглощенную энергию для тканей тела человека по результатам измерения ионизации, создаваемой анализируемым излучением в воздухе.

Требованию воздухоэквивалентности или тканееквивалентности отвечают материалы, имеющие одинаковые коэффициенты поглощения первичного излучения и одинаковую атомную тормозную способность для вторичных частиц. К таким материалам относятся бакелит, плексиглас, полистирол и т.п. «Ход с жесткостью» отсутствует в камерах, у которых стенки сделаны из воздухоэквивалентного материала.

Газоразрядные счетчики. К детекторам большой чувствительности относятся газоразрядные счетчики. Они могут выдать большой сигнал даже от одной ионизирующей частицы, но не могут определить их природу. В настоящее время широко распространены галогенные счетчики, имеющие такой недостаток, как большое время развития разряда ($10^{-3} - 10^{-5}$ с), т. е. очень большое мертвое время.

К недостаткам газоразрядных счетчиков относится тот фактор, что при работе с большими потоками ионизирующих частиц следует принимать во внимание нечувствительность счетчика в период мертвого времени. Поэтому в ряде случаев такие приборы в условиях возможного резкого изменения дозы облучения не следует применять, или дублировать их с помощью ионизационных камер.

У газоразрядных счетчиков наблюдается большой «ход с жесткостью», что сильно затрудняет абсолютные измерения, а также проведение измерений в единицах доз так как необходимо учесть зависимость мощности дозы от числа падающих частиц и их энергий (например, дозовая чувствительность счетчика СБМ-21, возрастает в 3,6 раза при уменьшении значения энергии квантов от 0,5 МэВ до 0,05 МэВ). Поэтому для уменьшения «хода с жесткостью» используют фильтры: кадмиевый фильтр снижает погрешность до 25% в диапазоне энергий фотонов 0,05–3 МэВ для счетчика СБМ-21.

Основное преимущество газоразрядных счетчиков по сравнению с ионизационными камерами это **большой выходной сигнал**.

5.2. Фотографический метод дозиметрии

Фотографические детекторы основаны на свойстве ионизирующих излучений воздействовать на чувствительный слой фотоматериалов аналогично видимому свету. Для детектирования обычно применяют рентгеновские пленки, представляющие собой чувствительную эмульсию, нанесенную с одной или с двух сторон на целлулоидную подложку. В состав чувствительной эмульсии входит бромистое или хлористое серебро, равномерно распределенное в слое желатина. Эмульсия может наноситься также на стекло и бумагу.

Фотоэмульсия состоит из отдельных кристаллов или зерен бромистого серебра (AgBr), в среднем равномерно распределенных в желатине. Размер и форма отдельного зерна и их число в единице объема зависят от технологии приготовления эмульсии. Например, увеличение времени кристаллизации AgBr ведет к росту среднего размера зерна и увеличению светочувствительности слоя. Размер зерна порядка 0,1–1 мкм.

Нормальная по освещенности экспозиция или облучение ионизирующим излучением не создает непосредственно видимого эффекта на зернах галоидного серебра, но делает некоторые зерна способными к проявлению. Эти зерна и содержат скрытое изображение. Но-

сителем скрытого изображения в каждом зерне является микроскопическая частица металлического серебра, образованная при экспозиции и расположенная на поверхности или вблизи поверхности зерна, где она доступна воздействию химического проявителя. Вероятность образования скрытого изображения ионизирующей частицей, прошедшей сквозь зерно, меньше единицы, особенно если для этой частицы характерны малые ионизационные потери.

Первичные электроны, возникшие вдоль трека ионизирующей частицы и прошедшие через кристалл бромистого серебра, тратят часть своей энергии на переброс электронов из валентной зоны в зону проводимости. Оказавшись в зоне проводимости и получив возможность перемещаться под действием электрического поля, эти электроны собираются в так называемых центрах чувствительности, которые обязаны своим происхождением дефектам кристаллической решетки или примесным атомам.

В центре чувствительности электроны захватываются на уровни, расположенные в запрещенной зоне. Электрон, находящийся на таком уровне, создает локальное возмущение электрического поля, которое притягивает незакрепленные в кристаллической решетке бромистого серебра ионы серебра, всегда имеющиеся в некотором количестве в кристалле AgBr . В центре чувствительности ионы серебра, присоединяя к себе электроны, превращаются в атомы. Если число атомов серебра, накопленных в результате такого процесса в центре чувствительности, достигнет нескольких десятков или сотен, а сам центр чувствительности расположен не слишком далеко от поверхности кристалла, то образуется скрытое изображение.

Проявление скрытого изображения заключается в восстановлении галоидного серебра до металлического. При этом облученные зерна, содержащие в себе центры скрытого изображения, восстанавливаются до атомарного серебра значительно быстрее, чем необлученные, потому что центр скрытого изображения – металлическое серебро – действует как центр накопления серебра, освобождаемого в процессе проявления. При длительном проявлении начинают восстанавливаться и необлученные зерна, образуя вуаль. Появление вуали обусловлено тем, что в необлученном зерне могут содержаться малые группы атомов металлического серебра, которые при длительном проявлении вызывают восстановление всего серебра в зерне.

Таким образом, при воздействии ионизирующих излучений на чувствительную эмульсию образуется так называемое скрытое изображение: на поверхности зерен AgCl или AgBr происходит возникновение «центров проявления» – атомов металлического серебра. Проявление скрытого изображения заключается в восстановлении металлического серебра в зернах, содержащих центры проявления. Те зерна, в которых образовались центры скрытого изображения, практически полностью восстанавливают серебро при проявлении, что приводит к почернению чувствительного слоя. В результате последующего закрепления происходит растворение и удаление из чувствительного слоя тех кристалликов бромистого или хлористого серебра, которые не содержали центров проявления и в которых, следовательно, не произошло образование металлического серебра. После этого эмульсия становится нечувствительной к действию излучения.

После проявления облученных зерен непроявленное бромистое серебро растворяют в фиксирующем растворе и удаляют из эмульсии. Эмульсию промывают водой и высушивают. Если после облучения эмульсию долгое время (неделю или больше) хранить не проявленной, то скрытое изображение начинает ослабевать (наблюдается регрессия изображения). Процесс регрессии объясняется тем, что под действием кислорода воздуха и воды зерна в эмульсии теряют атомарное серебро и центры скрытого изображения рассасываются.

Для определения дозы с помощью фотодозиметра необходимо определить оптическую плотность потемнения «S» рентгеновской пленки, обусловленную действием ионизирующего излучения. Плотность потемнения (почернения) пропорциональна дозе D. Чувствительность дозиметра определяется соотношением S/D .

Облученная, проявленная и закрепленная пленка имеет определенную оптическую

плотность почернения. Оптической плотностью почернения называется величина:

$$S = \lg \frac{J_0}{J},$$

где J_0 – интенсивность видимого света, падающего на обработанную пленку; J – интенсивность прошедшего через эту пленку света.

Например, если $\frac{J_0}{J} = 0,1$, то $S = 1$; если $\frac{J_0}{J} = 0,01$, то $S = 2$; если $\frac{J_0}{J} = 0,001$, то $S = 3$ и

так далее. Оптическая плотность может меняться от нуля до бесконечности, однако на практике приходится определять плотность почернения, величина которой не превышает трех единиц.

Свойства пленки принято определять сенситометрической характеристикой, представляющей собой зависимость плотности почернения S от логарифма дозы D (рис. 39).

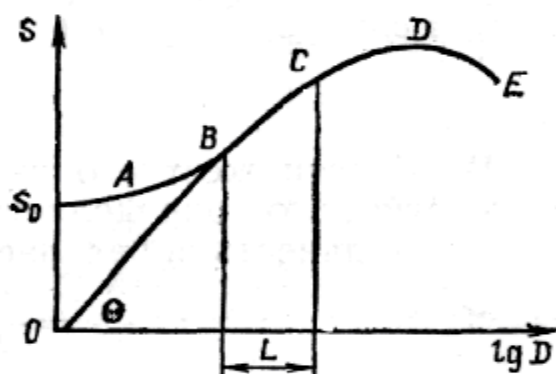


Рис.39. Сенситометрическая характеристика фотопленки.

Не облученная, но проявленная и закрепленная пленка будет иметь некоторую плотность почернения S_0 , которая называется вуалью пленки. На сенситометрической характеристике можно выделить пять участков: S_0A – участок инерции, на этом участке почернение практически не увеличивается с увеличением $\lg D$; AB – область недодержки; BC – прямолинейный участок кривой или область нормальной экспозиции, этот участок является наиболее удобным для дозиметрических целей; CD – область передержки; DE – область соляризации, которая характерна тем, что при увеличении дозы плотность почернения убывает. Соляризация может стать источником грубых ошибок, так как одному и тому же значению почернения соответствуют два различных значения дозы D . Диапазон доз, в пределах которого почернение пропорционально дозе, определяется шириной эмульсии L . Угол определяет контрастность пленки: чем больше θ , тем выше контрастность. Для того чтобы определить почернение S от действия излучения, необходимо из суммарного почернения вычесть почернение S_0 за счет вуали.

Фотохимическое действие γ -излучения определяется фотохимическим действием электронов, освобожденных фотонами, в чувствительной эмульсии и окружающем ее веществе, например в стенках кассеты, в которую помещена пленка. Можно провести аналогию между наперстковой ионизационной камерой и фотодетектором. Чувствительную эмульсию можно рассматривать как полость, в которой измеряется реакция на поглощение энергии излучения, в данном случае почернение. Кассета может рассматриваться как «стенка полости». В области мягкого излучения основное действие оказывают электроны, освобожденные в эмульсии, а в области жесткого излучения, наоборот, преобладающее значение имеют электроны, образованные в кассете. При одновременном действии обоих эффектов выражение для чувствительности фотодетектора имеет вид:

$$\frac{S}{D} = \frac{M_{\text{кз}}Ad + M_{\text{кст}}BR}{M_{\text{кв}}(d + R)},$$

где $M_{\text{кз}}$, $M_{\text{кст}}$ – коэффициенты передачи энергии излучения в эмульсии и кассете соответственно; A и B – величины, не зависящие от энергии γ -излучения; d – толщина эмульсии; R – пробег электронов в эмульсии.

Эта формула определяет «ход с жесткостью» фотодетектора. В области низкоэнергетического излучения, когда $R \ll d$, «ход с жесткостью» определяется отношением $M_{\text{кз}}/M_{\text{кст}}$. Выражение для чувствительности в этом случае имеет вид:

$$\frac{S}{D} = \frac{M_{\text{кз}}}{M_{\text{кв}}} A.$$

В области жесткого излучения, когда $R \gg d$, ход с жесткостью определяется отношением $M_{\text{кст}}/M_{\text{кв}}$, чувствительность определяется как:

$$\frac{S}{D} = \frac{M_{\text{кст}}}{M_{\text{кв}}} B.$$

«Ход с жесткостью» является существенным недостатком фотографических детекторов.

Компенсация хода с жесткостью обычно осуществляется с помощью экранов из тяжелых металлов, сильно поглощающих излучение в области максимальной чувствительности фотоэмульсии. Кривая зависимости чувствительности (S/D) от энергии фотонов (E_γ) представлена на рисунке 40.

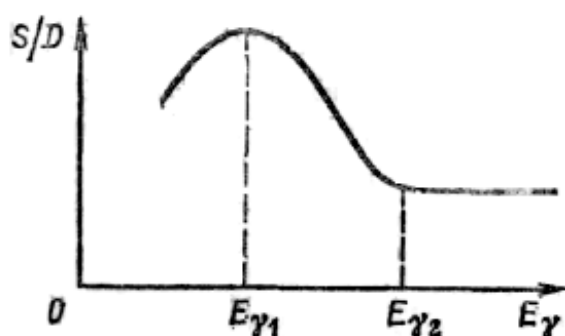


Рис. 40. Зависимость чувствительности от энергии фотонов.

Как видно из рисунка, наибольшая чувствительность детектора в области малых энергий γ -излучения. Возможность компенсации хода с жесткостью с помощью экранов вытекает на основании следующего. Пусть фотопленка в разных местах облучается однородными пучками фотонов с энергиями $E_{\gamma 1}$ и $E_{\gamma 2}$. Для каждого пучка экспозиционная доза одинакова и равна D_0 . Поскольку $E_{\gamma 1} > E_{\gamma 2}$, то в соответствии с рисунком 39: $S_1 > S_2$.

Если на пути пучка фотонов поместить пластинку, например, из свинца, то интенсивность излучения, действующего на пленку, уменьшится вследствие поглощения в свинце, причем интенсивность излучения с энергией $E_{\gamma 1}$ уменьшится в большей степени, чем с энергией $E_{\gamma 2}$. Подбирая соответствующую толщину свинцового экрана, можно получить: $S_1 = S_2$.

Между свинцовой пластинкой и фотопленкой следует поместить слой легкого материала, например алюминия, для задержки характеристического излучения свинца (рис. 41).

Ход с жесткостью легко можно компенсировать для двух энергий фотонов. В случае некоторого диапазона энергий компенсация хода с жесткостью затруднена, поскольку для каждой энергии фотонов требуется своя оптимальная толщина составного экрана. И тем не менее в практике для заданного диапазона энергий всегда можно подобрать такое оптимальное сочетание толщин экранов, например из свинца и алюминия, при котором ход с жестко-

стью будет минимальным.

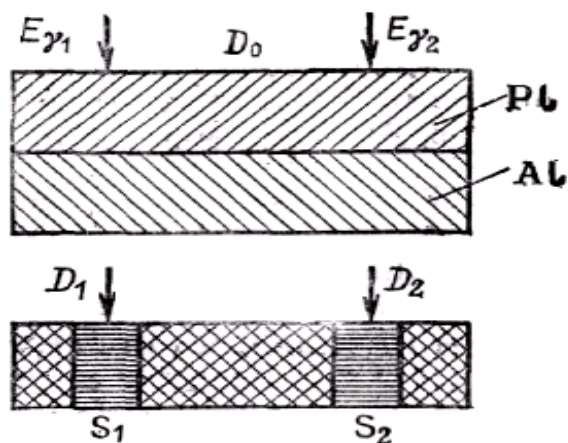


Рис 41. Составной экран:
для компенсации «хода с жесткостью».

На фотографическом методе дозиметрии основан индивидуальный фотоконтроль (ИФК) – система контроля доз облучения, получаемых отдельными лицами. В качестве дозиметров для ИФК применяются пленки «Рентген XX» и «Рентген X». Диапазон измеряемых доз для пленки «Рентген XX» равен 0,05-2 бэр, для пленки «Рентген X» – 0,5-15 бэр. Погрешность в определении дозы γ -излучения может превышать 30 %. На плотность почернения пленки помимо поглощенной дозы влияют различие в чувствительности, различие условий проявления, температура проявителя. Точно нельзя учесть поправки на условия обработки пленки, поэтому все пленки, относящиеся к одной серии, должны обрабатываться одновременно и в одинаковых условиях. Кроме рабочих пленок оставляются контрольные и эталонные пленки. Контрольные пленки служат для определения вуали S_0 , которая должна вычитаться из суммарного почернения S . Эталонные пленки используются для построения градуировочной кривой. Градуировочная кривая зависимости плотности почернения от дозы строится экспериментально для каждой партии пленок при облучении известными дозами. С помощью градуировочной кривой по плотности почернения рабочих пленок определяются индивидуальные дозы.

Для определения плотности почернения S наиболее удобны фотоэлектрические денситометры (рис.42). Прибор состоит из фотоэлементов Φ_1 и Φ_2 , включенных по дифференциальной схеме. Свет от источника L попадает на фотоэлемент Φ_1 через круговой оптический клин K_1 и исследуемый образец фотопленки $\Phi\Pi$, а на фотоэлемент Φ_2 через компенсационный клин K_2 . В отсутствие пленки равенство токов обоих фотоэлементов и, следовательно, равенство нулю тока гальванометра достигается путем введения перед фотоэлементом Φ_1 определенной оптической плотности и кругового клина K_1 , что соответствует нулевому отсчету по шкале оптической плотности клина. После помещения фотопленки $\Phi\Pi$ освещенность фотоэлемента Φ_1 уменьшится и в цепи гальванометра $г$ появится ток, величина которого пропорциональна плотности почернения пленки. Для возвращения стрелки в нулевое положение следует увеличить освещенность фотоэлемента Φ_1 до прежнего значения введением клина K_1 на более прозрачный участок. По шкале клина отсчитывается оптическая плотность почернения фотопленки.

К числу достоинств фотографических детекторов следует отнести возможность массового применения для индивидуального контроля доз, документальность регистрации полученной дозы, возможность совместной и раздельной регистрации дозы от β - и γ -излучений, возможность регистрации дозы нейтронного излучения, невосприимчивость к резкому изменению температур.

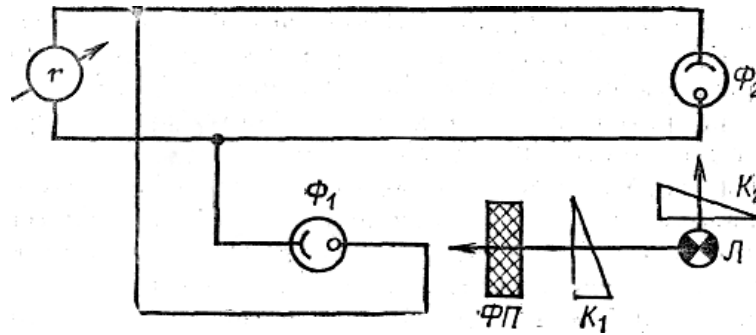


Рис. 42. Схема фотоэлектрического денситометра.

Недостатками фотографических детекторов являются малая чувствительность пленок, низкая точность, наличие хода с жесткостью (погрешность до 30%), зависимость показаний от условий обработки пленки и громоздкость такой обработки, невозможность повторного использования облученных пленок.

5.3. Люминесцентный метод дозиметрии

Оптические эффекты в люминофорах. В последние десятилетия быстрое развитие получили методы дозиметрии, основанные на использовании физических явлений, происходящих в твердых телах под действием ионизирующих излучений. Эта область в зарубежной практике стала называться дозиметрией с помощью твердых тел (*solidstatedosimetry*). Хотя имеется большое число твердых веществ, реагирующих различным образом на воздействие излучений, к указанной области дозиметрии обычно относят методы, основанные на явлениях **радиофотолюминесценции**, **радиотермолюминесценции** и применении полупроводниковых детекторов. Сюда не относят методы, основанные на применении сцинтилляционных счетчиков.

Следуя установившейся практике, под люминесцентными методами дозиметрии мы будем понимать методы, основанные только на радиофотолюминесценции и радиотермолюминесценции.

Сущность метода заключается в том, что образованные в люминофоре под действием ионизирующего излучения носители заряда (электроны и дырки) локализируются в центрах захвата, благодаря чему происходит накопление поглощенной энергии, которая может быть затем освобождена при дополнительном возбуждении. Дополнительное возбуждение может быть вызвано либо освещением люминофора определенным участком спектра света, либо нагревом. Наблюдаемые при этом оптические эффекты могут служить мерой поглощенной энергии. Примерами таких эффектов могут быть собственно люминесценция, окрашивание люминофора, деградация люминесценции (уменьшение люминесценции, которой обладает необлученный люминофор).

Не всякая локализация носителей заряда приведет к наблюдаемым оптическим эффектам. Они возникают тогда, когда захват электронов и дырок приводит к созданию оптически активных центров (например, центров окраски). В табл.4 систематизированы возникающие в люминофоре центры и соответствующие им оптические эффекты, которые могут быть полезны в дозиметрии.

Хотя явление люминесценции известно с древних времен, механизм его был изучен лишь в XX в. Решающее значение в развитии теории люминесценции имели работы совет-

ских ученых С. И. Вавилова и В. Л. Левшина.

Таблица 4. **Оптические эффекты, возникающие в люминофорах под действием ионизирующих излучений**

Характеристика центра	Процедура измерения	Эффект	Описание процесса
Образованные центры устойчивы к процедуре измерения	Освещение светом: ультрафиолетовый или видимый	Окрашивание	Центры поглощают свет в первоначально прозрачной спектральной области
		Радиофотолюминесценция	Необлученное вещество не люминесцирует. Новые центры поглощают измерительный свет. Люминесценция с более длинноволновым спектром испускается сколь угодно долго, пока действует освещение
		Деградация люминесценции	Необлученное вещество люминесцирует. Новые центры частично гасят нормальную люминесценцию
Образованные центры разрушаются при дополнительном возбуждении	Нагрев	Термолюминесценция	Запасенная в центрах энергия освобождается в виде люминесценции. При нагреве люминесценция со временем уменьшается
	Освещение светом большей длины волны, чем возникающая люминесценция	Стимулированная люминесценция	Запасенная энергия освобождается в виде люминесценции. Люминесценция падает с течением времени, пока образец облучается стимулирующим светом

5.3.1. Фотолюминесцентный метод дозиметрии

Механизм радиофотолюминесценции. Два вида люминесценции получили признание в качестве основы для развития методов дозиметрии ионизирующих излучений: **радиофотолюминесценция** и **радиотермолюминесценция**. Материалы, представляющие интерес в качестве дозиметрических люминофоров, являются твердыми изоляторами с широким диапазоном оптической прозрачности. В качестве примера можно указать щелочно-галогенидные соединения (NaCl, LiF и т. п.), обладающие простым составом и кристаллической структурой. Они состоят из двух взаимопроникающих кубических решеток, содержащих щелочные и галогенидные ионы (рис. 43).

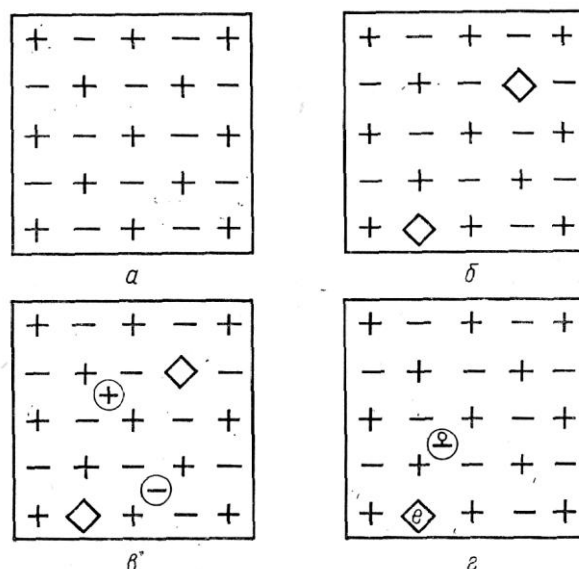


Рис. 43. Структурные дефекты беспримесного кристалла: *a* – идеальный кристалл; *б* – кристалл с ионными вакансиями; *в* – размещение ионов в промежуточном положении; *г* – «ловушки» в кристалле.

Идеальный кристалл состоит из чередующихся положительных щелочных и отрицательных галогенидных ионов (рис.43,а). Реальные кристаллы, однако, содержат различные структурные дефекты. Один из возможных дефектов щелочно-галогенидных кристаллов – отсутствие положительных и отрицательных ионов (вакансии) в тех местах, где они должны были бы быть в идеальном кристалле (рис.43,б). Эти вакансии случайным образом расположены в кристаллической решетке, и в чистом кристалле число положительных и отрицательных вакансий равно между собой. Последнее вытекает из условия, что кристалл в целом является электрически нейтральным. Другим видом возможных дефектов является смещение положительных и отрицательных ионов (вакансии) в тех местах, где они должны были бы быть в идеальном кристалле (рис.43,б). Эти вакансии случайным образом расположены в кристаллической решетке, и в чистом кристалле число положительных и отрицательных вакансий равно между собой. Последнее вытекает из условия, что кристалл в целом является электрически нейтральным.

Другим видом возможных дефектов является смещение положительных или отрицательных ионов из нормального положения в кристаллической решетке и закрепление их в необычном промежуточном положении. В этом случае ион оставляет соответствующую вакансию (рис.43,в).

Наличие подобных дефектов приобретает особое значение при облучении кристалла ионизирующим излучением. Проиллюстрируем это следующим примером (рис.43,г). Вакансии галогенидного иона создают область локализованного положительного заряда, так как отрицательный ион, который нормально должен занимать место вакансии, отсутствует и окружающие положительные щелочные ионы оказываются не полностью нейтрализованными. Под действием ионизирующего излучения в кристалле возникают свободные электроны, один из которых может оказаться вблизи вакансий галогенидного иона. Под действием кулоновских сил этот электрон может быть «захвачен» вакансией.

Аналогично этому галогенидный ион, смещенный со своего нормального положения, создает область локализации избыточного отрицательного заряда. После того как ионизирующее излучение освобождает электрон в кристалле, образованные положительные дырки могут перемещаться в пределах кристалла. Находясь вблизи промежуточно расположенного галогенидного иона, дырка может быть притянута и удержана кулоновскими силами.

В приведенном примере мы исходим из того, что дефекты в кристаллической решетке

существовали до облучения кристалла, и результатом облучения явилось образование электронов и дырок, которые могут быть захвачены дефектами. Однако важно заметить, что ионизирующее излучение само может образовывать подобные дефекты в кристалле (вакансии и смещение ионов).

Вакансию с захваченным электроном можно рассматривать как систему, обладающую разрешенными дискретными энергетическими уровнями, между которыми возможны переходы, соответствующие испусканию или поглощению квантов энергии. Такие системы будем называть центрами.

Поглощение светового фотона может перевести электрон из основного состояния на более высокий возбужденный уровень и даже вырвать его из «ловушки».

Центры, образованные путем захвата дефектами решетки электронов и дырок, влияют на оптические свойства кристаллов. Например, центр, состоящий из электрона, захваченного галогенидно-ионной вакансией, способен поглощать часть спектра видимого света и тем самым изменять цвет кристалла. Такие центры часто называют «F»-центрами — центрами окраски.

Специфические центры с захваченными дырками — так называемые H-центры — образуются в результате облучения щелочно-галогенидных кристаллов при очень низких температурах. Полоса поглощения H-центра находится вблизи ультрафиолетовой области.

Переход центра из возбужденного состояния в основное может происходить без излучения (безрадиационный переход), с испусканием света (люминесценция) или путем комбинации этих двух процессов. Так, если стабильные F-центры создаются ионизирующим излучением, то они могут проявлять себя как центры люминесценции при возбуждении светом определенной частоты. Это явление и называется радиофотолюминесценцией. Таким образом, радиофотолюминесценция происходит тогда, когда под действием ионизирующего излучения в кристалле создаются новые центры фотолюминесценции.

Спектр поглощения и испускания F-центра иллюстрирует рисунок.42. Спектр люминесценции, возникающей при возвращении F-центра из возбужденного состояния в нормальное, показан штриховой линией. Заштрихованная область соответствует спектру поглощения необлученного кристалла.

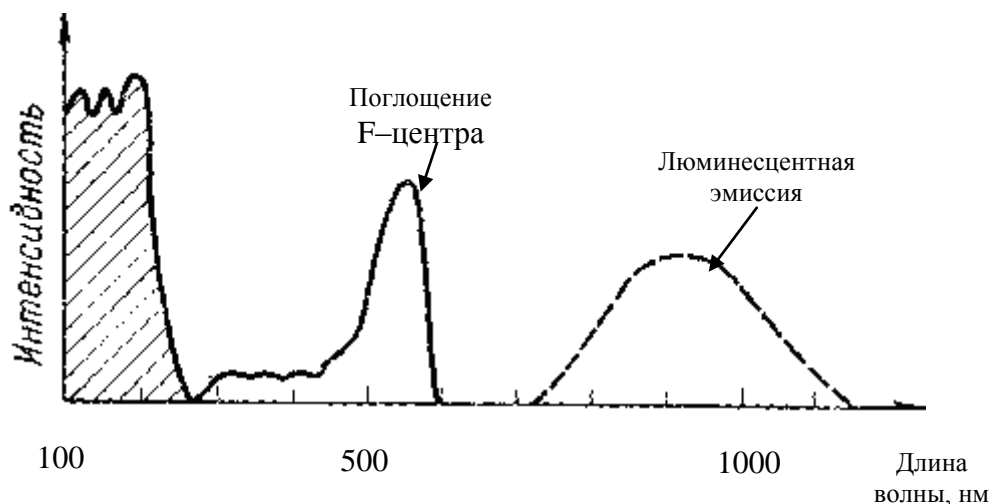


Рис. 44. Спектры поглощения и испускания F-центра.

Описанный процесс радиофотолюминесценции можно объяснить с помощью зонной теории.

На рисунке 44 показаны валентная зона *A*, зона проводимости *B* и локальные энергетические уровни в пределах запрещенной зоны.

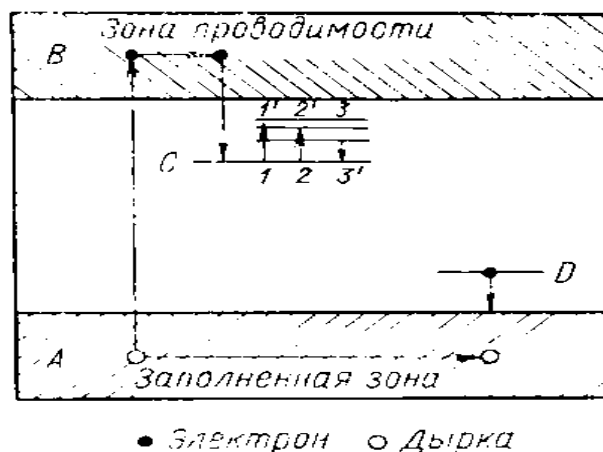


Рис. 45. Механизм радиофотолюминесценции.

Дефект в кристалле образует ловушку с локальным уровнем С. Ионизирующее излучение переводит электрон из валентной заполненной зоны А в зону проводимости В. Затем электрон захватывается ловушкой и переходит на уровень С. После захвата электрона ловушка превращается в F-центр с несколькими дискретными разрешенными уровнями энергии. При последующем возбуждении видимым светом электрон может занять один из верхних уровней F-центра (1–1'; 2–2'). Обратный переход на основной уровень С (3–3') сопровождается люминесценцией.

Рассмотренный механизм радиофотолюминесценции в чистом щелочно-галогенидном кристалле поясняет **принцип работы радиофотолюминесцентных дозиметров (ФЛД)**: при поглощении ионизирующего излучения образуются F-центры; концентрацию центров, пропорциональную дозе, можно определить либо путем измерения поглощения света, либо путем измерения люминесценции.

На практике, однако, создание дозиметра на основе чистого кристалла, в котором центры люминесценции создавались бы за счет собственных дефектов, оказывается невозможным. Ни эффективность, ни воспроизводимость F-центров в чистом кристалле не соответствуют дозиметрическим требованиям; кроме того, F-центры оказываются эффективными при очень низких температурах и люминесценция не может быть обнаружена при нормальной температуре; если производить измерение по поглощению света, то в самом акте измерения F-центры фактически разрушаются. Таким образом, чистые щелочно-галогенидные соединения не годятся для применения в качестве дозиметрических систем. Положение, однако, меняется, если щелочно-галогенидные соединения содержат определенные химические добавки в виде твердого раствора. Ионы серебра Ag^+ существенно улучшают люминесцентные свойства кристаллов.

До облучения кристалл, активированный серебром, прозрачен к ультрафиолетовому свету. Следовательно, не может возникнуть и люминесцентное возбуждение при освещении светом со спектром, близким к ультрафиолетовой области. После воздействия ионизирующим излучением возникают полосы поглощения вблизи ультрафиолетовой области, образованные в результате облучения центрами, содержащим атомы и ионы серебра. Последующее облучение ультрафиолетовым светом приводит к тому, что некоторые из этих центров обуславливают видимую люминесценцию. Например, в кристалле NaCl с примесью ионов серебра возникают полосы поглощения с максимумом при 2500, 2800, 3100, 3400 и 4400 Å. Последний пик соответствует центру, не дающему люминесценцию. Остальные обусловлены центрами, испускающими люминесцентное свечение с максимумом соответственно при 2750, 4350, 5560 и 5670 Å.

Помимо щелочно-галогенидных кристаллов радиофотолюминесцентными свойствами

обладают **активированные серебром фосфатные стекла**, являющиеся наиболее подходящими для дозиметрии. Природа центров и процессы, приводящие к люминесценции в стеклах, полностью еще не изучены.

Дозиметрические стекла специфически реагируют на кратковременное воздействие ионизирующим излучением: сразу после облучения увеличивается интенсивность радиофотолюминесценции (эффект накопления), а затем наблюдается ее затухание. Кинетика процесса зависит от температуры, основного состава стекла и от концентрации серебра в стекле.

Типичные кривые показаны на рисунке 46. По оси абсцисс отложено время, прошедшее после кратковременного облучения ионизирующим излучением; по оси ординат – интенсивность люминесценции. Параметром служит температура, при которой хранится стекло от момента облучения до момента измерения люминесценции, причем интенсивность люминесценции измеряется при комнатной температуре. Чем выше температура и выше концентрация серебра, тем быстрее наступает максимум свечения после прекращения облучения.

Один из возможных вариантов объяснения этих кривых основан на следующих рассуждениях. В необлученном стекле, активированном серебром, примесь серебра образует центры **P** со своими локальными энергетическими уровнями. Возможно также существование других локальных уровней **H**, которые неэффективны в отношении создания люминесценции (рис. 47).

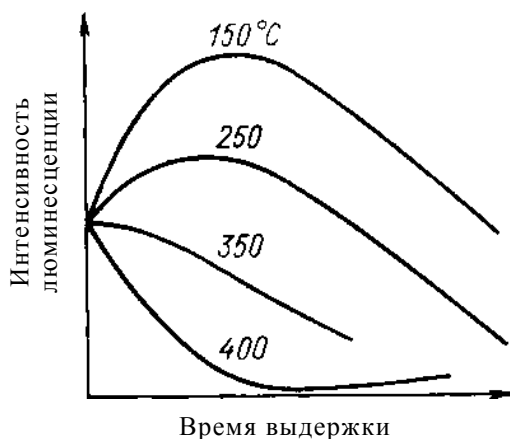


Рис.46. Зависимость интенсивности люминесценции стекол от времени выдержки.

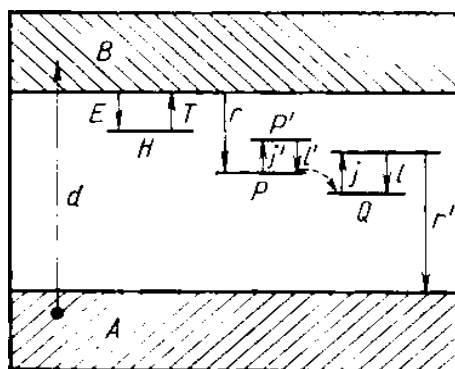


Рис.47. Кинетика люминесценции в стеклах.

Ионизирующее излучение переводит электроны в зону проводимости (переход **d**). Часть этих электронов непосредственно захватывается положительно заряженными атомами серебра или целыми агрегатами (переход **r**). Это приводит к созданию новых центров **Q**.

Часть электронов, попавших в зону проводимости, сначала захватывается на уровни **H**

и лишь впоследствии осуществляет термические переходы обратно в зону проводимости (переход **T**), а оттуда они могут попасть на уровень **P** (переход **г**) и создать добавочно новые центры **Q**. Переходы **j'** и **l'** соответствуют возбуждению и испусканию света необлученного стекла, а переходы **j** и **l** — стекла после облучения.

Таким образом, сразу после облучения продолжается процесс образования центров люминесценции **Q**, что объясняет рост интенсивности свечения. Дальнейшее затухание можно объяснить рекомбинацией электронов, находящихся на возбужденных уровнях центра **Q**, с дырками (переход **г'**).

С повышением температуры увеличивается вероятность перехода электронов, первоначально попавших на уровень **H**, в зону проводимости (переход **T**), что ускоряет процесс образования новых центров **Q**. С ростом концентрации серебра увеличивается число центров **P**, что повышает вероятность для электронов из зоны проводимости попасть на центр **P** по сравнению с захватом ловушкой **H**. Это может объяснить ускорение эффекта накопления при повышении температуры и концентрации серебра в стекле.

Заканчивая описание механизма радиофотолюминесценции, подчеркнем следующие характерные черты этого процесса:

- спектр люминесценции обусловлен центрами, состоящими из положительно заряженных атомов серебра, нейтральных атомов и сложных конгломератов. Эти центры создаются под действием ионизирующего излучения с участием первоначально инкорпорированных ионов Ag^+ ;

- созданные таким образом люминесцентные центры не разрушаются в процессе измерения люминесценции. Они только возбуждаются под действием измерительного света и затем люминесцируют. Эта процедура может повторяться неоднократно.

Радиофотолюминесцентные дозиметры. В качестве радиофотолюминесцентных детекторов практическое значение для целей дозиметрии имеют только неорганические материалы, активированные серебром. Однако применение неорганических кристаллов связано со значительными трудностями, возникающими при их изготовлении. В СССР был предложен радиофотолюминесцентный дозиметр на основе поликристаллических таблеток хлористого натрия $NaCl(Ag)$, активированного серебром. Наибольшее распространение получили, однако, метафосфатные стекла активированные серебром.

Состав таких стекол определяет их основные дозиметрические качества: эффективный атомный номер, фоновую люминесценцию, относительную чувствительность, энергетическую зависимость. В таблице 5 приведены эти данные для некоторых распространенных стекол.

Таблица 5. Состав и свойства некоторых радиофотолюминесцентных стеклянных дозиметров

Состав, %						Фон (эквивалентная доза в радах для γ -излучения)	Относительная чувствительность по γ -излучению	$Z_{эв}$	Энергетическая зависимость*
Ag	Al	Li	P	O	Другие элементы				
4,3	4,7	–	28,4	44,1	10,8 Ва	10,0	1,0	28,0	32,0
4,3	4,7	1,9	33,7	52,3	7,7 К				
					3,1 Mg	10,0	1,0	17,6	10,0
4,2	4,6	3,6	33,3	53,5	0,8 В	0,2	2,2	17,5	10,0
2,4	3,5	2,5	33,8	52,5	0,5 Be	0,7	1,9	15,4	7,3
					4,7 Na				
4,6	3,1	4,7	34,1	52,6	0,9 Mg	0,15	2,1	17,9	11,0
0,6	0,5	7,3	34,7	55,9	1,0 В	0,1	3,1	12,6	4,0

* Отношение чувствительности для γ -квантов с энергией 50 кэВ к чувствительности для γ -квантов с энергией 1 МэВ.

Оптические свойства активированных серебром фосфатных стекол иллюстрируются на рисунке 48. Необлученное стекло обладает некоторой полосой поглощения (кривая 1). Ионизирующее излучение создает новую полосу оптического поглощения вблизи ультрафиолетовой области (кривая 2), что вызвано образованием новых центров, включающих атомы серебра. Оптическое возбуждение в пределах этого нового спектра поглощения вызывает оранжевую люминесценцию, интенсивность которой является мерой дозы ионизирующего излучения (кривая 3).

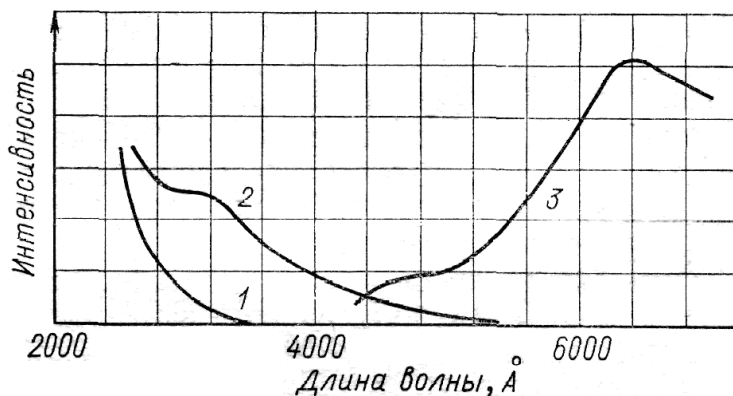


Рис.48. Оптические свойства фосфатных стекол.

С повышением дозы излучения увеличивается поглощение вблизи ультрафиолетовой области и длинноволновая часть спектра перекрывается частично со спектром люминесценции. Поэтому в процессе измерения часть света люминесценции поглощается теми же центрами, которые образовались под действием ионизирующего излучения. Это приводит к тому, что интенсивность радиофотолюминесценции дозиметра вначале линейно растет с увеличением дозы, затем достигает максимума и при дальнейшем повышении дозы падает.

Исследования показали, что состав стекол может меняться в широких пределах без серьезного влияния на радиофотолюминесценцию. Например, изготавливались экспериментальные образцы с большим содержанием P_2O_5 , B_2O_3 , SiO_2 и других окислов. **Практическое распространение** получили стекла, содержащие небольшое число металлических метафосфатов, таких, как $Al(P_2O_7)_2$, $Mg(P_2O_7)_2$, $Ba(P_2O_7)_2$, KPO_3 , $NaPO_3$ и $LiPO_3$ с добавкой B_2O_3 или SiO_2 для повышения устойчивости к атмосферным влияниям. Рассмотрим соответствие стеклянных дозиметров дозиметрическим требованиям.

Общие характеристики фотолюминесцентных дозиметров. Рассмотрим соответствие стеклянных дозиметров дозиметрическим требованиям.

Фон. Фон обусловлен наличием центров люминесценции независимо от облучения. Фоновая люминесценция необлученных стекол в начальной стадии их исследования была велика и соответствовала экспозиционной дозе гамма-излучения до 40Р. В настоящее время благодаря использованию чистых материалов и специальной технологической обработке удается снизить фоновую люминесценцию до значения, эквивалентного **0,3Р**.

Чувствительность. Эта характеристика дозиметра определяется концентрацией серебра, а также видом других компонентов. Например, в одном исследовании $LiPO_3$ заменили $Mg(P_2O_7)_2$, что привело к снижению чувствительности в 20 раз. Этот эффект пока трудно объяснить или предсказать. Что касается концентрации атомов серебра, то максимальная радиофотолюминесценция наблюдается при содержании серебра **1–2%**. Однако у обычно рекомендуемых стеклянных дозиметров содержание серебра составляет **2,5–4,5%**.

Это вызвано тем, что нарастание интенсивности люминесценции после прекращения облучения (эффект накопления) при низкой концентрации серебра идет слишком медленно. Наличие эффекта накопления, т. е. увеличение интенсивности люминесценции после прекращения облучения, приводит к тому, что понятие чувствительности радиофотолюминес-

центных дозиметров необходимо отнести к фиксированному моменту времени после облучения.

Удобнее всего определять чувствительность по максимальной люминесценции. Дозиметр тем лучше, чем быстрее люминесценция достигает максимума и чем дольше она сохраняется постоянной без заметного затухания. К сожалению, эти два требования противоречат одно другому: чем быстрее проявляется эффект накопления, тем заметнее эффект затухания после достижения максимальной интенсивности, и, наоборот, стекла с медленным нарастанием люминесценции значительно дольше затем дают максимальное свечение без заметного затухания. Некоторые практически применяемые стекла сохраняют постоянную интенсивность люминесценции в пределах $\pm 10\%$ в течение нескольких лет, начиная с 2 ч после облучения.

Пределы измерения. Интенсивность радиофотолюминесценции линейно зависит от дозы в пределах от одного до нескольких тысяч рентген. При дозе порядка $(3-5) \cdot 10^4$ Р интенсивность люминесценции достигает максимума, а затем спадает.

Верхний предел можно увеличить, если не измерять красно-оранжевую область спектра люминесценции, а ограничиться более коротковолновой частью.

Стекла, которые подвергаются облучению в высокой дозе, оказываются заметно окрашенными; обычно радиофотолюминесцентные стекла выглядят светло-желтыми при 10^4 Р, желто-коричневыми при 10^5 Р, темно-коричневыми при 10^6 Р и почти черными при 10^7 Р.

Нижний предел измерения определяется фоновой люминесценцией и у лучших образцов дозиметров составляет несколько сот миллирентген.

По отношению к мощности дозы чувствительность сохраняется постоянной в широких пределах; некоторые эксперименты показывают отсутствие эффекта мощности дозы вплоть до 10^{10} Р/с.

Влияние света. Чувствительность стекол к свету зависит от предшествующего облучения ионизирующим излучением и от длины волны фотонов. Инфракрасный свет увеличивает эффект накопления и последующие затухания люминесценции.

Ультрафиолетовая область спектра вызывает очень медленное разрушение радиофотолюминесцентных центров. Этот эффект мал и практически не сказывается на результатах измерения, однако длительное воздействие солнечных лучей приводит к заметной потере радиофотолюминесценции. Обычный рассеянный дневной свет не вызывает заметных эффектов в стекле.

Практическая реализация радиофотолюминесцентного метода дозиметрии предложена еще в конце 60-х годов XX-века, и впервые в России был использован не только для аварийного и операционного, но и для текущего радиационного контроля, благодаря созданию системы индивидуального дозиметрического контроля "Флюорад-ДРГ-711-РФЛ". Преимуществами этого метода перед другими – ионизационным, фотографическим, химическим и термолюминесцентным (ТЛД) – являются высокие эксплуатационные характеристики дозиметров, чувствительный элемент (детектор) которых выполнен на основе фосфатных стекол, активированных серебром:

- высокая термо- и вибростойкость, ударопрочность;
- негигроскопичность;
- чрезвычайно низкий фэддинг.

Кроме того, в дозиметрах такого типа **считывание информации не связано с ее сбросом**, что повышает надежность дозиметрической системы и создает дополнительные удобства при разработке регламента дозиметрического контроля персонала. **Обнуление производится нагревом стекол до 400 градусов.**

Принцип измерения дозы. Чувствительным материалом РФЛ-детектора является фосфатное стекло, активированное серебром. Этот материал является аморфным, в отличие от ТЛД-материалов, которые имеют кристаллическую структуру. Под действием ионизи-

рующего излучения (ИИ) в материале РФЛ-стекла образуются устойчивые центры фотолюминесценции. При возбуждении этих центров ультрафиолетовым (УФ) излучением, излучается люминесценция в красно-оранжевой области спектра с максимумом в районе длин волн 600-700 нм. Именно это явление и носит название **радиофотолюминесценции**. Дозиметры на основе РФЛ-стекла имеют такую метрологическую характеристику, которую принято называть **временем созревания**. Она связана со способностью РФЛ-детектора в течение некоторого времени после прекращения облучения увеличивать сигнал люминесценции. Эта характеристика не имеет аналогов в других методах дозиметрии. Применение этого явления в дозиметрии основывается на линейной зависимости числа образовавшихся под действием ИИ РФЛ-центров от дозы облучения. В свою очередь, количество этих центров может быть измерено по интенсивности люминесценции, появляющейся при облучении детектора УФ-излучением. Таким образом, считывающее устройство является по существу флюориметром и может быть непосредственно отградуировано в дозовых единицах (в единицах воздушной кермы, поглощенной или эквивалентной дозах). С другой стороны, очевидно, что для получения минимально возможного нижнего предела измерений, считывающее устройство должно быть оптимизировано по отношению сигнала радиофотолюминесценции к сигналу додозовой люминесценции. Это возможно сделать, зная спектральные и кинетические характеристики излучения той и другой природы.

Относительно большой «ход с жесткостью» объясняется присутствием фосфора ($Z=15$) и серебра ($Z=47$). **Ход с жесткостью компенсируется металлическими фильтрами и в диапазоне 40 кэВ – 3 МэВ не превышает 20%.**

В настоящее время наиболее широко в индивидуальной дозиметрии применяются алюмофосфатные стекла (P_2O_5) активированные серебром (AgO_2).

Упрощенная блок-схема прибора для считывания дозы с ФЛД приведена на рисунке 49.

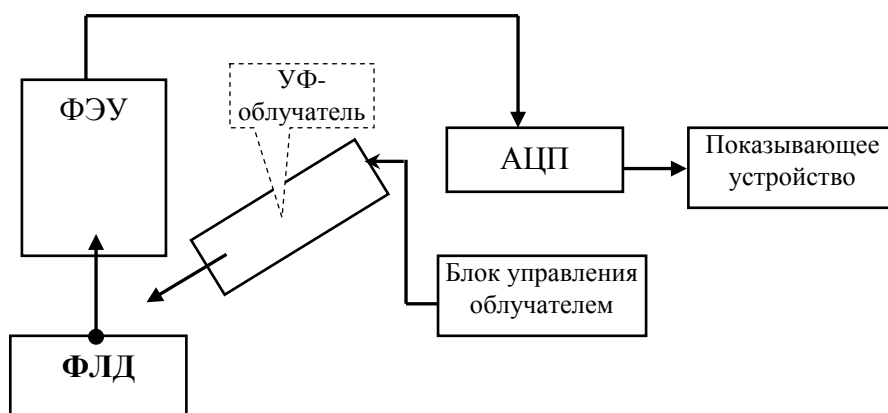


Рис.49. Блок-схема прибора для снятия дозы с ФЛД.

5.3.2. Темолоуминесцентный метод дозиметрии

Под радиотермолюминесценцией понимают такой процесс, при котором аккумулярованная в кристалле энергия ионизирующего излучения преобразуется в энергию флюоресценции под действием теплового возбуждения.

Механизм радиотермолюминесценции можно объяснить на основе представлений, изложенных в предыдущих параграфах. Рассмотрим вначале чистый кристалл, обладающий дефектами.

Под действием ионизирующего излучения создаются центры, обусловленные захватом электронов или дырок вакансиями **F** и **V** (рис.50) под действием тепла электрон, локализованный в центре **F**, может перейти в зону проводимости (переход **1**). Блуждая по кристал-

лу, этот электрон может прорекомбинировать с дыркой, локализованной в центре V (переход 2); при этом возникает люминесценция.

Переход 1 может быть вызван поглощением инфракрасной области света. В этом случае происходит оптически стимулированная люминесценция. Если глубина ловушек невелика, то освобождение электронов с уровней захвата и перевод их в зону проводимости могут происходить вследствие обычного теплового движения при нормальной температуре; для достаточно глубоких ловушек необходим дополнительный нагрев кристалла.

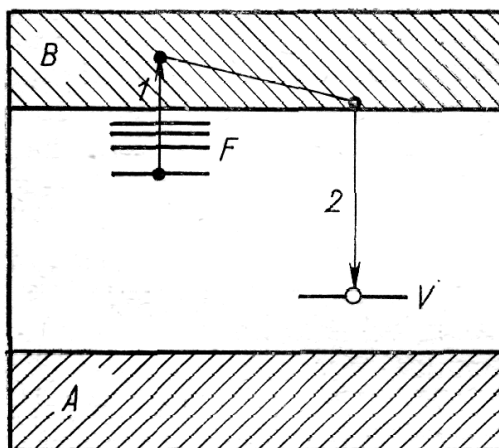


Рис.50 . Механизм термолюминесценции беспримесного кристалла.

Отличительной чертой этого процесса является разрушение центров окраски в процессе измерения независимо от способа возбуждения (нагрев, обычное тепловое движение, облучение инфракрасным светом). Таким образом, *радиотермолюминесценция – это процесс люминесценции, связанный с разрушением центров, созданных под действием ионизирующего излучения.*

Для краткости обычно вместо «радиотермолюминесценция» употребляют термин «термолюминесценция».

Рассмотрим процесс термолюминесценции кристалла, активированного примесью. На рисунке 51 показана схема энергетических уровней кристалла с примесью серебра в качестве активатора.

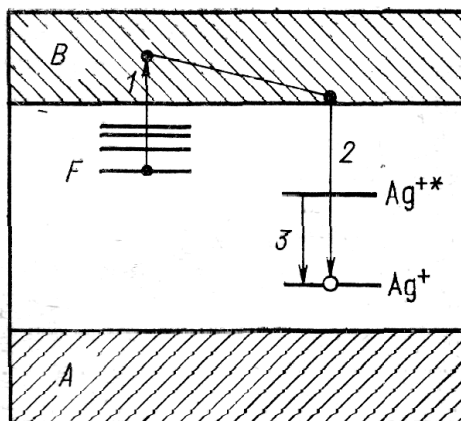


Рис.51. Механизм термолюминесценции кристалла, активированного серебром.

Ионизирующее излучение освобождает электрон, который захватывается ловушкой с образованием F-центра. Образовавшаяся дырка оказывается связанной с ионами серебра Ag⁺.

Последующее возбуждение освобождает электрон из ловушки и переводит его в зону проводимости (переход 1). Затем электрон рекомбинирует с дыркой (переход 2), в результате

чего ион активатора Ag^+ оказывается в возбужденном состоянии Ag^{+*} . Возбужденный ион быстро возвращается в основное состояние с испусканием характеристической люминесценции (переход 3).

Спектр люминесценции определяется природой активатора. Так, свечение Ag^+ находится в ультрафиолетовой – голубой области, Mn^{2+} дает зелено-оранжевое свечение. Примерами активированных фосфоров могут служить $\text{CaF}_2\text{-Mn}$, $\text{CaSO}_4\text{-Mn}$, NaCl-Ag , KCl-Ag .

Следовательно, одни и те же соединения могут обладать радиофотолюминесценцией и термолюминесценцией. По сравнению с радиофотолюминесценцией можно указать следующие отличительные особенности процесса термолюминесценции:

1. Спектр термолюминесцентной эмиссии является характерным для ионов активатора (например, Ag^+), первоначально инкорпорированных в кристалл.

2. Центры окраски, созданные ионизирующим излучением, разрушаются в процессе измерения. Следовательно, **термолюминесцентный дозиметр после процедуры измерения теряет информацию о дозе излучения.**

Кинетика термолюминесценции. На рисунках 50 и 51 упрощенно поясняется механизм термолюминесценции, электронно-кинетическая модель которой в действительности выглядит сложнее.

В частности, возможен обратный переход на уровень F электронов из зоны проводимости, которые попали туда в результате термического возбуждения. Такая возможность учтена на рисунке 52, где F – по-прежнему уровень ловушек, а V – уровень захвата дырок дефектного или примесного происхождения.

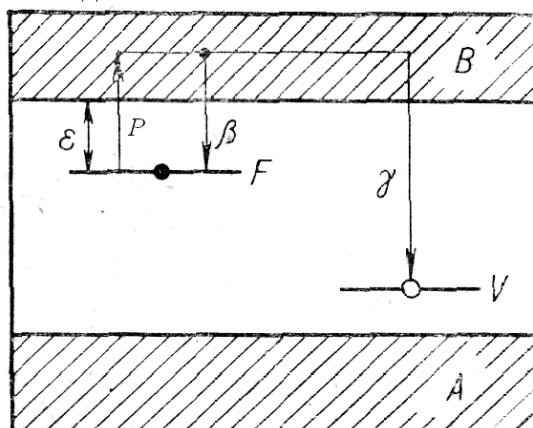


Рис.52. Кинетика радиотермолюминесценции.

Рассмотрим кинетику термолюминесценции в соответствии с этой моделью. Пусть первоначально кристалл подвергался воздействию ионизирующего излучения, в результате чего часть электронов из заполненной валентной зоны перешла в зону проводимости B , а от туда часть из них попала в ловушки на уровнях F .

При нагреве кристалла до температуры T (термическое возбуждение) электроны с некоторой вероятностью могут перейти с уровней F в зону проводимости (переход P), а от туда попасть на уровень V , в результате чего возникает люминесценция; одновременно возможен обратный переход (переход P) электронов из зоны проводимости на уровни F , где P – отнесенная к единице времени вероятность перехода электронов с уровня F в зону проводимости при температуре T ; β и γ – коэффициенты, связанные с вероятностью перехода электронов из зоны проводимости соответственно на уровни F и V .

Кривая термовысвечивания. Испускание света при нагревании твердого тела, как следствие предварительного возбуждения последнего, носит название термолюминесценции. **Твердое тело испускающее свет называют термолуминофором (фосфором).**

Процедура измерения дозы термолюминесцентным дозиметром сводится к тому, что облученный дозиметр нагревается и в процессе нагрева измеряется интенсивность свечения

люминесценции. При исследовании термлюминесценции наблюдают за свечением твердого тела при его нагревании.

Для этого используют два метода: либо определяют интенсивность свечения как функцию времени нагревания (t), либо как функцию температуры фосфора (T). Эти способы представления связаны между собой зависимостью температуры фосфора от времени его нагрева формулой $T = q(t)$. Условия часто выбирают такими, чтобы эта функция выражалась прямой $T = T_0 + q \cdot t$, где T_0 – начальная температура, q – константа скорости нагрева.

Для КТВ характерны максимумы (пики) I, II, III при определенных температурах (рис. 53). Появление пиков объясняется тем, что в твердом теле имеются дискретные метастабильные энергетические состояния.

В дозиметрии принято характеризовать фосфор значениями T_{mi} . При этом нагревание производится с постоянной скоростью $q = 1 \text{ град/сек}$.

В качестве параметров, характеризующих дозу, можно выбрать либо величину наибольшего пика (t_{m3}), либо величину Q , вычисляемую как площадь, ограниченную кривой и осью абсцисс (**светосумма**).

Таким образом различают **пиковый** (T_{mi}) и **интегральный** (Q) способы измерения дозы.

Применение фосфора в интегрирующем дозиметре для индивидуального контроля связано с требованием отсутствия у дозиметра спада показаний во времени (феддинга). То есть, показания дозиметра не должны зависеть от времени в течении по крайней мере месяца от начала облучения до проведения измерений. Только при $T > 200^\circ\text{C}$ фосфоры удовлетворяют этому требованию. Поэтому используют фосфоры, у которых при $T < 200^\circ\text{C}$ вообще нет пиков КТВ, однако это не всегда удается.

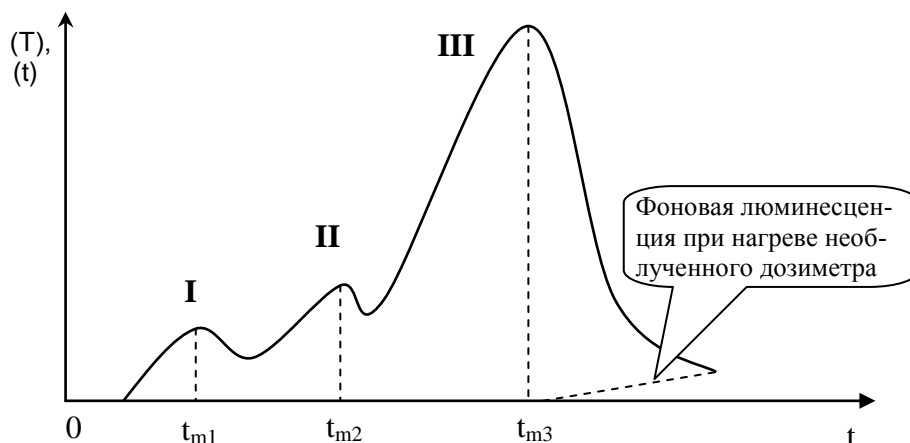


Рис.53. Кривая термического высвечивания (КТВ).

Под дозовой характеристикой фосфора подразумевается зависимость измеряемого параметра Q или (t_{mi}) от дозы D . Вид этой зависимости определяется энергетическим выходом термлюминесценции и определяется по формуле:

$$\eta = E/m \cdot D,$$

где, E – энергия, высвеченная фосфором с массой m , D – поглощенная доза.

В пределах доз, при которых η остается постоянной, дозовая характеристика имеет вид прямой. Для многих фосфоров дозовая характеристика на весьма протяженном участке от нескольких миллирад до 10^4 рад имеет **линейный характер** (рис.54).

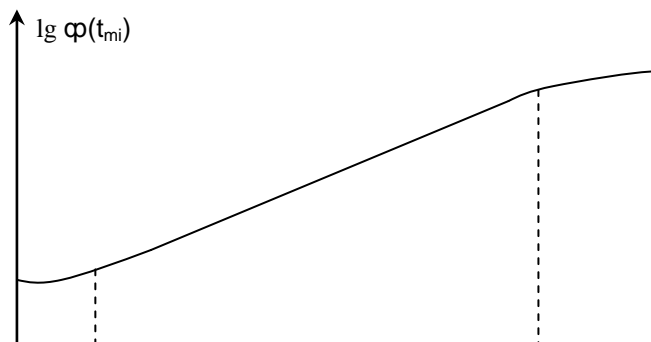


Рис.54. Дозовая характеристика фосфора.

Влияние времени облучения и мощности дозы на чувствительность ТЛД. Зависимость чувствительности ТЛД от дозы и мощности дозы излучения определяется двумя факторами: числом ловушек в фосфоре и глубиной их залегания.

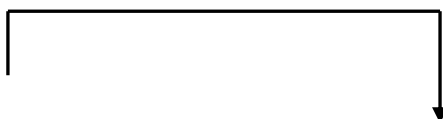
Пусть фосфор имеет N электронных ловушек с одинаковой глубиной ϵ . Пусть далее, в некоторый момент времени после начала облучения оказалось заполненными n ловушек. Тогда в момент времени t пустыми будут $N-n$ ловушек. Заполнение ловушек электронами, освобожденными излучением, есть процесс статистический, поэтому число ловушек, заполняемых в единицу времени, пропорционально числу свободных ловушек $N-n$ и мощности дозы излучения P .

Однако вследствие теплового излучения часть электронов будет покидать ловушки. Выход термолюминесценции пропорционален числу заполненных ловушек. Через достаточно большой промежуток времени после начала облучения устанавливается равновесие: число захваченных в единицу времени электронов ловушками равно числу освобожденных из ловушек электронов. Напомним, что интегральный выход термолюминесценции пропорционален числу заполненных ловушек. В условиях насыщения выход люминесценции определяется глубиной ловушек и мощностью дозы.

Чувствительность изменяется с изменением времени облучения от максимального значения до нуля, причем это изменение полностью обусловлено энергией теплового движения. При фиксированном времени облучения чувствительность не зависит ни от дозы ни от мощности дозы. Таким образом, **дозовая чувствительность дозиметра постоянна независимо от условий облучения. Этот случай является наиболее благоприятным с точки зрения практической дозиметрии.**

Затухание люминесценции. За время между облучением фосфора ионизирующим излучением и измерением термолюминесценции может уменьшиться число электронов в ловушках и измениться их распределение по ловушкам различного типа. Связанное с этим уменьшение светосуммы люминесценции получило название затухания люминесценции. Скорость опустошения ловушек убывает с течением времени по экспоненте, однако для каждого момента времени существует такая температура хранения люминофора, при которой скорость исчезновения центров F оказывается максимальной. С практической точки зрения в дозиметрии используют дозиметры имеющие спад показаний во времени (фединг) не менее нескольких месяцев и более.

Для снятия показаний с термолюминесцентных дозиметров облученный фосфор нагревают и регистрируют свечение термолюминесценции. Таким образом прибор для определения дозы состоит из нагревательного устройства, фотоэлектрического умножителя (ФЭУ) и электронной схемы преобразующей электрические сигналы в показания дозы. Нагревательное устройство и ФЭУ заключены в светонепроницаемую камеру. На рисунке 55 показана упрощенная блок-схема прибора для снятия дозы с термолюминесцентного дозиметра.



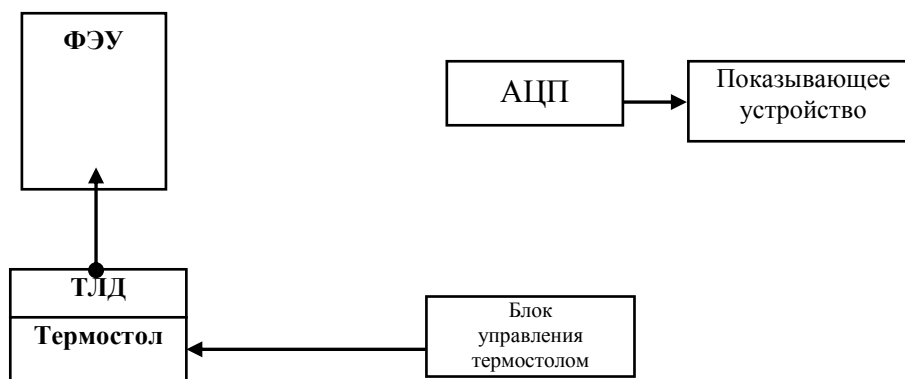


Рис.55. Блок-схема прибора для снятия дозы с ТЛД.

Основной недостаток ТЛД, это большой «ход с жесткостью», поэтому для его уменьшения используют выравнивающие фильтры. Обнуление дозиметра производится нагреванием до 400°C (отжиг), после чего дозиметр полностью теряет информацию о дозе.

Для практического применения в целях дозиметрии предложено около десяти различных фосфоров. Каждый из них имеет свои особенности, и применимость их в качестве ТЛД определяется выполнением следующих основных требований:

- чувствительность фосфора только к ионизирующему излучению;
- высокий выход люминесценции;
- линейная зависимость выхода люминесценции от дозы в возможно более широком интервале дозы;
- отсутствие затухания люминесценции (глубокие ловушки) в широком диапазоне температуры;
- малая зависимость чувствительности от мощности дозы и энергии ионизирующего излучения;
- подходящий спектр люминесценции;
- дешевизна и возможность массового производства.

Основные типы люминесцентных дозиметров. Ниже дано описание наиболее распространенных или перспективных термолюминесцентных материалов.

Фтористый кальций CaF_2 . В ТЛД могут быть применены как природные соединения фтористого кальция, так и синтетические монокристаллы CaF_2 . Природный CaF_2 проявляет сильную радиотермолюминесценцию, однако основные параметры изменяются от образца к образцу. Кривые высвечивания имеют несколько максимумов; три главных находятся в интервалах температуры $70-100$, $150-190$ и $250-300^{\circ}\text{C}$.

Кривая высвечивания ТЛД на основе природного CaF_2 имеет пять максимумов с наибольшей высотой при 260°C . Показания линейны в пределах дозы от нескольких миллирентген до более чем 5000P с погрешностью $\pm 2\%$. Измерение дозы производится по высоте четвертого пика, который достаточно стабилен.

Широкое распространение получают ТЛД на основе синтетического CaF_2 , активированного марганцем. Кривая высвечивания у этих дозиметров имеет только один максимум, обычно при температуре $T_0=260^{\circ}\text{C}$. Спектр термолюминесценции охватывает область от 4500 до 6000 \AA с максимумом при 5000 \AA . Эти кристаллы обладают малым затуханием люминесценции, так как имеют достаточно глубокие ловушки. Они теряют не более 10% запасенной энергии в течение первых 16 ч хранения; затем затухание составляет не более 1% в сутки. Чувствительность не зависит от мощности дозы но крайней мере до 7000 P/мин .

Фтористый литий LiF . Этот тип фосфора имеет различные характеристики термолюминесценции в зависимости от природы и способа приготовления. Спектр термолюминесценции находится в пределах от 3800 до 5500 \AA с максимумом около 4000 \AA .

Нижний предел измерения дозы порядка **1-10 Р**. Световыход линейно зависит от дозы примерно до **700 Р**, затем становится пропорциональным примерно $D^{1,2}$ до значения 10^4 Р, после чего наступает эффект насыщения. Верхний предел, определяемый насыщением, - порядка 10^5 Р. Такое необычное поведение фосфора может быть вызвано побочными эффектами, например триболоминесценцией. По отношению к мощности дозы чувствительность остается постоянной, по крайней мере до значений порядка 10^3 Р/с. Затухание люминесценции составляет не более 5% после 48-часового хранения при температуре ниже 50°C ; считается, что дозиметр LiF можно использовать при температуре окружающей среды от 0 до 60°C .

Сульфат кальция, активированный марганцем, CaSO_4 (Mn). Этот тип фосфора имеет простую кривую высвечивания с одним максимумом в районе $80-100^\circ\text{C}$. Фосфор может быть приготовлен в двух видах: либо в виде спрессованного порошка, либо в виде монокристалла. Способ приготовления влияет на значение пиковой температуры T_0 . Так, монокристалл имеет значение T_0 около 80°C , а порошок – около 100°C . Кроме того, монокристалл имеет очень небольшой пик около 235°C . Спектр термолюминесценции находится в пределах $4400-5900 \text{ \AA}$ с максимумом вблизи 5000 \AA . Нижний предел измерения определяется десятками микрорентген. Верхний предел измерения около 10^4 Р. Низкая глубина ловушек приводит к заметной зависимости чувствительности дозиметра от мощности дозы.

Сульфат кальция, активированный самарием, CaSO_4 (Sm). Кривая высвечивания обычно имеет три максимума, причем средний пик очень слабый, а последний содержит 70-90% всей светосуммы. Расположение пиков соответствует длинам волн 5600, 5950 и 6200 \AA . Максимальный пик соответствует очень глубоким ловушкам ($T_0=400^\circ\text{C}$), что делает дозиметр устойчивым к высоким температурам. Однако без специальной обработки люминесценция заметно затухает в первоначальный момент. Чтобы избежать этого, необходимо перед измерением дозиметр прогреть. Пропорциональность световыхода наблюдается лишь при небольших значениях экспозиционной дозы (до 100 Р). Выше этого значения световыход растет несколько быстрее, чем доза, но затем наступает обычный эффект насыщения. Во всяком случае дозиметр применим в диапазоне дозы $10-10^4$ Р.

Наибольшее распространение в качестве чувствительных элементов термолюминесцентных дозиметров получили люминофоры LiF, CaF_2 (Mn) и термолюминесцентные стекла.

Разработанные термолюминесцентные дозиметры на основе алюмофосфатных стекол (метод ИКС) имеют практические пределы измеряемой дозы $2 \cdot 10^3$ рад. Энергетическая зависимость чувствительности дозиметров ИКС с компенсирующими фильрами составляет $\pm 20\%$ для энергий фотонов выше 35 кэВ.

Разработки в области применения ТЛД направлены на повышение чувствительности, снижение ее энергетической зависимости, уменьшение фединга, автоматизацию процесса измерения. Исследования показывают применимость ТЛД для измерения дозы до 1 мрад. Фединг, определяемый потерей дозиметрической информации за 1 месяц при комнатной температуре лучшими дозиметрами на основе LiF, укладывается в пределы до 1 %, а на основе CaSO_4 – до 10%. Для ИКС фединг в течение месяца не обнаруживается. Один из способов уменьшения фединга – специальная температурная обработка дозиметра, снимающая второстепенные пики в спектре люминесценции.

5.4. Химический метод дозиметрии

Химические методы дозиметрии стали применяться сравнительно недавно. Этому способствовало применение мощных облучательных установок (с мощностью дозы до 10^8 р/мин) в сельском хозяйстве (воздействие на генетику растений), в пищевой промышленности (облучение различных продуктов и консервов с целью их длительного хранения), в металлургии (дефектоскопия), а также использование источников ионизирующих излучений в научных целях: измерение доз излучения при ядерных взрывах, в мощных кобальтовых ус-

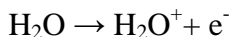
тановках и ускорителях заряженных частиц, в экспериментах по исследованию влияния излучения на различные вещества (исследование, их радиационной стойкости; физических и химических изменений, происходящих под действием излучений; поведения раковых опухолей под облучением и т. д.).

Ионизационные методы дозиметрии, обладая рядом практических преимуществ, имеют и существенные недостатки. Основные из них следующие. При измерении больших мощностей доз (порядка нескольких тысяч рентген) трудно обеспечить в ионизационной камере режим насыщения. При измерении больших интенсивностей излучений ухудшаются электрические свойства изоляции электродов, что значительно снижает точность измерения.

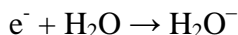
Поэтому стали разрабатываться другие способы для измерения излучений, основанные не на ионизации газа, а на других явлениях, происходящих в жидких, твердых и газообразных средах.

Химический метод дозиметрии основан на наблюдении необратимых химических изменений, производимых излучением в веществе. Продукты химических реакций определяются либо непосредственно по изменению цвета, либо косвенно, с помощью способов химического анализа (титрованием, измерением электропроводности, спектрофотометрией и др.).

Химический метод дозиметрии основан на измерении выхода радиационно-химических реакций, протекающих под действием ионизирующих излучений. Принцип метода можно понять на примере жидкой химической системы, основным компонентом которой является вода. Под действием ионизирующих частиц от молекулы воды отрывается электрон и образуется катион по схеме:



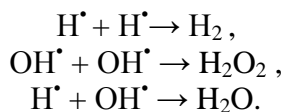
Освободившийся электрон захватывается нейтральной молекулой воды, и образуется анион:



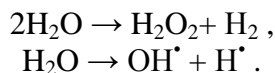
Молекулярные ионы H_2O^+ и H_2O^- неустойчивы и самопроизвольно распадаются:



В результате образуются химически активные свободные радикалы H^\bullet и OH^\bullet , которые оказывают определенное воздействие на растворенные в воде вещества. Чем больше плотность ионизации, тем выше концентрация свободных радикалов вдоль пути ионизирующей частицы. Свободные радикалы перемещаются из мест своего образования в результате диффузии, стремясь равномерно распределиться по всему облучаемому объему. Часть из них, однако, реагирует друг с другом:



Те свободные радикалы, которые избежали рекомбинации, в дальнейшем реагируют с растворенным веществом. Итак, под действием излучения в воде одновременно идут по крайней мере две реакции:



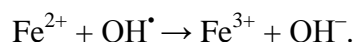
Такова упрощенная схема действия излучения на воду. В действительности процессы, происходящие в воде в результате облучения, разнообразнее и сложнее. Конечный результат воздействия излучения определяется химическими реакциями, протекающими в присутствии свободных радикалов. Количественно результат воздействия излучения оценивается по радиационно-химическому выходу. **Под выходом реакции понимают число характерных превращений на 100 эВ поглощенной энергии (число вновь образованных атомов, ионов и т. п.).** Если выход не зависит от скорости поглощения энергии и от суммарной поглощен-

ной энергии, то такую систему можно использовать для определения поглощенной дозы.

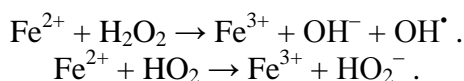
Радиационно-химические превращения могут происходить не только в водных растворах, но и в других жидких или твердых химических системах. **Из жидких химических дозиметров наиболее широко применяют ферросульфатный и цериевый.**

Ферросульфатный дозиметр. Раствор соли FeSO_4 в разбавленной серной кислоте H_2SO_4 – наиболее распространенная химическая система, применяемая для дозиметрии ионизирующих излучений; она основана на свойстве ионов двухвалентного железа Fe^{2+} окисляться под действием радиации до трехвалентного Fe^{3+} .

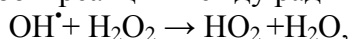
В необлученном растворе в результате электролитической диссоциации присутствуют ионы двухвалентного железа Fe^{2+} . Под действием ионизирующих излучений происходит радиационно-химическое разложение воды с образованием свободных радикалов H^\bullet и OH^\bullet . Радикалы OH^\bullet активно участвуют в окислении ионов двухвалентного железа до трехвалентного по реакции:



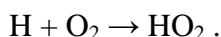
Возможны и другие реакции окисления:



Группа HO_2 образуется либо в реакции между радикалом OH^\bullet и перекисью водорода:



либо в результате непосредственного соединения атомарного водорода и молекулярного кислорода:



Число образовавшихся в результате облучения и завершения всех реакций ионов трехвалентного железа Fe^{3+} и служит мерой поглощенной энергии. В качестве стандартного ферросульфатного дозиметра принимают следующий состав: 2 г $\text{FeSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$, 3 г NaCl , 110 см^3 концентрированной H_2SO_4 , растворенные в дистиллированной воде, на 5 л дозиметрического раствора. Раствор разливают в прозрачные ампулы, которые затем помещают в поле излучения для определения дозы. Появление ионов трехвалентного железа характеризуется изменением оптической плотности раствора. Максимум поглощения в спектре видимого света приходится на длину волны 3050 Å.

Энергия ΔE , поглощенная в системе в результате облучения, определяется соотношением:

$$\Delta E = M(S_{\text{обл}} - S_{\text{чист}}),$$

где $S_{\text{обл}}$ и $S_{\text{чист}}$ – оптическая плотность облученного и необлученного растворов;

M – постоянный коэффициент, зависящий от свойств дозиметра и условий облучения.

Обычно оптическая плотность определяется по отношению к участку спектра длиной волны 3050 Å с помощью специальных спектрофотометров. Спектрофотометр измеряет отношение интенсивности падающего и прошедшего через раствор света. Пусть I_0 и I – соответственно интенсивность падающего света и света, прошедшего через облученный раствор, а I'_0 и I' – соответствующие интенсивности света для необлученного раствора;

Тогда

$$S_{\text{обл}} - S_{\text{чист}} = \lg(I'_0 I' / I I_0) = \epsilon Cl,$$

где, l – толщина слоя раствора, см; C – концентрация ионов трехвалентного железа, моль/л; ϵ – коэффициент экстинкции, зависящий от температуры и равный 2174 л/(моль·см) для 24°C. Величина ϵ имеет такое значение при определении концентрации ионов Fe^{3+} по поглощению света с длиной волны 3050 Å.

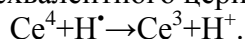
Изменяя оптическую плотность S , можно определить концентрацию ионов C . Зная концентрацию образованных ионов и радиационно-химический выход, легко определить поглощенную дозу излучения в растворе. При неизменной интенсивности падающего света $I_0 = \Gamma_0$ и поглощенная энергия равна b .

$$\Delta E = M \lg(\Gamma / I).$$

Коэффициент M включает в себя величину радиационно-химического выхода для данной системы.

Для стандартного ферросульфатного дозиметра радиационный выход по отношению к выходу ионов трехвалентного железа можно принять $G = 15,6 \pm 0,5$ на 100 эВ поглощенной энергии при насыщении раствора кислородом. Основным компонентом ферросульфатного дозиметра является вода, и эффективный атомный номер по поглощению фотонного излучения для раствора близок к эффективному атомному номеру воды, а следовательно, и к живой ткани. Дозиметр практически не имеет «хода с жесткостью» в диапазоне энергий 100 кэВ – 2 МэВ. Ферросульфатный дозиметр пригоден для измерения дозы излучения от 2000 до 40 000 рад. При больших значениях дозы наблюдается уменьшение выхода за счет уменьшения в растворе кислорода. Выход дозиметра остается постоянным при значении мощности дозы до нескольких сот рад в секунду. Верхний предел по мощности дозы лежит, по-видимому, выше 10^5 рад/с. Ферросульфатный дозиметр чувствителен к органическим примесям, требует насыщения кислородом и применения химически чистых веществ.

Цериевый дозиметр. В дозиметре этого типа используется раствор сернокислого церия в 0,8N растворе H_2SO_4 . В отличие от предыдущей системы, здесь ионы четырехвалентного церия восстанавливаются до ионов трехвалентного церия по реакции:



Максимум поглощения света трехвалентным церием происходит при длине волны 3200 Å. Выход дозиметра $G = 2,54$ и не зависит от концентрации ионов четырехвалентного церия в пределах от $3,2 \cdot 10^{-5}$ до $3,2 \cdot 10^{-2}$ моль/л.

Дозиметр нечувствителен к содержанию кислорода. Будучи менее чувствительным цериевый дозиметр измеряет большую дозу, чем сульфатный. Он пригоден для измерения дозы порядка 10^6 рад. Его верхний предел по мощности дозы также выше, чем у ферросульфатного дозиметра.

Известно значительное число различных веществ, изменяющих свою окраску в результате окислительных или восстановительных реакций. Например, водный раствор метиленового голубого обесцвечивается под действием окислительных продуктов разложения воды (радикалы OH^{\bullet}), так и под действием восстановительных продуктов (радикал OH^{\bullet}). При одновременном действии тех и других продуктов обесцвечивание оказывается незначительным. Выход реакции существенно повышается, если в растворе присутствуют вещества, являющиеся хорошими акцепторами радикала OH^{\bullet} или H^{\bullet} . Кислород – хороший акцептор радикала OH^{\bullet} , а такие вещества, как гидрохинон, глюкоза, глицерин, являются акцепторами радикала OH^{\bullet} . Лишая раствор молекулярного кислорода или, наоборот, насыщая его кислородом, добавляя те или иные вещества, можно получить обратимую или необратимую реакцию на воздействие излучения. Изменение окраски метиленового голубого пропорционально поглощенной в растворе энергии, и это позволяет использовать его для дозиметрических целей.

Если краситель растворить в горячей воде и добавить в него около 10% желатины, то после охлаждения получится гель – студенистое вещество, сохраняющее свою форму. Под действием ионизирующего излучения в таком растворе идет восстановительная реакция, приводящая к изменению окраски. Изменение плотности окраски в каждом элементе объема внутри геля связано с поглощенной дозой излучения в этом же элементе объема. Разрезая гель на части и исследуя степень обесцвечивания каждой части, можно получить пространственное распространение поглощенной дозы.

Для дозиметрических целей успешно используются тонкие поливинилхлоридные

пленки, в состав которых входит краситель. Поливинилхлорид имеет формулу $(\text{CH}_2=\text{CHCl})_x$. Под действием ионизирующих излучений выделяется HCl , которая действует на краситель и изменяет цвет пленки. При добавлении метиленового голубого цвет пленки с увеличением дозы изменяется от первоначального фиолетового до голубого и далее желто-оранжевого.

Толщина пленок может составлять сотые доли миллиметра, при такой толщине пленочный дозиметр не искажает поля излучения и практически не имеет угловой зависимости. Пленочные химические дозиметры эффективны для измерений большой дозы – от $5 \cdot 10^3$ до 10^7 Р (рад).

Разновидностью химических дозиметров, важных в практическом отношении, являются обычные прозрачные стекла. Прозрачное стекло под действием ионизирующих излучений темнеет, и оптическая плотность потемнения в некотором интервале дозы пропорциональна поглощенной энергии. Для дозиметрических целей используют небольшие кусочки специальных сортов стекла толщиной несколько миллиметров. Стеклообразные дозиметры обладают следующими особенностями. Потемнение сильнее сказывается для более коротковолнового участка видимого света. Потемнение облученного стекла уменьшается с течением времени хранения и тем сильнее, чем выше температура хранения. Прогрев стекла при температуре $100\text{--}150^\circ\text{C}$ сразу же после облучения стабилизирует плотность потемнения, хотя и уменьшает ее величину. Прогрев стекла при температуре $400\text{--}500^\circ\text{C}$ приводит к полному его просветлению, и его можно использовать повторно для дозиметрии.

Стеклообразные дозиметры можно использовать до дозы 10^5 Р (бэр). Они имеют значительную энергетическую зависимость чувствительности в области низких энергий фотонов, если не принять специальных мер для ее компенсации.

Многие **хлорсодержащие углеводороды** (хлороформ, четыреххлористый углерод, тетрахлорэтилен и др.) реагируют при облучении их рентгеновскими или γ -лучами и разлагаются с выделением соляной кислоты, выход которой увеличивается ($G=6\ 000$) в насыщенных водных растворах хлорированных углеводородов. Имея высокую чувствительность к радиации, указанные углеводороды обладают и нежелательными свойствами для дозиметрии: они недостаточно термически устойчивы, радиационные выходы их зависят от изменения мощности дозы и температуры, они чувствительны к незначительным примесям и т. д. Однако некоторые отрицательные свойства хлорсодержащих углеводородов можно частично или полностью устранять, вводя в раствор с оптимальной концентрацией стабилизирующие агенты (резорцин, этиловый спирт). Но при этом значительно уменьшается выход реакции (до $M=90$), которого достаточно для измерения дозы от γ -излучения в нужных диапазонах (от 50 до 500 рад и от 500 до 5 000 рад).

Такие двухфазные дозиметрические системы (например, система из водного раствора красителя – бромкрезола пурпурного, насыщенного хлороформом, стабилизированная резорцином) в широких пределах дозы сохраняют достаточную термостойкость, незначительно зависят от мощности дозы и температуры и не изменяют своего состава при длительном хранении. Спектральная зависимость, выявляющаяся при энергиях менее 800 кэВ, устраняется благодаря использованию фильтра из соответствующего материала (эквивалентного толщине в 0,5 мм свинца), который поглощает компоненты с низкой энергией.

Химический дозиметр двухфазной системы тетрахлорэтилен в водном растворе бромкрезола пурпурного с антиокислителем резорцином по сравнению с аналогичной системой хлороформ – ингибитор – краситель имеет более высокую термическую стойкость (температура кипения тетрахлорэтилена 119°C , а хлороформа – $59,5^\circ\text{C}$) и радиационную чувствительность (высокий выход G). Эти свойства позволяют изготовить дозиметр для регистрации γ -излучения в широком диапазоне доз: от 10 до 10^6 рад (в зависимости от соотношения компонентов).

Иногда вместо двухфазных дозиметров хлорированный углеводород – стабилизатор – краситель применяют однофазные системы: хлорированный углеводород – краситель и др.

Однофазный дозиметр, содержащий хлороформ или тетрахлорэтилен, разведенный в водном растворе бромкрезола пурпурного, имеет некоторые преимущества перед дозиметром двухфазной системы: высокую термоустойчивость и независимость от спектра излучения в интервале от 80 кэВ до 1,2 МэВ. Основным недостатком этой системы заключается в слабом выходе реакции (от 15 до 20).

В описанных химических дозиметрах выход кислоты определяется титрованием щелочи NaOH, содержащей такую же концентрацию бромкрезола пурпурного, как и в жидкости, используемой в дозиметре. Затем определяют изменение рН при помощи цветомера или спектрофотометра.

Для грубой оценки дозы можно визуально наблюдать за изменением окраски водного раствора красителя – бромкрезола пурпурного, насыщенного каким-либо хлорсодержащим углеводородом, от пурпурной до желтой.

Растворы полистирола в четыреххлористом углероде и полиизобутилена в органических растворителях используются для измерения поглощенных доз в диапазонах 10^2 – 10^4 рад и 10^3 – 10^{10} рад соответственно.

5.5. Кристаллические и калориметрические методы дозиметрии

Полупроводниковые дозиметрические детекторы. Применение полупроводников в качестве дозиметрических детекторов основано на их способности регистрировать ионизирующие частицы. В природе имеется огромное количество соединений, минералов и чистых элементов, которые относятся к классу полупроводников, но лишь немногие из них нашли применение для регистрации ионизирующих излучений.

Общим признаком полупроводников является величина их электропроводности, которая занимает промежуточное место между электропроводностью диэлектриков и проводников. Диапазон значений удельной электропроводности полупроводников лежит в пределах 10^4 – 10^{-10} Ом·см⁻¹, в то время как к диэлектрикам относят вещества с удельной электропроводностью менее 10^{-14} Ом см⁻¹, металлы (проводники) имеют удельную электропроводность в пределах 10^6 – 10^5 Ом·см⁻¹. С точки зрения зонной теории полупроводниковыми свойствами обладают такие вещества, ширина запрещенной зоны которых не превышает 2–3 эВ. У диэлектриков запрещенная зона значительно шире, у металлов она практически отсутствует.

Полупроводник в качестве счетчика элементарных частиц выступает как аналог ионизационной камеры, но в основе работы счетчика лежит ионизация атомов твердого тела. Однако по сравнению с газовыми ионизационными детекторами полупроводниковые счетчики имеют особенности, которые определяют их преимущества и недостатки и возможность использования для дозиметрии.

Результатом ионизации в полупроводнике является появление свободных электронов в зоне проводимости и дырок в валентной зоне. Ширина запрещенной зоны не превосходит нескольких электронвольт, поэтому и энергия, необходимая для образования пары электрон–дырка, является величиной того же порядка. Это одна из особенностей, отличающих их от газовых ионизационных камер, где средняя энергия образования одной пары ионов составляет десятки электронвольт (для воздуха 34 эВ). Таким образом, в расчете на одинаковую поглощенную энергию в полупроводниковом детекторе образуется примерно на порядок больше носителей электрических зарядов, чем в чувствительном объеме ионизационной камеры. Плотность вещества полупроводникового детектора на несколько порядков ($\sim 10^3$) выше плотности газа в обычной ионизационной камере, поэтому и величина поглощенной энергии (в расчете на одинаковую плотность потока излучения) в полупроводниковом детекторе на несколько порядков больше, чем в газовом.

Таким образом, в одном и том же поле излучения ионизационный эффект в полупроводниковом детекторе будет на несколько порядков выше, чем в ионизационной камере. Это определяет их главное преимущество: **высокая чувствительность при малых размерах.**

Другой важной особенностью полупроводниковых детекторов по сравнению с газовыми является высокая подвижность носителей заряда. Например, в кремнии при комнатной температуре подвижность отрицательных носителей (электронов) равна $1300 \text{ см}^2/(\text{В}\cdot\text{с})$, а положительных (дырок) – $500 \text{ см}^2/(\text{В}\cdot\text{с})$. Для сравнения напомним, что подвижность ионов в воздухе при нормальных условиях порядка $1 \text{ см}^2/(\text{В}\cdot\text{с})$. Высокая подвижность носителей зарядов определяет малое время собирания электрических зарядов на электроды и, как следствие, большую разрешающую способность детектора при счетно-импульсном режиме работы (временное разрешение).

Малое время собирания существенно снижает вероятность рекомбинации положительных и отрицательных зарядов. В расчете на одинаковую напряженность электрического поля эффект рекомбинации в полупроводниковом детекторе пренебрежимо мал по сравнению с газовыми камерами. Кроме того, большая подвижность носителей зарядов при прочих равных условиях обеспечивает больший ионизационный ток. В расчете на одинаковый ионизационный эффект полупроводниковый детектор требует на несколько порядков меньшего электрического напряжения, чем газовый. В этом еще одно преимущество полупроводников.

Сравнительно малая ширина запрещенной зоны делает возможным появление свободных электрических зарядов в результате флуктуации энергии теплового движения. Это приводит к тому, что сравнительно высокая «фоновая» проводимость полупроводника существенно зависит от температуры. Здесь мы имеем дело с одной из наиболее серьезных трудностей при использовании полупроводников в качестве дозиметрических детекторов. Высокий темновой ток делает в некоторых случаях просто невозможным применение полупроводников в качестве детекторов.

Преимущества полупроводниковых детекторов, связанные с высокой чувствительностью, малыми габаритами, низким внешним напряжением, частично компенсируются сравнительно сложной технологией изготовления, необходимостью иметь предельно чистые исходные материалы, фоновыми явлениями, зависимостью от условий среды. Их преимущества в полной мере очевидны, когда они выступают в качестве счетчиков и спектрометрических детекторов.

Использование полупроводниковых детекторов собственно в дозиметрии для измерения экспозиционной и поглощенной доз ограничено заметной зависимостью дозовой чувствительности от энергии излучения. Несмотря на аналогию с ионизационной камерой по механизму действия, в дозиметрическом отношении полупроводниковые детекторы, скорее, похожи на сцинтилляционные детекторы в счетчиковом режиме. Теоретический анализ зависимости измеряемого сигнала от поглощенной энергии не дает простого и надежного способа компенсации энергетической зависимости чувствительности. Тем не менее малые габариты, возможность создания практически точечных дозиметров с малым напряжением питания делают полупроводниковые детекторы незаменимыми в клинической дозиметрии и радиобиологических исследованиях, где возникает необходимость внутриволостных измерений.

Принципиальным недостатком полупроводниковых дозиметров является неопределенность в величине чувствительного объема. В уже изготовленном дозиметре можно измерить чувствительный объем, однако, во-первых, этот объем зависит от условий эксплуатации (например, от смещения) и, во-вторых, практически невозможно изготовить дозиметр с точно заданными размерами чувствительной области. Это затрудняет, по крайней мере на сегодняшний день, возможность применения полупроводниковых дозиметров в качестве метрологических установок для абсолютных измерений дозы. Они могут выступать лишь как вторичные приборы, требующие градуировки.

Зависимость размера чувствительной области от обратного смещения открывает возможности изменять чувствительность дозиметра к различным видам излучения путем простого изменения напряжения. Эта особенность была использована для создания прибора, предназначенного для измерения дозы в смешанных полях излучения.

Полупроводниковые дозиметры пока еще не нашли широкого применения в качестве

массовых приборов дозиметрического контроля. Определенную роль в этом играет и сравнительно высокая их стоимость.

Полупроводниковый детектор с *n*-переходом в счетчиковом режиме аналогичен импульсной ионизационной камере. Есть, однако, две существенные разницы. Во-первых, число носителей заряда, образованных ионизирующей частицей в веществе полупроводника, может оказаться сравнимым с флуктуациями числа свободных носителей, обычно присутствующих в чувствительном объеме; возникает проблема шумов (собственного фона), которая практически отсутствует при работе с обычными ионизационными камерами. Во-вторых, чувствительная область детектора, как правило, не распространяется на весь объем полупроводника. Когда ионизирующая частица проходит через чувствительную область перехода, то вновь образованные носители заряда уносятся электрическим полем на электроды за время, исчисляемое долями микросекунд.

Чтобы быть зарегистрированной, ионизирующая частица не обязательно должна создавать заряды непосредственно в чувствительном объеме. Дополнительные носители зарядов, созданные в пределах диффузионной длины от чувствительного слоя, могут в результате диффузии попасть в обедненную зону и создать ионизационный импульс. Время, которое для этого требуется, составляет несколько миллисекунд. Фактическая возможность регистрации частиц, не попавших в чувствительную область, определяется постоянной времени системы. Постоянная времени выбирается из оптимальных условий по отношению к эффекту фона и обычно находится в пределах 0,1-1 мкс, что значительно меньше времени диффузии; в этом случае на электроды собираются преимущественно заряды, непосредственно образованные в чувствительном слое.

При облучении полупроводника фотонами вторичные электроны будут создаваться во всем объеме детектора. При пересечении чувствительной области возникают электрические импульсы, которые могут быть зарегистрированы либо с учетом, либо без учета их амплитуды. Амплитуда импульса пропорциональна числу зарядов в чувствительном слое.

Сцинтилляционный метод дозиметрии фотонного излучения. Принципиальная схема сцинтилляционного дозиметра показана на рисунке 56. Излучение, взаимодействуя с веществом сцинтиллятора, образует в нем электроны, которые, поглощаясь в сцинтилляторе, создают вспышки света. Свет через светопровод направляется на фотокатод фотоэлектронного умножителя (ФЭУ).

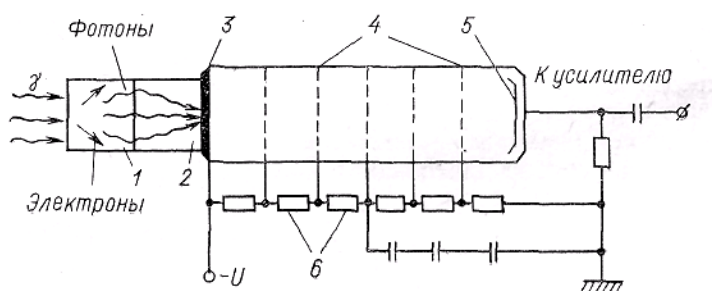


Рис. 56. Принципиальная схема сцинтилляционного дозиметра. 1 – сцинтиллятор; 2 – светопровод; 3 – фотокатод; 4 – диоды; 5 – анод ФЭУ; 6 – делитель напряжения.

Из фотокатода выбиваются фотоэлектроны, и усиленный электронный ток попадает на анод. Каждому электрону, поглощенному в сцинтилляторе, соответствует импульс тока в анодной цепи ФЭУ, следовательно, измерению может подлежать как среднее значение анодного тока, так и число импульсов тока в единицу времени. В соответствии с этим различают **токовый и счетчиковый режимы сцинтилляционного дозиметра.**

Для целей дозиметрии необходимо установить связь между анодным током (токовый режим) или скоростью счета (счетчиковый режим) и мощностью экспозиционной дозы. Су-

существует определенная аналогия между сцинтилляционными и ионизационными методами дозиметрии: в обоих случаях можно различать токовый и счетчиковый режимы. Как и в ионизационном дозиметре, ток в сцинтилляционном дозиметре определяет поглощенную энергию излучения, а скорость счета – плотность потока фотонов,

Различный механизм высвечивания органических и неорганических сцинтилляторов определяет различие их основных характеристик: **конверсионной эффективности, зависимости конверсионной эффективности от энергии заряженных частиц, спектрального состава и длительности сцинтилляций**; для дозиметрии также важен **эффективный атомный номер вещества сцинтиллятора**.

Конверсионная эффективность определяет ту часть потерянной, в сцинтилляторе заряженной частицей энергии, которая преобразуется в энергию световых фотонов. Если в сцинтилляторе в единицу времени поглощается энергия электронов E_{ϕ} и испускаются фотоны с общей энергией E_{ν} , то конверсионная эффективность η равна:

$$\eta = E_{\phi} / \Delta E_{\nu}$$

Не все фотоны, возникающие в сцинтилляционном процессе, достигают фотокатода умножителя. Взаимодействие фотонов с веществом сцинтиллятора приводит к уменьшению их числа и изменению их средней энергии. Выход фотоэлектронов с фотокатода существенно зависит от спектрального состава света, поэтому всегда желательно, чтобы спектр сцинтилляционных фотонов соответствовал максимуму спектральной чувствительности фотокатода. Экспериментально полученные значения выхода фотоэлектронов на один испущенный сцинтиллятором световой фотон 0,025–0,05. Эти значения, включающие в себя потери света в сцинтилляторе, получены при соответствии спектра сцинтилляций чувствительности фотокатода.

Конверсионная эффективность в общем случае зависит от вида и энергии заряженных частиц и типа сцинтиллятора. Существенное значение имеет не только абсолютная величина конверсионной эффективности, но и зависимость ее от энергии частиц при прочих равных условиях. Постоянство конверсионной эффективности означает наличие простой пропорциональности между энергией, поглощенной в сцинтилляторе, и выходом фотоэлектронов. Конверсионная эффективность неорганических сцинтилляторов при облучении электронами может считаться практически постоянной для электронов с энергией выше 1 кэВ. Для органических сцинтилляторов имеются разноречивые данные; во всяком случае, зависимость конверсионной эффективности органических сцинтилляторов от энергии заряженных частиц более сильная, чем у неорганических сцинтилляторов; при облучении электронами конверсионная эффективность возрастает с увеличением энергии, стремясь к постоянной величине (для антрацена). Для электронов с энергией выше 100 кэВ конверсионную эффективность органических сцинтилляторов можно считать независимой от энергии частиц. Для частиц более низких энергий точные данные отсутствуют.

По световыходу и постоянству конверсионной эффективности неорганические сцинтилляторы имеют преимущество перед органическими. Однако в дозиметрии важную роль играет эффективный атомный номер вещества сцинтиллятора, и с точки зрения воздушно-эквивалентности преимущества остаются за органическими сцинтилляторами.

Эффективный атомный номер вычислен по фотоэффекту. Световой выход приводится относительно антрацена на основе экспериментальных данных. Световой выход сцинтилляторов приближенно может считаться пропорциональным конверсионной эффективности. Эксперименты по определению конверсионной эффективности антрацена дают значения в пределах от 3 до 10%.

Калориметрический метод дозиметрии. При сообщении термоизолированному телу теплоты (ΔQ) его температура (T) увеличится на некоторую величину ΔT :

$$\Delta Q = c \cdot m \cdot \Delta T,$$

где, m – масса вещества калориметрического детектора, c – его удельная теплоёмкость.

При поглощении ионизирующего излучения вся энергия в конечном счёте превращается в тепло. Учитывая энергетический эквивалент рентгена, равный $8,8 \cdot 10^{-6}$ Дж на 1г воздуха при нормальных условиях, получим для энергии ΔE_z , поглощённая энергия за время t будет равна:

$$\Delta E_z t = 8,8 \cdot 10^{-6} \cdot S \frac{v_z}{v_{mв}} \frac{1 - e^{-\tau_z h}}{\tau_z} P_{эксн} t,$$

где, S – сечение и h – высота цилиндрического калориметрического детектора, масса которого равна $m = \rho_z \cdot S \cdot h$; ρ_z – плотность вещества детектора, τ_z – линейный коэффициент ослабления излучения в веществе детектора, v_z – линейный коэффициент передачи энергии излучения веществу калориметрического детектора, $v_{mв}$ – массовый коэффициент передачи энергии излучения в воздухе, $v_{mв} = v_{в} / \rho$.

Из этого выражения, учитывая, что $\Delta E_z t = \Delta Q$ и $P_{эксн} t = D_{эксн}$, получаем соотношение между ΔT и $D_{эксн}$:

$$\Delta T = const \frac{1}{c} \frac{v_{mz}}{v_{mв}} \frac{1 - e^{-\tau_z h}}{\tau_z h} D_{эксн},$$

в котором $v_{mz} = v_z / \rho_z$.

При взаимодействии ионизирующих излучений с веществом вся поглощенная энергия в конечном счете преобразуется в тепло (при отсутствии необратимых химических реакций).

Необходимость измерять чрезвычайно малые изменения температуры, а также другие экспериментальные трудности ограничивают применение теплового метода лабораторными условиями, преимущественно для исследовательских целей. Тем не менее тепловой метод является единственным прямым абсолютным методом дозиметрии, так как он основан на непосредственном измерении поглощенной энергии в отличие от других методов, в которых измеряется косвенный эффект (ионизация, химическое разложение и т. п.).

Тепловым методом измеряются и уточняются основные константы других методов дозиметрии, например средняя энергия ионообразования, радиационно-химический выход и т. п.

Важная область применения теплового метода – прямое измерение плотности потока энергии излучения. Если вся энергия падающего излучения преобразуется в тепло в некоторой массе поглотителя, то количество воспринятой теплоты является непосредственной мерой плотности потока энергии. Практически полное поглощение можно осуществить лишь для рентгеновского и корпускулярного излучений низкой энергии. При отсутствии полного поглощения необходимо вводить поправку на ту часть энергии излучения, которая унесена за пределы поглотителя.

Тепловой метод применяют также для целей радиометрии: количество тепла, соответствующее полному поглощению излучения от радиоактивного препарата, пропорционально активности препарата.

Принципиальное устройство калориметрической системы показано на рис. 57. Поглотитель **5** на подвесках **4** помещен в термостат **2**. Излучение, проходящее через диафрагму **1**, поглощается в поглотителе и нагревает его. Обычно измеряется разность температур между поглотителем и оболочкой **3**. В калориметрах может быть несколько оболочек с заданными температурными режимами. Калориметр, имеющий только один поглотитель, называется одиночным.

Во всех случаях желательно обеспечить минимальную передачу тепла от поглотителя в окружающую среду. Передача тепла осуществляется тремя процессами: излучением, конвекцией и теплопроводностью.

Передача тепла через излучение зависит от материала и температуры тела, характера и площади поверхности. Эффективными средствами снижения тепловых потерь через излучение являются серебрение поверхности и установка тонких экранов между поглотителем и

оболочкой калориметра.

Потери тепла вследствие конвекции устраняются созданием достаточного вакуума в камере калориметра.

Наиболее существенна потеря тепла теплопроводностью. Основными проводниками тепла являются крепления поглотителя.

Обычно в поглотителе монтируются нагревательная катушка и электрические измерители температуры (термопары, термисторы), что приводит к дополнительной потере тепла через соединительные провода. В целях уменьшения потерь тепла крепления поглотителя должны быть выполнены из материала с плохой теплопроводностью

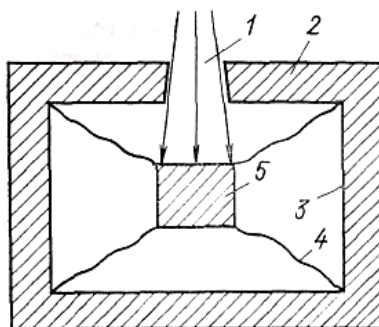


Рис.57. Устройство калориметрической системы.

При небольшом изменении температуры коэффициент теплопередачи сохраняет постоянное значение.

В зависимости от температурного режима оболочки различают изотермический и адиабатический калориметры. В изотермических калориметрах температура оболочки поддерживается все время постоянной. Между поглотителем и оболочкой существует заметный теплообмен, поправку на который нужно определять в каждом конкретном случае.

В адиабатическом калориметре температура оболочки с помощью регулирующих устройств поддерживается равной температуре поглотителя. При адиабатическом режиме теплообмен между поглотителем и оболочкой значительно ниже, чем при изотермическом.

Помимо измерения разности температур количество тепла в калориметре можно определять по изменению объема поглотителя. Увеличение температуры тела приводит к увеличению его объема

В некоторых типах калориметров в качестве поглотителя используют жидкий азот. Количество выделенного газа служит мерой поглощенной энергии.

РАЗДЕЛ 6. РАДИАЦИОННАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ

6.1. Работа с радиоактивными веществами и источниками ионизирующего излучения

Концептуальные основы радиационной безопасности. Эта глава посвящена общей политике обеспечения радиационной безопасности. В ней рассмотрена идея оценок, отнесенных к источнику и к человеку, намечена в общих чертах основная система безопасности при профессиональных, медицинских облучениях и облучениях населения и проведено различие между “практической деятельностью”, которая вызывает облучение, и “вмешательством”, которое уменьшает облучение.

Каждый человек подвергается облучению от естественных и искусственных источников. Следовательно, любая разумная система радиационной безопасности должна иметь четко определенную область применения, если только она не предназначена для всей челове-

ской деятельности. Кроме того, эта система должна в согласованной форме учитывать весьма широкий спектр обстоятельств.

К фундаментальным основам радиационной безопасности должно обязательно принадлежать ее социальное, а также научное обоснование, поскольку первичной целью радиационной безопасности является обеспечение людей приемлемыми нормами безопасности без чрезмерного ограничения полезной практической деятельности, приводящей к увеличению облучения. Кроме того, следует полагать, что даже малые дозы излучения могут вызывать какие-то вредные для здоровья эффекты. Поскольку для детерминированных эффектов существуют пороги, то этих эффектов можно избежать, ограничив дозы у отдельных лиц. В то же время стохастические эффекты нельзя полностью устранить, так как для них не существует порога. Принципиальные основы позиции Международной Комиссии по Радиологической защите (МКРЗ) состоят в том, чтобы предотвратить появление детерминированных эффектов, удерживая дозы ниже соответствующих порогов, и обеспечивать все разумные шаги для того, чтобы снизить вероятность появления стохастических эффектов.

Большинство решений в человеческой деятельности основывается в скрытой форме на балансе между пользой, с одной стороны, затратами и убытками, с другой, что приводит к заключению, являются ли данное направление действий или практическая деятельность стоящими или нет. При этом реже осознают, что практическая деятельность должна быть направлена на достижение максимальной чистой пользы для индивидуума или для общества. Это не простая процедура, поскольку цели человека и общества могут не совпадать. В радиационной безопасности, как и в других областях, становится возможным количественно формализовать процедуру, чтобы помочь найти такие решения. При этом следует обращать внимание не только на преимущества и неблагоприятные обстоятельства для общества, но и на защиту отдельных лиц. Когда польза и ущерб распределяются среди населения неодинаково, то это приводит к известной несправедливости. Можно избежать серьезной несправедливости, уделяя внимание защите отдельных лиц. Кроме того, следует осознавать, что многие виды текущей практической деятельности приведут к увеличению доз, которые будут получены в будущем, иногда в отдаленном будущем. Эти будущие дозы необходимо учитывать при защите и населения, и отдельных лиц, хотя не обязательно тем же способом, какой используется для текущих доз. Современная практическая деятельность может повысить вероятность того, что в последующем произойдет облучение. Поэтому в дополнение к масштабу облучения важно учитывать и его вероятность.

Для пояснения пути, по которому Комиссия вела разработку своих рекомендаций, удобно представить процессы, приводящие к облучению человека, в виде дерева событий и ситуаций. Каждая ветвь дерева начинается с источника. Этот термин используется Комиссией для обозначения определенного, не обязательно физического, источника излучения. Поэтому источником профессионального облучения в больнице могут служить рентгеновские установки, а не аноды рентгеновских трубок, которые являются физическими источниками рентгеновского излучения. Когда радиоактивные вещества переходят в виде отходов в окружающую среду, то источником можно считать установку в целом. Излучение или радиоактивные вещества проходят затем через окружающую среду различными путями, которые могут быть простыми на рабочем месте и очень сложными в природной среде, причем некоторые из путей могут быть общими для многих источников. В одних обстоятельствах отдельные лица или, возможно, много людей будут облучаться от одного исходного источника. В других (поскольку может быть много источников) некоторые лица будут подвергаться воздействию не одного источника. Если еще учитывать естественные источники, то все люди облучаются по меньшей мере несколькими источниками.

К счастью, это дерево событий редко приходится рассматривать как одно целое. При условии, что индивидуальные дозы значительно меньше порога для детерминированных эффектов, вклад в индивидуальную дозу от одного из источников дает эффект, не зависящий от доз, создаваемых другими источниками. Для многих задач каждый источник или группу источников

следует рассматривать отдельно. Но облучение каждого человека является результатом воздействия нескольких источников. Отсюда следует, что оценки эффективности защиты могут быть связаны с отдельным источником, приводящим к увеличению индивидуальных доз (оценки, относящиеся к источнику), или же с индивидуальной дозой, полученной человеком от всех соответствующих источников (оценки, относящиеся к индивидууму).

Оценки, относящиеся к источнику, позволяют судить о том, может ли источник принести пользу, достаточную для того, чтобы она перевесила любые убытки, которые он может причинить, и все ли разумные шаги были предприняты для того, чтобы снизить вызываемое им облучение. Оценки, относящиеся к источнику, будут учитывать значения индивидуальных доз, связанных с данным источником, и вероятность их получить, а также число облученных при этом лиц, но они не учитывают дополнительного вклада других источников.

Поэтому приходится также давать оценки (относящиеся к индивидууму) общих доз у отдельных лиц от всех соответствующих источников, чтобы определить, не стала ли у кого-нибудь слишком большой вероятностью возникновения стохастических эффектов и не приближается ли у кого-нибудь индивидуальная доза к одному из пределов для детерминированных эффектов.

Некоторые виды человеческой деятельности увеличивают общее облучение вследствие подключения новых групп источников, новых путей воздействия источников на человека, новых лиц или вследствие такого изменения дерева событий, связывающих существующие источники и человека, которые увеличивают облучение людей или число облученных людей. Комиссия называет такие виды человеческой деятельности «практической деятельностью». Другие виды человеческой деятельности могут уменьшать общее облучение, воздействуя на имеющуюся форму этого дерева. Подобная деятельность может состоять в удалении имеющихся источников, изменении путей воздействия или уменьшении числа облучаемых лиц. Комиссия обозначает все подобные виды деятельности как «вмешательство».

Шаги, необходимые для ограничения облучения людей при контроле практической деятельности или при вмешательстве, могут предусматривать действия в любой точке дерева событий, связывающих источник с человеком. Действия могут предприниматься по отношению к источнику, к окружающей среде или к человеку. Они наименее разрушительны, если применены к источнику, и могут быть настолько эффективны, насколько требуется, если не откажут в результате аварии. Кроме того, они влияют на все связанные с данным источником пути воздействия и на всех людей. В пределе действие может сводиться к прекращению применения источника. Там, где возможно, предпочтителен контроль источника. Действия, приложенные к окружающей среде или к людям, влекут за собой больше неудобств и могут иметь отрицательные социальные последствия, не все из которых можно предвидеть. Их эффективность может быть ограниченной, поскольку они направлены лишь на отдельные пути воздействия источника и на отдельных лиц.

Система безопасности, разработанная Комиссией, как полагают, должна быть возможно более универсальной – отчасти с позиций логики, отчасти чтобы избежать изменений в линии поведения, происходящих при разграничении различных ситуаций. Однако разнообразные варианты облучения и различие между практической деятельностью и вмешательством обуславливают разную степень контролируемости и тем самым влияют на мнение о разумности различных способов контроля.

Комиссия разделяет облучение на три вида: профессиональное облучение, т. е. облучение во время работы и, преимущественно, в результате работы; медицинское облучение, т. е. по преимуществу облучение людей в качестве неотъемлемой части их диагностики и лечения; облучение населения, которое включает все другие виды облучения.

При профессиональном облучении обычно можно контролировать все три позиции: контроль источника – путем фиксации его параметров, его непосредственной защиты и контейнента; контроль окружающей среды – наблюдая за вентиляцией и дополнительной защитой; контроль человека – предъявляя требования к рабочим операциям, используя защит-

ную одежду и оборудование. Не все эти виды контроля необходимы постоянно. При медицинском облучении также применяют три вида контроля, но скорее в качестве части основной задачи – диагностики или лечения, а не как части отдельной системы безопасности. При облучении населения необходимо использовать контроль источника. Только если контроль источника не может быть достаточно эффективным, следует контролировать окружающую среду или людей.

Выбор соответствующих мероприятий для контроля зависит также от того, используются ли они при практической деятельности, приводящей к облучению, или при вмешательстве, направленном на снижение облучения. Если появится новая практическая деятельность, то можно решить, принять ли ее в том виде, как ее предлагают, или принять с изменениями, или отказаться от нее с самого начала. Продолжающиеся виды практической деятельности можно пересматривать в свете новых сведений или измененных нормативов безопасности и, по крайней мере в принципе, отказываться от них; при этом источники и пути их воздействия могут сохраняться. Поэтому любые последующие изменения потребуют вмешательства. Аварии, если они произошли, приведут к таким ситуациям, в которых единственным приемлемым действием будет какая-либо форма вмешательства. В практической деятельности и при вмешательстве часто заранее ясно, что облучение состоится, и его размер можно предвидеть, хотя и с некоторой неопределенностью. Но иногда может появиться потенциальная возможность облучения, хотя и без уверенности в том, что оно случится. Комиссия называет такие облучения “потенциальными облучениями”. Часто в известной степени можно контролировать как вероятность, так и масштаб потенциального облучения.

Рекомендованная Комиссией система радиационной безопасности для вновь предлагаемой и продолжающейся практической деятельности основана на следующих ниже основных принципах:

– никакая практическая деятельность, связанная с облучением, не должна приниматься, если польза от нее для облученных лиц или общества в целом не превышает ущерба от вызванного ею облучения (**оправданность практической деятельности**);

– для любого отдельного источника в рамках данной практической деятельности значения индивидуальных доз, число облученных лиц и возможность подвергнуться облучениям, которые необязательно случатся, должны поддерживаться на столь низких уровнях, какие только могут быть разумно достигнуты с учетом экономических и социальных факторов. Эту процедуру следует ограничивать, сужая диапазон доз у отдельных лиц (используя граничные дозы) или уменьшая риск для отдельных лиц в случае потенциальных облучений (используя граничные риски), чтобы положить предел несправедливости, которая может возникнуть в результате процедуры экономического и социального оправдания (**оптимизация защиты**);

– облучение отдельных лиц от сочетания всех соответствующих видов практической деятельности должно ограничиваться пределами дозы или контролем риска в случае потенциального облучения. Их цель – обеспечить, чтобы ни один из людей не подвергался рискам от облучения, считающимся неприемлемым для этих видов практической деятельности в любых нормальных условиях. Не все источники поддаются контролю путем воздействия на них, и нужно определить, какие из них следует учитывать перед выбором предела дозы (**пределы индивидуальной дозы и риска**).

Рекомендованная Комиссией система радиационной безопасности для вмешательства основана на следующих основных принципах.

– предполагаемое вмешательство должно принести больше пользы, чем вреда, т. е. уменьшение ущерба в результате уменьшения дозы должно быть достаточным, чтобы оправдать вред от вмешательства и затраты на него, включая социальные затраты;

– форма, масштаб и длительность вмешательства должны быть оптимизированы таким образом, чтобы чистая польза от уменьшения дозы, т. е. польза от уменьшения ущерба от излучения за вычетом ущерба, связанного с вмешательством, была максимальной.

Эти принципы позволят установить уровни вмешательства, которые помогут определить, при каких ситуациях вмешательство окажется уместным. Видимо, есть некий уровень планируемой дозы, выше которого вмешательство будет почти всегда оправдано из-за опасности возникновения серьезных детерминированных эффектов.

В любую систему безопасности должна входить и общая оценка ее эффективности при практической деятельности. Она должна исходить из распределения полученных доз и из оценки шагов, направленных на ограничение вероятности потенциальных облучений. Важнее рассматривать основные принципы как взаимосвязанную систему. Ни одну из ее частей не следует использовать изолированно. В частности, простое соответствие пределам дозы еще не служит достаточным свидетельством успешного действия системы безопасности.

Цель и задачи радиационной безопасности. В связи с вышеизложенным, **радиационная безопасность** – это комплекс научно обоснованных мероприятий по обеспечению защиты от воздействия ионизирующего излучения.

Цель радиационной защиты – это предотвращение вредных нестохастических эффектов и ограничение вероятности возникновения стохастических эффектов до уровней, считающимися приемлемыми. Исходя из этого, можно сформулировать цель обеспечения радиационной безопасности – полное исключение детерминированных эффектов и снижение до разумно достижимого минимума вероятности стохастических эффектов. В обычных условиях основными эффектами облучения людей являются стохастические эффекты, поэтому обеспечение радиационной безопасности сводится к снижению эффективных доз облучения как производственного облучения, так и облучения населения всеми источниками излучения до разумно достижимого уровня.

Разработка критериев для оценки опасности различных видов ионизирующих излучений является одной из основных задач радиационной безопасности и особенно после аварии на ЧАЭС.

Она решается путем анализа результатов радиобиологических экспериментов, цель которых – изучение влияния различного вида ионизирующих излучений на живой организм и отдельные системы, а также получение данных о состоянии здоровья людей, работающих в условиях воздействия ионизирующих излучений или подвергшихся непредвиденному облучению при радиационной аварии. Наиболее существенным в этом вопросе является установление количественной связи между уровнем облучения и эффектом, обусловленным ионизирующим излучением. Для этого разработана система оценки уровня облучения и методов его измерения при различных путях радиационного воздействия.

На основе установленных критериев опасности разрабатывается система допустимых пределов воздействия (законодательные документы): нормы радиационной безопасности (НРБ–2000) и основные санитарные правила (ОСП–2002), что позволяет оперативно регистрировать изменение радиационной обстановки. Таким образом, одним из важнейших вопросов радиационной безопасности является разработка системы дозиметрического контроля.

Если вредные эффекты выявляются начиная с какого-то порога дозы – это нестохастические эффекты, а повреждения без порога, то есть при любых малых дозах – стохастические эффекты.

Любые проявления поражающего действия ионизирующих излучений называют лучевой болезнью. Многообразие этих проявлений зависит от вида излучения (местное, инкорпорированное) временного фактора (однократное, повторное, хроническое), равномерности поля излучения и т.д.

Другой не менее важной задачей радиационной безопасности является разработка методов оценки и прогнозирования радиационной обстановки с целью обеспечения нормальных условий труда и жизни населения, а также защиты объектов окружающей среды от воздействия ионизирующих излучений при использовании атомной энергии. Сюда входят: характеристика источников излучения, которые могут воздействовать на персонал и население при различных аспектах использования атомной энергии и на разных этапах технологиче-

ского процесса; исследование изменений уровней ионизирующих излучений в зависимости от условий их использования и режимов работы: изучение закономерности распространения радиоактивных веществ, характера и масштабов их воздействия на персонал, население и объекты окружающей среды при нормальных условиях работы и возникновении аварийных ситуаций. Все это необходимо для обоснованного выбора средств и методов индивидуальной и групповой защиты, оптимальных режимов труда, санитарно-пропускного режима и других мероприятий по защите от ионизирующих излучений. Для своевременного принятия решений по защите от воздействия ионизирующих излучений необходимо иметь объективную и исчерпывающую информацию о параметрах радиационной обстановки. Поэтому создание эффективной системы дозиметрического контроля является также одной из существенных задач радиационной безопасности. Он осуществляется дозиметрической службой учреждения или специально выделенным должностным лицом, а также ведомственными службами с применением соответствующих приборов, методик и расчетных методов. Основной задачей дозиметрической службы является контроль за соблюдением норм радиационной безопасности и основных санитарных правил работы с источниками ионизирующих излучений, выбор методов и точек контроля в пределах производственных помещений и на прилегающей территории, а также установление его периодичности. В частности, при эксплуатации гамма-дефектоскопических или гамма-терапевтических установок, в которых используются закрытые радионуклидные источники, достаточно ограничиться контролем дозы гамма-излучения.

На радиохимических производствах, в частности на заводах по переработке отработавшего ядерного топлива, наряду с измерением уровня гамма-излучения, большое внимание уделяется контролю радиоактивного загрязнения поверхностей и воздуха рабочих помещений, окружающей территории, а также установлению мест утечки радиоактивных веществ из боксов и коммуникаций. На ядерных реакторах (в т.ч. на АЭС) в условиях нормальной эксплуатации ведущими радиационными факторами, воздействующими на персонал, являются внешнее гамма-излучение и нейтроны. В целях своевременного обнаружения утечки радиоактивных веществ из контуров реактора следует контролировать радиоактивность воздуха в рабочих помещениях и окружающей среде. Частота контроля того или иного параметра радиационной обстановки зависит от режима работы предприятия. Так, при установленном технологическом режиме на АЭС или радиохимическом производстве можно ограничиться измерением уровня радиоактивного загрязнения поверхностей 1 раз в сутки или даже 1 раз в неделю. При ремонтных работах или возникновении неполадок контроль данного параметра осуществляется значительно чаще.

Функциональными задачами системы радиационной безопасности являются:

1) снижение уровня облучения персонала и населения до регламентируемых пределов на основе комплекса проектных, технических, медико-санитарных и организационных мероприятий;

2) создание эффективной системы радиационного контроля, позволяющей оперативно регистрировать повышение уровня облучения персонала и загрязнения объектов окружающей среды, принимать меры по нормализации радиационной обстановки.

К техническим мероприятиям относятся: создание передвижных или стационарных защитных ограждений, автоматизация и механизация технологических процессов, очистка воздуха от радиоактивных веществ на выбросе и т.д.

Медико-санитарные мероприятия включают установление санитарно-защитных зон, организацию принудительного санитарно-пропускного режима, установление перечня средств индивидуальной и групповой защиты, осуществление контроля за состоянием здоровья персонала с учетом характера радиационного воздействия.

К организационным мероприятиям относится, в первую очередь, обеспечение при работе в условиях повышенного уровня ионизирующих излучений режима труда, исключающего облучение персонала выше допустимых пределов. Комплекс мероприятий, направленных на снижение уровня облучения, зависит от типа и назначения радиационной или атомно-

энергетической установки, характера технологического процесса по переработке или получению радиоактивных веществ. При работе с закрытыми радиоактивными источниками достаточно ограничиться созданием защиты только от внешних потоков излучения. В других случаях, например на радиохимических производствах, при переработке радиоактивных отходов необходимо предусмотреть меры по исключению распространения радиоактивных веществ в окружающую среду и попадания их в организм работающих. Весьма существенна оптимизация комплекса средств, направленных на решение обеих функциональных задач, поскольку при их недостаточности может быть нанесен ущерб здоровью персонала и населения, а их избыток приведет к нерациональным финансовым затратам. Существует эффективная система радиационной безопасности для различных форм применения атомной энергии; она базируется на гипотезе, постулирующей отсутствие порога для так называемых стохастических эффектов, к которым относятся генетические последствия и возникновение рака. Согласно этой гипотезе вероятность стохастических последствий облучения в пределах малых доз линейно зависит от уровня воздействия, т.е. любое превышение дозы над фоном теоретически повышает вероятность возникновения отдаленных последствий. Международная комиссия по радиационной защите рекомендует руководствоваться этой концепцией, хотя в настоящее время отсутствуют доказательства увеличения числа отдаленных стохастических последствий при воздействии на организм человека ионизирующих излучений в дозах меньше 5 Зв. Такая линейная беспороговая концепция заведомо исходит из переоценки последствий воздействия ионизирующего излучения и представляется наиболее гуманной, так как учитывает недостаточность наших знаний о механизме действия ионизирующих излучений на живой организм. Поэтому базирующиеся на этой концепции системы радиационной безопасности для различного типа атомных технологий имеют значительную гарантию безопасности. В результате атомная промышленность по вероятности неблагоприятных последствий, обусловленных производственными факторами, а также по воздействию на окружающую среду относится к числу относительно безопасных отраслей промышленности.

Риск, радиационный риск в ряду рисков. Разработанные в ядерной энергетике методы и подходы к обоснованию критериев оценки опасности вредных производственных факторов успешно используются в других отраслях промышленности.

Одним из способов оценки риска облучения – это сравнение его с рисками от влияния других факторов профессиональной вредности или каких-либо естественных причин ведущих к сокращению продолжительности жизни.

Радиационный риск – это вероятность наступления наследственных болезней или заболеть раком от радиации.

За количественную меру индивидуального риска принят **средний риск смерти в качестве одного человека в год: «R» (1/чел. год):**

R < 10^{-4} безопасная доза.

R = 10^{-4} – 10^{-3} ...относительно безопасная,

R = 10^{-3} – 10^{-2} ...опасная,

R > 10^{-2} особо опасная.

Например, при внутреннем облучении дозой 0,5 бэр риск заболеть раком 1 из 320 000, а выкуривших 20 сигарет в сутки 1 из 200, т.е, умереть от табачного дыма в 1600 раз реальнее, чем от облучения малыми дозами. Каждые 20 минут возраста после 60 лет 1 из 1 000 000. Риск смерти для особо опасных профессий в 100 раз больше, чем для традиционно безопасных. В таблице 6 приведены значения характерных рисков в ряду рисков.

Т а б л и ц а 6. **Радиационный риск в ряду рисков**

Виды риска	Величина риска
Рак и сердечнососудистые заболевания	10^3
Курение (20 сигарет в сутки)	10^4

Бронхит, грипп, убийства, угольные шахты, автокатастрофы, аварии на ж.д. дорогах, лейкемия, туберкулез, авиакатастрофы, альпинизм	10^4
Естественная радиация	10^5
Сжигание органического топлива, наводнение, торнадо, землетрясения	10^6
Взрывы сосудов давления, прорыв дамбы	10^7
Высотные полеты (радиация)	10^8
Радиация (население вблизи АЭС)	10^8
Радиация от АЭС (население в целом)	10^9
Цветной телевизор	10^9
Космическая радиация	10^{10}
Падение метеорита	10^{11}

Концепция приемлемого риска. Основной задачей радиационной безопасности является осуществление мер на снижение индивидуальных и коллективных доз и риска облучения.

Одна из них – это ограничение режима проживания на территориях, где годовая доза облучения превышает ПДД= 1мЗв/год .

Если СГЭД $> 3\text{ мЗв/год}$, постоянное проживание не рекомендуется.

Если СГЭД = $1\text{–}3\text{ мЗв/год}$ – необходимо проведение мероприятий по уменьшению дозовых нагрузок.

Если СГЭД **менее 1 мЗв/год** , проживание не ограничивается, но при необходимости принять меры по оптимизации дозовых нагрузок.

Если СГЭД = $0,3\text{ –}1\text{ мЗв/год}$, необходим мониторинг с целью оценки годовых доз.

Если СГЭД = $0,1\text{ –}0,3\text{ мЗв/год}$, то проведение специальных мер защиты следует прекратить (выборочно).

Если СГЭД $\ll 0,1\text{ мЗв/год}$ необходимо прекратить систему радиационного контроля.

Главные нормативные документы. Научные подходы к нормированию ионизирующих излучений формировались на основе достижений радиобиологии, гигиены, дозиметрии параллельно с внедрением в народное хозяйство достижений атомной техники и науки.

Огромную работу по обобщению мирового опыта нормирования и разработке рекомендаций по дозовым пределам воздействия излучения на человека проводит Международная Комиссия по Радиологической защите (МКРЗ).

Юридической основой нормирования ионизирующих излучений являются Нормы радиационной безопасности (НРБ–2000) и Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСП–2002), которые утверждаются Министерством здравоохранения в соответствии с «Основными законодательства о здравоохранении» и Закона республики Беларусь « О радиационной безопасности населения».

Эти документы обязательны для исполнения во всех ведомствах и отраслях народного хозяйства. На основании и в строгом соответствии с НРБ-2000 и ОСП-2002 разрабатываются ведомственные отраслевые правила.

Принципы нормирования в области радиационной безопасности. Современная концепция нормирования исходит из того, что по имеющимся радиобиологическим и эпидемиологическим данным не исключается возможность неблагоприятных последствий облучения человека даже в очень малых дозах, хотя вероятность таких последствий невелика. Поэтому предполагается, что всякое облучение несет с собой некоторый риск.

Государственное нормирование облучения направлено на ограничение таких последствий до уровня, безусловно приемлемого как для отдельного человека, так и для общества в целом, но обеспечивающего вместе с тем возможность практического применения источников ионизирующего излучения. С этой целью вводится система регламентированных дозовых пределов.

В основу НРБ-2000 положены **три главных признака**, вытекающих из общей кон-

цепции нормирования радиационных воздействий:

- **непревышение установленных дозовых пределов,**
- **исключение всякого необоснованного облучения,**
- **снижение дозы излучения до возможно низкого уровня.**

С социальных и медико-биологических позиций нормирование радиационного воздействия осуществляется дифференцированно для различных категорий облучаемых лиц. Категории облучаемых лиц – это группы населения, различающиеся по демографическому составу и по степени контакта с источниками ионизирующих излучений в зависимости от условий проживания и профессиональной деятельности. В НРБ-2000 установлены 2 категории облучаемых лиц.

Категория «персонал» – профессиональные работники, временно или постоянно работающие с источниками ионизирующих излучений.

Категория «население» – население области, края, республики.

Ограничение облучения осуществляется контролем радиоактивности объектов окружающей среды, технологических процессов, доз от медицинского облучения и техногенно-повышенного фона, обусловленного строительными материалами, химическими удобрениями, сжиганием органического топлива и т.п.

Для персонала установлены три класса нормативов:

- 1. Основные пределы доз;**
- 2. Допустимые уровни;**
- 3. Рабочие контрольные уровни;**

Основные пределы доз. Доза внешнего облучения на ткани организма учитывается по радиочувствительности с помощью коэффициента радиационного риска. Основные пределы доз приведены в таблице 6.

Таблица 7. **Основные пределы доз (НРБ–2000)**

Нормируемая величина	Пределы доз	
	Персонал	Население
Эффективная доза	20 мЗв/год	1 мЗв/год

Превышение дозы облучения на 0,1 мЗв в год дает основание для немедленного вмешательства и проведения защитных мер.

Предел дозы 20 мЗв (2 бэр) установлен таким, что риск профессионального облучения такой дозой за год человека, работающего в условиях воздействия ионизирующего излучения не превышает риска смерти от профессиональных причин в других отраслях промышленности, где гарантирована высокая степень безопасности.

Допустимые уровни – это нормативные значения поступления радиоактивных веществ в организм, содержания их в организме, их концентрации в воздухе, мощности дозы излучения и плотности потока (НРБ-2000).

Реальные условия радиационной обстановки отличаются от условий, для которых рассчитаны дозовые пределы.

Рабочие и контрольные уровни. Система контрольных уровней призвана сделать более гибкой систему оперативного контроля и регулирования радиационной обстановки. Она служит отправной системой для установки **рабочих контрольных уровней**, которые служат для контроля за возможными отклонениями от нормальных условий эксплуатации источников ионизирующего излучения. Они устанавливаются для контролируемых величин с целью оперативного контроля и учитывают достигнутый в организации уровень обеспечения радиационной безопасности. Их превышение является основанием для расследования причин превышения. Контрольные уровни устанавливаются на основании анализа долговременных результатов радиационного контроля на уровне верхней границы радиационного фактора, соответствующей нормальным условиям эксплуатации радиационных установок и

источников ионизирующего излучения. Следует подчеркнуть, что значения контрольных уровней радиационных факторов не является долей предела дозы или допустимых уровней, Такие доли называют административными уровнями.

Уровень вмешательства является граничным значением дозы или другого параметра, ниже которого проведение мероприятий по снижению дозы облучения не требуется, а выше которого мероприятия необходимы, если их проведение не приведет к ущербу для здоровья людей большему, чем ущерб, обусловленный воздействием дозы излучения, предотвращаемый в результате проведения данного мероприятия.

Работа с открытыми радионуклидными источниками. Радионуклиды как потенциальные источники внутреннего облучения разделяются по степени радиационной опасности на четыре группы в зависимости от минимально значимой активности (МЗА):

группа А - радионуклиды с минимально значимой активностью **не более 10^3 Бк;**

группа Б - радионуклиды с минимально значимой активностью **10^4 – 10^5 Бк;**

группа В - радионуклиды с минимально значимой активностью **10^6 – 10^7 Бк;**

группа Г - радионуклиды с минимально значимой активностью **10^8 Бк и бо-**

лее.

Принадлежность радионуклида к группе радиационной опасности устанавливается в соответствии с приложением 19 к НРБ-2000. Короткоживущие радионуклиды с периодом полураспада менее 24 ч, не приведенные в этом приложении, относятся к группе Г.

Классы работ. Все работы с использованием открытых источников излучения разделяются на три класса по активности на рабочем месте (приведенная к группе А):

I класс – более 10^8 Бк; **II класс** – 10^5 – 10^8 Бк; **III класс** – 10^3 – 10^5 Бк. Класс работ устанавливается в зависимости от группы радиационной опасности радионуклида и его фактической активности на рабочем месте.

Радиационный контроль и учет радионуклидных источников. Поставка организациям источников излучения и изделий, содержащих их, проводится по заказам-заявкам. Передача из одной организации в другую источников излучения производится с обязательной информацией в 10-дневный срок учреждений, осуществляющих государственный санитарный надзор, по месту нахождения как передающей, так и принимающей источники излучения организации.

Согласование и регистрация заказов-заявок на получение, передачу источников излучения и изделий, их содержащих, разрешаются только для организаций, имеющих санитарный паспорт.

Организация, получившая источники излучения, обязана в 10-дневный срок известить об этом территориальные учреждения, осуществляющие государственный санитарный надзор.

Администрация организации обеспечивает сохранность источников излучения и должна обеспечить такие условия получения, хранения, использования и списания с учета всех источников излучения, при которых исключается возможность их утраты или бесконтрольного использования.

Лицо, назначенное ответственным за учет и хранение источников излучения, осуществляет регулирование их приема и передачи по установленным формам.

Все поступившие в организацию радионуклидные источники излучения, генераторы короткоживущих радионуклидов, устройства, генерирующие ионизирующее излучение, должны учитываться в приходно-расходном журнале учета источников ионизирующего излучения, а сопроводительные документы должны передаваться в бухгалтерию для оприходования. Радионуклидные источники излучения учитываются по радионуклиду, наименованию препарата, фасовке и активности, указанным в сопроводительных документах. Приборы, аппараты и установки, в которых используются радионуклидные источники излучения, учитываются по наименованиям и заводским номерам с указанием активности и номера каждого источника излучения, входящего в комплект.

Радиоактивные вещества выдаются ответственным лицом из мест хранения по требованиям с письменного разрешения руководителя организации или лица, им уполномоченно-

го. Выдача и возврат источников излучения регистрируются в приходно-расходном журнале учета источников ионизирующего излучения.

Ежегодно комиссия, назначенная руководителем организации, производит инвентаризацию радиоактивных веществ, радиоизотопных приборов, аппаратов, установок. В случае обнаружения хищений и потерь источников излучения администрация обязана немедленно информировать вышестоящую организацию, органы внутренних дел и учреждения, осуществляющие государственный санитарный надзор.

Источники излучения, не находящиеся в работе, должны храниться в специально отведенных местах или в оборудованных хранилищах, обеспечивающих их сохранность и исключающих доступ к ним посторонних лиц. Активность радионуклидов, находящихся в хранилище, не должна превышать значений, указанных в санитарном паспорте.

Отделка и оборудование помещения для хранения открытых источников излучения должны отвечать требованиям, предъявляемым к помещениям для работ соответствующего класса, но не ниже II класса.

Радионуклидные источники излучения, непригодные для дальнейшего использования, должны своевременно списываться и сдаваться на переработку или захоронение.

Транспортирование радиоактивных веществ и ядерных материалов внутри помещений, а также на территории организации должно производиться в контейнерах и упаковках на специальных транспортных средствах с учетом физического состояния источников излучения, их активности, вида излучения, габаритов и массы упаковки, с соблюдением условий безопасности.

От радиационного контроля и учета освобождаются:

– устройства создающие на расстоянии **0,1м** от поверхности прибора эквивалентную дозу **не более 1мкЗв/ч**;

– физические строения с максимальной энергией **менее 5 кэВ**;

– препараты с активностью на рабочем месте **меньше МЗА**.

6.2. Естественные и искусственные источники радиации и загрязнения окружающей среды

Естественные источники излучений. Учеными установлено, что основной радиационный фон на нашей планете (по крайней мере, пока) создается за счет естественных источников излучения. По данным ученых доля естественных источников радиации в суммарной дозе, накапливаемой среднестатистическим человеком на протяжении всей жизни, составляет 87%. Оставшиеся 13% приходится на источники, созданные человеком. Из них 11,5% (или почти 88,5 % «искусственной» составляющей дозы облучения) формируется за счет использования радиоизотопов в медицинской практике. И только оставшиеся 1,5 % являются результатом последствий ядерных взрывов, выбросов с атомных электростанций, утечек из хранилищ ядерных отходов и т. д

Космическое излучение. Это ионизирующее излучение, непрерывно падающее на поверхность Земли из мирового пространства (**первичное** космическое излучение) и образующееся в земной атмосфере в результате взаимодействия первичного космического излучения с атомами воздуха (**вторичное** космическое излучение).

Первичное космическое излучение образуется вследствие извержения и испарения материи с поверхности звезд и туманностей космического пространства. Оно состоит в основном из ядер легких атомов: водорода–протонов (79 %.), гелия – альфа-частиц (20 %), лития, бериллия, бора, углерода, азота, кислорода и других элементов, большинство из которых обладают очень высокой энергией в интервале 3–15 ГэВ, а некоторые – $10^{11} - 10^{18}$ эВ. Такие большие энергии первичные космические частицы приобретают в результате ускорения их в переменных электромагнитных, полях звезд, многократного ускорения в магнитных полях облаков космической пыли межзвездного пространства и в расширяющихся оболочках новых и сверхновых звезд. Однако лишь немногие частицы достигают поверхности Земли, так как они взаимодействуют с атомами воздуха, рождая, потоки частиц вторичного космическо-

го излучения. Поэтому основную массу космических лучей, достигающих поверхности Земли, составляет вторичное космическое излучение.

Вторичное космическое излучение очень сложно и состоит из всех известных в настоящее время элементарных частиц и излучений. Основную массу их, достигающих уровня моря, составляют: μ - и π - мезоны (70 %), электроны и позитроны (26 %), первичные протоны (0,05 %), гамма-кванты, быстрые и сверхбыстрые нейтроны.

Для оценки биологического воздействия (расчета дозы космического излучения) вторичное космическое излучение можно разделить по уровню энергии и составу на четыре компонента:

– **мягкий**, или малопроникающий (объединяет электроны, позитроны, гамма-кванты и частично быстрые протоны с энергиями порядка 100 МэВ);

– **жесткий**, или сильнопроникающий (состоит в основном из μ - мезонов с энергиями порядка 600 МэВ, небольшого количества сверхбыстрых протонов с энергией более 400 МэВ, альфа-частиц и незначительного количества π - мезонов);

– **сильноионизирующий** (содержит продукты ядерных расщеплений: протоны, альфа-частицы, дейтроны, тритоны и более тяжелые осколки ядер с энергией 10–15 МэВ);

– **нейтронный** (нейтроны различных энергий).

На уровне моря космическое излучение состоит в основном, как правило, из мягкого и жесткого компонентов.

Мягкий компонент поглощается слоями свинца толщиной 8–10 см и железа 15–20 см, жесткий проходит через свинец толщиной более 1 м, его можно обнаружить под землей и под водой на глубине нескольких километров.

Частицы мягкого и жесткого компонентов, обладая большими энергиями в веществе, создают наименьшую плотность ионизации. Поэтому их **относительная биологическая эффективность (ОБЭ)** приравнивается к 1.

Частицы сильноионизирующего компонента имеют большую плотность ионизации. Их ОБЭ приравнивается к ОБЭ протонов, нейтронов и альфа-частиц с энергией 10–15 МэВ и равна 10. На уровне моря сильноионизирующий компонент составляет 0,5%, а слабоионизирующий – 99,5 %. Поскольку трудно учесть плотность ионизации осколков ядер с ОБЭ более 10, этот показатель космического излучения считают приблизительно равным 2.

Проведенные измерения показали, что на уровне моря за счет космических лучей образуется 2,74 пары ионов в 1 см³ воздуха за 1 с. Это соответствует мощности дозы $1,15 \cdot 10^{-11}$ Гр/с.

Доза космических лучей в биологических тканях на 11 % больше, чем в воздухе, так как сверхбыстрые нейтроны, сталкиваясь с ядрами атомов С, N и О биологической ткани, вызывают их расщепление с образованием быстрых нейтронов, которые создают в тканях дополнительную ионизацию. Исходя из этого установлено, что доза в ткани за сутки составляет 1 мкГр, за год — 0,4 мГр (40 мрад). На высоте 2000 м над уровнем моря доза в 3 раза больше, а на высоте 3 км в 5–6 раз. Доза облучения на высоте 10–12 км (авиаполеты) в 30 раз больше, чем на уровне моря.

Природные радиоактивные вещества. Их можно разбить на три группы.

В первую группу входят радиоактивные семейства: U–235, U–238 и Th–232 с продуктами их распада. Основные дозообразующие радионуклиды – это изотопы радия, радона и его ДПР.

Среди естественных источников радиации пальму первенства уверенно держит радон, обуславливающий до 70–80 % общей дозы облучения. По данным Службы Общественного Здоровья США радон – вторая по серьезности причин возникновения рака легких у людей. Радон образуется в недрах Земли в результате распада урана, В процессе распада уран превращается в радий–226, а затем в радон–222.

Особенно велико содержание урана (до 2 мг/л) в гранитных породах. Соответственно в районах, где преимущественным породообразующим элементом является гранит, можно ожидать и повышенное содержание радона. Радон постепенно просачивается из недр на по-

верхность, где сразу рассеивается в воздухе, в результате чего его концентрация остается ничтожной и не представляет опасности. Проблемы возникают в случае, если отсутствует достаточный воздухообмен, например, в домах и других помещениях. В этом случае содержание радона в замкнутом помещении может достичь опасных концентраций. Так как радон попадает в здания из земли, то на западе при строительстве фундаментов в «радоноопасных» районах широко применяют специальные защитные мембраны, препятствующие просачиванию радона. Однако даже применение этих мембран не дает стопроцентной защиты. В случае, когда для снабжения дома водой используются скважины, радон попадает в дом с водой и также может скапливаться в значительных количествах в кухнях и ваннных комнатах. Дело в том, что радон очень хорошо растворяется в воде и при контакте подземных вод с радоном, они очень быстро им насыщаются.

Содержание радона в грунтовых водах колеблется от 10 до 100 Бк/л, в отдельных районах доходя до сотен и даже тысяч Бк/л. Растворенный в воде радон действует двояко. С одной стороны, он вместе с водой попадает в пищеварительную систему, а с другой стороны, люди вдыхают выделяемый водой радон при ее использовании. Дело в том, что в тот момент, когда вода вытекает из крана, радон выделяется из нее, в результате чего концентрация радона в кухне или ванной комнате может в 30-40 раз превышать его уровень в других помещениях (например, в жилых комнатах). Второй (ингаляционный) способ воздействия радона считается более опасным для здоровья.).

Ко второй группе относят изотопы не вошедшие в радиоактивные ряды с большим периодом полураспада: К-40, Rb-87, Са-18 и другие.

К третьей группе принадлежат радиоактивные изотопы (космогенные), это С-14, Н-3, Ве-7, Ве-10 и другие образующиеся непрерывно в атмосфере под действием космического излучения.

Распад К-40 сопровождается относительно жестким бета- и гамма-излучением. Изотоп К-40 широко рассеян в почвах и прочно удерживается глинами в следствие процессов сорбции. Глинистые почвы почти везде богаче радиоактивными элементами, чем песчаные и известняки. Внутреннее облучение за счет К-40 примерно 20 мбэр/год.

Радиоактивные тяжелые элементы (U, Th, Ra) содержатся преимущественно в горных гранитных породах. В разных районах земного шара доза гамма-излучения различных земных пород у поверхности Земли колеблется в значительных пределах 0,26-11,5 мГр/год (26-1150 рад/год).

Во флоре и фауне концентрация естественных радионуклидов, как правило, ниже, чем в почвах, на которых произрастает растительность и обитают животные. Это объясняется тем, что большинство естественных радионуклидов плохо усваиваются растениями и животными, имало попадают в организм человека. Исключение составляют К-40, С-14, Н-3, которые усваиваются растениями и животными весьма интенсивно.

Техногенный радиационный фон обусловлен применением строительных материалов минерального происхождения, использованием минеральных удобрений, сжиганием ископаемого топлива, использованием в питьевых целях подземных вод, применением светосоставов постоянного действия в приборах, рентгено – и радиодиагностики, деятельностью ядерного топливного цикла, длительное время пребывание в плохо проветриваемых помещениях. Поступление в организм радона и его ДПР, которые эманерируют из строительных материалов, поступают в воздух помещений из грунта под зданием и из природного газа и подземных вод. Засчет этого доза может достигать 135 мбэр/год (1,35 мЗв/год), а в легких до 700 мбэр/год (7мЗв/год).

Суммируя все дозы получим, что средняя индивидуальная доза может достигать 3-4 мЗв/год (300-400 мбэр/год).

Итак, природный радиационный фон является одним из экологических факторов для всех живых организмов Земли. Действие его извечно, непрерывно, отличается большой вариабильностью.

Среднемировое (среднеевропейское) значение годовой индивидуальной дозы от всех естественных источников принято равным 2,5 мЗв/год.

Структура доз за год. Для наглядности в таблице 8 приведена структура доз за год.

Таблица 8. Структура доз за год

Источник излучения	Доза, мЗв/год	Доза, мбэр/год
Естественный радиационный фон (среднее)	2,0	200 (70–1300)
Медицина (среднее)	1,5	150 (3–600)
Строительные материалы (среднее)	1,0	100 (50–100)
Дополнительное облучение: телевидение, ТЭС, АЭС, авиаполеты, глобальные выпадения от ядерного оружия	0,1–0,5	10–50
Прочие	0,005	0,5
ИТОГО	5,0	500

Контроль и учет доз облучения. Контроль и учет индивидуальных доз, обусловленных естественным радиационным и техногенно–измененным фоном, осуществляется органами Государственного санэпиднадзора или другими организациями, имеющими аккредитацию. Таким образом, устанавливаются наблюдения за всеми эксплуатируемыми источниками ионизирующих излучений с целью предотвращения неконтролируемого облучения населения и учета доз облучения персонала на ведомственном уровне.

На проведение ИДК влияют 3 основных фактора:

- ожидаемый уровень доз;
- наиболее вероятные колебания уровней дозы;
- экономические факторы (стоимость оборудования, сложность методов измерений).

Организация работы по проведению ИДК населения. Для контроля доз внешнего гамма-излучения населению выдают индивидуальные дозиметры по одному на человека. В кассету дозиметра вкладывают один детектор. Маркированные кассеты с детектором должны быть закреплены на уровне груди. Дозиметр выдают лицам для постоянного ношения в течение 3 месяцев. Во время сна дозиметр должен храниться рядом с постелью. Обмен дозиметров проводится в соответствии с графиком, утвержденным органами санэпиднадзора.

Процедура измерения сводится к экспонированию носимых на теле человека блоков детектирования, содержащих термолюминесцентные детекторы, и последующему считыванию сигнала детекторов с помощью специального устройства. Перед выдачей блоков детектирования для экспонирования необходимо произвести их термообработку в стандартном режиме. Измерение экспонированных блоков детектирования проводят в соответствии с описанием на дозиметрические комплекты.

Величину тканевой поглощенной дозы D воспроизводят путем умножения значения величины сигнала, зарегистрированного считывающим устройством, на градуировочный коэффициент (коэффициенты). Результаты измерения заносят в рабочий журнал или карточку учета индивидуальных доз.

Если человек по какой-либо причине не носил дозиметр или носил неполный срок (отпуск, болезнь и т. п.), то об этом делают отметку в графе "Примечание" протокола, а его дозиметр высылают одновременно со всеми другими в организацию, осуществляющую их обработку.

При утере дозиметра устанавливают причины, а доза рассчитывается как средняя из доз, полученных лицами, находившимися в идентичных условиях работы или проживания.

Характеристика различных типов индивидуальных дозиметров приведены в таблице 9.

Таблица 9. Характеристика различных методов индивидуальной дозиметрии

Наименование метода дозиметрии	Тип дозиметра	Характеристика нормируемого регистрируемого излучения		Диапазон измерения	Погрешности
		вид	энергия, МэВ		
Ионизационный (конденсаторный) фотографический	КИД-2	γ, рентген	0,02–2	5–1000 мР	±15
	ИФКУ-2	γ, тепловые нейтроны,	0,1–3	50–2 мР	±25
			0,025 эВ	До 2 бэр	
		Бета-потoki	0,3–2 бэр		
ИФКУ-2,3	γ-β- потоки	0,3–2 бэр	0,05-2 бэр	±20	
Термолюминесцентный комплект АКЖДК	ДТЛ-01 ДТГ-4	γ, рентген	0,015–3	0,1–1000 мЗв	±20
Комплект ДТУ-01	ДТГ-4 корунд алюминия	γ, рентген	0,015–3	1000 мЗв	±20
		γ, рентген	0,05–3	0,5–10 ⁶ мР	±20
Электронный (счетчик Гейгера—Мюллера)	ДКС-09	γ, рентген	0,05–3	1–000 мР	±20
	ДЭС-0,4	γ, рентген	0,05–3	0,1–1000 мР	±20
	РМ-2001	γ, рентген	0,05–3	1–4000 мкЗв	±20
Полупроводниковый кремневый детектор	КАД-50	γ, рентген	0,03–6	1 мкЗв–10 Зв	±15
ионизационный	ДК-0,2	γ, рентген	0,1–3	До 200 мР	±20
	ДК-50	γ, рентген	0,1–3	До 50 000 мР	±20

Преимущества и недостатки существующих методов индивидуальной дозиметрии представлены в таблице 10.

Таблица 10. Преимущества и недостатки различных методов ИДК

Метод дозиметрии	Преимущества	Недостатки
Ионизационный (конденсаторный)	Низкая стоимость, простота эксплуатации. Оперативность получения информации.	Значительная энергетическая зависимость большинства моделей
	Высокая чувствительность	Малый интервал измеряемых доз. Потеря информации за счет самозаряда. Отсутствие возможности измерения доз бета-излучения и нейтронов
Фотографический	Низкая стоимость детектора и аппаратуры. Документальность. Возможность регистрации β-, γ-и рентгеновского излучения, тепловых нейтронов. Возможность получения информации о качестве излучения, об умышленном облучении	Большая энергетическая зависимость. Малый диапазон измеряемых доз. Строгая стандартизация условий обработки пленок. Расходование дефицитных материалов (пленка, проявитель, закрепитель)
Термолюминесцентный	Широкий диапазон измерения. Отсутствие зависимости показаний от мощности дозы. Незначительная энергетическая зависимость. Длительность хранения информации. Многократное использование детекторов	Недостаточно высокая чувствительность. Сложность эксплуатации аппаратуры. Высокая ее стоимость. Зависимость показаний от энергии излучения
Электронный счетчик Гейгера	Наличие порогов срабатывания; простота эксплуатации, оперативность	Нестабильность работы

Полупроводниковые детекторы	Наличие порога срабатывания, оперативность, программирование режимов работы дисплея, запись истории накопления доз и хранение их до 1000 значений, передача информации в ПЭВМ, возможность визуального считывания показаний	Высокая стоимость, нестабильность работы, сложность эксплуатации
-----------------------------	---	--

Индивидуальный контроль внутреннего облучения. Основная трудность дозиметрии внутреннего облучения состоит в невозможности прямыми методами измерения непосредственно зарегистрировать дозу облучения тела или критического органа.

Процесс определения дозы можно разбить на 2 части:

- определение активности радионуклида в организме;
- последующий расчет дозы облучения с учетом метаболизма радионуклида за тот или иной промежуток времени.

Инкорпорированную активность в теле человека определяют тремя способами.

Первый — измерение концентрации радионуклида в источнике поступления (воздух) с последующим расчетом отложения и удержания в организме. Достоинство метода — простота приборного обеспечения и широкое применение для целей группового радиационного контроля. Недостатки – значительная погрешность в определении доз внутреннего облучения (в несколько раз) из-за невозможности учета индивидуального потребления (продуктов питания, объема воздуха, прошедшего через легкие и т. д.), реальных характеристик поступающего радионуклида (дисперсность аэрозолей, их физико-химические свойства и т. д.), индивидуальных параметров усвоения.

Второй – определение радиоактивности в биосубстратах (моче, кале, крови, волосах, зубах и т. д.) с последующим пересчетом на основании принятых моделей метаболизма. Достоинство метода – возможность оценки доз внутреннего облучения за счет альфа-излучателей и низкоэнергетических бета-излучателей. Недостатки – высокая погрешность (до 100 %) из-за индивидуальной биологической или суточной вариабельности выделения.

Третий – прямое измерение содержания радионуклида в организме (органе) регистрацией проникающего излучения, исходящего из тела человека с помощью спектрометров излучений человека (СИЧ).

Хотя преимущество прямого метода бесспорно, однако и он имеет недостатки. Во-первых, область использования ограничена радионуклидами с достаточно интенсивным фоновым излучением (0,1 кванта на распад) с энергией выше 0,1 МэВ.

Измерение радионуклидов с низкой энергией фотонного излучения Pu–239 (по рентгеновскому излучению) и Am–241 (по низкоэнергетическому гамма-излучению) требует уникальной дорогостоящей аппаратуры (полупроводниковых детекторов на основе сверхчистого Ge); во-вторых, при измерении приходится иметь дело с весьма нестандартным и объемным объектом измерения, варьирующим по размеру и массе.

Основные специфические источники погрешности измерения содержания радионуклидов в организме следующие:

- различия в конституции обследуемых при измерении радионуклидов, равномерно распределенных в организме;
- неравномерность распределения радионуклидов в теле и органе;
- несоответствие геометрии измерения условиям градуировки;
- погрешности за счет отнесения поверхностного загрязнения (одежда, халаты и т. д.) к внутреннему излучению.

Основные элементы спектрометра излучения человека:

- защитная камера для снижения фотонного излучения (стационарный вариант СИЧ);
- высокоэффективные радиационно-чистые детекторы гамма-излучения NaI (Te) диаметром 150 мм и высотой 100 мм применяют в диапазоне энергий 0,1 – 3 МэВ, детекторы из сверхчистого германия для регистрации низкоэнергетических фотонов с энергиями от 10 кэВ

и выше;

- амплитудный анализатор импульсов;
- устройство для размещения человека.

Оценка годовой дозы внутреннего облучения по результатам однократного измерения содержания цезия-137 в организме человека, в случае равновесного содержания его в организме, можно выполнить по результатам одного измерения на СИЧ, используя формулу:

$$D = A \cdot K_D \cdot 70/m, \text{ (сЗв/год)},$$

где, A – суммарное содержание цезия-134 и цезия-137 в организме (мкКи/все тело); m – масса тела (кг); K_D – дозовый коэффициент.

Результаты измерений заносятся в регистрационный журнал с последующим переносом на компьютерные накопители информации.

Оценка результатов измерений проводится по следующим категориям (таблица 11):

Таблица 11. Оценка содержания цезия в организме

Категория	Результаты измерений, Бк/тело	
1-я	Безопасно	7400
2-я	Повышено	7400–26000
3-я	Повторное измерение через 3 месяца	26000–122000
4-я	Направление на медицинское обследование	Свыше 122000

Дозы внутреннего облучения персонала. Годовую эффективную дозу внутреннего облучения рассчитывают на основании измерения объемной активности в воздухе производственных помещений или содержания радионуклидов в организме работающих. Ожидаемую годовую коллективную дозу персонала группы людей оценивают по формуле:

$$D_K = V \cdot N_j \cdot \sum C_{Kj} \cdot dK_K, \text{ чел.} \cdot \text{Зв},$$

где, V – годовой объем воздуха, вдыхаемого работающими, ($2,5 \cdot 10^3 \text{ м}^3$); N_j – численность персонала; C_{Kj} – среднегодовая объемная активность K-го радионуклида в воздухе производственных помещений, Бк/м³; dK_K – дозовый коэффициент для ингаляции K-го радионуклида, Зв/Бк по НРБ–2000.

Среднегодовая объемная активность в воздухе контролируемых радионуклидов вычисляется как среднее арифметическое значение результатов измерения объемной активности в течение года.

Оценка годовых эффективных доз внешнего облучения населения. Годовая эффективная доза облучения населения оценивается по следующим параметрам:

- мощность дозы гамма-излучения (или дозы) на открытой местности и в здании;
- содержание R_n и продуктов его распада в атмосферном воздухе и в жилых помещениях;
- содержание радионуклидов в атмосферном воздухе и пищевых продуктах;
- структура рентгенологических процедур.

Контроль мощности эквивалентной дозы внешнего гамма-излучения в помещениях зданий и на местности. Для определения доз внешнего облучения при проведении радиационно-гигиенических обследований реперных НП используются два вида измерений:

- измерение индивидуальных доз внешнего облучения (индивидуальный дозиметрический контроль) методом термолюминесцентной дозиметрии;
- измерение мощностей доз гамма-излучения в локациях.

Необходимо особо подчеркнуть, что при проведении измерений на загрязненных территориях определяется доза (мощность дозы), обусловленная **всеми** источниками излучения, включая природные. Для оценки дозы (мощности дозы), создаваемой за счет гамма-излучения ^{137}Cs , выпавшего в результате аварии на ЧАЭС (чернобыльский компонент облучения), необходимо дополнительно оценить и вычесть из результатов измерений величину дозы (мощности дозы), неизбежно создаваемую природными источниками.

Основной вклад в дозу (мощность дозы) внешнего облучения от природных источников дают следующие компоненты:

- космическое излучение, зависящее от широты местности и высоты над уровнем моря;
- излучение природных радионуклидов (ряды урана и тория, а также радионуклид ^{40}K), содержащихся в земной коре;
- излучение природных радионуклидов, содержащихся в строительных конструкциях зданий.

Оценка вклада природных источников в измеряемую величину мощности дозы гамма-излучения в различных локациях может осуществляться путем проведения в тех же точках гамма-спектрометрических измерений, которые позволяют выделить вклад гамма-излучения природных радионуклидов. При проведении индивидуального дозиметрического контроля населения сделать это невозможно, т.к. существующие индивидуальные дозиметры не позволяют оценить энергетический спектр гамма-излучения. В этом случае приходится из полученных индивидуальных доз вычитать среднее для данной территории значение вклада природных источников. Такой подход приводит к большим погрешностям оценки индивидуальных доз на слабозагрязненных территориях, где вклад природных источников значительно превышает вклад чернобыльского компонента излучения. Поэтому рекомендуется проводить индивидуальный дозиметрический контроль лишь в тех населенных пунктах, плотность радиоактивного загрязнения которых ^{137}Cs составляет не менее $370\text{-}555\text{ кБк/м}^2$ ($10\text{-}15\text{ Ки/км}^2$).

Индивидуальный дозиметрический контроль позволяет наиболее точно учесть все факторы, влияющие на формирование дозы внешнего облучения у жителей загрязненных территорий. Достаточно длительный период ношения дозиметров позволяет исключить влияние различий в режимах поведения людей в отдельные дни (выходные и рабочие дни, дождливые и солнечные дни и т.п.) на результаты измерений, что достаточно трудно достигнуть при использовании иных методов.

При проведении индивидуального дозиметрического контроля жителей загрязненных территорий возможны трудности, которые могут повлиять на достоверность и точность получаемых результатов:

- нарушение инструкции по ношению индивидуальных дозиметров, непостоянное ношение индивидуальных дозиметров;
- умышленное искажение жителями результатов измерений, посредством помещения дозиметров в места аномально высокой мощности дозы (например, под водостоки);
- сложность разделения дозы на составляющие: чернобыльский компонент и природное излучение.

От этих недостатков в значительной мере свободен метод оценки доз облучения населения загрязненных территорий, основанный на измерении мощностей доз гамма-излучения в различных локациях НП. Он позволяет получить детальную информацию о пространственных характеристиках поля гамма-излучения в НП и его ареале. На основе этих данных, используя информацию о режимах поведения жителей, можно оценить дозы их внешнего облучения. Для этого могут использоваться методы стохастического моделирования, позволяющие исследовать влияние различных факторов на формирование этой дозы (например, индивидуальных особенностей режима поведения), а также получать статистические распределения индивидуальных доз. К недостаткам метода следует отнести его большую трудоемкость и необходимость достоверной информации о режимах поведения различных групп населения или отдельных лиц.

Для измерения индивидуальных доз внешнего облучения применяются индивидуальные дозиметры, постоянно носимые на теле (одежде) обследуемого субъекта в течение всего времени измерения.

Для получения представительной информации о дозах, получаемых человеком, дозиметры экспонируются на протяжении достаточно длительного промежутка времени, включающего все основные периоды деятельности человека (работу, пребывание дома, перемещения, досуг и т.д.), в полной мере характеризующие режим поведения данного субъекта. Кроме того, минимальное время ношения дозиметра определяется с учетом того, что накопленная им доза должна превышать порог чувствительности дозиметрической системы. Как правило, это время составляет от 1 до 3 месяцев.

Количество выдаваемых дозиметров, группы населения, которым их раздают, и срок экспонирования определяются конкретной программой измерений. Как правило, количество выдаваемых дозиметров должно быть не меньше 30 на населенный пункт, а персональный состав субъектов исследования должен быть репрезентативным с точки зрения профессиональной и социально-демографической структуры населения.

Рекомендуется осуществлять выдачу дозиметров в ходе проведения СИЧ измерений лицам, для которых проводилось также определение содержания ^{137}Cs в организме. Это позволит получить одновременно индивидуальные дозы внешнего и внутреннего облучения и, при необходимости, учесть вклад гамма-излучения содержащегося в организме человека ^{137}Cs в показания дозиметра с термолюминесцентными детекторами (ТЛД-дозиметр), который в определенных условиях может достигать 15%.

Дозиметр необходимо постоянно носить на теле (одежде) человека в области груди. При этом должна соблюдаться правильная ориентация дозиметра (ткане-эквивалентным фильтром наружу). В ночное время дозиметр должен находиться в жилом помещении вблизи места, где спит носящий его человек. Запрещается открывать корпус дозиметра, подвергать его тепловому и механическому воздействию, опускать в воду или другие жидкости.

При выдаче и сборе ТЛД-дозиметров в населенном пункте заполняется «Лист выдачи/сбора дозиметров», который должен содержать в себе следующую информацию:

- название населенного пункта;
- Ф.И.О. лица, получившего дозиметр для ношения;
- адрес проживания;
- номер дозиметра;
- дата получения (с подписью получившего лица);
- дата возврата (с подписью принявшего лица);
- особые отметки (информация о повреждениях дозиметра, особенностях применения – например, случаях, когда дозиметр откреплялся от одежды и экспонировался отдельно от обследуемого лица, сведения о выезде за пределы населенного пункта и т.п.).

Целесообразно выдачу и сбор дозиметров в населенных пунктах осуществлять в присутствии представителей местных органов власти.

При выдаче дозиметров необходимо ознакомить людей с правилами их ношения. Рекомендуется вместе с дозиметром выдавать соответствующую инструкцию. При выдаче дозиметров следует подчеркнуть важность проводимого исследования и обратить внимание на значительную ценность, которую представляют выдаваемые дозиметры и та информация, которая будет получена с их помощью. Вместе с тем, не следует чрезмерно заострять внимание на возможных негативных последствиях утери дозиметра, поскольку возможной реакцией на это может стать то, что некоторые люди будут оставлять дозиметры дома или на работе (для надежного хранения) на весь период исследования, вместо их ношения. Для разъяснения населению информации об обеспечении сохранности и правильности ношения дозиметров желательно привлекать представителей местной власти.

Для учета дозы, накопленной за счет транспортировки к месту измерений и обратно, необходимо применять «транспортные» дозиметры.

«Транспортные» дозиметры отжигаются (подготавливаются) вместе с основной партией дозиметров и доставляются к месту проведения обследования. После выдачи индивидуальных дозиметров, «транспортные» возвращаются обратно в лабораторию, где проводится

их считывание, не дожидаясь возврата основной партии дозиметров.

Для расчета индивидуальной дозы внешнего облучения, из показаний дозиметра необходимо вычесть «транспортную дозу». Учет ее возможен двумя способами:

1. В случае, если выдача и сбор дозиметров осуществляются по кольцевому маршруту, «транспортная доза» определяется по показаниям «транспортных» дозиметров, которые возвращаются в лабораторию после завершения процедуры выдачи индивидуальных дозиметров. При таком способе учета «транспортной дозы» исходят из того, что транспортирование дозиметров для выдачи и после сбора осуществляется по одному и тому же маршруту и за одинаковое время. Возможно использование двух комплектов транспортных дозиметров – один используется при выдаче индивидуальных дозиметров, а другой - при сборе. В этом случае в качестве оценки «транспортной дозы» следует принимать среднее арифметическое результатов, полученных от этих двух комплектов транспортных дозиметров.

2. «Транспортная доза» может определяться по показаниям фоновых дозиметров, постоянно сопровождающих каждую партию индивидуальных, раздаваемых в определенном населенном пункте. В этом случае в период ношения индивидуальных дозиметров фоновые помещаются на хранение в место с минимальным и хорошо известным гамма-фоном (например, в защитный контейнер). Время хранения фоновых дозиметров фиксируется для оценки дозы, набранной ими за время хранения. За оценку «транспортной дозы» в этом случае принимают усредненные показания фоновых дозиметров за вычетом дозы, накопленной ими за время хранения. При этом доза, накопленная фоновыми дозиметрами за время их хранения, должна быть оценена в тех же дозиметрических величинах, в которых выражаются показания индивидуальных и фоновых дозиметров.

С учетом того, что реальная продолжительность ношения дозиметров для разных людей может отличаться, для получения сопоставимых результатов их необходимо нормировать, т.е. привести результаты измерений к одному временному интервалу, например к месяцу. При этом в качестве длительности реального ношения дозиметров используется разность между датами их сбора и выдачи, по данным «Листа выдачи/сбора дозиметров». Нормирование проводится для измеренной индивидуальной дозы (после вычитания вклада «транспортной дозы»).

Результаты измерений документируются таким образом, чтобы была обеспечена возможность доступа к первичной информации. Сопровождающая измерения документация должна содержать следующую информацию:

- характеристика НП – численность и состав (профессиональный и социально-демографический) населения, структура жилого фонда, административное подчинение;
- сведения, отражающие радиологические параметры НП – поверхностная активность ^{137}Cs в почве, значения мощностей доз гамма-излучения в отдельных локациях (включая диапазон этих значений);
- данные о проведении измерений – в объеме, соответствующем «Листу выдачи/сбора дозиметров»;
- возраст, пол, профессии и адреса субъектов исследования;
- первичные результаты считывания дозиметров с обязательным указанием номера и типа прибора, даты последней метрологической поверки, даты последней калибровки (сортировки) дозиметров, параметров считывания (температурный профиль) и регистрации сигнала термолюминесценции, Ф.И.О. оператора, даты считывания;
- ссылки на методики, использовавшиеся при проведении измерений и оценок доз облучения населения;
- иную сопутствующую информацию (например, дату предыдущего обследования).

Результаты документирования хранятся в электронном формате. При этом также сохраняются первичные материалы в виде рабочих журналов, листов выдачи и сбора дозиметров и т.п.

При проведении измерений в населенных пунктах точки измерений в локациях, при-

легающих к жилым домам (улица, дом, двор, огород), должны группироваться в районе исследуемых домов. Исследуемые дома должны, по возможности, равномерно распределяться по территории населенного пункта.

Измерение мощностей доз гамма-излучения на открытой местности рекомендуется проводить не менее, чем через сутки после дождя (допускается проведение измерений не ранее, чем через 3 часа после дождя). Это необходимо, чтобы избежать искажения результатов измерений вследствие временного повышения мощности дозы гамма-излучения за счет продуктов распада радона, вымытых дождем из атмосферы на поверхность грунта.

При выборе точек измерений в различных локациях следует руководствоваться следующими соображениями:

Точки измерений на **улицах** должны выбираться в зонах преимущественного нахождения людей (тротуары, площадки у магазинов, детские площадки), включать все типы покрытий, имеющихся в данном НП (целина, грунтовое покрытие, асфальт) и более или менее равномерно распределяться по его территории. Распределение точек измерений по типам покрытий должно примерно соответствовать долям последних в общей площади (протяженности) улиц.

Точки измерений в **домах** должны охватывать все имеющиеся в данном НП типы домов (1-этажные деревянные, 1-этажные каменные, многоэтажные). Для одноэтажных домов усадебного типа измерения рекомендуется проводить в двух комнатах: примыкающей к уличной стене и примыкающей к огороду. При наличии каменных домов, построенных из различных материалов (красный кирпич, силикатный кирпич и блоки, шлакоблоки, бетонные панели и т.д.) необходимо провести измерения в домах каждого вида (не менее 3 домов каждого вида). Дома, в которых проводятся измерения, должны быть, по возможности, равномерно распределены по территории НП.

Измерения проводятся во **дворах** всех обследуемых домов. Точки измерения во дворах должны выбираться примерно в середине двора в зоне доступной для пребывания людей. Не следует выбирать их на клумбах, в палисадниках и т.д. Рекомендуется проводить измерения во дворах именно тех домов, внутри которых проводились измерения. Мощность дозы, как правило, измеряется в одной точке двора.

Измерения в **огородах** проводятся для всех обследуемых домов. Мощность дозы измеряется в одной точке в центре огорода.

При проведении измерений в **производственных зданиях** данного НП точки измерения выбираются в 1-3 помещениях на каждом этаже.

Измерения в **школах и детских садах** должны охватывать все имеющиеся в данном населенном пункте здания такого типа. Точки измерения выбираются в 1-3 комнатах на каждом этаже. Дополнительно проводятся измерения на детских и спортивных площадках, находящихся на территории школ и детских садов.

Точки измерения на **пашне** должны выбираться на пахотных землях с разных сторон от населенного пункта на расстоянии не более 3 км. При этом точки измерений должны выбираться на ровных местах на расстоянии не менее 50 м от непаханных участков, дорог, оврагов, холмов и т.д., а количество их должно быть не менее 3 на населенный пункт.

Точки измерения на **целинных участках местности** должны выбираться с разных сторон от населенного пункта в его ареале на непаханных после аварии на ЧАЭС землях. Число их должно быть не менее 5 на населенный пункт и они должны охватывать основные места пребывания его жителей, относящиеся к этой локации (целинные пастбища, покосы). Точки измерения выбираются на ровном месте не ближе 50 м от паханных участков, дорог, оврагов, холмов и т.д. При выборе целинного участка следует убедиться, что он действительно не подвергался обработке после аварии на ЧАЭС. Для этого можно опросить местных жителей или получить сведения в администрации НП.

Точки измерения в **лесу** должны выбираться на ровных местах не ближе 50 м от паханных или подвергавшихся иному воздействию участков, дорог, оврагов, холмов и т.д. Общее

число таких точек должно составлять 3 – 5 на населенный пункт.

Точки измерения в *зоне отдыха* выбираются в наиболее посещаемых местах отдыха жителей данного НП (берег реки или озера, парк, луг и т.д.). Общее число таких точек должно составлять 3 – 5 на населенный пункт.

По окончании измерений для каждой локации данного НП вычисляются среднее значение мощности дозы и погрешность определения среднего.

Для оценки вклада гамма-излучения природных радионуклидов в измеренное, как описано выше, значение мощности дозы гамма-излучения, проводят дополнительные измерения с использованием полевого гамма-спектрометра.

Полученные значения мощности дозы гамма-излучения природных радионуклидов в различных локациях являются стабильной характеристикой НП и могут быть измерены один раз с последующим использованием этих результатов в течение длительного времени. Необходимость их корректировки может быть вызвана лишь значительным объемом нового жилищного строительства, благоустройства территории НП, асфальтирования дорог.

Измерение мощности эквивалентной дозы внешнего излучения должно проводиться дозиметрами, прошедшими государственную проверку (или метрологическую аттестацию при использовании нестандартизованного оборудования). Дозиметры должны иметь нижний предел измерения МЭД 0,1 мкЗв/ч и зависимость чувствительности от энергии гамма-излучения ("ход с жесткостью") не более $\pm 30\%$ в диапазоне энергий от 0,06 до 1,25 МэВ.

Перед обследованием помещений определяют мощность дозы внешнего излучения, присутствующей данной местности на открытом воздухе, вблизи контролируемого здания.

При этом следует выбирать участки с естественным покрытием без значительных техногенных воздействий (сады, парки, газоны, пустыри и т. д.). Для проведения измерений выбирается не менее 3 контрольных точек, расположенных на ровном участке местности на расстоянии не менее 30 м от близлежащих зданий. В каждой точке проводят не менее 5 измерений на высоте 1 м над поверхностью земли. Значение мощности дозы гамма-излучения в точке вычисляется по формуле:

$$N_j = 1/5 \sum N_0$$

где, $j = 1, 2 \dots, n$ – номер точки; $i = 1, 2, 5$ – номер измерения; N_0 – результат i -го измерения в j -й контрольной точке, в мкЗв/ч.

Мощность дозы гамма-излучения на открытой местности вычисляют как среднее значение:

$$N_{\phi} = 1/n \sum N_j$$

Результат измерения МЭД гамма-излучения на открытой местности представляется в следующем виде:

$$N_{\phi} \pm \Delta_0, \text{ мкЗв/ч, а } \Delta_0 = t_{0,95} S,$$

где, $t_{0,95}$ – коэффициент Стьюдента для доверительной вероятности 0,95; S – среднеквадратичное отклонение результата измерения от среднего значения.

Прежде чем провести измерения МЭД в помещениях, необходимо осуществить предварительную оценку радиационной обстановки с целью выявления возможных локальных источников гамма-излучения. Для этого производят обход всех помещений здания с высокочувствительным радиометром типа СРП-68 (СРП-88). Измерения проводят на высоте 1 м от пола и на расстоянии 0,25 м от стен.

Конкретные помещения выбирают, исходя из результатов предварительного обследования. При этом измерения МЭД следует выполнять выборочно: в школьных и дошкольных учреждениях в каждом помещении; в многоквартирных домах не менее чем в 10 % от общего числа квартир в каждом подъезде.

Измерения в помещениях обследуемого здания проводят на высоте 1 м от поверхности пола в центре обследуемого помещения и на расстоянии 0,25 м от стен (в трех точках). В каждой точке проводится не менее 5 измерений. Превышение мощности дозы внешнего гамма-излучения в контролируемом помещении над мощностью дозы гамма-фона на откры-

той местности вычисляют по формуле:

$$N_{\text{К}} = 1/5 \sum N_{\text{JK}} - N_{\text{Ф}}.$$

Зная среднегодовые мощности эффективных доз гамма-излучения на открытой местности и в зданиях, возможно оценить годовую дозу внешнего облучения, используя следующее выражение:

$$D = 0,2D_1 + 0,8L_m D_1, \text{ а } D_1 = 8,8 \times 10^{-3} K_E (P_m - P_0), \text{ мЗв,}$$

где D_1 – среднегодовая доза облучения на открытой местности, мЗв; P и P_0 – среднегодовая мощность экспозиционной дозы на открытой местности на высоте 1 м от поверхности почвы за счет всех источников и фоновая соответственно, в мкР/ч; K_E – дозовый фактор перехода от экспозиционной дозы, в мкР/ч, к эффективной K_E 6 нЗв/мкР; L_m – среднее значение коэффициента экранирования в помещении (для города – 0,2, сел и деревень – 0,3); 0,2–0,8 – время пребывания населения вне помещений и в помещении соответственно.

Среднегодовую дозу внешнего облучения возможно также оценить с помощью термолюминесцентных детекторов.

Годовая эффективная доза внутреннего облучения населения обусловлена R_n и продуктами его распада, содержанием радионуклидов в пищевых продуктах и атмосферном воздухе. Дозу внутреннего облучения за счет радионуклидов Sr-90 и Cs-137 находят согласно модельным расчетам.

Среднегодовую эффективную дозу облучения за счет пищи определяют следующим образом:

$$D_{\text{ВН}} = 10^3 \sum dk_{\text{К}} \sum V_E \times A_{\text{КЕ}}, \text{ мЗв,}$$

где $dk_{\text{К}}$ – дозовый коэффициент для поступления с пищей K -го радионуклида, Зв/Бк (согласно НРБ-2000); V_E – среднегодовое потребление i -го пищевого продукта взрослым представителем; $A_{\text{КЕ}}$ – среднегодовая удельная активная K -го радионуклида в i -пищевом продукте.

Среднегодовую эффективную дозу за счет радионуклидов в атмосферном воздухе определяют, используя значения дозовых коэффициентов, среднегодовую активность радионуклидов в атмосферном воздухе и величину объема воздуха, поступающего в организм в течение календарного года.

Доза за счет ингаляции изотопов R_n и их короткоживущих дочерних продуктов оценивается по результатам обследования представительной выборки жилых помещений. Коэффициент перехода от среднегодового значения эквивалентной равновесной активности R_n к годовой эффективной дозе принимается равным 0,061 мЗв/год на 1 Бк/м³.

6.3. Дозовые нагрузки при внешнем и внутреннем облучении. Дозиметрический контроль внешнего и внутреннего облучения человека

Внешнее облучение – воздействие на организм ионизирующего излучения, приходящего извне. Это облучение всего тела и местное (локальное).

Локальное облучение – это облучение определенной части организма человека.

Внешнее облучение бывает хроническое (постоянное), острое и дробное. **Острое** – это однократное, кратковременное (до четырех суток) облучение организма значительной дозой.

Дробное – многократное облучение с интервалами между отдельными воздействиями.

Острое облучение может произойти в результате радиационной аварии или грубых нарушений правил радиационной безопасности.

Контактное облучение – это разновидность внешнего облучения, когда радиоактивное вещество или источник ионизирующего излучения непосредственно соприкасается с кожным покровом. Кожа при этом интенсивно облучается. Глубина поражения зависит от дозы, вида и энергии ионизирующего излучения. В случае непосредственного попадания радиоактивного вещества на участки кожи, они фиксируются поверхностью кожного покрова в мелких бороздках, порах, протоках сальных потовых желез.

Длительное облучение является нередко причиной хронических дерматитов. При

своевременной дезактивации, лучевые поражения отсутствуют.

Расчет тканевых доз в органах и в организме человека. Внутреннее облучение происходит за счет радионуклидов, проникающих внутрь организма с воздухом с продуктами питания, через кожные покровы, имеющие повреждения в виде ран, порезов, трещин и т.п.

Опасность намного выше, т.к. увеличивается время облучения, источник облучения, приближен к облучаемому органу вплотную и применение защиты невозможно. Кроме того радионуклиды как правило концентрируются в органах избирательно.

Наиболее опасны при попадании внутрь организма радионуклиды с большим периодом полураспада. Особенно опасны те, которые концентрируются в костях, вблизи костного мозга – стронций и плутоний.

Из аэрозолей наиболее опасны те, которые вдыхаются с воздухом и задерживаются в легких. Это аэрозоли с дисперсностью от 0,1 мкм до 1,0 мкм, так как они не задерживаются верхними дыхательными путями и трудно удаляются с выдыхаемым воздухом, оседая в альвеолах легких. Кроме того, через несколько минут они попадают в кровь и нарушают ее структуру.

Инертные радиоактивные газы (аргон, криптон, ксенон) через некоторое время полностью выносятся из организма. Они опасны только при внешнем гамма-облучении. При попадании нуклидов больше предельных уровней, могут наблюдаться изменения в легочной ткани.

Доза в органе, в котором содержится радиоактивный изотоп, зависит от массы облучаемого органа, активности изотопа, энергии частиц и гамма-квантов приходящейся на один распад.

При избирательном накоплении радиоактивных веществ в критическом органе доза практически обусловлена испускаемыми альфа или бета-частицами, обладающими относительно малыми величинами пробега в ткани (менее 130 мкм для альфа-частиц и менее 10 мм для бета-частиц).

Таким образом мощность тканевой дозы определяется по формуле:

$$P = K \cdot C \cdot E,$$

где, C – удельная концентрация альфа- или бета-излучателя; E – средняя энергия частиц; K – константа, зависит от единиц измерения C и P . Или доза за время (t), через которое производят расчет после поступления радионуклида: $D = P \cdot t$.

В 1991 научным коллективом трех республик была разработана методика «Определение годовых суммарных эффективных эквивалентных доз облучения населения для контролируемых районов России, Украины и Беларуси» (институт БЕЛРАД).

Доза внешнего облучения определяется через среднегодовую мощность дозы, которая рассчитывается на основе средней плотности загрязнения территории цезием-137 по формуле:

$$D_{\text{внеш}} = 0,13 \cdot q, \text{ мЗв/год}$$

где, q – плотность загрязнения, Ки/км².

Суммарная доза за год определяется выражением:

$$D_{\text{обл}} = D_{\text{внеш}} + D_{\text{внутр}}$$

Годовая доза внутреннего облучения от цезия-137 рассчитывается по модели их равномерного поступления в течение года в организм взрослого человека с эффективным периодом полувыведения 110 суток и годовым коэффициентом 1,3 мЗв/год на мкКи/организм:

$$D_{\text{Cs}} = 0,2 \cdot q_{\text{рац}}, \text{ (мЗв/год)},$$

где, $q_{\text{рац}}$ – суточное поступление цезия-137 (нКи).

Общее суточное поступление цезия-137 с продуктами питания может быть представлено двумя компонентами: продуктами животного происхождения, эквивалентными ежесуточному потреблению одного литра молока, и остальными компонентами рациона и питьевой воды, эквивалентными ежесуточному потреблению 1,5 кг картофеля (для всех насе-

ленных пунктов, кроме поселков городского типа и городов). Формула имеет вид:

$$q_{\text{рац}} = 1 \cdot C_{\text{мол Cs}} + 1,5 \cdot C_{\text{карт Cs}}, \text{ если } C - \text{в нКи/кг, л.}$$

Тогда: $D_{\text{Cs}} = 0,2 C_{\text{мол}} + 0,3 C_{\text{карт}}$, мЗв/год.

Доза от стронция определяется по формуле: $D_{\text{Sr}} = 0,7 C_{\text{мол Sr}}$, мЗв/год.

Принцип обследования на счетчиках излучений человека. В Беларуси широко проводятся комплексные экспедиционные радиационно-гигиенические обследования населенных пунктов с целью последующего проведения расчетов текущих средних годовых эффективных доз (СГЭД) облучения жителей, проживающих в населенных пунктах (НП), подвергшихся радиоактивному загрязнению вследствие аварии на Чернобыльской АЭС.

Проведение таких обследований позволяет решать следующие задачи:

- получение данных для выполнения уточненных оценок текущих доз внешнего и внутреннего облучения населения;
- прогнозирование долговременных тенденций изменения радиационной обстановки в результате естественных процессов, происходящих в окружающей среде, а также вследствие человеческой деятельности;

получение данных для уточнения параметров радиологических моделей.

Радиационно-гигиеническое обследование обстановки на территории населенного пункта включает в себя:

- измерение мощностей доз гамма-излучения в локациях НП и его ареала;
- измерение накопленной дозы внешнего облучения за определенный промежуток времени (индивидуальный дозиметрический контроль – ИДК);
- измерение удельной активности ^{137}Cs и ^{90}Sr в пищевых продуктах местного происхождения;
- измерение содержания ^{137}Cs в организме жителей на установках СИЧ (счетчиках излучения человека);
- проведение индивидуальных анкетных опросов жителей о режимах их поведения и структуре рационов питания.

Для определения доз внутреннего облучения при проведении радиационно-гигиенических обследований реперных НП используются два вида измерений:

- измерение индивидуальных доз внутреннего облучения с помощью СИЧ-установок;
- измерение содержания ^{137}Cs и ^{90}Sr в пищевых продуктах.

Функционирование системы СИЧ-мониторинга наиболее эффективно при наличии единого методического, метрологического и информационного обеспечения, а также при анализе данных, содержащихся в общем для всей системы дозиметрическом регистре. Последний обеспечивается всем необходимым для осуществления математической обработки, обобщения результатов измерений и выработки соответствующих решений по взаимодействию звеньев системы.

Измерение содержания ^{137}Cs в теле человека проводят с использованием стационарных, мобильных или переносных счетчиков излучений человека. Результаты СИЧ-измерений позволяют наиболее корректно оценить фактические дозы внутреннего облучения населения, формируемые под воздействием всех факторов, оказывающих влияние на величину дозы, включая контамеры.

Место проведения измерений необходимо выбирать с минимальным уровнем фонового гамма-излучения.

В процессе работы необходимо строго следить за соблюдением геометрии измерения. Место проведения измерений, пространственная ориентация пациентов по отношению к окнам, дверям, окружающим предметам (особенно для переносных СИЧ) должны быть неизменными на протяжении всей работы (при определении коэффициента экранирования, калибровке и проведении измерений). Во время измерений в радиусе 2-3 м от детектора не должны находиться посторонние люди. Измерения пациентов проводятся без верхней одеж-

ды. Нарушение этих требований может привести к дополнительным неконтролируемым погрешностям измерений.

Можно выделить четыре основные, наиболее распространенные, геометрии измерений, условно называемые “лежа”, “стандартное кресло”, “измерительное кресло” и “Север” (рисунки 58–61).

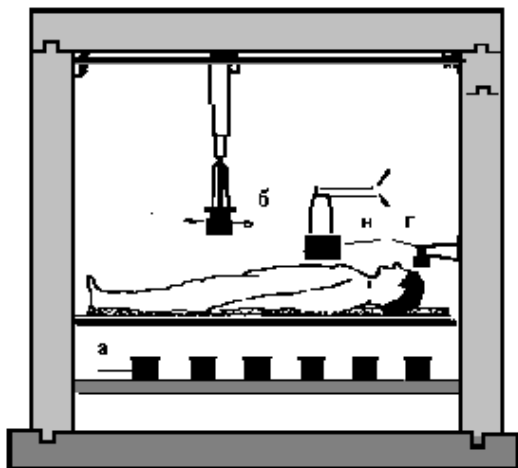


Рис. 58. СИЧ экспертного класса, геометрия измерения “лежа”.

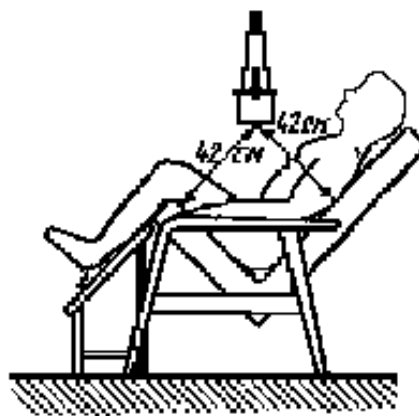


Рис. 59. Геометрия измерения “стандартное кресло”.

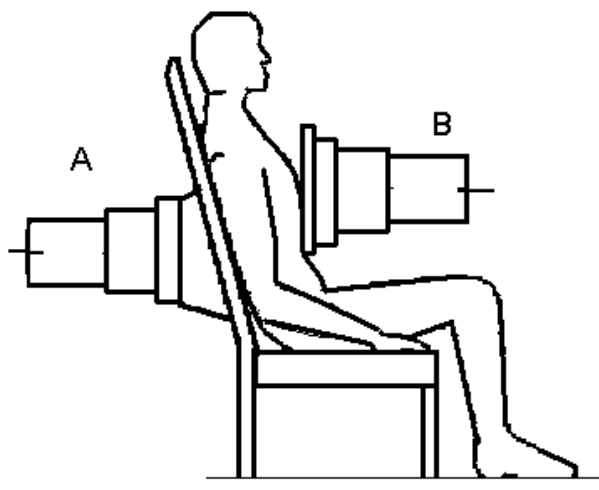


Рис. 60. СИЧ оперативного класса, геометрия “измерительное кресло”.

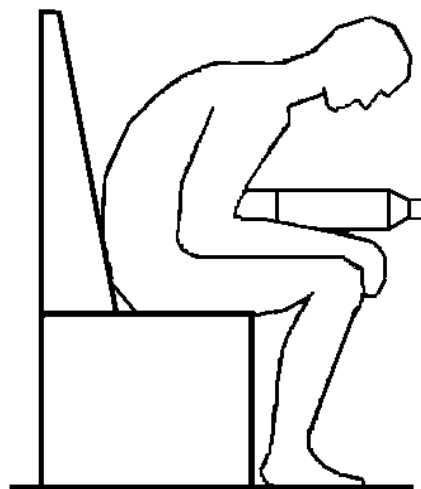


Рис. 61. СИЧ индикаторного класса, геометрия “сидя согнувшись” (“Север”).

В геометрии “стандартное кресло” угол между сидением и спинкой кресла составляет 90° , а расстояние от спинки и основания кресла до торца детектора, расположенного со стороны груди – 42-43 см. СИЧ такой геометрии обладают приемлемой изочувствительностью, но относительно низкой эффективностью регистрации (из-за удаленности тела от детектора) и отсутствием возможности определения удельной активности радионуклидов в отдельном органе.

В наиболее распространенной геометрии “измерительное кресло” детектор (коллиматор) расположен вплотную к телу обследуемого человека со стороны спины, реже груди. Угол между сидением и спинкой кресла составляет $100-110^\circ$. В этом случае повышается эффективность регистрации, комфортность при проведении измерения, достигается оптимальная пропускная способность. Однако при этом СИЧ обладает плохой изочувствительностью,

поскольку позволяет определить содержание радионуклида только в участке тела около детектора.

В геометрии “сидя согнувшись (Север)” обследуемый сидит на стуле, обхватив руками колени, максимально согнувшись в поясе, и располагает детектор на коленях, плотно прижав его торец к животу. Измерения в геометрии “Север” обеспечивают наиболее высокую относительную эффективность, так как телесный угол обзора детектора приближается к 4π , что обусловило ее широкое применение в индикаторных СИЧ.

Недостаток такой геометрии – высокий уровень фонового сигнала (невозможность экранирования детектора), низкая изочувствительность, а также постоянно изменяющийся коэффициент экранирования детектора телом человека и эффективность регистрации (трудность воспроизведения положений обследуемых).

Как синтез геометрий “Север” и “измерительное кресло” используется геометрия «сидя» – детектор лежит на коленях вплотную к животу. Здесь, в отличие от геометрии «Север», стабильнее воспроизводится геометрия измерения и тем самым снижается погрешность, связанная с нестабильностью величины коэффициента экранирования и эффективностью регистрации.

Вышеперечисленные геометрии измерений на СИЧ оптимальны при равномерном распределении радионуклидов в организме (например, для ^{137}Cs и ^{134}Cs). Для случаев локализации радионуклидов в отдельном органе (например, для изотопов йода в щитовидной железе) они обычно не используются, либо используются после специальной настройки и калибровки СИЧ с применением фантомов отдельных органов человека.

Довольно редко используется геометрия “лежа”, когда детектор (или детекторы) находятся над или под лежащим пациентом. Такое положение позволяет проводить перемещение коллимированных детекторов (сканирование) в плоскости тела и оценивать содержание различных радионуклидов в отдельных органах.

Результирующая погрешность отдельных СИЧ-измерений не должна быть выше 30% при доверительной вероятности $p=0,95$.

В регистрационном журнале перед проведением измерений необходимо указать:

- адрес места измерения;
- дату измерения;
- Ф.И.О. оператора;
- наименование организации, выполняющей измерения;
- тип измерительного прибора;
- время измерения (экспозиция);
- результаты измерения скорости счета фонового излучения (записываются не менее 2 раз в день и при каждом изменении места измерения) и скорости счета от фонового фантома (при проведении калибровки).

В регистрационном журнале также указывается (при наличии соответствующей информации):

- гамма-фон (мкР/ч или др.ед.) на местности и в измерительном помещении;
- число жителей в населенном пункте, другие демографические данные.

При каждом измерении:

- регистрационный номер записи;
- фамилия, имя, отчество обследуемого (полностью);
- год рождения;
- профессия обследуемого;
- адрес места жительства, в случае отличия от адреса места измерения;
- масса тела человека (кг);
- скорость счета импульсов в рабочем энергетическом диапазоне при измерении человека;
- результат расчета активности ^{137}Cs в теле человека;

– примечания и другие данные о радиационной обстановке на местности.

Отчетные результаты представляют в виде средних значений суммарной и удельной активности ^{137}Cs в организме жителей, количества выполненных измерений и величин стандартных ошибок.

Медицинские процедуры и типичные дозовые нагрузки. В таблице 11 приведены типичные дозовые нагрузки при проведении облучения с диагностическими целями.

Таблица 11. Типичные дозовые нагрузки при диагностическом просвечивании

Орган или часть тела, ткань	Доза, бэр
Грудная клетка	0,1–0,2
Боковой снимок таза (кожа)	20
Полное исследование желудка (кожа)	50
Пальцы и руки	0,06
Желудок	1,5–3
Зубы	3–5
Почки	1,4–2,5
Сердце	2–4
Череп	0,8–1,6

Вероятные результаты воздействия одократных общих облучений человека. В таблице 12 приведены вероятные результаты воздействия одократных общих облучений человека (внешнее фотонное облучение в течение не более 4 суток).

Таблица 12. Вероятные результаты воздействия одократных общих облучений человека

Доза, бэр (Зв)	Биологический эффект
25 (2,5)– опасная доза	Максимально допустимая доза, при которой с уверенностью исключаются клинические признаки поражения. Доза оправданного риска в чрезвычайных ситуациях
100 (1) – критическая доза	Лучевая болезнь, единичные смертельные случаи. Порог клинических проявлений. Уровень кратковременной стерилизации, потери и воспроизводства потомства
400 (4) – полулетальная доза (ЛД_{50}), пределы 300–500	Обычно можно ожидать тяжелую степень лучевой болезни, которая приблизительно в 50% случаев может привести к смерти
700 (7) и более – летальная доза (ЛД_{100})	Почти абсолютно смертельная доза

Летальные дозы для отдельных частей тела (ЛД_{100}). Голова – 2000 бэр; нижняя часть живота – 3000 бэр; верхняя часть живота – 5000 бэр; грудная клетка – 10000 бэр; конечности – 20000 бэр.

Доза равная 100 ЛД_{100} – «смерть под лучом».

Полет на самолете на высоте 8–10 км дает дозу около 100 мкбэр/ч. Просмотр одного хоккейного матча по телевизору на расстоянии 2м дает дозу около 1 мкбэр.

6.4. Области применения методов дозиметрии

Индивидуальная дозиметрия. Индивидуальная дозиметрия имеет особенно важное значение в связи возрастающим объемом профессионального облучения все более крупных групп людей. К индивидуальной дозиметрии относятся: повседневный контроль профессионального облучения, который установлен законодательно; аварийная дозиметрия при обслуживании ядерноэнергетических установок и контроль облучения людей в случае развязывания ядерной войны или радиационных аварий; определение доз облучения людей от естественных источников радиации. К совершенно новым проблемам относится индивидуальная

дозиметрия при пилотируемых космических полетах.

Клиническая дозиметрия. Клиническая дозиметрия находит применение при лучевой терапии и радиодиагностике, являющейся по существу источником развития все современной дозиметрии.

Дозиметрия в радиобиологии. Дозиметрия в радиобиологии проводит исследования воздействия ионизирующего излучения на биологические системы, т.е. какие радиационно-химические реакции являются причиной превращений в облучаемой биосреде и какие молекулярные процессы определяют биологические радиационные эффекты.

Дозиметрия в радиационной технике. Крупномасштабное промышленное использование биологических и химических эффектов, вызываемых ионизирующим излучением, требует развития специальных методов дозиметрии в интенсивных полях излучения. Это лучевая стерилизация медприборов и препаратов, консервирование и пастеризация продуктов, стимуляция и подавление вызревания семян, радиационно-химический синтез, полимеризация и дополимеризация, облагораживание химических материалов, волокон и древесины, модификация полиэтилена и строительных материалов.

Внутриреакторная дозиметрия. Внутриреакторная дозиметрия занимается измерением потоков нейтронов и дозы гамма-излучения в реакторах и защитных сооружениях.

6.5. Характеристики поля фотонного излучения в защитных средах

6.5.1. Факторы накопления

Основные понятия и определения. Ослабление гамма-излучения в средах может изучаться в условиях узкого и широкого пучка. Под этими терминами понимаются физические условия проведения измерений или расчетов. Узкий пучок, означает, что имеются такие условия, при которых детектор регистрирует лишь первичное нерассеянное излучение источника, т.е. лишь те кванты, которые прошли защитную среду между источником и детектором, не испытав актов взаимодействия с атомами или электронами среды. Широкий пучок связан с условиями, при которых детектор наряду с первичным нерассеянным излучением регистрирует многократно рассеянное в среде излучение.

Экспериментально геометрия узкого пучка может быть достигнута путем коллимирования пучка системами диафрагм (рис.62), использования тонких цилиндров, помещенных в нерассеивающую среду и измерением спектра нерассеянного в среде излучения спектрметрическими методами (в последнем случае эксперимент обычно производится в геометрии широкого пучка).

При решении реальных задач защиты приходится иметь дело с широким пучком, в котором должны быть учтены как первичные, нерассеянные, так и многократно рассеянные гамма-кванты. На рисунке 63 представлены типичные для геометрии широкого пучка траектории гамма-квантов. В этой геометрии детектор будет регистрировать не только кванты, не взаимодействовавшие со средой (кванты 1), но и однократно (кванты 2) или многократно (кванты 3 или 4) рассеянные кванты. Некоторые кванты не достигают детектора из-за поглощения в веществе (кванты 5), из-за обратного рассеяния (кванты 6) или из-за иного направления за защитой (кванты 7 и 8).

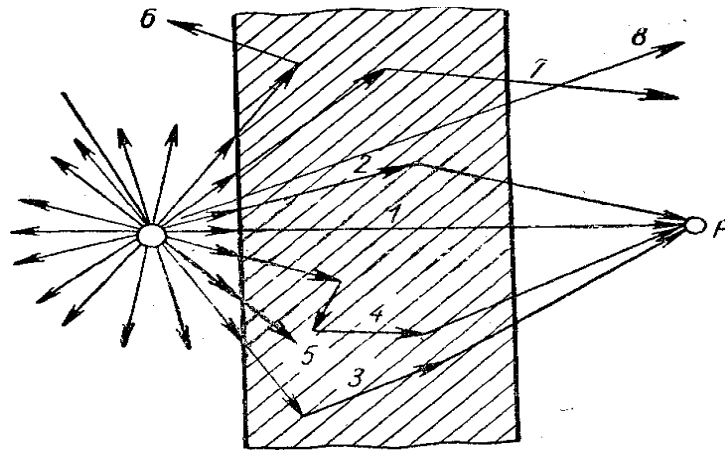


Рис. 62. Геометрия широкого пучка:
S – источник; d – поглощающий экран; P – детектор.

Следовательно, детектор будет регистрировать большее количество гамма-квантов, чем в геометрии узкого пучка (где он регистрирует только гамма-кванты 1). При этом наряду с нерассеянными он будет регистрировать многократно рассеянные кванты меньших энергий. Вклад этих квантов в суммарную плотность потока частиц, интенсивность или мощность дозы может оказаться при определенных условиях во много раз большим, чем вклад первичного (нерассеянного) излучения.

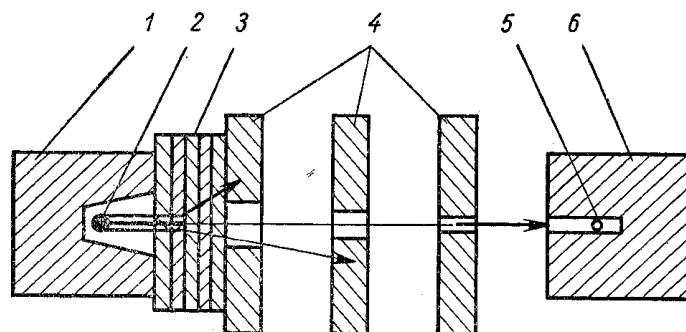


Рис. 61. Экспериментальное воспроизведение геометрии узкого пучка:
1 – контейнер; 2 – источник; 3 – поглощающий экран; 4 – диафрагмы-коллиматоры;
5 – детектор; 6 – защита детектора.

По отношению к первичному этот вклад многократно рассеянного излучения может быть учтен специальным множителем «В», называемым фактором накопления (от английских слов Build up factor).

Пусть D_0 и D_s – некоторые функции, описывающие поле излучения от нерассеянных и многократно рассеянных соответственно. Тогда фактор накопления В будет определяться соотношением:

$$B = \frac{D_0 + D_s}{D_0} = 1 + \frac{D_s}{D_0}.$$

Таким образом, фактор накопления характеризует кратность превышения характеристик поля нерассеянного плюс многократно рассеянного излучений над характеристиками поля нерассеянного излучения.

В простейшем случае (для точечного изотропного источника, помещенного в бесконечно протяженную однородную среду) фактор накопления зависит от энергии первичного

излучения E , расстояния от источника до детектора r (или толщины защиты d) и атомного номера среды Z . В более общем случае фактор накопления зависит от углового распределения гамма-излучения, геометрии источника и защиты, взаимного расположения источника, детектора и защиты. В зависимости от регистрируемого эффекта для определенного материала среды различают следующие виды факторов накопления:

- числовые (для плотности потока гамма-квантов);
- энергетические (для интенсивности гамма-квантов);
- дозовые (для экспозиционной дозы);
- поглощенной дозы (для поглощенной энергии).

Факторы накопления для бесконечных однородных сред. Числовые значения функций пространственно-энергетического распределения плотностей потоков $\Phi(E, r)$ в бесконечной среде определяются из решения кинетического уравнения (уравнения переноса энергии) методом моментов. Рассмотрим влияние на факторы накопления основных параметров: энергии источника E , расстояния от источника до детектора r или толщины защиты μd и атомного номера среды Z .

Факторы накопления во всех случаях возрастают с увеличением μd и уменьшением Z . В средах с низким атомным номером фактор накопления монотонно уменьшается с увеличением энергии гамма-квантов. Это объясняется уменьшением сечения комптоновского рассеяния с увеличением энергии. Для тяжелых материалов зависимость факторов накопления от энергии более сложная. При низких энергиях, где основным процессом взаимодействия является фотоэлектрический эффект, фактор накопления вначале возрастает с ростом энергии, достигает максимума в области около 2 МэВ , а затем уменьшается, что обусловлено возрастанием роли эффекта образования пар. По мере увеличения толщины защиты максимум сдвигается в сторону больших энергий, что связано с увеличением числа фотонов, рассеянных до энергии $E_{\text{мин}}$ (при которой коэффициент ослабления принимает наименьшее значение). Ошибка расчета факторов накопления для основной области спектра лежит в пределах 5–10%. При небольших энергиях в средах с низким атомным номером, а также на малых и очень больших толщинах ошибка наибольшая и превосходит $\pm 20\%$, а при экстраполяции на другие среды или геометрии источников ошибка может превосходить указанные величины.

Для многих задач, в частности при расчетах полей излучения за защитой от протяженных источников, а также при расчетах поля излучения внутри объемных источников, необходимо факторы накопления вводить в подынтегральное выражение, что существенно усложняет решение таких задач.

Факторы накопления для барьерной однородной защиты. Метод моментов, которым рассчитаны факторы накопления в бесконечной среде, для ограниченных сред неприменим. Наиболее эффективным методом расчета в данном случае является метод случайных испытаний, или метод Монте-Карло. Проведенные расчеты энергетических факторов накопления плоских мононаправленных источников позволяют вычислить отношение энергии рассеянного излучения в барьерной геометрии к подобной величине в бесконечной геометрии в виде коэффициентов.

Как правило, максимальное расхождение в факторах накопления наблюдается для низких энергий, низкоатомных сред и небольших толщин.

Факторы накопления для ограниченных однородных сред. При решении практических задач защиты нередко встречаются ограниченные (в том числе теньевые) защиты. Для точечных источников гамма-излучения ограниченных сред в виде цилиндров с радиусом « r » и длиной « d » и легких рассеивателей (вода, алюминий) отношение интенсивности рассеянного излучения для ограниченной и барьерной сред (в виде пластины) на выходе из защиты в точке детектирования рассчитываются по формулам приведенным в справочной литературе.

Факторы накопления для гетерогенных защит. Для некоторых источников (и прежде всего для атомных реакторов) защиту осуществляют в виде слоев, различных как по

толщине, так и по атомному номеру материала. Нахождение факторов накопления для таких гетерогенных сред является трудной задачей.

Спектрально-угловое распределение гамма-излучения за защитой. Для решения многих задач важно знать не только пространственную характеристику поля излучения за защитой (спектральное распределение, мощность экспозиционной дозы, интенсивность, плотность потока и т. д.), но и более детальные спектрально-угловые характеристики распределения излучения.

Знание углового распределения рассеянного излучения на границе среды необходимо, например, при расчете факторов накопления ограниченных источников или ограниченных защит для точек, удаленных от поверхности защиты. Вследствие различных законов ослабления рассеянного и нерассеянного излучения, выходящего из защиты, в указанных случаях фактор накопления при удалении от поверхности защиты уменьшается. Данные по угловому распределению излучений на поверхности защиты являются также исходными при решении многих задач прохождения излучений через неоднородности в защите и т. д.

Информация по спектрально-угловому распределению гамма-излучения на границе среды получена экспериментально и расчетами методом Монте-Карло для точечного изотропного, плоского мононаправленного и плоского изотропного источников. Последние два типа источников по угловым распределениям представляют два предельных распределения, между которыми практически заключены все другие виды угловых распределений излучений плоских источников.

Точечный изотропный источник ($\theta > 10^\circ$). Спектрально-угловое распределение интенсивности излучения для точечных изотропных источников на границе среды и геометрия рассмотренной задачи показана на рис.64, а схема экспериментальной установки – на рисунке 65.

Коллимированный детектор перемещался по окружности радиусом R с центром в точке O . Толщина среды d изменялась примерно от 1 до 5-10 длин свободного пробега; угол θ обычно изменялся в экспериментах от 5-10 до 75° .

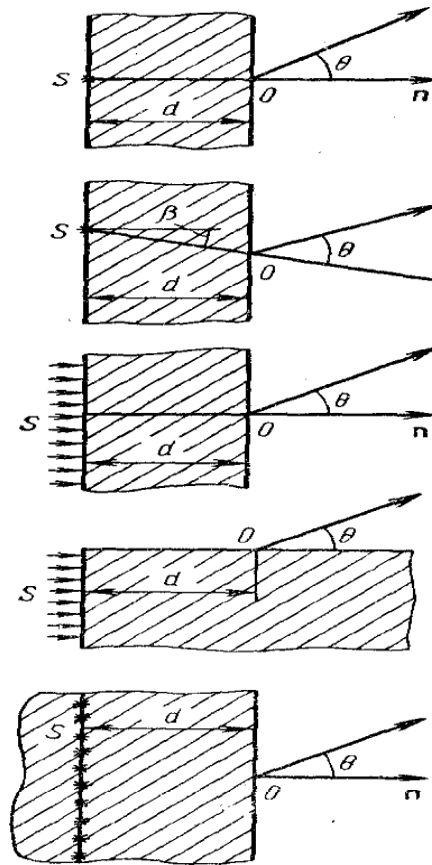


Рис. 64. Геометрия задач по изучению спектрально-углового распределения рассеянного гамма-излучения.

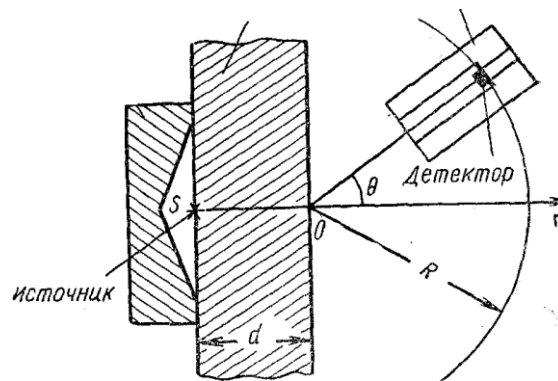


Рис. 65. Схема экспериментальной установки с точечным изотропным источником по изучению спектрально-углового распределения рассеянного гамма-излучения.

Общими для всех рассмотренных задач явились следующие закономерности формирования спектрального распределения интенсивности рассеянного излучения:

– энергетические распределения интенсивности рассеянного излучения во всех случаях имеют максимум, энергия которого расположена вблизи энергии гамма-квантов, однократно рассеянных на угол θ . Максимум обусловлен однократно рассеянными на угол θ и многократно рассеянными на малые углы гамма-квантами. Роль этого максимума в спектральном распределении возрастает с увеличением Z и уменьшением угла θ .

– для легких сред в области низких энергий имеется второй максимум, появление которого связано с малым фотоэлектрическим поглощением в легких средах. Положение этого максимума зависит от соотношения сечений фотоэлектрического поглощения τ и компто-

новского рассеяния;

– в спектральном распределении имеются гамма-кванты, энергия которых превышает энергию однократного рассеяния на угол θ . Появление этих квантов обусловлено многократным рассеянием на тот же угол θ ;

– форма угловых и энергетических распределений интенсивности рассеянного излучения слабо изменяется с изменением толщины среды.

Большой круг задач для своего решения требует знания углового распределения интенсивности излучения. Проведенные исследования показали, что угловое распределение интенсивности рассеянного гамма-излучения в единицу телесного угла в направлении θ , отсчитываемом от нормали к поверхности.

Определяющую роль в формировании поля рассеянного гамма-излучения за защитой в точке «0» играют фотоэлектрическое поглощение и комптоновское рассеяние. В зависимости от энергии гамма-излучения источника изменяется вероятность этих процессов.

6.5.2. Альbedo гамма-излучения

Для решения многих задач физики защиты и радиационной техники необходимо знание не только нерассеянного, но и рассеянного излучения, в том числе и **обратно рассеянного (альbedo)**. Альbedo в переводе с латинского языка означает «белизна». Понятие альbedo связано со свойствами «белого» тела отражать излучение. В оптике величина альbedo показывает, какую часть падающего света отражает данная поверхность, в ядерной физике и радиационной технике альbedo характеризует отражение ионизирующих излучений от рассеивающих тел.

Информация по обратному рассеянию необходима для расчета поля излучения от незащищенных источников в ограниченных помещениях, при решении задач прохождения излучений через неоднородности в защите (щели, каналы, лабиринты и т. д.), распространения излучений вдоль границы раздела двух сред, при расчетах теневых защит, для оценки вклада рассеянного излучения в показания приборов при проведении градуировочных работ, при проектировании технологических процессов, приборов и установок, осуществленных на принципе отраженного излучения, и т. д.

Основные понятия и определения. В наиболее общем виде поле обратно рассеянного излучения определяется энергией, угловым распределением излучения и геометрией источника, формой, составом и толщиной рассеивателя, взаимным расположением источника, рассеивателя и точки детектирования, а также граничащей с рассеивателем средой, в которой находятся источник излучения и детектор.

Ниже рассмотрим случай, когда рассеиватель находится в воздухе (поглощением в воздухе будем пренебрегать).

Если критерием классификации выбрать характеристику источника, то для наиболее важной полубесконечной геометрии рассеивателя можно указать следующие три основных часто встречающихся варианта задач:

– на рассеиватель под произвольным углом θ_0 падает гамма-излучение точечного мононаправленного источника (тонкого луча) (рис. 67):

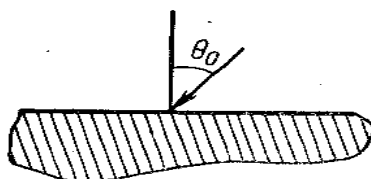


Рис. 67. Альbedo точечного мононаправленного источника.

– на рассеиватель под произвольным углом θ_0 падает гамма-излучение бесконечного плоского мононаправленного источника (рис. 68,а);

– на некотором расстоянии от рассеивателя находится точечный изотропный источник (рис. 68,б)

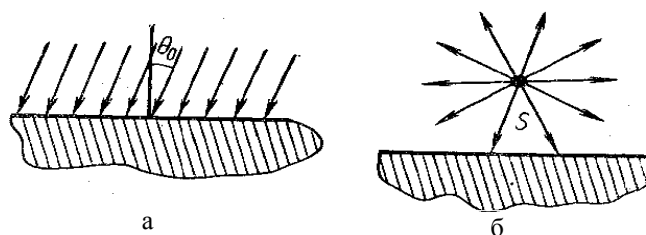


Рис. 68. Геометрии задач отражения гамма-излучения от полубесконечных рассеивателей.

Наиболее элементарной является первая задача, так как по полю обратного рассеяния тонкого луча при помощи преобразований можно сформировать поле отраженного излучения и для других поверхностных источников (рис. 69).

В самом деле, информация для любого произвольного источника может быть получена, если определить его поле как суперпозицию полей тонкого луча по угловому распределению излучения источника и по пространству, ограничивающему его размеры.

Поэтому дадим основные определения применительно к задаче обратного рассеяния тонкого луча; для других задач определения могут быть сформулированы аналогичным образом.

Наиболее подробная информация о поле обратного рассеяния задается дифференциальными характеристиками альбедо.

Под **дифференциальным альбедо тонкого луча**, гамма-излучение которого с энергией E падает на полубесконечный рассеиватель в точку в начале координат под углом θ_0 к нормали (рис.69), будем понимать отнесенную к одному падающему гамма-кванту **вероятность выхода из рассеивателя вторичного гамма-излучения через единичную площадку вблизи точки с координатами $(x, y, z = 0)$ с энергией E' на единичный интервал энергии в единичный телесный угол в направлении (θ, ϕ) .**

Обозначим эту величину $a(E, \theta_0; E', \theta, \phi, x, y)$. Угол θ обычно называется полярным, ϕ – азимутальным.

Под вторичным гамма-излучением в определении дифференциального альбедо понимается как однократно или многократно обратно рассеянное гамма-излучение источника, так и собственно вторичное гамма-излучение (аннигиляционное, тормозное, флуоресцентное излучения).

Площадку, через которую вторичное гамма-излучение покидает рассеиватель, называют областью рассеяния или **рассеивающим пятном**. Эта область всегда больше площадки, образуемой пересечением пучка с поверхностью рассеивателя.

Геометрическими размерами рассеивающего пятна для многих задач можно пренебречь, считая, что обратно рассеянное излучение покидает рассеиватель в той же области, где оно входит в него. Это предположение в эксперименте справедливо, когда максимальные линейные размеры области рассеяния значительно меньше расстояния до точки детектирования. В этих задачах достаточно знать величину, которую называют дифференциальным спектральным альбедо (спектрально-угловое распределение обратно рассеянного излучения).

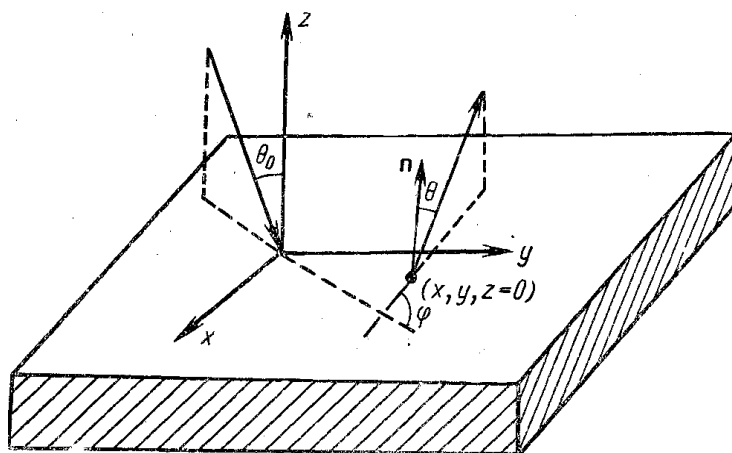


Рис. 69. К определению понятия дифференциального альbedo тонкого луча гамма-излучения.

Для решения практических задач вводятся также следующие дифференциальные характеристики альbedo:

- дифференциальное числовое альbedo (угловое распределение числа обратно рассеянных квантов);
- дифференциальное энергетическое альbedo (угловое распределение обратно рассеянной энергии);
- дифференциальное дозовое альbedo (угловое распределение обратно рассеянной дозы).

Важно заметить, что дозовое токовое альbedo по существу не является отношением экспозиционной дозы отраженного гамма-излучения к экспозиционной дозе падающих на рассеиватель гамма-квантов, так как доза является потоковой величиной.

Часто для плоского мононаправленного источника обратное рассеяние характеризуют величиной фактора накопления при отражении, который представляет собой потоковое интегральное альbedo плюс единица.

Таким образом, для полной характеристики величины альbedo следует всегда четко оговаривать условия, для которых определена эта величина. Среди условий необходимо отмечать, токовая или потоковая приводится характеристика, дифференциальная или интегральная, спектральная, числовая, энергетическая или дозовая; необходимо указывать геометрию и угловое распределение излучения источника, компоновку отражателя и геометрию системы.

Отметим, что при помощи преобразований можно показать, что дифференциальное альbedo плоского мононаправленного источника совпадает с дифференциальным альbedo тонкого луча, когда эффективными размерами рассеивающего пятна на поверхности рассеивателя для тонкого луча можно пренебречь.

Основные закономерности процесса рассеяния. Определяющую роль в механизме образования рассеянного излучения в веществе играет комптоновский процесс, а при энергиях квантов $E > 2 \text{ Мэв}$ – образование пар. Вероятность выхода рассеянного излучения назад определяется в основном комптоновским рассеянием и фотоэлектрическим поглощением. В зависимости от условий задачи изменяются соотношения между процессами, формирующими обратное рассеяние, а вместе с ними изменяются и величины альbedo.

Рассмотрим основные закономерности формирования поля обратного рассеяния на примере отражения гамма-излучения тонкого луча, так как другие источники могут быть рассмотрены как суперпозиция тонких лучей. Иными словами, рассмотрим дифференциальные характеристики альbedo тонкого луча гамма-излучения.

Спектральное распределение, как и другие характеристики обратного рассеянного излучения, определяется условиями конкретной задачи. Однако во всех случаях в спектре рас-

сеянного излучения, как правило, наблюдаются два компонента, соответствующие однократному и многократному рассеянию в данный телесный угол. Энергия жесткого компонента определяется однократным комптоновским рассеянием на заданный угол рассеяния θ_S .

Средняя энергия гамма-квантов мягкого компонента обычно в несколько раз меньше. Соотношение интенсивностей этих компонентов различно для разных условий задачи. Так, с увеличением порядкового номера вещества рассеивателя Z вклад в общую интенсивность мягкого компонента уменьшается вследствие увеличения сечения фотоэффекта пропорционально $Z^4 - Z^5$ по сравнению с увеличением сечения комптоновского рассеяния пропорционально « Z ».

Нижняя граница энергии многократно рассеянных квантов определяется фотоэффектом.

При высоких энергиях гамма-квантов ($E > 3Mэв$) для спектрального распределения существенно появление гамма-квантов аннигиляции, которые определяют соответствующий пик в спектральном распределении. Однако часто этот пик сливается с распределением многократно рассеянных гамма-квантов.

Зависимость от угла падения. С увеличением угла падения « θ_0 » для любого фиксированного направления отражения возрастает величина дифференциального альbedo. Это объясняется следующими физическими обстоятельствами: во-первых, при увеличении угла « θ_0 » уменьшается расстояние от места рассеяния до отражающей поверхности примерно пропорционально « $\cos\theta_0$ », т. е. уменьшается путь, проходимый рассеянным квантом до выхода из рассеивателя; во-вторых, при увеличении угла « θ_0 » для данного θ_S уменьшается угол рассеяния « θ_S » и, следовательно, возрастают вероятность комптоновского рассеяния (исключая область низких энергий) и энергия рассеянных гамма-квантов. Это также увеличивает вероятность того, что квант достигнет поверхности отражателя, не поглотившись.

Зависимость от угла отражения. Характер угловой зависимости интенсивности обратно рассеянного излучения определяется конкуренцией двух процессов. С одной стороны, для данного угла падения θ_0 вероятность рассеяния и жесткость рассеянных гамма-квантов возрастают с уменьшением угла рассеяния, с другой стороны, при этом возрастает путь, проходимый рассеянным излучением в веществе, и, следовательно, вероятность поглощения, которое тем больше, чем больше порядковый номер материала рассеивателя. Поэтому угловое распределение обратно рассеянного излучения носит анизотропный характер.

При нормальном падении гамма-излучения мононаправленных источников на полубесконечный рассеиватель количество обратно рассеянного излучения монотонно убывает с увеличением полярного угла отражения по закону, близкому к $\cos \theta$. При наклонном падении гамма-излучения наибольшая интенсивность отраженного излучения наблюдается по направлениям, составляющим небольшие углы с направлением падающего излучения.

При существенном вкладе аннигиляционных гамма-квантов в полную величину альbedo форма углового распределения определяется суперпозицией угловых распределений комптоновского и аннигиляционного излучений.

Зависимость от энергии гамма-излучения источника. При увеличении энергии гамма-излучения источника в диапазоне от нескольких десятков килоэлектронвольт до 10 Мэв для легких рассеивателей наблюдается уменьшение дифференциального альbedo. Для рассеивателей со средними и большими значениями порядковых номеров Z в области низких энергий за счет фотоэффекта происходит уменьшение альbedo при уменьшении энергии. Характерно также и то, что при увеличении энергии гамма-излучения выше порога эффекта образования пар необходимо учитывать вклад в поле радиации аннигиляционного излучения. За счет аннигиляционных квантов величина альbedo для рассеивателей со средними и большими значениями порядковых номеров Z может возрастать с увеличением энергии при $E > 4-5 Mэв$. Отметим, что при увеличении энергии гамма-излучения источника увеличивается угловая анизотропия дифференциального альbedo.

Зависимость от порядкового номера материала рассеивателя. В диапазоне энергий E до 3 Мэв наблюдается уменьшение дифференциального альbedo при увеличении Z вследствие возрастания фотоэлектрического поглощения рассеянных квантов. Для E намного больших 3 Мэв и малых Z идет медленный спад величины дифференциального альbedo с увеличением E ; для больших Z может наблюдаться рост альbedo за счет аннигиляционных квантов.

Зависимость от толщины отражателя. Большая часть обратно рассеянных квантов отражается в достаточно тонком поверхностном слое вещества.

При увеличении толщины отражателя « d » величина альbedo монотонно растет по закону $(1 - e^{-d/b})$, где b — константа, и начиная с толщины 1–2 длины свободного пробега в направлении движения первичных квантов достигает постоянного предельного значения. Для данного угла падения первичного излучения « θ_0 » толщина предельного слоя, отсчитываемая по нормали к поверхности, связана с длиной свободного пробега « λ » примерно соотношением: $\lambda_{\text{пред}} = 2 \lambda \cos \theta_0$.

Количественная информация. Имеется большое количество работ, посвященных изучению дифференциальных и интегральных характеристик альbedo. Наиболее подробная информация о дифференциальном альbedo рассчитывается методом Монте-Карло.

Обилие получаемой информации при изучении обратного рассеяния заставило исследователей усиленно искать пути обобщения и сжатого представления результатов исследований. Наиболее широко применяются следующие методы определения альbedo:

- полуэмпирическая формула;
- эмпирическая формула;
- метод экономии исследований.

6.6. Защита от ионизирующего излучения

6.6.1. Классификация защит

Защитой называют любую среду (материал), располагаемую между источником и зоной размещения персонала или оборудования для уменьшения потоков ионизирующего излучения.

Защиту принято классифицировать по следующим признакам: **назначению, типу, компоновке и геометрии.**

Назначение защиты: уменьшение дозы облучения персонала до предельно допустимых уровней (**биологическая защита**), уменьшение степени радиационных повреждений различных объектов, подвергающихся облучению, до допустимых уровней (**радиационная защита**) и снижение радиационного энерговыделения в защитных композициях до допустимых уровней (**тепловая защита**).

Классификация защиты по типу:

- **сплошная** защита – полностью окружает источник излучения;
- **раздельная** защита – состоит из **первичной**, окружающей источник излучения (например, активную зону ядерного реактора), и **вторичной**, предназначенной для защиты от источников излучения, находящихся между ней и первичной защитой (например, система теплоносителя ядерного реактора);
- **теньевая** защита – размещается между источником излучения и защищаемой областью, размеры которой определяются "тенью", "отрабатываемой" защитой;
- **частичная** защита – ослабленная защита в направлениях с повышенными допустимыми уровнями облучения (например, для областей ограниченного доступа персонала).

По компоновке защита классифицируется:

- **гомогенная** защита – состоит из одного материала;
- **гетерогенная** защита – состоит из набора различных материалов.

Форма внешней поверхности защиты наиболее часто бывает: **плоской, цилиндрической и сферической.**

Геометрия защиты подразделяется на: **бесконечную, полубесконечную, барьерную и ограниченную.**

Критерием для классификации защит обычно служит геометрия защиты и взаимное расположение защиты, источника и детектора.

Часто встречающиеся варианты защитных экранов рассмотрены на примере гомогенной защиты и точечного изотропного источника. Очевидно, общность рассмотрения не изменится для гетерогенных защит и источников других форм, размеров и угловых распределений.

Бесконечная защита (рис.70). Источник S и детектор D погружены в бесконечную защитную среду. Критерием бесконечности является то, что окружение защитной среды дополнительным материалом произвольной толщины, состава и плотности не изменяет характеристик поля излучения, измеряемых детектором. В практических расчетах принимается, что условие бесконечности выполняется, если источник и детектор находятся в среде и расстояния от границ до источника и детектора составляют 4–6 длин свободного пробега для начальной энергии излучения.

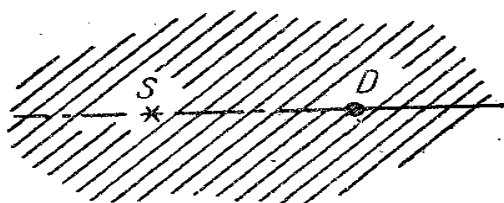


Рис. 70. Бесконечная защита.

Полубесконечная защита (рис.71). Защитная среда полубесконечна в направлении источник – детектор с бесконечными поперечными размерами. Под поперечными понимаются размеры в плоскости, перпендикулярной прямой источник – детектор.

В полубесконечной защите возможны два случая:

- источник помещен на границе среды, детектор – в среде;
- источник помещен в среде, детектор находится на границе среды.

Физическое отличие полубесконечной защиты от бесконечной состоит в том, что при геометрии нет обратно рассеянного излучения от заднего по отношению к источнику полупространства или нет обратно рассеянного излучения от заднего по отношению к детектору полупространства.

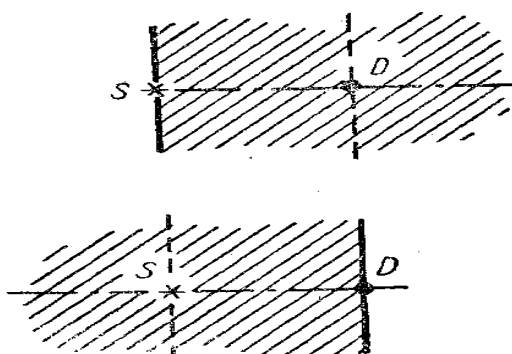


Рис. 71. Полубесконечная защита.

В обеих геометриях показания детекторов, измеряющих характеристики поля, будут меньше, чем соответствующие показания для бесконечной защиты в геометрии (рис.72).

Барьерная защита (рис.72,а). Источник (S) и детектор (D) расположены по разные стороны защитного слоя с бесконечными поперечными размерами.

Ограниченная защита (рис. 72,б). Если хотя бы один из поперечных размеров защиты не может считаться бесконечным, то защита называется ограниченной. К этой относятся и теньевые защиты, представляющие собой ограниченные барьерные среды.

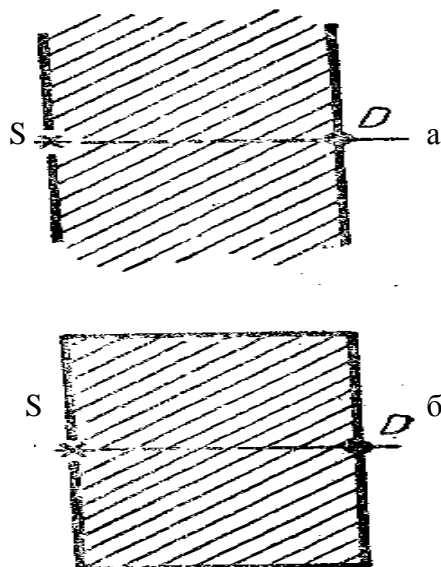


Рис.72. Барьерная (а) и ограниченная защита (б).

Изменения в геометрии защиты при фиксированных других параметрах влияют лишь на рассеянное излучение, так как вклад в показание детектора нерассеянных частиц зависит только от количества вещества, находящегося на прямой источник–детектор. Наибольшее значение регистрируемой величины излучения, обусловленной рассеянными частицами, будет иметь место в бесконечной геометрии, несколько меньшим – в полубесконечной среде, еще меньшим – в барьерной геометрии, минимальным – в ограниченной среде.

6.6.2. Основные методы и способы защиты от ионизирующих излучений

Методы и средства индивидуальной защиты. В состав основного комплекта средств индивидуальной защиты входит: спецбелье, носки, комбинезон или костюм (куртка и брюки), спецобувь, шапочка или шлем, перчатки, полотенце и носовые платки разовые, средства защиты органов дыхания.

Для приема пищи используется специальное помещение, изолированное от рабочих помещений оборудованное умывальником.

Для работы с эманулирующими и летучими радиоактивными веществами должна быть постоянно действующая система вентиляции с фильтрами.

Помещения для хранения и выдачи спецодежды размещаются в чистой зоне.

Обязателен пункт радиометрического и дозиметрического контроля (между душевой и гардеробной).

Основные **методы защиты** от ионизирующих излучений:

- химическая;
- физическая: применение различных экранов, ослабляющих материалов и т. п.;
- биологическая: представляет собой комплекс репарирующих энзимов и др.

Основными **способами защиты** от ионизирующих излучений являются:

- защита расстоянием;
- защита временем;
- защита экранированием.

В практических задачах для расчета толщины защитных материалов используют значение слоев полуослабления, которые приводятся в справочной литературе.

В таблице 13 указан слой полуослабления гамма-излучения для некоторых материалов.

Таблица 13. Слои полуослабления гамма-излучения для некоторых материалов.

Материал защиты	Слой половинного ослабления, см	Плотность, г/см ³	Масса 1 кв.см слоя половинного ослабления, г
Свинец	1,0	11,3	12
Бетон	6,1	3,33	20
Сталь	2,5	7,86	20
Слежавшийся грунт	9,1	1,99	18
Вода	18,0	1,00	18
Древесина	29,0	0,56	16
Обедненный уран	0,2	1,1	4
Воздух	15000	0,0012	18

Химическая защита от ионизирующего излучения – это ослабление результата воздействия излучения на организм при условии введения в него химических веществ, называемых **радиопротекторами**.

Защита от альфа-и бета-источников. Для определения толщины защитного слоя от альфа-излучения необходимо знать пробег альфа-частиц в данном веществе. В воздухе путь альфа-частицы с энергией 5,5 МэВ составляет 4 см. Тем не менее, при энергии более 7,5 МэВ пробег альфа-частицы в биоткани может превысить толщину слоя эпидермиса кожи (70мкм) и достичь чувствительных клеток базального слоя. Таким образом, **для защиты от внешних потоков альфа-излучения** достаточно тонких защитных экранов: **тонкий слой фольги, листа писчей бумаги, хирургических перчаток и т.п.**

Основная проблема здесь возникает при работе с открытыми альфа-излучателями. В этом случае необходима защита внешней среды от загрязнения ее радиоактивными веществами и предотвращения их попадания внутрь организма (спецодежда, защитное оборудование).

Защита от бета-излучения в диапазоне энергий радионуклидных источников связана с определением их наибольшего пробега в защитной среде. Главная задача состоит в защите от вторичного тормозного излучения, выход которого зависит от энергии бета-частиц и атомного номера защитной среды. В связи с этим, в качестве материала для защитных экранов используют материалы с малым атомным номером: **текстолит, эбонит, плексиглас, полистирол, алюминий, стекло или многослойные материалы, состоящие из веществ с разным атомным номером** (просвинцованное стекло или резиновые перчатки).

При работе с открытыми бета-излучателями также необходима защита внешней среды от загрязнения ее радиоактивными веществами и предотвращения их попадания внутрь организма (спецодежда, защитное оборудование).

Для защиты от гамма-излучения применяют материалы с большим атомным номером: свинец, железо, вольфрам, чугун и т.п. Для защиты от нейтронного излучения применяют водородосодержащие материалы: вода, парафин, бетон, полиэтилен, пластмассы и т.п.

Защитный контейнер (З.к.). – устройство для временного хранения или транспортировки радиоактивных веществ, обеспечивающее безопасность обслуживающего персонала в пределах принятых норм. Конструктивно З. к. обычно выполняется в виде свинцовой камеры, облицованной сталью, или стальной камеры (рис.73). В торцовой части З. к. имеется герметичная пробка или крышка. Для отвода тепла, выделяющегося в свинце при поглощении излучения, в некоторых З. к. предусматривается водяное или воздушное охлаждение. Лёгкие лабораторные З. к. выполняют переносными или на поворотных роликах. Специальные тяжёлые З. к. для транспортировки выгоревших топливных элементов ядерных реакто-

ров монтируют на передвижных платформах.

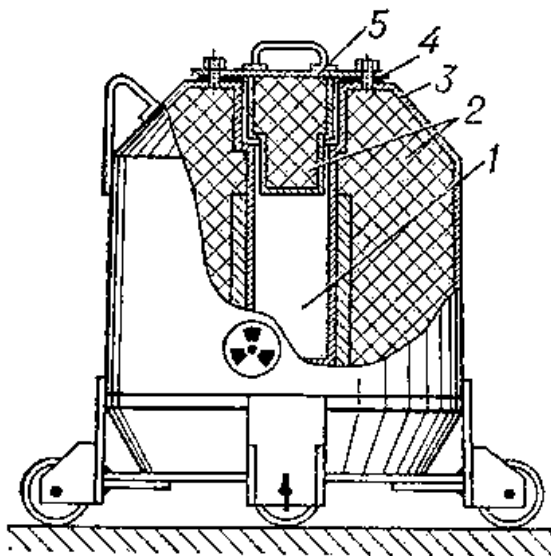


Рис.73. Герметичный защитный контейнер: 1 – камера для радиоактивных веществ; 2 – радиационная защита (свинец); 3 – стальной кожух; 4 – прокладка; 5 – крышка.

Защита от гамма-и нейтронного-излучений, выбор материалов для защиты от всех видов излучений, химический метод защиты и основы противорадиационного питания, методы и способы дезактивации, защитное оборудование, а также методы расчета защит временем, расстоянием и защитными экранами подробно рассмотрены в следующих разделах учебно-методического комплекса.

ОСНОВНЫЕ ТЕРМИНЫ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ

Виды ионизирующих излучений

ионизирующее излучение: Излучение, взаимодействие которого со средой приводит к образованию ионов разных знаков.

непосредственно ионизирующее излучение: Излучение, состоящее из заряженных частиц, кинетическая энергия которых достаточна для ионизации при столкновении с атомами вещества.

косвенно ионизирующее излучение: Излучение, состоящее из незаряженных частиц, взаимодействие которых со средой приводит к возникновению заряженных частиц, способных непосредственно вызвать ионизацию.

моноэнергетическое ионизирующее излучение: Излучение, состоящее из фотонов одинаковой энергии или частиц одного вида, имеющих одинаковую кинетическую энергию.

немоноэнергетическое ионизирующее излучение: Излучение, состоящее из фотонов различной энергии или частиц одного вида, имеющих различную кинетическую энергию.

смешанное ионизирующее излучение: Излучение, состоящее из частиц различного вида или из частиц и фотонов.

направленное ионизирующее излучение: Излучение с выделенным направлением распространения.

изотропное ионизирующее излучение: Излучение, все направления распространения которого равноценны.

непрерывное излучение: Излучение, длительность которого больше времени наблю-

дения.

непрерывное излучение: Излучение, длительность которого больше времени наблюдения.

импульсное излучение: Излучение, длительность которого много меньше времени наблюдения.

фотонное излучение: Электромагнитное косвенно ионизирующее излучение.

гамма-излучение: Фотонное излучение, возникающее в процессе ядерных превращений или при аннигиляции частиц.

рентгеновское излучение: Фотонное излучение, состоящее из тормозного и характеристического излучений.

тормозное излучение: Фотонное излучение с непрерывным энергетическим спектром, возникающее при уменьшении кинетической энергии заряженных частиц.

характеристическое излучение: Фотонное излучение с дискретным энергетическим спектром, возникающее при изменении энергетического состояния электронов атома.

альфа-излучение: Корпускулярное излучение, состоящее из альфа-частиц, испускаемых в процессе ядерных превращений.

бета-излучение: Корпускулярное излучение, состоящее из отрицательно заряженных электронов или позитронов, возникающее при радиоактивном распаде ядер.

фон (ионизирующего излучения): Ионизирующее излучение, состоящее из естественного радиационного фона и ионизирующего излучения посторонних источников излучения.

Физические величины

активность радионуклида в источнике; A : Отношение числа спонтанных ядерных переходов dN из определенного энергетического состояния ядра радионуклида в источнике за интервал времени dt , к этому интервалу

$$A = \frac{dN}{dt},$$

единица: Бк.

удельная активность радионуклида в источнике; A_m : Отношение активности радионуклида A в источнике к массе источника m

$$A = \frac{A}{m},$$

единица: Бк·кг⁻¹.

объемная активность радионуклида в источнике; A_V : Отношение активности радионуклида A в источнике к объему источника V

$$A_V = \frac{A}{V},$$

единица: Бк·м⁻³.

поверхностная активность радионуклида в источнике A_S : Отношение активности радионуклида A в плоском источнике к площади источника S

$$A_S = \frac{A}{S},$$

единица: Бк·м⁻².

Примечание - Неактивные части подложки источника в площадь S не включают.

поток частиц [фотонов]; N : Отношение числа частиц [фотонов] dN , пересекающих

заданную поверхность за интервал времени dt , к величине этого интервала,

$$N = \frac{dN}{dt},$$

единица: с^{-1} .

плотность потока частиц [фотонов]; φ : Отношение числа частиц [фотонов] dN , пересекающих заданную поверхность за интервал времени dt , к площади этой поверхности dS и величине временного интервала

$$\varphi = \frac{dN}{dS \cdot dt},$$

единица: $\text{м}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$.

внешнее излучение источника нейтронов [поток нейтронов]; N_n : Отношение полного числа нейтронов dN , испускаемых источником за интервал времени dt , к величине этого интервала

$$N_n = \frac{dN}{dt},$$

единица: с^{-1} .

экспозиционная доза фотонного излучения; X : Отношение суммарного заряда dQ всех ионов одного знака, созданных в воздухе при условии, когда все электроны и позитроны, освобожденные фотонами в элементарном объеме воздуха с массой dm , полностью остановились в воздухе, к массе воздуха в этом объеме

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

единица: $\text{Кл} \cdot \text{кг}^{-1}$.

керма; K : Отношение суммы первоначальных кинетических энергий всех заряженных ионизирующих частиц dE_{tr} возникающих под действием косвенно ионизирующего излучения в элементарном объеме специального вещества, к массе dm этого вещества

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm},$$

единица: $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1}$.

Специальное название единицы кермы - грей (Гр).

Примечания – 1. В качестве специального вещества применяют: воздух – для фотонного излучения; биологическую ткань – для косвенно ионизирующих излучений, используемых в медицине и биологии; любой подходящий материал – при изучении радиационных эффектов.

2. Для ионизирующего излучения, состоящего из незаряженных частиц, распределенных по энергиям,

$$K = \int \Phi_E \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) dE,$$

где Φ_E - распределение флюенса незаряженных частиц по энергиям в диапазоне от E до $E+dE$;

$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ - массовый коэффициент передачи энергии в материале для незаряженных частиц с энергией E .

поглощенная доза; D : Отношение средней энергии dE , переданной ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме, к массе dm вещества в этом объеме

$$D = \frac{dE}{dm},$$

единица: $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1}$.

Специальное название единицы поглощенной дозы - грей (Гр).

Энергетические характеристики излучения

энергия излучения; R : Энергия частиц, испущенная, переданная или полученная частицами, исключая энергию покоя, единица: Дж.

энергия передачи; ε_i : Энергия, сообщенная веществу при одном акте взаимодействия i частицы с веществом, равная разности энергии падающей частицы ε_{ax} , исключая энергию покоя, и суммы энергий всех ионизирующих частиц, покидающих локальную область взаимодействия $\varepsilon_{вых}$, плюс изменение энергий покоя Q ядер и всех элементарных частиц при любых превращениях, имевших место при данном взаимодействии

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{ax} - \varepsilon_{вых} + Q,$$

где $Q > 0$ при уменьшении энергии покоя,

$Q < 0$ при увеличении энергии покоя,

единица: Дж.

переданная энергия; ε : Энергия, переданная веществу в данном объеме, равная сумме энергий передач ε_i всех актов взаимодействия частиц с веществом в этом объеме

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i,$$

единица: Дж.

средняя переданная энергия; $\bar{\varepsilon}$: энергия, переданная веществу в данном объеме, равная энергии излучения R_{ax} всех заряженных и незаряженных ионизирующих частиц, которые входят в данный объем, минус энергия излучения $R_{вых}$ всех заряженных и незаряженных частиц, которые покидают данный объем, плюс сумма $\sum Q$ всех изменений [превращений] энергий, связанных с массой покоя ядер и элементарных частиц, в процессе ядерных превращений, происходящих в данном объеме

$$\bar{\varepsilon} = R_{ax} - R_{вых} + \sum Q$$

где $Q > 0$ при уменьшении энергии покоя,

$Q < 0$ при увеличении энергии покоя;

единица: Дж.

линейная передача энергии [ЛПЭ]; L_A : Отношение энергии dE , локально переданной среде заряженной частицей вследствие столкновения на элементарном пути dl , к длине этого пути

$$L_A = \left(\frac{dE}{dl} \right)_A,$$

единица: Дж.

Примечание – Выражение «энергия, локально переданная среде» означает, что в акте взаимодействия частицы с веществом передается энергия, не превышающая некоторого определенного значения A .

удельная энергия (переданная); z : Отношение энергии ε , переданной веществу массой m , к массе этого вещества

$$z = \frac{\varepsilon}{m},$$

единица: Дж·кг⁻¹.

поток энергии; R : Отношение изменения энергии излучения dR за интервал времени dt к величине этого интервала

$$R = \frac{dR}{dt},$$

единица: Вт.

флюенс энергии; ψ : Отношение энергии излучения dR , падающей на сферу с площадью поперечного сечения dS , к площади этого сечения

$$\psi = \frac{dR}{dS},$$

единица: Дж·м⁻².

плотность потока энергии; $\dot{\psi}$: Отношение изменения флюенса энергии $d\psi$ за интервал времени dt к величине этого интервала

$$\dot{\psi} = \frac{d\psi}{dt} = \frac{d^2R}{dS \cdot dt},$$

единица: Вт·м⁻².

линейный коэффициент передачи энергии; μ_{tr} : Отношение доли падающей энергии $\frac{dR_{tr}}{R}$ косвенно ионизирующего излучения, которая преобразуется в кинетическую энергию заряженных частиц при прохождении элементарного пути dl в веществе, к длине этого пути

$$\mu_{tr} = \frac{1}{dl} \frac{dR_{tr}}{R},$$

единица: м⁻¹.

массовый коэффициент передачи энергии; $\mu_{tr,m}$: Отношение линейного коэффициента передачи энергии μ_{tr} , к плотности вещества ρ , через которое проходит косвенно ионизирующее излучение

$$\mu_{tr,m} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \frac{dR_{tr}}{R},$$

единица: м²·кг⁻¹.

линейный коэффициент поглощения энергии; μ_{en} : Произведение линейного коэффициента передачи энергии μ_{tr} на разность между единицей и долей g энергии вторичных заряженных частиц, которая расходуется на тормозное излучение в этом веществе

$$\mu_{en} = (1-g)\mu_{tr}$$

единица: м⁻¹.

массовый коэффициент поглощения энергии; $\mu_{en,m}$ Отношение линейного коэффициента поглощения энергии μ_{en} к плотности вещества ρ , в котором произошла передача энергии

$$\mu_{en,m} = \frac{\mu_{en}}{\rho},$$

единица: м²·кг⁻¹.

энергетический спектр ионизирующего излучения; N_E : Распределение по энергиям с dE числа частиц [фотонов] dN с энергией E между E и $E + dE$

$$N_E = \frac{dN}{dE},$$

единица: Дж⁻¹.

средняя энергия бета-частиц: Средняя энергия бета-частицы на один акт распада данного нуклида, определяемая по энергетическому спектру бета-частиц.

граничная энергия бета-излучения: Наибольшая энергия бета-частиц в непрерывном спектре бета-излучения данного радионуклида.

эффективная энергия фотонного излучения: Энергия фотонов моноэнергетического фотонного излучения, относительное ослабление которого в поглотителе определенного состава и определенной толщины соответствует энергии фотонов рассматриваемого немонаэнергетического фотонного излучения.

слой половинного ослабления: Толщина слоя среды, ослабляющего направленное излучение в два раза.

коэффициент гомогенности: Коэффициент, равный отношению первого слоя половинного ослабления ко второму слою половинного ослабления.

Эквидозиметрия

средняя поглощенная доза в органе или ткани; $D_{T,R}$: Отношение поглощенной дозы D в элементе массы dm определенного органа или ткани человека к массе m_T этого органа или ткани

$$D_{T,R} = \frac{\int D dm}{m_T},$$

единица: Дж·кг⁻¹.

Специальное название единицы средней поглощенной дозы в органе или ткани - грей (Гр).

эквивалентная доза в органе или ткани ; $H_{T,R}$: Средняя поглощенная доза в органе или ткани $D_{T,R}$, умноженная на соответствующий взвешивающий коэффициент W_R для данного вида излучения

$$H_{T,R} = W_R D_{T,R}$$

единица: Дж·кг⁻¹.

Специальное название единицы эквивалентной дозы в органе или ткани - зиверт (Зв).

Примечание – При взаимодействии с органом или тканью различных видов излучения, отличающихся взвешивающими коэффициентами, эквивалентная доза определяется как сумма эквивалентных доз для этих видов излучения

$$H_T = \sum_R H_{T,R}$$

эквивалентная доза, ожидаемая при внутреннем облучении; $H_T(\tau)$: Эквивалентная доза за время τ , прошедшее после времени t_0 поступления радиоактивных веществ в организм

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t) dt,$$

где $H_T(t)$ - мощность эквивалентной дозы к моменту времени t в органе или ткани;

единица: Дж·кг⁻¹.

Специальное название эквивалентной дозы, ожидаемой при внутреннем облучении, – зиверт (Зв).

эквивалент дозы; H : Произведение поглощенной дозы D в точке ткани на средний коэффициент качества излучения Q , воздействующего на биологическую ткань в данной точке

$$H = \bar{Q}D,$$

единица: Дж·кг⁻¹.

Специальное название эквивалента дозы - зиверт (Зв).

мощность эквивалента дозы; H : Отношение приращения эквивалента дозы dH за интервал времени dt к величине этого интервала

$$H = \frac{dH}{dt},$$

единица: Зв·с⁻¹.

амбиентный эквивалент дозы [доза амбиентная]; $H^*(d)$: Эквивалент дозы, который был бы создан в шаре диаметром 30 см из тканеэквивалентного материала плотностью 1 г/см³ на глубине 10 мм от поверхности по радиусу, параллельному направлению излучения, но противоположно ему направленному, в поле излучения, идентичном рассматриваемому по составу, флюенсу и энергетическому распределению, но мононаправленном и однородном;

единица: Дж·кг⁻¹.

Специальное название амбиентного эквивалента дозы - зиверт (Зв).

мощность амбиентного эквивалента дозы [мощность амбиентной дозы]; $H^*(d)$: Отношение приращения амбиентного эквивалента дозы $dH^*(d)$ за интервал времени dt к величине этого интервала

$$H^*(d) = \frac{dH^*(d)}{dt},$$

единица: Зв·с⁻¹.

направленный эквивалент дозы [направленная доза]; $H'(d, \Omega)$: Эквивалент дозы, который был бы создан в шаре диаметром 30 см из тканеэквивалентного материала плотностью 1 г/см³ на глубине d , мм, от поверхности по радиусу, ориентированному в выбранном направлении Ω , в поле излучения, идентичном рассматриваемому по составу, флюенсу и энергетическому распределению, но однородном;

единица: Дж·кг⁻¹.

Специальное название направленного эквивалента дозы - зиверт (Зв).

индивидуальный эквивалент дозы [индивидуальная доза]; $H_p(d)$: Эквивалент дозы в мягкой биологической ткани, определяемый на глубине d , мм, под рассматриваемой точкой на теле;

единица: Дж·кг⁻¹.

Специальное название индивидуального эквивалента дозы – зиверт (Зв).

Источники ионизирующего излучения

радионуклидный источник: Радиоактивное вещество в определенном конструктивном оформлении – на подложке, в капсуле, ампуле, кювете.

радионуклидный радиометрический источник: Радионуклидный источник, предна-

значенный для использования в качестве меры активности, потока или плотности потока частиц или фотонов.

радионуклидный закрытый источник: Радионуклидный источник, конструкция которого гарантирует отсутствие загрязнения окружающей среды и оборудования при использовании его в предусмотренных условиях эксплуатации.

радионуклидный открытый источник: Радионуклидный источник, конструкция которого не исключает возможности загрязнения оборудования и окружающей среды.

радионуклидный точечный источник: Радионуклидный источник, линейными размерами активной части которого можно пренебрегать по сравнению с расстоянием до устройства, с помощью которого проводят измерения.

радионуклидный эталонный источник: Радионуклидный источник унифицированной конструкции, являющийся мерой одной или нескольких физических величин, предназначенный для передачи размера единиц однотипным источникам или для градуировки и поверки приборов.

эталонный раствор радионуклидов: Раствор радионуклида, применяемый как мера удельной активности радионуклида, унифицированная по номиналу, химическому составу, кислотности для обеспечения хранения и передачи размера единицы удельной активности.

радиометрический эталонный источник альфа-излучения: Закрытый радиометрический источник, унифицированной конструкции на металлической подложке стойким герметизирующим покрытием, являющийся мерой внешнего альфа-излучения, а в отдельных случаях мерой активности радионуклидов, предназначенный для поверки средств измерений.

радиометрический эталонный источник бета-излучения: Закрытый радиометрический источник унифицированной конструкции на металлической подложке стойким герметизирующим покрытием, являющийся мерой внешнего бета-излучения, а в отдельных случаях, мерой активности радионуклидов, предназначенный для поверки средств измерений.

радионуклидный эталонный источник специального назначения: Закрытый радионуклидный источник узкого целевого назначения, отличающийся от унифицированных источников, предназначенный для градуировки средств измерений при испытаниях.

спектрометрический эталонный источник гамма-излучения: Закрытый радионуклидный точечный источник унифицированной конструкции, предназначенный для использования в качестве меры активности радионуклидов, а с использованием табличных данных схем распада нуклида - в качестве меры потока фотонов определенной энергии.

объемный источник [проба, образец]: Непереработанная проба промышленной или окружающей среды или источник, имитирующий пробу среды.

радионуклидный дозиметрический источник фотонного излучения: Закрытый радионуклидный источник, предназначенный для использования в качестве меры мощности кермы в воздухе (мощности экспозиционной дозы) рентгеновского и/или гамма-излучения в установленной геометрии измерения.

радионуклидный дозиметрический источник бета-излучения: Закрытый радионуклидный источник, предназначенный для использования в качестве меры мощности поглощенной дозы бета-излучения в установленной геометрии.

устройство [источник], генерирующее ионизирующее излучение: Электрофизическое устройство, в котором ионизирующее излучение возникает за счет изменения скорости заряженных частиц, их аннигиляции или ядерных реакций.

радионуклидный источник нейтронов спонтанного деления: Радионуклидный источник нейтронов, в котором нейтроны образуются в результате актов спонтанного деления ядер радиоактивного препарата.

фотонейтронный радионуклидный источник нейтронов: Радионуклидный источник нейтронов, в котором нейтроны образуются в результате ядерных реакций взаимодействия гамма-излучения радиоактивного препарата с нерадиоактивным материалом мишени.

радионуклидный источник нейтронов [a-n]: Радионуклидный источник нейтронов,

в котором нейтроны образуются в результате ядерных реакций взаимодействия альфа-излучения радиоактивного препарата с нерадиоактивным материалом мишени.

Методы измерений ионизирующих излучений

метод счета ионизирующих частиц: Метод, основанный на измерении числа отдельных актов взаимодействия ионизирующих частиц с веществом чувствительного объема детектора.

метод $4\pi\alpha$ -счета: Метод измерения активности альфа-излучающих нуклидов в источнике, при котором источник альфа-излучения на тонкой электропроводящей пленке-подложке помещают внутрь чувствительного объема пропорционального газоразрядного 4π -счетчика.

метод α -счета в определенном телесном угле: Метод измерения активности источников альфа-излучающих нуклидов, осуществляемый в вакууме с помощью альфа-счетчика, регистрирующего частицы, испускаемые источником внутри телесного угла, заданного диафрагмой и расстоянием от входного окна счетчика до источника.

метод $4\pi\beta$ -счета: Метод измерения активности бета-излучающих нуклидов в источнике, при котором источник бета-излучения на тонкой электропроводящей пленке-подложке помещают внутрь чувствительного объема пропорционального газоразрядного 4π -счетчика.

метод 2π -счета в большом пропорциональном счетчике: Метод измерения внешнего излучения (потока частиц) альфа- или бета-источников с помощью пропорционального газоразрядного 2π -счетчика с большой чувствительной поверхностью, при котором источник устанавливается вместо окна счетчика.

метод совпадений: Метод измерения активности радионуклида в источнике, применяемый для радионуклидов, испускающих при распаде одновременно два вида частиц или фотонов, и основанный на счете импульсов от двух детекторов в каждом канале отдельно и импульсов, совпадающих по времени.

метод $4\pi\beta\text{-}\gamma$ совпадений: Метод совпадений, используемый для измерений активности бета-гамма излучающих нуклидов в источниках, при котором для регистрации бета-частиц применяют пропорциональный газоразрядный или сцинтилляционный 4π -счетчик.

метод $4\pi(2\pi)\alpha\text{-}\gamma$ совпадений: Метод совпадений, используемый для измерений активности альфа-гамма излучающих нуклидов в источниках, при котором для регистрации альфа-частиц применяется пропорциональный газоразрядный или сцинтилляционный 4π -счетчик (или 2π -счетчик).

индикаторно-экстраполяционный метод: Метод измерения активности электронно-захватных или «чистых» бета-излучающих радионуклидов в растворах, заключающийся во введении в растворы радионуклида - метки в виде аликвоты эталонного раствора бета-гамма-излучающего нуклида и последующем применении метода $4\pi\beta\text{-}\gamma$ совпадений с экстраполяцией результатов к эффективности бета-счетчика, равной 1.

метод $4\pi\gamma$ -счета: Метод измерения активности гамма-излучающих радионуклидов в источниках, заключающийся в помещении источника в колодец сцинтилляционного детектора больших размеров для обеспечения высокой эффективности регистрации излучения.

сцинтилляционный метод: Метод измерений, основанный на регистрации световых вспышек - сцинтилляций, возникающих в сцинтилляционном детекторе под воздействием ионизирующего излучения.

метод жидкого сцинтилляционного счетчика: Метод измерения удельной активности растворов альфа- и бета-излучающих нуклидов, заключающийся во введении аликвоты раствора в жидкий сцинтиллятор и последующем измерении скорости счета импульсов сцинтилляционного счетчика с экстраполяцией результатов к эффективности счетчика, равной 1.

метод внутреннего газового наполнения: Метод измерения активности или удельной активности газообразного радионуклидного образца путем его введения в рабочий газ газоразрядного пропорционального счетчика или системы счетчиков разной длины и последующего счета импульсов регистрации частиц.

ионизационный метод: Метод, основанный на измерении ионизационного эффекта, возникающего в веществе чувствительного объема ионизационного детектора под воздействием ионизирующего излучения.

метод градуированной ионизационной камеры: Метод измерения активности радионуклидов в унифицированных образцах (ампулах) с помощью ионизационной камеры, отградуированной для этих нуклидов.

спектрометрический метод: Метод, основанный на измерении распределения измеряемой характеристики ионизирующего излучения, обычно энергии частиц или фотонов, по заданному параметру.

метод градуированного γ -спектрометра: Метод измерения активности радионуклидов в источнике (образце, пробе) с помощью γ -спектрометра, градуированного в единицах активности радионуклидов.

калориметрический метод: Метод измерения активности нуклида в образце, ампуле, основанный на измерении в калориметре тепловой энергии полного поглощения частиц и фотонов с использованием табличного значения средней энергии на распад для измеряемого радионуклида.

термолюминесцентный метод: Метод измерения, основанный на измерении люминесценции при термостимулированном высвобождении энергии, возникающей в люминофоре под воздействием ионизирующего излучения.

фотографический метод: Метод, основанный на измерении изменения оптической плотности светочувствительного материала под воздействием ионизирующего излучения.

химический метод: Метод, основанный на измерении концентрации продуктов радиационно-химических реакций в химическом детекторе под воздействием ионизирующего облучения.

фотолюминесцентный метод: Метод, основанный на измерении люминесценции детектора при фотостимулированном освобождении энергии, возникающей в люминофоре под воздействием ионизирующего излучения.

метод ядерных реакций: Метод, основанный на измерении активности радионуклидов или числа и/или энергии ионизирующих частиц, образующихся в результате ядерной реакции между ионизирующим излучением и веществом чувствительного объема детектора.

метод активации: Метод измерения плотности потока нейтронов, основанный на измерении активности радионуклида, образовавшегося в результате взаимодействия нейтронов с материалом детектора.

метод осколков деления: Метод измерения плотности потока нейтронов, основанный на измерении числа осколков деления, образующихся под воздействием нейтронов в ионизационной камере с известным количеством делящегося материала.

метод регистрации сопутствующих частиц: Метод измерения потока нейтронов, основанный на измерении числа заряженных частиц, образующихся в ядерных реакциях одновременно с нейтронами.

метод протонов отдачи: Метод измерения плотности потока нейтронов, основанный на измерении числа протонов, образовавшихся в результате упругого рассеяния нейтронов на ядрах материала водородосодержащего детектора.

метод интегрирования пространственного распределения плотности потока нейтронов: Метод измерения потока нейтронов радионуклидных источников, основанный на измерении и последующем интегрировании пространственного распределения плотности потока нейтронов.

метод замедлителя: Метод измерения потока нейтронов, основанный на регистрации

тепловых нейтронов, образовавшихся в результате термализации быстрых нейтронов, испущенных из источника, помещенного в протяженный замедлитель.

Средства измерений ионизирующих излучений

радиометр: Прибор, предназначенный для измерения радиометрических физических величин – плотности потока частиц или фотонов, объемной, удельной активности радионуклидов в аэрозолях, газах, жидкостях.

спектрометр: Прибор, предназначенный для измерения энергии частиц или фотонов, испускаемых радиоактивными веществами.

измеритель дозы: Прибор, предназначенный для измерения дозы: экспозиционной, поглощенной в воздухе, воде, ткани; эквивалентной, амбиентной, направленной, индивидуальной, кермы в воздухе.

измеритель мощности дозы: Прибор, предназначенный для измерения мощности дозы.

дозиметр: Прибор, объединяющий функции измерителя дозы и мощности дозы.

дозиметр индивидуальный: Измеритель дозы или дозиметр, носимый на туловище или на конечности тела человека, предназначенный для измерения индивидуального эквивалента дозы $H_p(10)$, $H_p(3)$, $H_p(0,07)$, получаемой человеком.

монитор ионизирующего излучения: Средство измерений, предназначенное для контроля изменения радиационных параметров окружающей среды и техногенных источников излучений.

индикатор ионизирующего излучения: Устройство, не являющееся средством измерения, отображающее изменение какого-либо радиационного параметра контролируемого технического процесса или объекта посредством светового или звукового сигнала или аналоговой индикации в форме, удобной для непосредственного восприятия человеком.