

Величины в радиационной защите и безопасности

Радиационная защита и безопасность включают систему критериев, методов и средств, нацеленных на обеспечение безопасности человека при использовании источников ионизирующего излучения. Важной задачей радиационной защиты является оценивание последствий облучения человека в терминах риска развития тяжелых радиогенных заболеваний – эффектов излучения.

В.А.Кутьков (Российский научный центр «Курчатовский институт», г.Москва)

В решении этой задачи главную роль играет дозиметрия ионизирующих излучений, предназначенная для того, чтобы характеризовать условия облучения в терминах физических величин, нужных для использования в оценках риска. Для достижения своих целей радиационная защита и безопасность опираются на систему величин, которые условно можно разделить на две части:

1. Радиометрические величины, служащие для характеристики источников и полей ионизирующего излучения.

2. Дозиметрические величины, используемые для целей радиационной защиты и безопасности и служащие для характеристики воздействия излучения на человека. Они разделяются на две большие группы, которые включают *базовые дозиметрические величины* и *эквидозиметрические величины*.

В мае 2007 года Российская научная комиссия по радиационной защите приняла решение по вопросу о ситуации в России в области нормирования радиационного воздействия и обеспечения радиационной безопасности в связи с предстоящей публикацией новых Рекомендаций МКРЗ. Согласно этому решению, специально созданная рабочая группа должна к концу года подготовить заключение о необходимости корректировки действующих НРБ-99 с целью приведения их в соответствие с новыми Рекомендациями МКРЗ и Стандартами МАГАТЭ [38]. Настоящая работа является первым шагом в этом направлении. Ее целью является последовательное формулирование основных положений системы величин, предназначенных для решения задач радиационной защиты и безопасности и соответствующих современной терминологии [37]. Она продолжает серию публикаций, сопровождавших введение

в практику обеспечения радиационной безопасности требований НРБ-99 [31–36].

Радиометрические величины.

Радиометрические величины служат для характеристики источников и полей ионизирующего излучения. Физические процессы, лежащие в основе явления радиоактивности и взаимодействия излучения с веществом, имеют вероятностную природу. Их характеристиками являются дискретные значения случайных величин – число ядерных превращений в единицу времени, энергия испущенной частицы, число взаимодействий частицы в среде и т.д. В большинстве случаев, когда стохастикой процессов можно пренебречь, при математическом описании этих явлений используют непрерывные функции, характеризующие зависимости, связывающие ожидаемые значения соответствующих случайных величин. Этот общий подход позволяет использовать операторы дифференцирования и интегрирования при определении радиометрических и дозиметрических величин.

Спонтанное преобразование ядра приводит к возникновению излучения, которое является потоком частиц (в общем смысле, если не оговаривается иное, под частицами понимают заряженные частицы, нейтроны, фотоны и т.д.). Область, в которой распространяется излучение, называют полем излучения и характеризуют [37]: энергией частиц; направлением их распространения; флюенсом частиц и т.д.

Существует несколько основных типов направленности излучения:

– *поле точечного изотропного источника* – излучение, в поле которого частицы и фотоны распространяются из одной точки по всем возможным

направлениям с одинаковой вероятностью;

– *мононаправленное* – излучение, в поле которого все частицы и фотоны распространяются в одном направлении, образуя плоскопараллельный пучок излучения;

– *изотропное* – излучение, в поле которого любые направления распространения частиц и фотонов являются равновероятными.

Ионизирующие излучения делятся на две группы. К первой группе относятся излучения, состоящие из заряженных частиц – электронов, позитронов, α -частиц и др., которые непосредственно ионизируют атомы и молекулы при прохождении через вещество. Ко второй группе относятся нейтроны и фотоны, которые непосредственно атомы и молекулы вещества не ионизируют, а, взаимодействуя с веществом, порождают вторичные заряженные частицы, передавая им часть своей энергии. Взаимодействие этих вторичных частиц с веществом и приводит к его ионизации. Таким образом, различают два вида ионизирующего излучения:

– *непосредственно ионизирующее* – излучение, состоящее из заряженных частиц, способных ионизировать среду;

– *косвенно ионизирующее* – излучение, состоящее из незаряженных частиц, способных создавать непосредственно ионизирующее излучение и (или) вызывать ядерные превращения.

Свойства среды, в которой распространяется излучение, оказывают существенное влияние на его поле.

В вакууме поле излучения радионуклидного источника имеет вид поля точечного изотропного источника. Это утверждение справедливо, когда расстояние между источником и приемником излучения многократно превосходит линейные размеры источника. По мере увеличения расстояния от источника поле его излучения в вакууме переходит в мононаправленное.

При распространении излучения в рассеивающей среде, например, в теле человека, целесообразно рассматривать его состоящим из двух компонент. Первая – нерассеянное первичное излучение, которое распространяется подобно тому, как излучение источника распространяется в вакууме, с той лишь разницей, что эта компонента истощается вследствие взаимодействия первичного излучения с веществом. Испытавшие взаимодействие с веществом частицы образуют компоненту рассеянного первичного излучения. Вклад этой компоненты растет по мере проникновения излучения в облучаемый объект. С увеличением глубины проникновения излучения в вещество, поле вторичного излучения

становится все более изотропным в результате многократных актов рассеяния.

Флюенс частиц является количественной характеристикой поля излучения. Эта величина определяется следующим образом. Поместим в поле излучения абсолютно прозрачную пробную сферу с площадью сечения, равной dS . Подсчитаем число dN частиц, которые пересекут поверхность и попадут вовнутрь сферы. Флюенс частиц определяется как отношение числа проникших в сферу частиц dN к площади поперечного сечения сферы dS :

$$\Phi = \frac{dN}{dS}. \quad (1)$$

Единица величины флюенса – част./см².

Изменение флюенса излучения во времени характеризует плотность потока частиц (мощность флюенса), которая равна отношению величины приращения флюенса $d\Phi$ за некоторый промежуток времени dt к длительности этого промежутка:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d^2N}{dSdt}. \quad (2)$$

Единица величины плотности потока частиц – част./(см²·с).

Характеристикой радионуклидного источника излучения является его активность – мера радиоактивности какого-либо количества радионуклида, находящегося в данный момент времени в определенном энергетическом состоянии, которая определяется как ожидаемое число спонтанных превращений ядер в этом источнике в единицу времени:

$$A = \frac{dN}{dt}, \quad (3)$$

где dN – ожидаемое число спонтанных превращений ядер из данного энергетического состояния за промежуток времени dt . Единица активности носит специальное наименование беккерель (Бк). 1 Бк соответствует одному спонтанному превращению ядра в источнике в секунду. Ранее в качестве единицы активности использовали активность 1 грамма природного радионуклида ²²⁶Ra. Эта единица получила название кюри (Ки). 1 Ки равняется $3,7 \cdot 10^{10}$ Бк. В настоящее время использовать эту единицу активности не рекомендуется. Ожидаемое число ядер радионуклида, претерпевших спонтанные ядерные превращения в единицу времени, пропорционально полному числу ядер N_0 радионуклида, находящихся в источнике:

$$A = N_0 \cdot \lambda = N_0 \cdot \frac{\ln(2)}{T_{1/2}}, \quad (4)$$

Таблица 1. Радиометрические величины.

Наименование	Обозначение	Определение	Рекомендуемая единица
Период полураспада радионуклида	$T_{1/2}$	Время, в течение которого число ядер радионуклида в результате радиоактивного распада уменьшается в два раза	с; мин; ч; сут; год
Постоянная радиоактивного распада радионуклида	λ	Отношение доли ядер dN/N радионуклида, распадающихся за интервал времени dt , к этому интервалу времени: $\lambda = \frac{1}{N} \frac{dN}{dt} = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}}$	с ⁻¹ ; мин ⁻¹ ; ч ⁻¹ ; сут ⁻¹ ; год ⁻¹
Активность радионуклида в источнике	A	Отношение числа dN спонтанных переходов из определенного ядерно-энергетического состояния радионуклида, происходящих в источнике (образце) за интервал времени dt к этому интервалу времени: $A = \frac{dN}{dt}$	Бк; кБк; мБк; ГБк; ТБк; ПБк
Энергия ионизирующих частиц	E	Энергия ионизирующих частиц излучения (без учета энергии покоя)	эВ, кэВ, МэВ, ГэВ
Флюенс (перенос) ионизирующих частиц	Φ	Отношение числа ионизирующих частиц dN , проникающих в элементарную сферу, к площади центрального сечения dS этой сферы: $\Phi = \frac{dN}{dS}$	см ⁻²
Плотность потока ионизирующих частиц	φ	Отношение потока ионизирующих частиц dF , проникающих в элементарную сферу, к площади центрального сечения ds этой сферы: $\varphi = \frac{dF}{dS} = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d^2N}{dS \cdot dt}$	с ⁻¹ ·см ⁻² ; мин ⁻¹ ·см ⁻²
Сечение взаимодействия ионизирующих частиц дифференциальное	σ_i	Отношение числа n_i определенного (i -го) типа взаимодействий ионизирующих частиц и частиц-мишеней в элементарном объеме при флюенсе Φ ионизирующих частиц к числу N частиц мишеней в этом объеме и к этому флюенсу: $\sigma_i = \frac{n_i}{\Phi \cdot N}$	см ²
Коэффициент ослабления линейный	μ_l	Отношение доли косвенно ионизирующих частиц, испытавших взаимодействие при прохождении элементарного пути в веществе, к длине этого пути: $\mu_l(E) = \frac{1}{N(E)} \frac{dN(E)}{dl}$	см ⁻¹
Коэффициент ослабления массовый	μ_m	Отношение линейного коэффициента ослабления μ к плотности вещества ρ , через которое проходит косвенно ионизирующее излучение: $\mu_m(E) = \frac{1}{\rho} \mu_l(E)$	см ² /г
Передача энергии линейная полная (ЛПЭ) (Если не определяется иное, через ЛПЭ и L обозначают полную передачу энергии заряженной частицей воде.	L	Отношение средней энергии $\bar{d\epsilon}$, переданной веществу заряженной частицей вследствие столкновений на элементарном пути dl , к длине этого пути: $L = \frac{d\bar{\epsilon}}{dl}$	кэВ/мкм

где λ – постоянная распада радионуклида; $T_{1/2}$ – период полураспада радионуклида.

В нерассеивающей среде плотность потока частиц с определенной энергией на расстоянии r от точечного изотропного источника с активностью A равна

$$\Phi_E = \frac{A}{4\pi r^2} I_E, \quad (5)$$

где I_E – ожидаемое число частиц с энергией E , возникающих при спонтанном превращении ядра рассматриваемого радионуклида.

При прохождении излучения через рассеивающую среду плотность потока излучения будет изменяться по иному закону. Рассмотрим прохождение фотонов и нейтронов через вещество. Влияние однородной среды на прохождение характеризуется сечением взаимодействия частиц, которое определяет среднюю длину свободного пробега частиц в среде. В вакууме эту величину можно рассматривать

как бесконечно большую. Среднее расстояние, которое фотоны с энергией около 1,2 МэВ (Co-60) проходят в воде между последовательными актами рассеяния, равно примерно 16 см, и многократным рассеянием такого излучения в теле человека можно пренебречь. В этом случае взаимодействия фотонов со средой рассматриваются как редкие независимые случайные события, следствием чего является закон экспоненциального ослабления потока излучения

$$\Phi_E = \frac{A}{4\pi r^2} I_E \exp\{-\mu_1(E)r\}, \quad (6)$$

где $\mu_1(E)$ – линейный коэффициент ослабления фотонов с энергией E . Нейтроны, напротив, интенсивно рассеиваются и захватываются легкими атомами. Для нейтронов спектра деления среднее расстояние между последовательными актами рассеяния в воде равно примерно 8 см, а в биологической ткани, со-

держатель кроме водорода и кислорода азот, углерод и другие элементы, оно еще меньше. В этом случае пренебречь рассеянной компонентой излучения в теле человека нельзя, вследствие чего ослабление потока нейтронов описывается гораздо более сложной зависимостью.

Сводка основных радиометрических величин приведена в таблице 1. Эти величины адекватно введены в практику обеспечения радиационной безопасности в Российской Федерации [31,39,43].

Базовые дозиметрические величины.

Базовые дозиметрические величины являются мерой взаимодействия ионизирующего излучения с веществом. Свойства базовых дозиметрических величин определяются только физическими процессами взаимодействия излучения с атомами и молекулами среды, которые достаточно хорошо изучены, поэтому эти величины остаются неизменными в течение длительного периода времени.

Прохождение ионизирующего излучения через вещество приводит к взаимодействию частиц и фотонов с атомами, в процессе которого происходит передача энергии излучения веществу. Результат передачи энергии рассматривается с двух сторон. Применительно к излучению происходит изменение его энергии вследствие ее поглощения веществом. Применительно к веществу происходит абсорбция энергии и изменение его состояния вследствие передачи энергии излучением. Таким образом, целесообразно рассматривать два аспекта передачи энергии излучения веществу:

- энергию излучения, *поглощенную веществом*, которая характеризует *поле излучения* по передаче им энергии вследствие взаимодействия с веществом;
- энергию излучения, *переданную ограниченному объему вещества*, которая характеризует *изменение состояния вещества* вследствие взаимодействия излучения с веществом.

С точки зрения оценки биологического действия нас интересует ионизирующая способность излучения, поэтому в характеристике передачи энергии излучения веществу рассматривается только та часть энергии, потерянной излучением, которая пошла на ионизацию и возбуждение атомов и молекул.

Характеристики поглощения энергии излучения веществом.

Передача энергии излучением.

Характеристикой взаимодействия косвенно ионизирующего излучения с веществом является сум-

ма начальных кинетических энергий всех заряженных ионизирующих частиц, высвобожденных незаряженными ионизирующими частицами в веществе – E_{tr} . Индекс *tr* (сокращение английского *transferred from* – *переданный от кого-либо*, или *от чего-либо*) указывает, что высвобождение этих частиц является следствием передачи энергии от излучения веществу, а результатом является потеря энергии излучения.

Отношение средней доли энергии $d\bar{E}_{tr}/E$ косвенно ионизирующего излучения с энергией E , которая преобразуется в кинетическую энергию заряженных частиц при прохождении элементарного пути dl в веществе, к длине этого пути является величиной линейного коэффициента передачи энергии излучения

$$\mu_{tr}(E) = \frac{1}{E} \frac{d\bar{E}_{tr}(E)}{dl}. \quad (7)$$

Здесь $d\bar{E}_{tr}$ означает среднюю величину начальной энергии заряженных частиц, высвобождаемых на элементарном пути dl . Единица линейного коэффициента передачи энергии косвенно ионизирующего излучения – $1/м$.

Величину линейного коэффициента передачи энергии определяет сечение взаимодействия косвенно ионизирующего излучения с веществом. Например, для нейтронов с энергией E

$$\mu_{tr}(E) = \frac{N_a}{E} \rho \sum_k \frac{P_k}{M_k} \sigma_k(E) \bar{E}_{tr}(E)_k, \quad (8)$$

где N_a – число Авогадро; p_k – массовая доля k -го нуклида с массовым числом M_k в составе вещества; $\sigma_k(E)$ – полное сечение взаимодействия нейтронов с k -м нуклидом; $d\bar{E}_{tr}(E)_k$ – полная средняя кинетическая энергия заряженных частиц, испускаемых в акте взаимодействия нейтрона с ядрами k -го нуклида; E – энергия нейтрона.

Характеристикой взаимодействия заряженных частиц с веществом является энергия излучения, переданная веществу во взаимодействиях, приводящих к ионизации и возбуждению атомов и молекул – ϵ . Отношение $d\bar{\epsilon}$ – средней энергии, потерянной заряженной частицей вследствие столкновений на элементарном пути dl – к длине этого пути является величиной *полной линейной передачи энергии* L .

$$L = \frac{d\bar{\epsilon}}{dl}. \quad (9)$$

Здесь $d\bar{\epsilon}$ означает полную среднюю энергию, потерянную заряженной частицей во всех столкновениях с электронами и поглощенную веществом. Для обозначения полной линейной передачи энергии

используется аббревиатура ЛПЭ. Единица ЛПЭ – Дж/м. В качестве специальной единицы используют электронвольт на микрометр (эВ/мкм) воды.

При этом имеет место соотношение $1 \text{ эВ/мкм} \approx 0,16 \text{ пДж/м}$.

Легкие заряженные частицы – электроны и позитроны – являются излучением с низким ЛПЭ. Тяжелые заряженные частицы – протоны, альфа-частицы, ядра отдачи и др. являются излучением с высокой ЛПЭ. Величина ЛПЭ не применяется для количественной характеристики взаимодействия косвенно ионизирующего излучения с веществом. Тем не менее, качественно фотоны характеризуют как излучение с низкой ЛПЭ, поскольку взаимодействие фотонов с атомами среды приводит к передаче энергии электронам и позитронам, которые затем ионизируют вещество. Аналогично, нейтроны характеризуют как излучение с высоким ЛПЭ, поскольку их взаимодействие с атомами приводит в основном к передаче энергии протонам отдачи, альфа-частицам и ядрам атомов, которые затем ионизируют вещество.

Керма.

Величиной, отражающей взаимодействие поля косвенно ионизирующего излучения с веществом, является керма (русская транслитерация английской аббревиатуры термина *kinetic energy released in material (kerma)*). Она определяется как отношение среднего значения суммы начальных кинетических энергий всех заряженных ионизирующих частиц (электронов, позитронов, протонов альфа-частиц и др.), образовавшихся под действием ионизирующего излучения в элементарном объеме вещества, к массе вещества в этом объеме [29]:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}. \quad (10)$$

Здесь $d\bar{E}_{tr}$ – полная средняя кинетическая энергия заряженных частиц, высвобождаемых в элементарном объеме; dm – масса этого объема. Единица кермы – Дж/кг называется Грей, Гр (по имени английского физика Л.Грея). Принимая во внимание соотношение (7), получаем

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} = \frac{1}{\rho} \int \Phi_E \mu_{tr}(E) E dE, \quad (11)$$

где Φ_E – распределение флюенса косвенно ионизирующего излучения по энергии; $\mu_{tr}(E)$ – линейный коэффициент передачи энергии косвенно ионизирующего излучения; ρ – плотность облучаемого ве-

щества.

Не смотря на то, что керма определяется, как правило, для косвенно ионизирующего излучения, можно распространить понятие кермы и на непосредственно ионизирующее излучение. В этом случае, без учета ядерных взаимодействий частиц прямо ионизирующего излучения

$$K = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} = \frac{1}{\rho} \int \Phi_L L dL = \frac{1}{\rho} \int \Phi_E L(E) dE. \quad (12)$$

Здесь $d\bar{\epsilon}$ отражает среднюю энергию, теряемую заряженной частицей на ионизацию и возбуждение в объеме dm ; Φ_L – распределение флюенса заряженных частиц по ЛПЭ; L – ЛПЭ заряженных частиц и Φ_E – распределение флюенса заряженных частиц по энергии.

Значение кермы излучения в некоторой точке облучаемого вещества зависит только от свойств излучения и свойств облучаемой среды непосредственно в рассматриваемой точке. Керма не зависит от свойств среды, в которой распространяется излучение. Она не зависит также и от направленности поля излучения. Например, значения кермы фотонов в элементе биологической ткани, окруженном вакуумом или водой, будут равны, если флюенс и энергия фотонов, взаимодействующих с этой тканью, в обоих случаях будут равными.

Экспозиционная доза.

Первой количественной мерой ионизирующего излучения была определена¹ единица экспозиционной дозы. Экспозиционная доза характеризует излучение, падающее на объект, и является величиной, отражающей взаимодействие поля фотонного излучения с воздухом. Она пропорциональна энергии фотонного излучения, затраченной на ионизацию молекул воздуха и равна отношению средней величины суммарного заряда dQ всех ионов одного знака, созданных в воздухе, когда все электроны и позитроны, освобожденные фотонами в элементарном объеме dm , полностью остановились в воздухе, к массе этого объема dm :

$$X = \frac{dQ}{dm}. \quad (13)$$

Единица экспозиционной дозы – Кл/кг. Внесистемная единица экспозиционной дозы – *рентген*² (Р), $1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}$ и соответствует образованию $2,08 \cdot 10^9$ пар ионов в 1 см^3 воздуха. Поскольку средняя энергия ионизации воздуха $33,85 \text{ эВ}$, энергетический эквивалент кулона на килограмм равен

¹ Введение величины экспозиционной дозы и ее единицы – рентген – для дозиметрии рентгеновского излучения произошло на втором Международном радиологическом конгрессе в Стокгольме.

² Названа по имени немецкого физика В.Рентгена. Единица принята на II Международном радиологическом конгрессе (1928 г.)

1 Кл/кг = 33,85 Дж/кг воздуха. Экспозиционная доза является аналогом кермы фотонов в воздухе. Используя значение энергетического эквивалента кулона на килограмм, можно установить соотношение между *кермой в воздухе* и *экспозиционной дозой*: в одной и той же точке поля фотонного излучения в воздухе: при экспозиционной дозе 1 Р значение кермы в воздухе будет равно примерно $8,8 \cdot 10^{-3}$ Гр.

Концепция дозы излучения.

Концепция дозы ионизирующего излучения заключается в том, что эффекты излучения связаны с энергией, поглощенной в единице массы биологической ткани в форме ионизаций и возбуждений атомов и молекул, и модифицированной качеством излучения, которое зависит от микроскопического пространственного распределения энергии, переданной излучением веществу. Воздействие излучения может быть модифицировано и другими факторами, например, темпом поглощения энергии, степенью снабжения облученной ткани кислородом и другими факторами, влияющими на радиочувствительность облучаемой ткани.

Энергия, переданная излучением ограниченному объему вещества, равна разности между суммарной кинетической энергией всех заряженных и незаряженных частиц и квантов, входящих в рассматриваемый объем, и суммарной кинетической энергией всех заряженных и незаряженных частиц и квантов, выходящих из этого объема

$$E_{in} = R_{in} - R_{out} + \sum Q, \quad (14)$$

где R_{in} – энергия поля излучения, входящая в рассматриваемый объем (без учета энергии покоя); R_{out} – энергия поля излучения, выходящая из рассматриваемого объема (без учета энергии покоя); $\sum Q$ – изменение энергии покоя ядер или частиц, которые произошли в объеме. Индекс *im* (сокращение английского *imparted to* – *переданный кому-либо* или *чему-либо*) указывает, что рассматривается только та часть энергии излучения, переданной веществу, которая была поглощена в рассматриваемом объеме вещества.

Энергия, поглощенная в единице массы биологической ткани в форме ионизаций и возбуждений атомов и молекул, получила название поглощенной дозы. Она является величиной, характеризующей воздействие ионизирующего излучения на вещество и отражает изменение состояния элементарного объема вещества под действием излучения. Она равна отношению средней энергии $\overline{dE_{im}}$, переданной ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме к массе dm вещества в этом объеме

$$D = \frac{d\overline{E_{im}}}{dm}. \quad (15)$$

Единица поглощенной дозы Дж/кг носит специальное наименование грей (Гр). 1 Гр = 1 Дж/кг. Используемая ранее внесистемная единица рад (русская транслитерация английской аббревиатуры термина *radiation adsorbed dose (rad)*) равна 0,01 Гр.

Производная дозы по времени называется мощностью поглощенной дозы:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d\overline{E_{im}}}{dm dt}. \quad (16)$$

Единица мощности поглощенной дозы – Дж/(кг·с). На практике используется единица Гр/с. 1 Гр/с = 1 Дж/(кг·с). Рекомендуется использовать также дольные единицы – мкГр/с, мГр/ч и др. Мощность дозы характеризует среднюю скорость изменения дозы в течение промежутка времени dt , поэтому длительность этого промежутка должна быть достаточно малой, чтобы различия между средним и мгновенным значением мощности дозы в этом промежутке были невелики. В качестве такого промежутка принимают секунду, минуту или час и значение мощности дозы выражают в единицах Гр/с, Гр/мин, Гр/ч. Величина мощности дозы не используется для представления изменения дозы за большие промежутки времени. В этом случае говорят о приращении дозы за определенное время – сутки, месяц, год. Такое приращение называют суточной, месячной или годовой дозой и выражают в единицах Гр в сут., Гр в мес., Гр в год соответственно.

Определенная таким образом величина поглощенной дозы характеризует изменение состояния элементарного объема вещества, расположенного в окрестности некоторой точки облучаемой ткани. Ее называют «поглощенная доза в точке». Значение поглощенной дозы в точке зависит не только от свойств излучения и свойств облучаемой ткани непосредственно в рассматриваемой точке, а также и от свойств среды, в которой распространяется излучение. Она зависит также и от направленности радиационного поля. Например, значения поглощенной дозы фотонов в элементе биологической ткани, окруженном вакуумом или водой, будут неравны, даже если направление распространения, флюенс и энергия фотонов, взаимодействующих с этой тканью, в обоих случаях будут равными.

В одной и той же точке вещества поглощенная доза и керма равны, когда энергия излучения, переданная веществу, и энергия излучения, поглощенная веществом, равны. Это требование выполняется в

Таблица 2. Базовые дозиметрические величины.

Наименование	Обозначение	Определение	Рекомендуемая единица
Коэффициент передачи энергии линейный	μ_{tr}	Отношение доли энергии $d\bar{E}_{tr}/E$ косвенно ионизирующего излучения (исключая энергию покоя частиц), которая преобразуется в кинетическую энергию заряженных частиц при прохождении элементарного пути dl в веществе, к длине этого пути: $\mu_{tr}(E) = \frac{1}{E} \frac{d\bar{E}_{tr}(E)}{dl}$	см ⁻¹
Коэффициент передачи энергии массовый	μ_{trm}	Отношение линейного коэффициента передачи энергии μ_{trm} к плотности вещества ρ , через которое проходит косвенно ионизирующее излучение: $\mu_{trm}(E) = \frac{1}{\rho} \mu_{tr}(E)$	см ² /г
Керма	K	Отношение $d\bar{E}_{tr}$ суммы начальных кинетических энергий всех заряженных ионизирующих частиц, высвобожденных незаряженными ионизирующими частицами в элементарном объеме, к массе dm вещества в этом объеме: $K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}$	нГр; мкГр; мГр; Гр; кГр; МГр
Мощность кермы	\dot{K}	Отношение приращения кермы dK за интервал времени dt к этому интервалу времени: $\dot{K} = \frac{dK}{dt}$	Гр/мин; мГр/с; мкГр/с
Доза экспозиционная фотонного излучения	X	Отношение средней величины суммарного заряда \bar{Q} всех ионов одного знака, созданных в воздухе, когда все электроны и позитроны, освобожденные фотонами в элементарном объеме воздуха с массой dm , полностью остановились в воздухе, к массе воздуха в указанном объеме: $X = \frac{\bar{Q}}{dm}$	Р
Мощность дозы экспозиционной	\dot{X}	Отношение приращения экспозиционной дозы dX за интервал времени dt к этому интервалу времени: $\dot{X} = \frac{dX}{dt}$	Р/мин; мР/с
Энергия излучения, переданная мишени	E_{im}	Разность между суммарной кинетической энергией всех заряженных и незаряженных частиц и квантов, входящих в рассматриваемый объем, и суммарной кинетической энергией всех заряженных и незаряженных частиц и квантов, выходящих из этого объема: $E_{im} = R_{in} - R_{out} + \sum Q$, где R_{in} – энергия поля излучения, входящая в рассматриваемый объем (без учета энергии покоя); R_{out} – энергия поля излучения, выходящая из рассматриваемого объема (без учета энергии покоя); $\sum Q$ – изменение энергии покоя ядер или частиц, которые происходят в объеме	эВ; кэВ; МэВ; ГэВ
Доза поглощенная в точке	D	Отношение средней энергии $d\bar{E}_{im}$, переданной ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме, к массе dm вещества в этом объеме: $D = \frac{d\bar{E}_{im}}{dm}$	нГр; мкГр; мГр; Гр; кГр
Мощность дозы поглощенной	\dot{D}	Отношение приращения поглощенной дозы dD за интервал времени dt к этому интервалу времени: $\dot{D} = \frac{dD}{dt}$	Гр/мин; мГр/с; Гр/с

условиях электронного равновесия [29].

Сводка базовых дозиметрических величин приведена в таблице 2. Эти величины адекватно введены в практику обеспечения радиационной безопасности в Российской Федерации [31,39,43].

Эквидозиметрические величины.

Эквидозиметрические величины [29] служат мерой воздействия излучения на человека – его облучения. Эквидозиметрические величины являются производными от базовых дозиметрических величин и определены для непосредственного использования в оценках радиогенного риска и служат характерис-

тиками условий воздействия излучения на человека. Поскольку универсальная теория биологического действия излучения пока не создана, в частных моделях развития детерминированных и стохастических эффектов излучения используются различные эквидозиметрические величины. Развитие эффектов излучения не до конца изучено и понятно, поэтому система эквидозиметрических величин постоянно модифицируется вслед за изменением нашего знания о закономерностях биологического действия излучения и представлениях о том, как наилучшим образом обеспечить безопасность человека при обращении с источниками ионизирующего излучения.

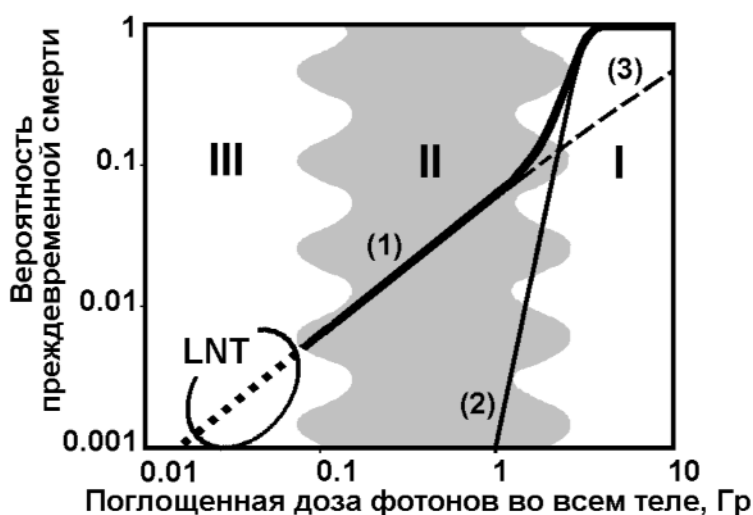


Рис. 1. Риск преждевременной смерти как функция дозы облучения всего тела. (Объяснения в тексте).

Эффекты ионизирующего излучения.

Для целей радиационной защиты и безопасности рассматривают так называемые “тяжелые” эффекты излучения (severe health effects), развитие которых может привести к преждевременной смерти или существенному сокращению периода нормальной жизни [6,7]. Такие эффекты делятся на две категории:

1. Детерминированные эффекты излучения, для которых связь между дозой облучения и развитием эффекта более или менее однозначна, то есть, детерминирована;

2. Стохастические эффекты излучения, для которых такая связь носит вероятностный – стохастический характер.

К категории стохастических эффектов относят раковые и наследуемые заболевания (генетические эффекты). Облучение вызывает повышение вероятности возникновения таких заболеваний, которые спонтанно возникают без всякого облучения и с той или иной частотой наблюдаются в больших группах людей. При этом радиогенные заболевания неотличимы от спонтанных, что чрезвычайно затрудняет определение связи между развившимся заболеванием и облучением. За более чем столетний период наблюдения не было доказано возникновения радиогенных наследуемых заболеваний у человека, хотя различные генетические эффекты наблюдаются в радиобиологических экспериментах на животных. До сих пор не удается обнаружить радиогенные раки при низких дозах облучения. Признано, что современные методы позволяют установить проявление радиогенных раков лишь для доз равномерного облучения всего тела более 200 мЗв в год

[19]. В зависимости от того, может ли быть установлена причинная связь между облучением и их возникновением в облученной популяции или нет, выделяют две подкатегории этих эффектов:

- категорию регистрируемых радиогенных раков;
- категорию не обнаруживаемых стохастических эффектов излучения (радиогенные раки и генетические эффекты).

Развитие тяжелых эффектов излучения характерно для вполне определенных уровней и условий облучения. Зависимость риска (вероятности) преждевременной смерти от развития любого эффекта, вызванного воздействием радиации, от

поглощенной дозы равномерного облучения всего тела фотонами представлена кривой (1) на рис.1. Цифра I обозначает здесь область больших доз, где основной причиной преждевременной смерти являются детерминированные эффекты, которые развиваются в короткие сроки после облучения. Области, где тяжелое заболевание или преждевременная смерть могут быть обусловлены развитием стохастических эффектов излучения, обозначены цифрами II (область регистрируемых раков) и III (область не обнаруживаемых стохастических эффектов). Стохастические эффекты характеризует скрытое (без видимых симптомов) развитие в течение латентного периода с длительностью, сравнимой с продолжительностью жизни человека. Границы областей размыты в силу вероятностной природы развития эффектов излучения и их конкуренции как причин преждевременной смерти или тяжелого заболевания. Положение дозовых границ зависит от радиочувствительности органа, облучение которого может привести к развитию заболеваний, частоте спонтанных раков, связанных с рассматриваемым органом и других факторов, влияющих на радиочувствительность ткани [6,7].

Представленная на рис.1 зависимость (1) является суммой вероятности преждевременной смерти вследствие развития радиогенного рака (кривая 3) и детерминированных эффектов излучения (кривая 2). В областях I и II эти зависимости опираются на существующие наблюдения за развитием радиогенных заболеваний у человека. В области III такие наблюдения отсутствуют и вид зависимости “доза–эффект” в этой области малых доз неизвестен. С развитием радиационной безопасности необходи-

Таблица 3. Величины, характеризующие качество излучения.

Величина и область ее использования		Свойства	Метод определения
$RBE_{T,R}$	Оценка риска развития детерминированных эффектов	Характеризует облучение в зависимости от его свойств, свойств биологического объекта и изучаемого биологического эффекта	Определяется в радиобиологическом эксперименте
w_R	Оценка риска развития стохастических эффектов Радиационная безопасность (ограничение облучения)	Характеризует воздействие источника излучения на человека в зависимости от свойств излучения, падающего на тело человека (внешнее облучение) или возникающего при ядерном превращении радиоактивных ядер внутри тела человека (внутреннее облучение)	w_R устанавливается на основе обобщения значений ОБЭ для стохастических эффектов и трансформации клеток млекопитающих <i>in vitro</i>
\bar{Q}	Радиационная безопасность (радиационный контроль)	Характеризует передачу энергии излучения биологической ткани в зависимости от распределения поглощенной дозы по ЛПЭ в точке передачи энергии излучения веществу	Зависимость $Q(L)$ устанавливается на основе согласования с установленными значениями w_R

мость иметь такую зависимость стала очевидной, и в 1977 году МКРЗ предложила принять такую зависимость, основываясь на здравом смысле. Согласно МКРЗ, в области малых доз зависимость “доза–эффект” представляет простую пропорциональность между дозой и риском, опирающаяся на “Линейную беспороговую” (LNT – от “Linear Non-Threshold” – “Линейная беспороговая”) гипотезу развития стохастических эффектов излучения. Впервые эта гипотеза была сформулирована в § 27 Рекомендаций МКРЗ 1977 года [10]:

“Зависимость между дозой, полученной индивидуумом, и любым биологическим эффектом, вызванным облучением, весьма сложна и требует дальнейшего исследования. Для целей радиационной защиты необходимо сделать некоторые допущения. Одним из основных допущений является то, что для стохастических эффектов принята линейная беспороговая зависимость между дозой и вероятностью возникновения эффекта при обычных условиях облучения”.

LNT-гипотеза развития радиогенных стохастических эффектов постулирует, что эти эффекты могут возникать при любых уровнях облучения с вероятностью, пропорциональной дозе (область LNT на рис.1). Более детальное описание LNT-гипотезы можно найти в [28].

Характеристики качества излучения.

Согласно концепции дозы облучения, эффект облучения органа или ткани человека пропорционален величине поглощенной дозы излучения в этом органе и величине, характеризующей качество излучения. Величина средней поглощенной дозы излучения вида R в органе или ткани T, $D_{T,R}$, равна поглощенной дозе в точке, усредненной по массе ткани или органа:

$$D_{T,R} = \frac{1}{m_T} \int D_{m,R} dm = \frac{\epsilon_{T,R}}{m_T}, \quad (17)$$

где m_T – масса органа или ткани; $D_{m,R}$ – поглощенная доза излучения R в элементарном объеме dm органа или ткани; $\epsilon_{T,R}$ – энергия излучения вида R, переданная массе рассматриваемого органа или ткани. Единица поглощенной дозы в органе или ткани – Дж/кг, которая называется *грей* (Гр).

Радиобиологические исследования показали, что один и тот же радиобиологический эффект облучения какого-либо органа или ткани может наблюдаться при различных поглощенных дозах, если на орган или ткань действуют ионизирующие излучения различной природы. Для учета этих отличий и приведения к единому знаменателю эффектов излучений разного “качества” было предложено понятие *относительной биологической эффективности излучения* (ОБЭ). Численным выражением ОБЭ является коэффициент ОБЭ, $RBE_{T,R}$, равный отношению поглощенной дозы $D_{T,X}$ образцового излучения, вызывающего рассматриваемый эффект в органе T, к поглощенной дозе $D_{T,R}$ рассматриваемого излучения R, вызывающей такой же эффект:

$$RBE_{T,R} = \frac{D_{T,X}}{D_{T,R}}. \quad (18)$$

В качестве образцового излучения принято рентгеновское излучение с граничной энергией 200 кэВ.

Значение коэффициента ОБЭ отражает модифицирующее влияние качества излучения на развитие биологических эффектов излучения. В самом общем виде эффект модификации определяется пространственным микрораспределением энергии, переданной излучением веществу. Многочисленные исследования [30] показали, что при облучении од-

Таблица 4. Значения коэффициента относительной биологической эффективности, принятые для определения ОБЭ-взвешенной дозы.

Эффект: облучаемый орган	Внешнее облучение	RBE _{T,R}
Гематологический синдром: красный костный мозг	Фотоны при любом облучении	1
	Нейтроны при любом облучении	3
	β-излучатели при внутреннем облучении	1
	α-излучатели при внутреннем облучении	2
Пневмония: альвеолярно- интерстициальный отдел легких	Фотоны при любом облучении	1
	Нейтроны при любом облучении	3
	β-излучатели при внутреннем облучении	1
	α-излучатели при внутреннем облучении	7
Кишечный синдром: тонкая кишка (при внешнем облучении) или толстый кишечник (при внутреннем облучении)	Фотоны при любом облучении	1
	Нейтроны при любом облучении	3
	β-излучатели при внутреннем облучении	1
	α-излучатели при внутреннем облучении	0
Влажное отшелушивание кожи: дерма кожи	Фотоны и β-частицы при внешнем облучении	1
	Нейтроны при внешнем облучении	3
Лучевая катаракта: хрусталик глаза	Фотоны и β-частицы при внешнем облучении	1
	Нейтроны при внешнем облучении	3
Некроз: мягкие ткани	Фотоны при внешнем облучении	1
	Нейтроны при внешнем облучении	3
Поражение зародыша или плода: зародыш или плод	Фотоны при внешнем облучении	1
	Нейтроны при внешнем облучении	10
Острый тиреоидит, гипотиреоз: щитовидная железа	Потребление изотопов йода, испускающих бета-частицы с низкой средней энергией (а)	1/5
	Потребление других радионуклидов, накапливающихся в щитовидной железе	1

(а) Изотопы I-131, I-129, I-125, I-124 и I-123.

них и тех же биологических объектов ОБЭ зависит:

- от рассматриваемого эффекта,
- от дозы и мощности дозы,
- от вида излучения, его энергии, ЛПЭ и т.д.

Непосредственное использование коэффициента ОБЭ излучения ограничено случаями оценки рисков возникновения специфических эффектов – детерминированных эффектов излучения.

Для учета качества излучения в условиях хронического облучения людей в малых дозах, когда единственным гипотетическим последствием облучения может быть развитие стохастических эффектов излучения, МКРЗ рекомендует использовать два показателя качества излучения, значения которых зависят от свойств излучения, но одинаковы для всех стохастических эффектов излучения:

- взвешивающий коэффициент излучения w_R и
- средний коэффициент качества излучения \bar{Q} .

Основной областью применения коэффициента качества излучения служит мониторинг полей внешнего излучения, поэтому он определен как функция измеряемого показателя качества

излучения – его ЛПЭ.

Области применимости характеристик качества излучения приведены в таблице 3 [32].

Величины для оценки риска развития эффектов излучения.

Целью радиационной защиты является “предотвращать возникновение детерминированных эффектов у отдельных лиц путем поддержания доз на уровне ниже соответствующего порога и обеспечивать, чтобы принимались все разумные меры с целью уменьшения возникновения стохастических эффектов у населения в настоящее время и в будущем” [3]. Для достижения этой цели необходимо оценивать условия облучения в терминах дозиметрических величин, которые можно было бы использовать для оценки риска развития детерминированных эффектов и радиогенных раков.

ОБЭ-взвешенная доза в органе.

Детерминированные эффекты излучения возникают при облучении большими дозами. Научной основой для оценок риска развития этих эффектов

являются результаты изучения последствий аварийного облучения людей. К детерминированным эффектам относят:

- острую и хроническую лучевые болезни,
- локальные поражения органов или тканей (например, радиационные ожоги),
- лучевую катаракту,
- аномалии и врожденные пороки развития новорожденных, являющиеся детерминированными эффектами облучения плода в эмбриональном периоде.

В основе этих эффектов излучения в первую очередь лежит поражение (ограничение функциональной активности и гибель) значительного количества клеток облученного органа. В отношении таких эффектов предполагается существование дозового порога, ниже которого эффект отсутствует, а выше – тяжесть эффекта зависит от дозы: чем больше повреждено клеток, составляющих ткань, тем сильнее нарушается ее структура и функция. Значение пороговой дозы определяется радиочувствительностью клеток облученного органа или ткани и способностью организма компенсировать или восстанавливать такое поражение. Увеличение дозы сопровождается возрастанием числа поврежденных клеток в критических популяциях, вследствие чего детерминированные эффекты становятся более выраженными и быстрее приводят к гибели. При ограниченном объеме поражения ткани функциональные нарушения со временем компенсируются. Основные закономерности развития тяжелых детерминированных эффектов облучения следующие [34]:

- в силу *вариабельности* индивидуальной *радиочувствительности* людей любой эффект характеризуется диапазоном значений пороговых доз;
- различные ткани даже одного органа отличаются по *радиочувствительности*, поэтому с ростом дозы облучения может изменяться биологический эффект, возникновение которого в конечном итоге приводит к тяжелому заболеванию или смерти;
- с ростом дозы облучения растет *тяжесть эффекта*, которую отражает сокращение времени дожития (промежутка времени между облучением и смертью);
- с уменьшением мощности дозы и увеличением протяженности облучения во времени риск развития детерминированного эффекта уменьшается благодаря *восстановлению* функций пораженного органа.

Для оценки риска развития детерминированных

эффектов недостаточно информации о накопленной дозе. Если длительность облучения превышает несколько часов, то для корректной оценки риска необходимо знать дозиметрическую историю облучения, описывающую изменение мощности дозы со временем [6,7,34]:

$$P_{T,R} = 1 - \exp \left[-N_T(\Delta, \dot{D}_{T,R}(t), RBE_{T,R}) \right]. \quad (19)$$

Здесь:

$P_{T,R}$ – вероятность (риск) развития тяжелого эффекта;

$N_T\{\Delta, \dot{D}_{T,R}(t), RBE_{T,R}\}$ – функция интенсивности

смерти в случае развития тяжелого детерминированного эффекта при облучении органа T излучением R в течение периода времени (0, Δ);

$\dot{D}_{T,R}(t)$ – изменение мощности поглощенной дозы излучения R в органе T в течение рассматриваемого периода времени;

$RBE_{T,R}$ – коэффициент относительной биологической эффективности излучения R при облучении органа T.

Дозиметрические характеристики облучения – поглощенная доза облучения органа и коэффициент относительной биологической эффективности присутствуют в (19) в виде произведения, которое получило название “ОБЭ-взвешенная доза облучения органа или ткани”³ [6,7,34,38]. ОБЭ-взвешенная доза предназначена для оценки риска развития детерминированных эффектов излучения с учетом влияния на этот процесс качества излучения и радиочувствительности облучаемого органа. Эта величина равна произведению поглощенной дозы излучения R в органе или ткани T на коэффициент относительной биологической эффективности ($RBE_{T,R}$) излучения R для развития определенного детерминированного эффекта в органе T:

$$AD_T = \sum_R D_{T,R} \cdot RBE_{T,R}. \quad (20)$$

Единица измерения ОБЭ-взвешенной дозы – Дж/кг, которая называется *грей-эквивалент* (Гр-экв).

В таблице 4 приведены значения $RBE_{T,R}$ для развития тяжелых детерминированных эффектов при внешнем и внутреннем облучении [5,7]. В случае внешнего облучения человека в полях косвенно ионизирующего излучения принимается, что облучение отдельных органов и тканей характеризует средняя поглощенная доза. В таком случае ОБЭ зависит только от свойств излучения, а возможным влияни-

³ В публикации [34] эта величина называлась “равнозначная доза”.

ем неоднородности пространственного распределения дозы пренебрегают. В случае внутреннего облучения неоднородность распределения дозы в органе или ткани может играть существенную роль при попадании в организм радионуклидов, испускающих частицы с малым пробегом – альфа-частицы и бета-частицы низких энергий. В таком случае использование средней поглощенной дозы в качестве характеристики облучения проявляется в том, что $RBE_{T,R}$ становится зависимым не только от свойств излучения, а также и от свойств облучаемого органа. Например, самопоглощение альфа-излучения в содержимом кишечника при прохождении радиоактивного вещества через желудочно-кишечный тракт приводит к невозможности развития кишечного синдрома, что отражает нулевое значение $RBE_{T,R}$, установленное для этого случая.

Формирование дозы внутреннего облучения после попадания радиоактивного вещества вовнутрь организма может занимать долгое время. Фактор восстановления поражения играет в этом случае большую роль в формировании детерминированных эффектов, поэтому дозы кратковременного внешнего облучения и кумулятивные дозы внутреннего облучения, при которых наблюдаются одинаковые риски развития одних и тех же эффектов, могут отличаться в десятки раз. Динамику этого процесса определяют химические свойства радионуклида, и поступление радиоактивного вещества в организм является величиной, однозначно определяющей риск развития эффекта излучения.

Характеристикой развития детерминированного эффекта, необходимой для осуществления мер радиационной защиты, является величина дозового порога. В качестве этой величины принимают значение дозы внешнего облучения или величины поступления радиоактивного вещества, которые приводят к гибели 5 % облученных. В случае внешнего облучения пороговая доза уменьшается с ростом мощности дозы и ее наименьшее значение наблюдается в случае кратковременного облучения при мощности дозы более 10 Гр-экв/ч.

Важная задача радиационной защиты при оценке внутреннего облучения состоит в том, чтобы установить критерии защиты человека от развития детерминированных эффектов при аварийном поступлении радиоактивного вещества в организм. Есть два решения этой задачи.

Первое решение заключается в определении значения величины порогового поступления для каждого радионуклида. В этом случае пороговое значение величины поступления может варьировать в пределах 5 порядков величины, что делает невоз-

можным формулирование общих требований по радиационной защите в терминах этой величины [6].

Второе решение состоит в том, чтобы сформулировать критерии защиты в терминах ожидаемой ОБЭ-взвешенной дозы, которая служит индексом поступления радионуклида. Эта величина равна временному интегралу от мощности ОБЭ-взвешенной дозы в органе, которая формируется вследствие поступления радиоактивного вещества в организм человека:

$$AD_T(\Delta) = \int_0^{\Delta} \dot{AD}_{T,R}(t) dt = I^{RN} \cdot Ad_T^{RN}(\Delta), \quad (21)$$

где $\dot{AD}_{T,R}(t)$ – мощность ОБЭ-взвешенной дозы излучения R в органе T в момент времени t после поступления радиоактивного вещества в организм; Δ – период интегрирования для определения ожидаемой дозы; I^{RN} – поступление радионуклида RN по определенному пути и $Ad_T^{RN}(\Delta)$ – дозовый коэффициент, равный значению ожидаемой в течение периода Δ ОБЭ-взвешенной дозы в органе T после поступления 1 Бк радионуклида [6,34,36].

Использование величины ожидаемой ОБЭ-взвешенной дозы при определенных условиях позволяет снизить до приемлемого уровня вариацию критерия защиты. Например, вычисленные для всех радионуклидов значения ОБЭ-взвешенной дозы в альвеолярном отделе легких, ожидаемой за первые 30 сут., и соответствующие значениям величины поступления радионуклида, пороговой для развития пневмонии, отличаются не более, чем в три раза. Использование ожидаемой ОБЭ-взвешенной дозы взамен величины поступления позволило установить общие требования к защите людей в случае радиационной аварии [5,6,7].

Эквивалентная доза в органе.

Научной основой для оценок риска развития стохастических эффектов являются результаты продолжающегося уже почти 50 лет эпидемиологического исследования последствий атомной бомбардировки Хиросимы и Нагасаки в 1945 году. Среди специалистов по радиационной безопасности наибольшее распространение получили феноменологические модели оценки риска, которые описывают возникновение радиогенных раков с помощью обобщенной модели относительного риска [2]. Согласно этой модели, частота возникновения радиогенных раков в облученной когорте прямо пропорциональна частоте возникновения тех же раков в необлученной популяции, из представителей которой была составлена когорта. Между облучением и диагностированием заболевания могут проходить годы скрытого (латентного) развития радиогенного рака. Риск развития этого эффекта излучения определя-

ется при этом как вероятность (частота) возникновения рака определенного типа у человека пола s спустя t лет после однократного облучения его органа T в возрасте g [34]:

$$P_{T,R}(g,s,t) = r_T(a,s) \cdot [1 + F_T(D_{T,R}, RBE_{T,R}) \zeta_T(t,g,s)], \quad (22)$$

где: T и R – индекс облучаемого органа и излучения соответственно; $r_T(a,s)$ – фоновая частота возникновения рака рассматриваемого типа у людей возраста a и пола s , при этом $a = t + g$; $F_T(D_{T,R}, RBE_{T,R})$ – функция, определяющая дозовую зависимость риска возникновения радиогенного рака; $\zeta_T(t,g,s)$ – функция, которая описывает влияние на частоту возникновения радиогенного рака фактора времени, прошедшего после облучения t , возраста человека в момент облучения g и его пола s .

Фактор времени играет очень большую роль в развитии радиогенного рака. Например, наличие латентного периода развития рака делает практически невероятным диагностирование радиогенного рака в течение периода времени после облучения, который будет заметно меньше длительности латентного периода. При длительном облучении, которое длится годы (например, в результате проживания на загрязненной территории или вслед-

Таблица 5. Взвешивающие коэффициенты излучения.

Излучение	w_R	Излучение	w_R
Фотоны, электроны и мюоны любых энергий*	1	Нейтроны с энергией менее 10 кэВ или более 20 МэВ	5
Протоны с энергией более 2 МэВ (кроме протонов отдачи)	5	От 10 кэВ до 100 кэВ	10
		От 100 кэВ до 2 МэВ	20
Альфа-частицы, осколки деления, тяжелые ядра	20	От 2 МэВ до 20 МэВ	10

ствие поступления в организм радиоактивного вещества) одной величины накопленной дозы облучения недостаточно для оценки риска. Необходимо знать дозиметрическую историю облучения в годовом масштабе, поскольку вероятность развития эффекта вследствие многократного облучения определяется суммой вероятностей развития эффектов, связанных с отдельными эпизодами дозиметрической истории человека [27].

Дозиметрические характеристики облучения – поглощенная доза облучения органа и коэффициент относительной биологической эффективности присутствуют в (22) в виде произведения. В случае развития стохастических эффектов относительная биологическая эффективность излучения слабо за-

Таблица 6. Эквидозиметрические величины, применяемые для оценки рисков развития эффектов излучения.

Наименование	Обозначение	Определение	Рекомендуемая единица
Поглощенная доза в органе или ткани	$D_{T,R}$	Поглощенная доза излучения вида R в точке, усредненной по массе ткани или органа T : $D_{T,R} = \frac{1}{m_T} \int D_{m,R} dm = \frac{\epsilon_{T,R}}{m_T}$, где m_T – масса органа или ткани; $D_{m,R}$ – поглощенная доза излучения R в элементарном объеме dm органа или ткани; $\epsilon_{T,R}$ – энергия излучения вида R , переданная массе рассматриваемого органа или ткани.	нГр; мкГр; мГр; Гр; кГр; МГр
Коэффициент относительной биологической эффективности излучения ⁵	$RBE_{T,R}$	Безразмерное число, равное отношению поглощенной дозы $D_{T,X}$ образцового излучения, вызывающего определенный биологический эффект, к поглощенной дозе $D_{T,R}$ данного излучения, вызывающей такой же эффект.	-
ОБЭ-взвешанная доза в органе или ткани	AD_T	Произведение поглощенной дозы $D_{T,R}$ в данном элементе объема биологической ткани на коэффициент относительной биологической эффективности излучения для определенного эффекта ионизирующего излучения $AD_T = \sum_R D_{T,R} \cdot RBE_{T,R}$	Гр-экв
Мощность ОБЭ-взвешанной дозы в органе или ткани	\dot{AD}_T	Отношение приращения равнозначной дозы dAD_T за интервал времени dt к этому интервалу времени: $\dot{AD}_T = \frac{dAD_T}{dt}$	(Гр-экв)/с
Доза эквивалентная в органе или ткани	H_T	Сумма произведений поглощенных доз $D_{T,R}$ в органе или ткани T на соответствующий взвешивающий коэффициент w_R излучения R : $H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$	нЗв; мкЗв; мЗв
Коэффициент излучения взвешивающий ⁵	w_R	Множитель поглощенной дозы в органе или ткани стандартного человека, используемый для целей радиационной защиты с тем, чтобы учесть относительную эффективность различных видов излучения с точки зрения развития стохастических эффектов излучения в органах и тканях стандартного человека.	-

* За исключением электронов Оже, испущенных вследствие радиоактивного распада ядрами, связанными с ДНК.

⁵ Относятся к излучению, падающему на поверхность тела, а в случае внутреннего облучения – к излучению, испускаемому при ядерном превращении радионуклидов в органе или ткани.



Рис.2. Связь между базовыми, нормируемыми и операционными дозиметрическими величинами.

висит от свойств облучаемого органа, поэтому вместо RBE_{TR} для характеристики этих эффектов применяется соответствующий взвешивающий коэффициент излучения w_R [12]. Произведение поглощенной дозы облучения органа и взвешивающего коэффициента излучения получило название “эквивалентная доза облучения органа или ткани”. Эквивалентная доза предназначена для оценки риска развития стохастических эффектов излучения с учетом влияния качества излучения:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (23)$$

Единица эквивалентной дозы – Дж/кг, которая называется зиверт, Зв (по имени шведского ученого Р.Зиверта – первого председателя МКРЗ).

Установленные МКРЗ [12] значения w_R для различных излучений R приведены в таблице 5. В новых Рекомендациях 2007 года МКРЗ планирует изменить значения взвешивающих коэффициентов излучения для протонов и нейтронов. Однако, как показывает предварительная оценка [38], это изменение не будет иметь существенных последствий для оценок доз.

Сводка эквидозиметрических величин, применяемых для оценки рисков развития эффектов излучения, приведена в таблице 6.

ОБЭ-взвешенная доза является новой дозиметрической величиной, предназначенной для характеристики аварийного облучения. Ее введение в прак-

тику является результатом анализа уроков реагирования на радиационные аварии [5,6,7]. Введение этой дозиметрической величины в отечественную практику произойдет вслед за принятием новой системы критериев реагирования на радиационные аварии [9], которые будут включены в Международные общие нормы безопасности, разрабатываемые под эгидой МАГАТЭ вслед за новыми Рекомендациями МКРЗ [38].

Основным полем применения эквивалентной дозы является оценка вероятности развития радиогенного рака вследствие облучения. Такая оценка является ключевым этапом определения вероятностной обусловленности диагностированного рака профессиональ-

ным облучением. В странах, имеющих атомную промышленность с многолетней историей, вероятностная обусловленность рака является основой системы определения диагностированного заболевания как профессионального и выплаты соответствующей компенсации. В США эта деятельность определена несколькими федеральными законодательными актами [20,21] и является задачей специального федерального Офиса компенсаций (Office of Compensation Analysis and Support, OCAS), организованного при Национальном институте гигиены труда и профзаболеваний (National Institute for Occupational Safety and Health, NIOSH) [24]. Примером использования эквивалентной дозы в оценке вероятностной обусловленности рака является разработанная по эгидой NIOSH Интерактивная радиоэпидемиологическая программа, доступная в режиме *On-line* [23].

В Российской Федерации величина эквивалентной дозы формально введена в практику радиационного контроля соблюдения требований НРБ-99. В отечественных нормативных актах по охране труда отсутствуют требования для определения вероятностной обусловленности профессионального заболевания [44]. Без определения эквивалентных доз обходятся и при оценке радиоэпидемиологических данных [26–28], что, несомненно, снижает ценность результатов анализа. Реальное введение в отечественную практику эквивалентной дозы как дозимет-

рической величины является задачей на будущее, решение которой будет, в первую очередь, обусловлено востребованностью оценки вероятностной обусловленности профессиональных заболеваний.

Величины для определения требований к состоянию радиационной безопасности.

Целью радиационной безопасности является обеспечение защиты *“отдельных лиц, общества и окружающей среды от нанесения им вреда путем создания и поддержания эффективных средств защиты против радиологических опасностей, связанных с источниками”* [3]. Достижение этой цели лежит на пути следования основным принципам радиационной безопасности [1,3,8]:

Принцип 1: Обоснование практической деятельности;

Принцип 2: Ограничение доз и рисков;

Принцип 3: Оптимизация радиационной защиты;

Принцип 4: Обеспечение безопасности источников.

В настоящее время дозы облучения персонала и населения, обусловленные нормальной эксплуатацией источников излучения, лежат в области не обнаруживаемых стохастических эффектов (область III на рис.1) и продолжают уменьшаться по мере совершенствования радиационных технологий [18]. Низкому уровню воздействия⁶ соответствуют и низкие гипотетические риски, что позволяет считать приемлемыми значительные неопределенности в оценке последствий облучения. Поэтому современные представления о критериях обеспечения радиационной безопасности человека основываются на Линейной беспороговой гипотезе развития стохастических эффектов излучения. [10,38]. Согласно этой гипотезе, приращение риска развития стохастических эффектов излучения пропорционально приращению дозы облучения и не зависит от значения дозы и мощности дозы. В основе гипотезы лежит допущение о случайности и независимости процессов в биологической ткани, начинающихся с взаимодействия излучения с веществом и заканчивающихся развитием рассматриваемого эффекта излучения. Известная LNT-гипотеза, кроме отсутствия порога действия излучения и линейной зависимости “доза–эффект”, подразумевает также отсутствие влияния фактора времени на развитие эффекта излучения. В рамках этой гипотезы из рассмотрения исключаются зависимость риска от мощности дозы и изменения состояния объекта действия излучения со временем, что позволяет перейти от

точечных оценок доз в различные моменты времени к дозам, интегрированным по времени. Накопленная (интегральная) доза как характеристика условий облучения является основой дозиметрического контроля внутреннего и внешнего облучения, служащего целям радиационной безопасности. В 2006 г. МКРЗ выпустила специальную Публикацию 99 [16] для оправдания продолжающегося использования LNT-гипотезы в качестве основы системы радиационной защиты. В настоящее время невозможно подтвердить или опровергнуть справедливость Линейной беспороговой гипотезы, поскольку отсутствует возможность однозначного определения связи между развитием стохастических эффектов и облучением в области малых доз [16,22]. Однако даже в том случае, если появятся убедительные доказательства неверности LNT-гипотезы, трудно представить ситуацию, при которой основы дозиметрического контроля будут подвергнуты ревизии. Как показывает наш опыт [6,34,36], дозиметрия для оценки “нелинейных” эффектов настолько сложна для практического применения, что можно с уверенностью утверждать, что из чисто практических соображений линейная и беспороговая зависимость “доза–эффект” останется главным фактором радиационной безопасности.

Важной задачей радиационной безопасности является определение количественного критерия, определяющего обеспеченность безопасных условий при обращении с источниками излучения. В качестве такого критерия МКРЗ использует предел дозы, который применяется для ретроспективной оценки уже состоявшегося облучения в рамках планируемой деятельности при демонстрации соответствия обращения с регулируемым источником нормативным требованиям. Непревышение предела дозы является доказательством того, что радиационная безопасность обеспечена [43]. Основная область использования этой величины – радиационное нормирование в целом и оценка состояния радиационной безопасности при использовании источников в частности. Цель использования – ограничение действительного облучения и обеспечение обратной связи при управлении источником [34].

Дозиметрическая величина, служащая для численного выражения критерия обеспеченности радиационной безопасности, должна удовлетворять ряду специальных требований:

– величина должна быть универсальной характеристикой облучения человека, пригодной для использования при практическом следовании прин-

⁶ Рассматривается облучение, дополнительное к природному радиационному фону.

ципам радиационной безопасности;

- величина должна быть аддитивной функцией дозы облучения для того, чтобы на практике можно было организовать простой мониторинг для ее оценки;

- величина должна быть применима для оценки рисков, обусловленных широким спектром радиогенных раков и генетических эффектов излучения;

- величина должна быть применима для оценки рисков, обусловленных широким спектром условий облучения.

В качестве такой величины МКРЗ предложило использовать эффективную эквивалентную дозу или, сокращенно, эффективную дозу.

Эффективная доза.

Первоначально эффективная доза была определена МКРЗ [12] как функционал, предназначенный для приведения всех возможных случаев пространственно неоднородного (внешнего или внутреннего) облучения тканей и органов тела стандартного человека к эквивалентному по гипотетическому ущербу равномерному облучению всего тела такого стандартного человека. В качестве оцениваемого эффекта излучения было принято сокращение продолжительности нормальной жизни в результате развития тяжелого стохастического эффекта излучения. Результатом такого события является нанесение заболевшему ущерба, равного потере 15 лет плодотворной жизни [12,43]. Эффективная доза E определена как функционал, равный сумме произведений эквивалентных доз H_T облучения отдельных органов и тканей тела человека на соответствующие взвешивающие коэффициенты w_T [12]:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_{T,R} w_T \cdot w_R \cdot D_{T,R}. \quad (24)$$

В основе определения взвешивающих коэффициентов органов и тканей лежит анализ ущербов, связанных с облучением отдельного органа и всего тела [34].

Эффективная доза удовлетворяет всем требованиям к дозиметрической величине, предназначенной для численного выражения критерия обеспеченности радиационной безопасности:

- это универсальная характеристика облучения, пригодная для оценки последствий облучения при внутреннем, общем внешнем и локальном облучении тела человека;

- она предназначена для оценивания вероятности нанесения облученному ущерба, размер которого допускает денежное выражение;

- это аддитивная функция дозы облучения;

- при определении эффективной дозы учитывается облучение всех основных органов человека,

Таблица 7. Взвешивающие коэффициенты органа или ткани для определения эффективной дозы.

Орган или ткань	w_T
Гонады	0,20
Желудок	0,12
Костный мозг (красный)	0,12
Легкие ¹	0,12
Толстый кишечник	0,12
Грудная железа	0,05
Мочевой пузырь	0,05
Печень	0,05
Пищевод	0,05
Щитовидная железа	0,05
Клетки костных поверхностей	0,01
Кожа	0,01
Остальное ²	0,05

¹ При расчетах учитывать, что в случае внутреннего облучения взвешивающий коэффициент для "легких" относится к ожидаемой эквивалентной дозе облучения органов дыхания, которая вычисляется согласно методике Публикации 66 МКРЗ [34].

² При расчетах учитывать, что "остальное" включает в себя надпочечники, головной мозг, экстракоракальный отдел органов дыхания, тонкий кишечник, почки, мышечную ткань, поджелудочную железу, селезенку, вилочковую железу и матку. В тех исключительных случаях, когда один из перечисленных органов или тканей получает эквивалентную дозу, превышающую самую большую дозу, полученную любым из двенадцати органов или тканей, для которых определены взвешивающие коэффициенты, следует приписать этому органу или ткани взвешивающий коэффициент, равный 0,025, а оставшимся органам или тканям из рубрики "остальное" приписать суммарный коэффициент, равный 0,025.

определяющих его радиочувствительность в области малых доз.

Эффективная доза предназначена для выражения значения предела дозы и характеристики дозы облучения человека с целью демонстрации соблюдения норм безопасности. Внедрение этой величины в практику породило огромный объем данных дозиметрического контроля и иллюзию того, что используя эту величину, можно определить индивидуальный радиогенный риск, в смысле вероятности преждевременной смерти, вызванной облучением. Примером такого неправомерного использования результатов определения эффективных доз в результате профессионального или аварийного облучения являются работы [26–28]. В настоящее время, проанализировав практику использования эффективной дозы в радиационной безопасности, МКРЗ рекомендует более не использовать эту величину для оценки медицинских последствий облучения. Согласно последним рекомендациям МКРЗ [38], применение эффективной дозы для оценок медицинских последствий облучения недопустимо. Согласно МКРЗ, для оценок радиогенного риска следует использовать эквивалентные дозы, а эффективная

Таблица 8. Эквидозиметрические величины, применяемые для определения требований к состоянию радиационной безопасности.

Наименование	Обозначение	Определение	Рекомендуемая единица
Коэффициент взвешивающий для тканей и органов	w_T	Множитель эквивалентной дозы в органе или ткани стандартного человека, используемый для целей радиационной защиты с тем, чтобы учесть различия в величине ущерба, связанного с развитием стохастических эффектов излучения в разных органах и тканях стандартного человека.	-
Доза эффективная ⁷	E	Сумма произведений эквивалентной дозы H_T в органе или ткани T на соответствующий взвешивающий коэффициент для органа или ткани T : $E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{TR}$	нЗв; мкЗв; мЗв

доза должна служить исключительно для целей регламентирования облучения и демонстрации соответствия пределам (уровням) дозы в области обеспечения радиационной безопасности.

В таблице 7 приведены значения взвешивающих коэффициентов органа или ткани для определения эффективной дозы, установленные МКРЗ [12]. В новых Рекомендациях 2007 года МКРЗ планирует изменить определение эффективной дозы, которая в радиационной защите играет роль функции, зависящей от доз облучения отдельных органов. В первую очередь, были расширены списки основных и дополнительных органов, облучение которых следует учитывать при вычислении эффективной дозы. Соответствующим образом были изменены и взвешивающие тканевые коэффициенты. Вдобавок ко всему, было изменено правило учета облучения “Остальных” органов. Эти изменения не скажутся в оценке внешнего облучения в терминах нормируемых величин, но могут существенным образом отразиться на оценках ожидаемых эффективных доз внутреннего облучения от поступления органотропных радионуклидов [38].

Коллективная эффективная доза.

Специальной дозиметрической величиной, предназначенной в области облучения с малыми дозами для оценки эффективности радиологической защиты, является коллективная эффективная доза S , равная для коллектива из N человек сумме индивидуальных эффективных доз облучения членов этого коллектива E_1, \dots, E_N . Единица коллективной эффективной дозы – *человеко-зиверт* (чел.-Зв). Как правило, коллективная доза соотносится с определенной практической деятельностью и периодом времени, в течение которого эта деятельность приводит к облучению определенной группы людей. Величина коллективной эффективной дозы используется в оптимизации радиологической защиты персонала с помощью анализа “затраты – выгода”. В рамках такого подхода единице коллективной дозы приписывается величина определенного ущерба в

терминах потери продолжительности нормальной жизни [43], либо денежный эквивалент единицы коллективной дозы, α [4]. Произведение коллективной дозы на этот коэффициент дает величину денежного эквивалента облучения группы лиц, выполняющих какую-либо работу, и эта величина уже рассматривается в рамках анализа “затраты – выгода”. Денежный эквивалент единицы коллективной дозы является директивной величиной, значение которого определяется органом регулирования радиационной безопасности в целях обеспечения радиационной безопасности для использования всеми эксплуатируемыми компаниями внутри страны, хотя нередки случаи, когда эти компании устанавливают собственные правила определения денежного эквивалента радиологического ущерба. Денежный эквивалент, в основном, используется для обоснования важных решений (реконструкции установок, дорогостоящих ремонтно-восстановительных работ и т.д.), практическая реализация которых приводит к изменению доз облучения и числа облучаемых лиц.

Сводка эквидозиметрических величин, применяемых для определения требований к состоянию радиационной безопасности, приведена в таблице 8. Эти величины введены в практику обеспечения радиационной безопасности в Российской Федерации [31,39,43]. Вслед за МКРЗ следует правильно определить область использования эффективной дозы и стремиться к исключению ее из рассмотрения при эпидемиологических исследованиях и оценках радиогенного риска.

Величины для демонстрации соответствия требованиям обеспечения радиационной безопасности.

Основой для демонстрации соответствия условий использования источников излучения требованиям обеспечения радиационной безопасности является определение индивидуальной дозы человека, накопленной в течение периода контроля регла-

⁷ Величина, используемая как мера ущерба от возникновения отдаленных последствий облучения человека, учитывающая распределение эквивалентной дозы в теле стандартного человека и радиочувствительность его органов и тканей.

Таблица 9. Эквидозиметрические величины, применяемые для демонстрации соответствия требованиям к состоянию радиационной безопасности.

Наименование	Обозначение	Определение	Рекомендуемая единица
Коэффициент качества излучения	$Q(L)$	Безразмерное число, зависящее от линейной передачи энергии первичными или вторичными заряженными частицами в воде в точке взаимодействия излучения с веществом и определенное так, чтобы для внешнего излучения R значение \bar{Q} на глубине 1 см в биологической ткани равнялась значению w_R того же излучения: $Q(L) = \begin{cases} 1 & \text{при } L \leq 10 \text{ кэВ/мкм} \\ 0,32 \cdot L - 2,2 & \text{при } 10 \leq L \leq 100 \text{ кэВ/мкм} \\ 300/\sqrt{L} & \text{при } L \geq 100 \text{ кэВ/мкм} \end{cases}$ где L выражена в кэВ/мкм.	-
Коэффициент качества излучения в веществе средний	\bar{Q}	Безразмерное число, зависящее от микроскопического распределения передачи энергии первичными или вторичными заряженными частицами в точке взаимодействия излучения с веществом: $\bar{Q} = \frac{1}{D_0} \int D_L Q(L) dL$, где $D_L dL$ – поглощенная доза излучения в указанной точке вещества, обусловленная передачей энергии среде излучением с ЛПЭ в диапазоне от L до $L+dL$.	-
Эквивалент дозы ионизирующего излучения	H	Произведение поглощенной дозы D на средний коэффициент качества ионизирующего излучения в данном элементе объема биологической ткани стандартного состава: $H = D \cdot \bar{Q}$	мкЗв; мЗв
Мощность эквивалента дозы	\dot{H}	Отношение приращения эквивалента дозы dH за интервал времени dt к этому интервалу времени: $\dot{H} = \frac{dH}{dt}$	мкЗв/ч
Эквивалент дозы амбиентный ⁸ (амбиентная доза)	$H^*(d)$	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 мононаправленному и однородному.	мкЗв; мЗв
Эквивалент дозы индивидуальный ⁹	$H_p(d)$	Эквивалент дозы $H_p(d)$ в мягкой биологической ткани, определяемый на глубине d мм под рассматриваемой точкой на теле	мкЗв; мЗв
Доза эффективная, ожидаемая при внутреннем облучении	$E(\tau)$	Произведение величины поступления радионуклида на дозовый коэффициент, равный ожидаемой эффективной дозе внутреннего облучения вследствие поступления в организм 1 Бк радионуклида: $E(\tau) = \sum_G \{ I_{G,inh} \cdot e_{G,inh}(\tau) + I_{G,ing} \cdot e_{G,ing}(\tau) \}$, где $I_{G,inh}$ и $I_{G,ing}$ – величины поступления радионуклида G при вдыхании и заглатывании в течение рассматриваемого периода контроля, $e_{G,inh}(\tau)$ и $e_{G,ing}(\tau)$ – дозовые коэффициенты, равные ожидаемой эффективной дозе внутреннего облучения вследствие поступления в организм 1 Бк радионуклида G при вдыхании и заглатывании.	нЗв; мкЗв; мЗв
Коэффициент дозовый эффективной дозы, ожидаемой при внутреннем облучении	$e(\tau)$	Взвешенная сумма временных интегралов мощности эквивалентной дозы облучения органа или ткани вследствие поступления в организм 1 Бк радионуклида: $e(\tau) = \sum_T w_T \cdot \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{h}_T(t) dt$, где t_0 – момент поступления, а $\dot{h}_T(t)$ – мощность эквивалентной дозы в органе или ткани T к моменту времени t после поступления 1 Бк радионуклида. Для целей радиационной безопасности принято, что $\tau = 50$ лет для взрослых людей старше двадцати лет и $\tau = (70 - g)$ лет для лиц младше 20 лет, имеющих возраст g в момент поступления радиоактивного вещества.	Зв/Бк

ментированной Нормами длительности.

Концепция индивидуальной годовой дозы.

В радиационной защите при определении нормируемых величин и значений их пределов принципиально не учитывается индивидуальная радиочувствительность конкретного человека. Как было показано выше, значения основных параметров, ко-

торые используются при определении эквивалентной и эффективной дозы, являются обобщением большого массива данных, полученных при изучении биологических эффектов излучения в экспериментах с различными биологическими объектами. Значения взвешивающих коэффициентов для излучений, равно как и коэффициентов качества излу-

⁸ Используется для характеристики поля излучения в точке, совпадающей с центром шарового фантома.

⁹ Для целей радиационного нормирования соответствующие глубины d , как правило, принимают равными 10 мм для сильнопроникающего излучения и 0,07 мм или 3 мм – для слабопроникающего излучения.

Таблица 10. Соотношения между системными и внесистемными единицами величин, применяемых в радиационной защите мер безопасности.

Величина	Название и обозначение единиц		Связь между единицами
	Единица СИ	Внесистемная единица	
Активность	беккерель (Бк), равный одному распаду в секунду (расп./с)	кюри (Ки)	1 Ки = $3,7 \cdot 10^{10}$ Бк; 1 Бк = $2,703 \cdot 10^{-11}$ Ки
Энергия частиц	джоуль (Дж)	электрон-вольт (эВ)	1 эВ = $1,602 \cdot 10^{-19}$ Дж
Керма ¹⁰	грэй (Гр), равный одному джоулю на килограмм (Дж/кг)	рад (рад)	1 рад = $1 \cdot 10^{-2}$ Гр; 1 Гр = 100 рад
Экспозиционная доза ¹¹	кулон на килограмм (Кл/кг)	рентген (Р)	1 Р = $2,58 \cdot 10^{-4}$ Кл/кг; 1 Кл/кг = $3,88 \cdot 10^3$ Р
Поглощенная доза	грэй (Гр), равный одному джоулю на килограмм (Дж/кг)	рад (рад)	1 рад = $1 \cdot 10^{-2}$ Гр; 1 Гр = 100 рад
Эквивалент дозы	зиверт (Зв)	бэр (бэр)	1 Зв = 100 бэр; 1 бэр = $1 \cdot 10^{-2}$ Зв

чения, установлены по данным об относительной биологической эффективности излучений при их воздействии на человека, млекопитающих других видов, культуры клеток и микроорганизмы [30]. Значения взвешивающих коэффициентов для отдельных органов и тканей определены в результате статистической обработки результатов уникального по масштабу пожизненного наблюдения за состоянием здоровья сотен тысяч людей, пострадавших от атомной бомбардировки Хиросимы и Нагасаки. Наконец, выбор значений пределов нормируемых величин также основывается на оценках пожизненного риска и радиогенного ущерба, в которых используются коэффициенты риска, полученные в результате анализа широкого спектра эпидемиологических данных Научным комитетом ООН по действию атомной радиации [17]¹².

Таким образом, основой для оценки индивидуальной дозы человека являются характеристики, присущие стандартному человеку:

- показатели качества излучения;
- параметры (размер, форма, масса, взаимное расположение в теле) радиочувствительных органов и тканей;
- взвешивающие коэффициенты ткани, необходимые для расчета эффективной дозы и т.д.

В случае профессионального облучения индивидуальная доза облучения работника принимается равной дозе облучения «стандартного работника», который находился бы в тех же производственных условиях и выполнял бы те же работы с источником, что и данный индивид. Значение индивидуальной дозы приписывается данному индивиду по результатам контроля внешнего и внутреннего облучения. При определении индивидуальной дозы ра-

ботника игнорируется ее отличие от истинной дозы облучения индивида (эту величину можно было бы назвать *персональной дозой*), обусловленное различием между характеристиками «стандартного работника» и персональными характеристиками индивида.

Для однозначного определения величины индивидуальной дозы внешнего облучения были сформулированы требования к параметрам дозиметрических моделей некоторых органов и тканей стандартного работника, использование которых необходимо для мониторинга эквивалентных доз облучения органов и тканей профессиональных работников. Эти определения дополняют описание фантома условного человека, который используется МКРЗ для расчета доз внешнего облучения [15].

В дозиметрии внутреннего облучения для определения доз облучения органов и тканей человека используются математические фантомы, которые базируются на математическом описании формы, размера и взаимного расположения внутренних органов в теле человека [25]. Для целей определения величины индивидуальной дозы внутреннего облучения определение стандартного человека нужно дополнить указаниями относительно методов оценки доз облучения стандартного человека. К таким указаниям можно отнести требования к дозиметрическим моделям, которые следует использовать при оценках индивидуальных доз внутреннего облучения:

- органов дыхания стандартного работника [13],
- желудочно-кишечного тракта стандартного работника [11],
- биокинетики элементов в органах и тканях стандартного работника [14].

¹⁰ Для гамма-излучения с энергией до 10 МэВ керма практически не отличается от поглощенной дозы.

¹¹ Используется для гамма-излучения с энергией до 3 МэВ. 1 Р соответствует $0,87 \cdot 10^{-3}$ Гр воздушной кермы.

¹² См. также приложения Б, В и Г к Рекомендациям МКРЗ 1990 г. [12].

Для целей демонстрации соответствия условий использования источников излучения требованиям обеспечения радиационной безопасности применяется величина индивидуальной годовой эффективной дозы, значение которой следует сравнивать с пределом дозы. Годовая эффективная доза равна сумме индивидуальной эффективной дозы внешнего облучения, полученной за год, и ожидаемой индивидуальной эффективной дозы внутреннего облучения, обусловленной поступлением в организм радионуклидов за этот же год. Специальная единица годовой эффективной дозы – *зиверт в год* (Зв в год) [1].

Операционные величины внешнего облучения.

При индивидуальном дозиметрическом контроле за значение эффективной дозы внешнего облучения принимают значение операционной величины – индивидуального эквивалента дозы, $H_r(10)$ [1]. Операционная величина – эквидозиметрическая величина, однозначно определяемая через физические характеристики поля излучения в точке, максимально возможно приближенная в стандартных условиях облучения к нормируемой величине и предназначенная для консервативной оценки этой величины при дозиметрическом контроле. Введение в практику радиационного контроля операционных величин необходимо, в первую очередь, для унификации методов контроля и определения требований к функции отклика приборов радиационного контроля [39].

Индивидуальный эквивалент дозы $H_r(d)$ равен эквиваленту дозы в мягкой биологической ткани на глубине d (мм) под рассматриваемой точкой на поверхности плоского фантома или на теле взрослого человека. Использование фантома или тела человека в этом случае позволяет напрямую обеспечить учет возмущения реального поля излучения человеком.

Операционной величиной внешнего облучения для контроля радиационной обстановки принят амбиентный эквивалент дозы (амбиентная доза)¹³ $H^*(d)$. Амбиентный эквивалент дозы используется для параметризации поля излучения в точке, совпадающей с центром шарового фантома МКРЭ (шара диаметром 30 см из тканеэквивалентного материала с плотностью 1 г/см³) [34]. Результаты контроля ра-

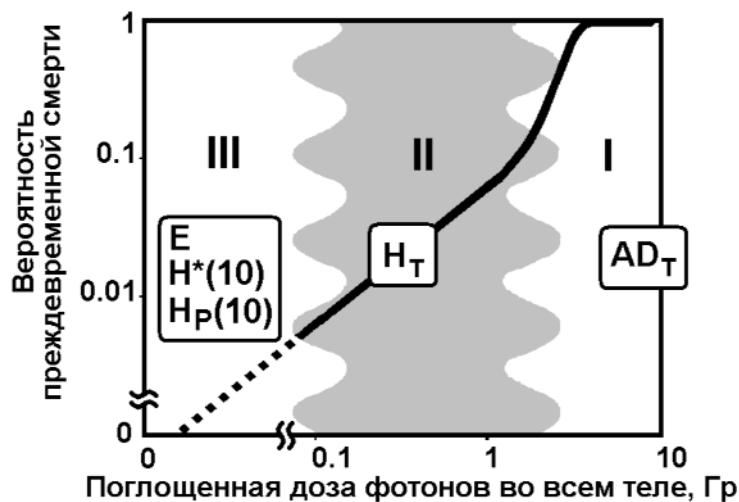


Рис.3. Рекомендованные области применимости дозиметрических величин.

диационной обстановки используют для расчета дозы внешнего облучения [39].

Параметр d определяет соотношение операционной и нормируемой величины:

- при $d = 10$ мм величины $H^*(10)$ и $H_r(10)$ соответствуют эффективной дозе внешнего облучения;
- при $d = 3$ мм величины $H^*(3)$ и $H_r(3)$ соответствуют эквивалентной дозе внешнего облучения хрусталика глаза;
- при $d = 0,07$ мм величины $H^*(0,07)$ и $H_r(0,07)$ соответствуют эквивалентной дозе внешнего облучения кожи.

В определении операционных величин внешнего облучения используется *эквивалент дозы* H , который равен поглощенной дозе в точке, умноженной на средний коэффициент качества для излучения, воздействующего на ткань в данной точке:

$$H = \bar{Q} \cdot D = \int_0^{\infty} Q(L)D(L)dL, \quad (25)$$

где \bar{Q} – средний коэффициент качества в рассматриваемой точке внутри облучаемого вещества; $Q(L)$ – зависимость коэффициента качества излучения от ЛПЭ; $D(L)$ – распределение поглощенной дозы в точке по ЛПЭ и D – величина поглощенной дозы в рассматриваемой точке. Единица эквивалента дозы – Дж/кг, которая называется *зиверт* (Зв).

Операционные величины являются величинами, соподчиненными с эквидозиметрическими величинами, используемыми для оценки стохастических эффектов излучения. Для обеспечения этой соподчиненности МКРЗ регламентировала зависимость коэффициента качества излучения $Q(L)$ от ЛПЭ:

¹³ Перевод англоязычного термина *ambient* (от латинского *ambi* – кругом, вокруг, с обеих сторон) *dose equivalent* – эквивалент дозы, характеризующей радиационную обстановку.

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & \text{при } L \leq 10 \text{ кЭВ/мкм} \\ 0,32 \cdot L - 2,2 & \text{при } 10 \leq L \leq 100 \text{ кЭВ/мкм}, \\ 300/\sqrt{L} & \text{при } L \geq 10 \text{ кЭВ/мкм}. \end{cases} \quad (26)$$

При такой зависимости $Q(L)$ на глубине 10 мм в шаровом фантоме МКРЕ для всех проникающих излучений (нейтронов и фотонов), для которых были установлены значения w_R , выполняется равенство

$$\bar{Q} = \frac{1}{D_R} \int_0^{\infty} Q(L) D_R(L) dL = w_R, \quad (27)$$

где $D_R(L)dL$ – поглощенная доза излучения R в точке взаимодействия излучения с веществом, обусловленная частицами с ЛПЭ в интервале $(L, L+dL)$.

Для типов и энергий излучений, не включенных в таблицу 5, значение величины w_R следует принимать равным среднему значению коэффициента качества излучения на глубине 10 мм в шаровом фантоме МКРЕ.

Ожидаемая эффективная доза внутреннего облучения.

При индивидуальном дозиметрическом контроле за значение эффективной дозы внутреннего облучения принимают значение ожидаемой эффективной дозы $E(\tau)$, обусловленной поступлением в организм радионуклидов за определенный период времени:

$$E(\tau) = \sum_G \{ I_{G,inh} \cdot e_{G,inh}(\tau) + I_{G,ing} \cdot e_{G,ing}(\tau) \}, \quad (28)$$

где $I_{G,inh}$ и $I_{G,ing}$ – величины поступления радионуклида G при вдыхании и заглатывании в течение рассматриваемого периода контроля, $e_{G,inh}(\tau)$ и $e_{G,ing}(\tau)$ – дозовые коэффициенты, равные ожидаемой эффективной дозе внутреннего облучения вследствие поступления в организм 1 Бк радионуклида G при вдыхании и заглатывании. Значения дозовых коэффициентов табулированы в [1]. Для определенного радионуклида и пути поступления дозовые коэффициенты определены как

$$e(\tau) = \sum_T w_T \cdot \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{h}_T(t) dt, \quad (29)$$

где t_0 – момент поступления, а $\dot{h}_T(t)$ – мощность эквивалентной дозы в органе или ткани T к моменту времени t после поступления 1 Бк радионуклида. Для целей радиационной безопасности принято, что $\tau = 50$ лет для взрослых людей старше двадцати лет и $\tau = (70 - g)$ лет – для лиц младше 20 лет, имеющих возраст g в момент поступления радиоактивного вещества. Единица ожидаемой эффективной дозы – Дж/кг, которая называется зиверт (Зв).

Таким образом, главной задачей демонстрации

соответствия условий использования источников излучения требованиям обеспечения радиационной безопасности является определение значения индивидуального эквивалента дозы внешнего облучения за период контроля и величины поступления радиоактивного вещества в течение периода контроля. В случае годового периода контроля величина годовой эффективной дозы, сравниваемая с пределом дозы, равна

$$E_T = H_p(10) + \sum_G \{ I_{G,inh} \cdot e_{G,inh}(\tau) + I_{G,ing} \cdot e_{G,ing}(\tau) \}, \quad (30)$$

где $I_{G,inh}$ и $I_{G,ing}$ – величины поступления радионуклида G при вдыхании и заглатывании в течение года [1].

Сводка эквидозиметрических величин, применяемых для демонстрации соответствия требованиям к состоянию радиационной безопасности, приведена в таблице 9. Операционные величины не были введены в практику радиационного контроля в Российской Федерации регулирующими документами высокого уровня [43]. Для их введения в практику обеспечения радиационной безопасности на предприятиях атомной промышленности и энергетики были разработаны специальные методические указания [39–42]. Указанные документы содержат общие требования к определению индивидуальных доз внешнего и внутреннего облучения и проведению дозиметрического контроля для демонстрации соответствия условий использования источников излучения требованиям обеспечения радиационной безопасности. Основные положения этих документов должны быть включены в будущие Нормы и Правила обеспечения радиационной безопасности в Российской Федерации.

Заключение

В общем виде связь между величинами, используемыми в радиационной защите и безопасности, представлены на рис.2. В таблицах 1,2,6,8 и 9 приведены основные величины и их единицы, используемые в радиационной защите и безопасности. Более полный список можно найти в работах [34,37]. В таблице 10 приведены соотношения между системными и традиционными единицами этих величин. Традиционная система единиц величин, используемых в радиационной безопасности и защите, начала формироваться в 1925 году, когда на первом Международном радиологическом конгрессе был организован Международный комитет по рентгеновским единицам (*International X-Ray Unit Committee*), ныне – Международная комиссия по радиационным единицам и измерениям (*International Commission on Radiation Units and Measurements*,

ICRU). Проблема традиционных единиц возникла с принятием соглашения о Международной системе единиц СИ¹⁴ и внедрением этой системы в практику радиационной безопасности и защиты. Единицы ОБЭ-взвешенной, эквивалентной и эффективной дозы отсутствуют в таблице 10, поскольку эти величины изначально были определены в соответствии с СИ.

Облучение человека может быть представлено значениями любых дозиметрических величин, приведенных в таблицах 2,6,8 и 9. Между тем, области условий облучения, в пределах которых эти дозиметрические величины могут выступать как характеристики облучения, важные для целей защиты человека, ограничены. В качестве примера рассмотрим последствия внешнего облучения фотонами.

При внешнем облучении всего тела фотонами с дозой менее 1 Гр главной причиной преждевременной смерти являются радиогенные раки, а при облучении с дозой более 4 Гр – детерминированные эффекты излучения. При облучении всего тела с дозой 1–4 Гр, преждевременная смерть может быть связана как с развитием детерминированных, так и стохастических эффектов излучения. Причинно-следственная связь между смертью от рака и облучением не может быть установлена, если доза облучения всего тела не превышает 0,1 Гр. На рис.3 представлены области доз внешнего облучения фотонами, где целесообразно использование тех или иных дозиметрических величин для оценки последствий радиационной аварии:

1. Вклад риска развития стохастических эффектов в полную вероятность преждевременной смерти незначителен при дозах выше 4 Гр, так что для оценки последствий облучения в этой области следует использовать ОБЭ-взвешенную дозу.

2. Вклад стохастических эффектов в полную смертность неопределим при дозах ниже 0,1 Гр, так что для оценки возможных последствий облучения в этой области следует использовать эффективную дозу.

3. Вклад риска развития детерминированных эффектов в полную вероятность преждевременной смерти незначителен при дозах ниже 1 Гр, так что для оценки последствий облучения в области

0,1–1 Гр следует использовать эквивалентную дозу.

4. Вклад риска развития стохастических и детерминированных эффектов в полную вероятность преждевременной смерти сопоставим при дозах 1–4 Гр, так что для оценки последствий облучения в этой области следует использовать и ОБЭ-взвешенную и эквивалентную дозу.

Выводы и рекомендации

Краткий обзор состояния системы величин, используемых в радиационной защите и безопасности для характеристики облучения человека показывает, что система дозиметрических величин развивается вслед регулярно обновляющимся Рекомендациям МКРЗ и Нормам обеспечения безопасности, разрабатываемыми под эгидой МАГАТЭ. Для того, чтобы система критериев, методов и средств радиационной защиты и обеспечения радиационной безопасности в Российской Федерации полностью соответствовала современному мировому уровню, необходимо внести ряд дополнений и уточнений в документы, регулирующие обеспечение радиационной безопасности.

1. Для обеспечения адекватного реагирования на аварийное облучение следует ввести в практику величину ОБЭ-взвешенной дозы облучения органа или ткани.

2. Следует правильно определить область использования эффективной дозы и стремиться к исключению ее из рассмотрения при эпидемиологических исследованиях и оценках радиогенного риска.

3. Необходимо создать условия для востребованности оценки вероятностной обусловленности профессиональных заболеваний, что неизбежно повлечет за собой адекватное использование эквивалентной дозы для характеристики облучения.

4. Необходимо ввести операционные величины внешнего облучения в практику радиационного контроля для демонстрации соответствия условий облучения нормативным требованиям подобно тому, как это было сделано для обеспечения радиационной безопасности на предприятиях атомной промышленности и энергетики.

¹⁴ Международная система единиц (международное сокращенное наименование SI, в русской транскрипции СИ) принята в 1960 году XI Генеральной конференцией по мерам и весам и затем неоднократно уточнялась.

Литература

1. IAEA. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115. IAEA, Vienna, 1996, (русск. изд. 1997 г.).
2. IAEA. Methods for Estimating the Probability of Cancer from Occupational Radiation Exposure. IAEA TECDOC-870, IAEA, Vienna, 1996.
3. IAEA. Radiation Protection and the Safety of Radiation Sources. Safety Fundamentals. Safety Standards Series № 120, IAEA, Vienna, 1996.
4. IAEA. Оптимизация радиационной защиты при контроле облучения персонала. Серия отчетов МАГАТЭ по безопасности № 21. Вена, МАГАТЭ, 2002.
5. IAEA. Generic procedures for medical response during nuclear and radiological emergency. EPR-MEDICAL, IAEA, Vienna, 2005.
6. IAEA. Development of extended framework for emergency response criteria. Interim report for comments, IAEA TECDOC-1432, IAEA, Vienna, 2004.
7. IAEA. Dangerous quantities of radioactive material (D-values). EPR-D-Values, IAEA, Vienna, 2006.
8. IAEA. Fundamental Safety Principles. Safety Fundamentals. Safety Series SF-1. IAEA, Vienna, 2006.
9. IAEA Criteria for Use in Preparedness and Response to a Nuclear or Radiological Emergency. Draft safety guide DS44 (Version 2.0) from 2007-02-08. IAEA, Vienna (2007). Адрес документа на Интернет-сайте Департамента ядерной безопасности МАГАТЭ: <http://www-ns.iaea.org/committees/comments/default.asp?fd=327>. Просмотрен 15 июля 2007.
10. ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Ann ICRP Vol 1, № 3. Pergamon Press, Oxford, UK, 1977. (Радиационная защита. Публикация МКРЗ № 26. М.: Атомиздат, 1978).
11. ICRP. Пределы поступления радионуклидов для работающих с ионизирующим излучением. Публикация 30 МКРЗ. Часть 1. М.: Энергоатомиздат, 1982.
12. ICRP. Радиационная безопасность. Рекомендации МКРЗ 1990 г. Ч.1, ч.2. М.: Энергоатомиздат, 1994.
13. ICRP. Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection. ICRP Publication 66. Ann. ICRP 24(1-3), 1994.
14. ICRP. Age-Dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides, Part 5, Compilation of Ingestion and Inhalation Dose Coefficients, ICRP Publication № 72, Ann. ICRP 26(1), 1996.
15. ICRP. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication № 74. Ann ICRP Vol. 26 № 3/4. Pergamon Press, Oxford, UK, 1996.
16. ICRP. Low-dose Extrapolation of Radiation-related Cancer Risk. ICRP Publication № 99, Ann. ICRP 35(4), 2005.
17. UNSCEAR. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. UNSCEAR 1988 Report to the General Assembly. N.-Y.: United Nations, 1988.
18. UNSCEAR. Exposures to the public from man-made sources of radiation. Annex C to UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly. Sources and Effects of Ionizing Radiation. N.-Y.: United Nations, Vol. I, 157-293, 2000.
19. UNSCEAR. Epidemiological evaluation of radiation-induced cancer. Annex I to UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly. Sources and Effects of Ionizing Radiation. N.-Y.: United Nations, Vol. II, 297-450, 2000.
20. U.S. Department of health and human services. 42 CFR Part 81: RIN 0920-ZA01. Guidelines for Determining the Probability of Causation Under the Energy Employees Occupational Illness Compensation Program Act of 2000; Final Rule. Federal Register Vol. 67, № 85 (2002) 22296- 22314.
21. U.S. Department of health and human services. 42 CFR Part 82: RIN 0920-ZA00. Methods for Radiation Dose Reconstruction Under the Energy Employees Occupational Illness Compensation Program Act of 2000; Final Rule. Federal Register Vol. 67, № 85 (2002) 22314-22336.
22. U.S. National Commission on Radiological Protection. Evaluation of the linear-nonthreshold dose-response model for ionizing radiation. NCRP Report 136. U.S. National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda, Maryland, 2001.
23. U.S. National Institute for Occupational Safety and Health. Interactive RadioEpidemiological Program IREP v.5.3. Адрес в Интернет: <http://www.irep.nci.nih.gov/>. Просмотрен 15 июля 2007.
24. U.S. Office of Compensation Analysis and Support. Домашняя страница в Интернет доступна по адресу: <http://www.cdc.gov/niosh/ocas/ocasabt.html>. Просмотрена 15 июля 2007.
25. U.S. Oak Ridge National Laboratory. Christy M., Eckerman K.E. Specific Absorbed Fraction of Energy at various Ages from internal Photon Sources. ORNL/TM-8381, vv. 1-7, 1987.
26. Иванов В.К., Цыб А.Ф. Медицинские радиологические последствия Чернобыля для населения России: Оценка радиационных рисков. М.: Медицина, 2002.

Литература (продолжение)

27. Иванов В.К., Цыб А.Ф., Панфилов А.П., Агапов А.М. Оптимизация радиационной защиты: "Дозовая матрица". М.: Медицина, 2006.
28. Ильин Л.А., Иванов А.А., Кочетков О.А. и др. Техногенное облучение и безопасность человека. Под ред. Л.А. Ильина. М.: ИздАТ, 2006.
29. Кеирим-Маркус И.Б. Эквидозиметрия. М.: Атомиздат, 1980.
30. Кеирим-Маркус И.Б., Савинский А.К., Чернова О.Н. Коэффициент качества ионизирующих излучений. М.: Энергоатомиздат, 1992.
31. Кутьков В.А. Современная система дозиметрических величин. АНРИ № 1(20) 4-17, 2000.
32. Кутьков В.А., Безруков Б.А., Ткаченко В.В., Романцов В.П., Долженков И.В., Лебедев В.Н., Петров В.И. Основные положения и требования нормативных документов в практике обеспечения радиационной безопасности атомных станций. Учебное пособие. Под общ. ред. В.А. Кутькова и Б.А. Безрукова. М.: Концерн "Росэнергоатом", 2002.
33. Кутьков В.А., Ткаченко В.В., Романцов В.П., Ермолина Е.П. Обеспечение радиационного контроля на предприятиях в соответствии с требованиями Норм и Правил радиационной безопасности. Учебное пособие. Под общ. ред. В.А. Кутькова. Обнинск: ИАТЭ, 2002.
34. Кутьков В.А., Ткаченко В.В., Романцов В.П. Радиационная безопасность персонала атомных станций. Учебное пособие. Под общ. ред. В.А. Кутькова. Москва - Обнинск: Атомтехэнерго, ИАТЭ, 2003.
35. Кутьков В.А., Ткаченко В.В., Романцов В.П., Безруков Б.А., Долженков И.В., Алексеев А.Г. Основы радиационного контроля на АЭС. Учебное пособие. Под ред. В.А. Кутькова и В.В. Ткаченко. Москва - Обнинск: концерн «Росэнергоатом», ИАТЭ, 2005.
36. Кутьков В.А., Кухта Б.А. Радиологические свойства радиоактивных аэрозолей. АНРИ № 4(47) 2-22, 2006.
37. Кутьков В.А., Ризин Ф.И., Фертман Д.Е., Шумов С.А. Терминология ядерного приборостроения. Справочное пособие в 2-х томах. Том I. Ядерное приборостроение. Физические явления и основные понятия. М.: Издательский Дом "Технология", 2006.
38. Кутьков В.А. Эволюция системы обеспечения радиационной безопасности в свете новых рекомендаций МКРЗ и МАГАТЭ. АНРИ № 1(48) 2-24, 2007.
39. Методические указания МУ 2.6.1.016-2000. Определение индивидуальных эффективных и эквивалентных доз и организация контроля профессионального облучения в контролируемых условиях обращения с источниками излучения. Общие требования. АНРИ № 3(22) 43-75, 2000.
40. Методические указания МУ 2.6.1.25-2000. Дозиметрический контроль внешнего профессионального облучения. Общие требования. Минатом России, Федеральное управление "Медбиоэкстрем" Минздрава России, 2000. В сб. Методическое обеспечение радиационного контроля на предприятии. М.: Министерство Российской Федерации по атомной энергии, Министерство здравоохранения Российской Федерации, Федеральное управление медико-биологических и экстремальных проблем. Том 1., 2001, сс.57-110.
41. Методические указания МУ 2.6.1.26-2000. Дозиметрический контроль внутреннего профессионального облучения. Общие требования. Минатом России, Федеральное управление "Медбиоэкстрем" Минздрава России, 2000. Там же, сс.111-155.
42. Методические указания МУ 2.6.1.14-2001. Контроль радиационной обстановки. Общие требования. Минатом России, Федеральное управление "Медбиоэкстрем" Минздрава России, 2000. Там же, сс.157-183.
43. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99): Гигиенические нормативы СП-2.6.1.758-99. М.: Минздрав России, 1999.
44. Российская Федерация. Министерство здравоохранения и социального развития. Приказ от 21 апреля 2005 г. № 289. Об утверждении положения о межведомственном экспертном совете по установлению причинной связи заболеваний, инвалидности и смерти граждан, подвергшихся воздействию радиационных факторов. Сборник нормативных актов по социальной защите населения, пострадавшего от воздействия радиации. Челябинск: Юж.-Урал. кн. изд-во, 2000.