

Белорусский государственный университет

Физический факультет

ЗАЩИТА ОТ ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ

Дозиметрические
величины и
радиационный отклик

Основные понятия микродозиметрии

Основные микродозиметрические величины

- В микродозиметрии рассматриваются стохастические величины, отражающие статистический характер взаимодействия ИИ с веществом
- Основные микродозиметрические величины
 - *переданная энергия ε* (энерговыделение)
 - *линейная энергия y* (линейная концентрация энергии)
 - *удельная энергия z*

Переданная энергия

- Стохастическая величина, равная фактически поглощенной энергии в заданном микрообъеме.
- Различают:
 - энергия, переданная при одиночном событии ε_1 (не зависит от дозы)
 - дозозависимая переданная энергия (дозозависимое энерговыделение) ε_D
- ε_D не совпадает с mD – средней величиной переданной энергии

Два способа получения распределения ε_D

- Регистрируется фактически поглощенная энергия в фиксированном микрообъеме при многократном облучении и при одной и той же дозе
- Регистрируется фактически поглощенная энергия в одновременно в большом числе одинаковых микрообъемов, находящихся в однородном поле излучения, при заданной дозе
- Если оба варианта дают одинаковый ответ – выполняется эргодическая гипотеза

Линейная энергия

- Линейная энергия – энергия, переданная при одиночном событии, отнесенная к средней хорде микрообъема, в котором она определена:

$$y = \varepsilon_1 / l$$

- В отличие от ЛПЭ характеризует действительную энергию, передаваемую веществу в одиночном событии, отнесенную к единице длины пробега.

Удельная энергия

- Энергия, переданная при одиночном событии единице массы микрообъема:

$$z = \varepsilon_1 / m$$

- где m – масса данного микрообъема.

Основные дозиметрические величины

Поглощенная доза

- *Поглощенной дозой (absorbed dose)* называется *средняя энергия*, передаваемая единице массы вещества в элементарном объеме этого вещества:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

Единицы поглощенной дозы

- Стандартная единица поглощенной дозы – 1 Грэй (Гр, Gy). $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$.
- Традиционная единица поглощенной дозы – 1 рад. $1 \text{ рад} = 100 \text{ эрг/г}$. Т.о.
- $1 \text{ рад} = 0,01 \text{ Гр} = 1 \text{ сГр}$.

Керма

- Слово “керма” (*kerma*) является акронимом английской фразы, которая по сути дела является ее определением: kinetic energy released in matter, или, более детально: *средняя кинетическая энергия заряженных частиц, созданных в единице массы вещества* (kinetic energy of radiation produced per unit mass in matter).

Керма

- Если E_{tr} есть суммарная кинетическая энергия всех заряженных частиц, высвобожденных под действием электрически нейтрального излучения в веществе массы m , то

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}$$

- Стандартная единица кермы – тоже 1 Гр.

Экспозиционная доза

- *Экспозиционная доза X (exposure)* определяется как абсолютная величина среднего заряда ионов одного знака, порождаемых первичным фотонным излучением в единице массы сухого воздуха:

$$X = \frac{d\bar{Q}}{dm}$$

Единицы экспозиционной дозы

- Стандартная единица экспозиционной дозы – 1 Кл/кг.
- Широко распространенной традиционной единицей экспозиционной дозы является 1 рентген (1 Р).
- 1 рентген это экспозиционная доза фотонного излучения, под действием которого в 1 см³ сухого воздуха при нормальных условиях (101503 Па, 273,15 К) возникают ионы, с суммарным электрическим зарядом одного знака в 1 ед. СГСЭ = $0,33 \cdot 10^{-9}$ Кл. Поэтому

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

Соотношения между экспозиционной и поглощенной дозами

- Средняя энергия ионообразования для воздуха
 $w_0 = 33,85$ эВ
- Средняя энергия ионообразования воды – 36,9 эВ
- В случае гамма- и рентгеновского излучения $X = 1$ Кл/кг соответствует $D = 33,85$ Гр в воздухе, 36,9 Гр в биологической ткани
- $X = 1$ Р соответствует $D = 0,873$ рад в воздухе, 0,95 рад в биологической ткани
- С погрешностью в 5% экспозиционную дозу в рентгенах и поглощенную дозу в ткани в радах можно считать совпадающими

Эквиваленты дозы

Эквиваленты дозы

A series of horizontal lines of varying lengths and colors (teal, light blue, white) extending from the right side of the page towards the center, positioned below the subtitle.

ОБЭ

- ОБЭ – относительная биологическая эффективность (RBE – relative biological effectiveness) – *отношение поглощенной дозы при стандартном облучении (вызванном рентгеновским излучением при пиковом напряжении на трубке в 250 кВ, либо 200 кВп в отечественной литературе) к поглощенной дозе наблюдаемого излучения, порождающего тот же самый биологический эффект, что и стандартное рентгеновское излучение.*

ОБЭ

- Если D_0 – доза стандартного (образцового) излучения, а
- D – доза наблюдаемого излучения, вызывающего тот же самый биологический эффект, что и D_0 , то

$$\text{ОБЭ} = D_0/D$$

ОБЭ

- ОБЭ зависит от многих факторов:
 - физической природы излучения,
 - вида биологического материала,
 - вида биологической реакции,
 - степени ее выраженности,
 - мощности дозы или ее распределения в биологическом объекте.
- Поэтому понятие ОБЭ сложно применять в практической деятельности.

Коэффициент качества

- В 1964 г. МКРЗ введен коэффициент качества – определенным образом усредненная мера ОБЭ.
- В определении коэффициента качества есть большая доля условности: он определяется по отношению не ко всем биологическим последствиям действия ионизирующего излучения, а только к таким, которые представляют наибольшую опасность, например, рак или наследственные эффекты
- Коэффициент качества как и поглощенная доза являются детерминистскими величинами и определены в точке

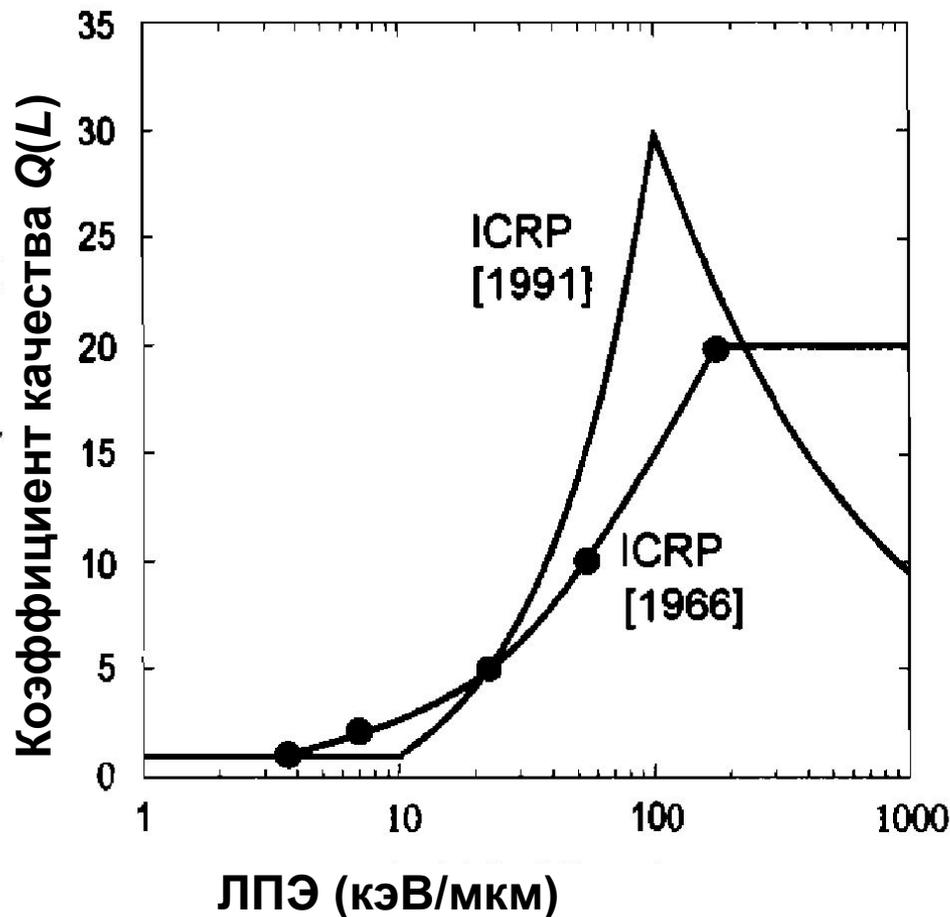
Коэффициент качества

- Первоначально методы определения коэффициентов качества для различных видов излучения и различных его энергий носили, в основном, субъективный характер
- С течением времени субъективность в определении коэффициента качества снизилась по своей степени, но не исчезла
- Для косвенно ионизирующего излучения коэффициент качества устанавливается для потоков вторичных заряженных частиц.

От чего зависит коэффициент качества

- Объективной мерой биологических эффектов может служить плотность ионизации вещества вдоль траектории ионизирующей частицы.
- Она пропорциональна ЛПЭ – L .
- Так как биологические ткани состоят, в основном, из воды, то считают, что $Q = Q(L)$ для воды

Зависимость коэффициента качества



ICRP 1991 Publ 60,
2007, Publ. 103

(L выражена в кэВ/мкм)

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & (\text{for } L \leq 10) \\ 0.32L - 2.2 & (\text{for } 10 \leq L \leq 100) \\ 300 / \sqrt{L} & (\text{for } L \geq 100) \end{cases}$$

Данные зависимости
установлены экспертно
– т.е. являются в той
или иной степени
субъективными

Среднее значение к-та качества

- Рассматривается распределение поглощенной дозы по ЛПЭ $D_L = D(L) = dD/dL$.
- Поэтому вводят усредненный коэффициент качества

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

$$D = \int_0^{\infty} dL D(L)$$

Эквивалент дозы

- Эквивалентом дозы (dose equivalent) моноэнергетического излучения называется произведение среднего коэффициента качества Q на поглощенную дозу D :

$$H(\overset{\boxminus}{r}) = \bar{Q}(\overset{\boxminus}{r})D(\overset{\boxminus}{r})$$

Средняя поглощенная доза на орган (ткань)

- В целях радиационной защиты рассматривают не поглощенную дозу, а среднюю поглощенную дозу на орган или ткань

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D(\vec{r}) dm = \frac{1}{m_T} \int_{V_T} D(\vec{r}) \rho(\vec{r}) dV$$

Средний коэффициент качества на орган (ткань)

- Соответствующим образом определяется и средний коэффициент качества на орган или ткань

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \bar{Q}(r) D(r) dm$$
$$= \frac{1}{m_T D_T} \int_{V_T} \bar{Q}(r) D(r) \rho(r) dV$$

- Иногда называется – коэффициент качества органа или ткани
- Он зависит от спектрального состава излучения. При внешнем облучении – от углового распределения

Взвешивающий коэффициент излучения

- Часто спектральный состав излучения в интересующей области не известен
- Поэтому в радиационной безопасности вместо среднего коэффициента качества на орган (ткань) вводят другую величину – взвешивающий коэффициент излучения w_R .
- Он устанавливается для каждого вида излучения независимо от его спектрального состава
- В отличие от коэффициента качества Q w_R не является функцией точки в дозиметрическом смысле, а распространяется сразу на весь орган или ткань, хотя явно к ним не привязан, так как устанавливается одинаковым для любого органа, ткани или организма в целом

Эквивалентная доза

- Произведение взвешивающего коэффициента излучения w_R на полную поглощенную дозу D дает эквивалентную дозу:

$$H_{T,R} = w_R D_T$$

- Единица измерения эквивалентной дозы в СИ – 1 Зиверт (Зв, Sv).

Внесистемная единица эквивалентной дозы - бэр

- БЭР – биологический эквивалент рада – эквивалентная доза, при которой произведение поглощенной дозы на взвешивающий коэффициент излучения равно 100 эрг/г.
- 1 бэр создает такой же биологический эффект, как и поглощенная доза стандартного рентгеновского или гамма-излучения в 1 рад.
- 1 бэр = 0,01 Зв

Эквивалентная доза от смешанного излучения

- Для излучения смешанной природы эквивалентная доза будет представлять собой сумму

$$H_T = \sum_R H_{T,R} = \sum_R w_R D_{T,R}$$

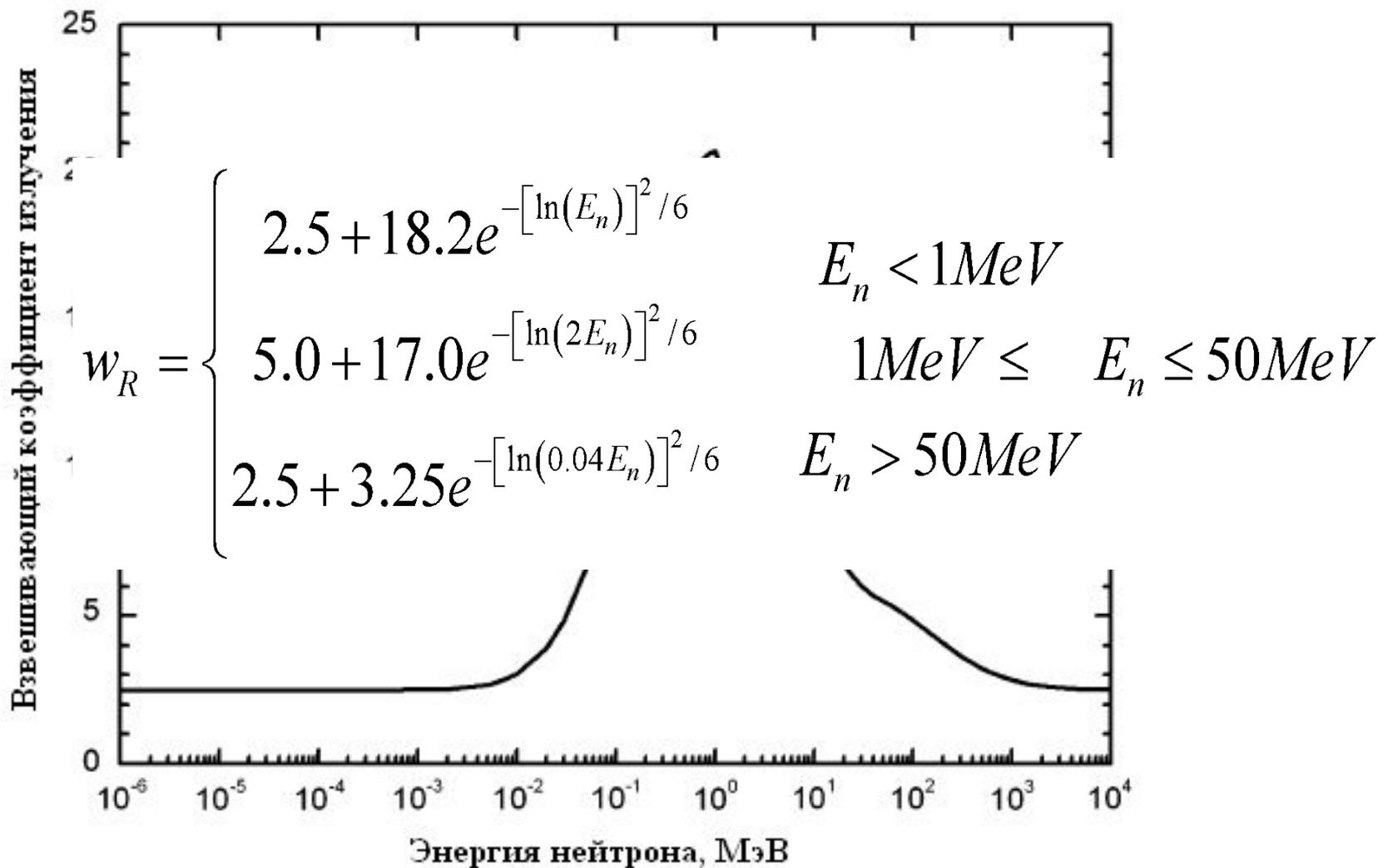
Установленные значения w_R

Вид излучения	Взвешивающий коэффициент излучения
Фотоны	1
Электроны и мюоны	1
Протоны и заряженные пионы	2
Альфа-частицы, осколки деления, тяжелые ионы	20
Нейтроны	Непрерывная функция энергии нейтронов (см. след. слайд)

Все значения даны для излучения, падающего на поверхность тела, или (для источников внутреннего облучения) испущенных инкорпорированными радионуклидами

- Замечание: особый вопрос - воздействие электронов Оже

W_R для нейтронов



Эффективная доза

- Для учета радиочувствительности органа или ткани вводится соответствующий взвешивающий коэффициент w_T , который есть усредненная по органу или ткани величина, показывающая при каких эквивалентных дозах биологический эффект будет одинаков для различных тканей.

Эффективная доза

- Сумма произведений w_T на эквивалентную дозу H_T дает *эффективную дозу*.
- Для учета вклада различных органов и тканей в общую частоту заболеваемости эффективная эквивалентная доза определяется суммой

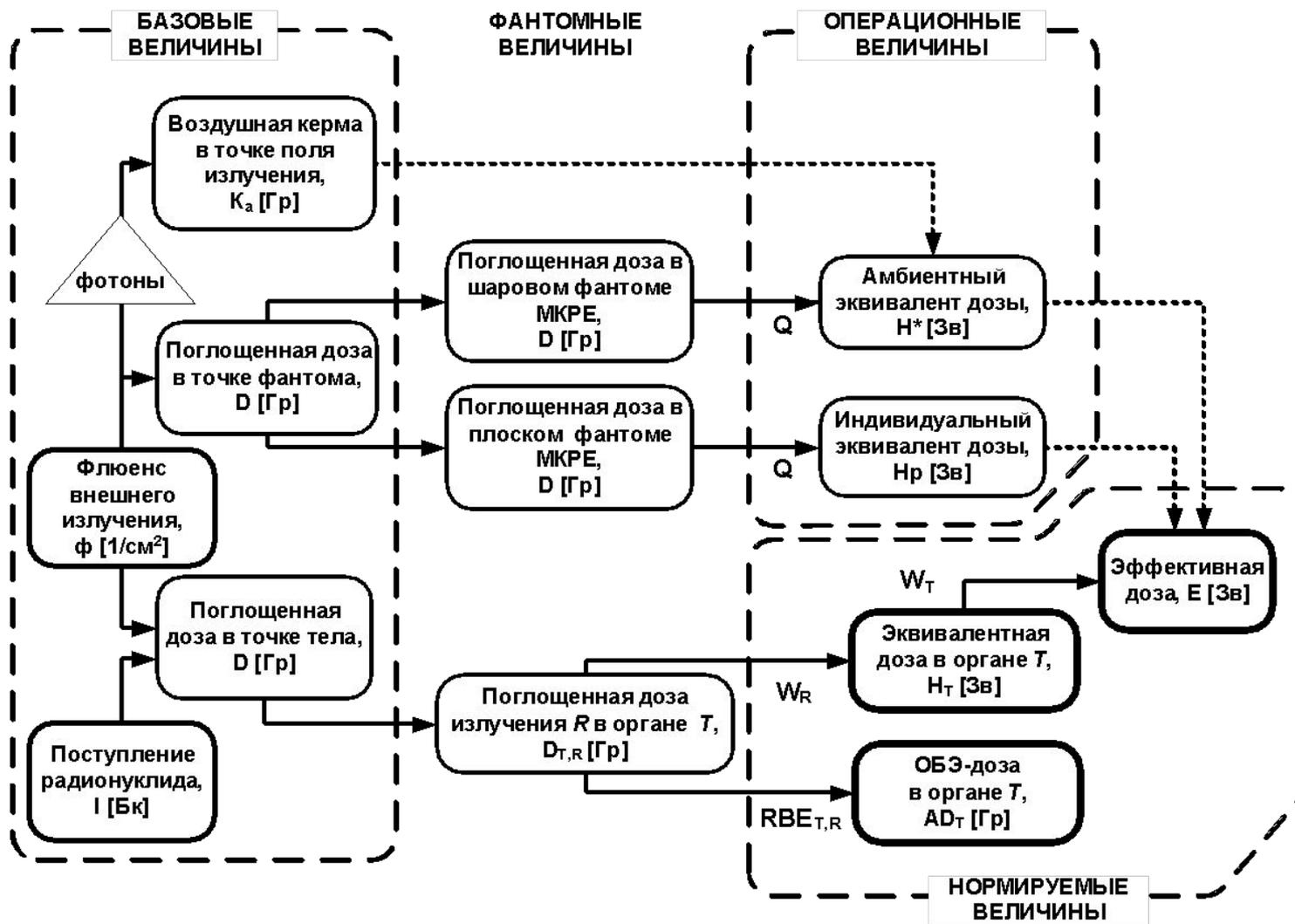
$$E_{R,T} = \sum_j w_{T,j} H_{R,T,j}$$

- Для этого значения w_T устанавливаются из расчета, что сумма w_T для всего организма равна 1
- Единицы измерения – Зв

Тканевый взвешивающий коэффициент w_T (ICRP, Publ. 103, 2007)

Ткань	w_T	$\sum w_T$
Костный мозг (красный), Толстая кишка, Легкие, Желудок, Молочная железа, Остальные ткани	0.12	0.72
Гонады	0.08	0.08
Мочевой пузырь, Пищевод, Печень, щитовидная железа	0.04	0.16
Поверхность кости, головной мозг, слюнные железы, кожа	0.01	0.04
	Итого	1.00

Система дозиметрических величин



Функция радиационного отклика

Основное определение

- В каждой точке \vec{r} материи воздействие ионизирующего излучения, измеряемое некоторой величиной $R(\vec{r}, t)$, определяется плотностью его флюэнса $\Phi(E, \Omega, \vec{r}, t)$ и некоторой функцией $\mathcal{R}(\vec{r}, E, \Omega)$, описывающей ожидаемый эффект, который могла бы вызвать частица с энергией E , движущаяся в веществе в направлении Ω :

$$R(\vec{r}, t) = \int_0^{\infty} dE \int_{4\pi} d\Omega \mathcal{R}(\vec{r}, E, \Omega) \Phi(E, \Omega, \vec{r}, t)$$

Наименование

- Ядро интегрального преобразования величина в документах МКРЕ (ICRU) называется *коэффициентом перехода (conversion coefficient)*.
- Shultis J.K., Faw R.E. называют ее *функцией радиационного отклика (radiation response function)*.

Моделирование функции отклика

- σ – сечение данного вида взаимодействия ионизирующего излучения с веществом,
- n – число частиц в единице объема вещества, на которых проходят реакции данного рода.
- Произведение

$$\mu = \sigma n$$

- является макроскопическим сечением реакции и имеет смысл вероятности возникновения хотя бы одного акта реакции, отнесенной к единице длины пробега частицы

Моделирование функции отклика

- Тогда число актов взаимодействия dN ионизирующего излучения, характеризующегося в веществе флюэнсом Φ , в течение некоторого времени в элементе объема dV составит

$$dN = \sigma n \Phi dV.$$

Моделирование функции отклика

- Эту величину можно использовать для расчета отклика, измеряемого любой физической величиной. Например, если каждая частица в среднем передаст элементарному объему dV энергию ε , то величина энергии, переданной этому объему во всех актах взаимодействия в нем, будет равна

$$\delta E = \varepsilon \sigma n \Phi dV.$$

Дозиметрические величины и флюэнс

- Дозиметрические понятия обычно формулируются как некоторые величины, отнесенные к единице массы.
- Поэтому если ρ – плотность вещества, то среднее показание изотропного детектора, измеряющего поглощенную дозу, определится по формуле

$$R = \frac{\delta E}{\rho dV} = \varepsilon \frac{\sigma n}{\rho} \Phi$$

Обобщение на случай произвольного поля излучения

- i – номер процесса, происходящего в веществе под действием излучения
- j – тип атома, на котором может происходить процесс взаимодействия при заданной энергии E налетающих частиц
- Зависимость \mathcal{R} от направления движения частиц может появиться только в ε . Поэтому

$$R(\vec{r}, t) = \frac{1}{\rho(\vec{r})} \int_0^{\infty} dE \sum_i \sum_j \varepsilon_{ij}(E) \sigma_{ij}(E) n_j(\vec{r}) \Phi(E|\vec{r}, t)$$

Обобщение на случай любого поля излучения

- Под $\varepsilon_{ij}(E)$ можно понимать приходящуюся на одну частицу излучения какую угодно физическую величину, в среднем характеризующую единичный акт взаимодействия.
- Любую дозиметрическую величину, или результат измерения детектором характеристики излучения можно представить в виде

$$R(\vec{r}, t) = \int_0^{\infty} dE \mathcal{R}(\vec{r}, E) \Phi(E | \vec{r}, t) \quad (*)$$

Общий вид функции отклика

$$\mathfrak{R}(r, E) = \frac{1}{\rho(r)} \sum_i \sum_j \varepsilon_{ij}(E) \sigma_{ij}(E) n_j(r) \quad (**)$$

Особенности определения функции радиационного отклика для нейтронного излучения

Особенности применения понятия функции радиационного отклика для быстрых нейтронов

- При упругом рассеянии быстрых нейтронов

$$\varepsilon_{el}(E) = \frac{2AE}{(A+1)^2} [1 - f_1(E)]$$

- где $f_1(E)$ – среднее значение косинуса угла упругого рассеяния нейтрона в системе центра инерции в зависимости от кинетической энергии E и налетающего нейтрона.

Значения $f_1(E)$ при упругом рассеянии нейтронов

E (MeV)	Element					
	Li	Be	C	O	Si	Fe
6.6282	0.527	0.569	0.220	0.523	0.550	0.790
4.0202	0.340	0.385	0.016	0.372	0.449	0.584
2.4384	0.103	0.017	-0.017	0.022	0.353	0.374
1.4790	0.046	0.222	0.048	0.072	0.287	0.244
0.8970	-0.011	0.166	0.057	0.009	0.217	0.277
0.5441	-0.131	0.045	0.047	0.279	0.152	0.197
0.3300	-0.256	0.036	0.030	-0.109	0.088	0.079
0.2002	0.289	0.024	0.018	0	0.048	0.053
0.1214	0.130	0.015	0.011	0	0.029	0.032
0.0736	0.074	0.010	0.007	0	0.017	0.020
0.0447	0.043	0.006	0.004	0	0.010	0.012
0.0271	0.026	0.004	0.002	0	0.006	0.007
0.0164	0.016	0.002	0.001	0	0.003	0
0.0100	0.010	0.001	0.001	0	0	0

Source: Foderaro, Hoover, and Marable [1968].

Неупругое рассеяние быстрых нейтронов

- При неупругом рассеянии нейтронов

$$\varepsilon_{inel}(E) = \frac{2AE}{(A+1)^2} \left[1 + \frac{\Delta}{2} - f_1(E) \sqrt{1 + \Delta} \right],$$

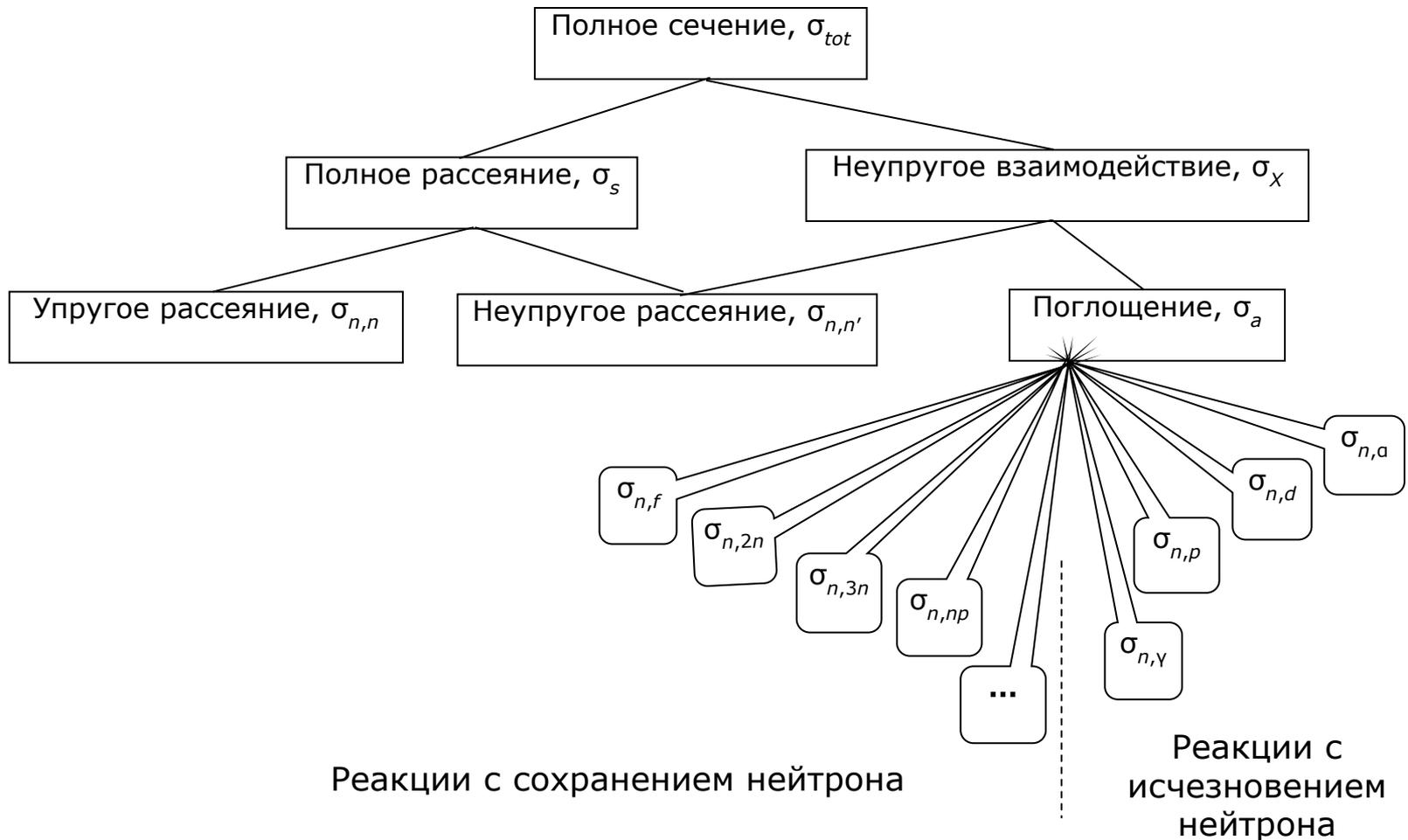
$$\Delta = \frac{A+1}{A} \frac{Q}{E}$$

- где Q – энергия реакции.
- В этом случае $f_1(E)$ сильно зависит от природы взаимодействий при неупругом рассеянии и поэтому ее значения известны не так хорошо, как для упругого рассеяния.

Учет других реакций

- Помимо рассеяния нейтроны могут принимать участие в различных других реакциях с ядрами:
 - реакции $(n,2n)$, $(n,3n)$, (n,np) и т.п.;
 - реакции (n,p) ; (n,d) , (n,t) , (n,α) и т.п.;
 - радиационный захват (n,γ) ;
 - реакции (n,β) ;
 - реакции деления (n,f) .

Классификация реакций с нейтронами



Особенности общего представления функции радиационного отклика для нейтронов

- Учет этих реакций приводит к появлению различных слагаемых в сумме (**).
- Для учета любых реакций с нейтронами эту формулу следует, в общем случае, обобщить, заменив сумму по ядрам j на двойную сумму: по видам ядер j и по номерам уровней L ($L = 0$ – основное состояние):

$$\mathfrak{R}(\mathfrak{r}, E) = \frac{1}{\rho(\mathfrak{r})} \sum_i \sum_j \sum_{L=0}^{N_j} \varepsilon_{ijL}(E) \sigma_{ijL}(E) n_{jL}(\mathfrak{r}) \quad (***)$$

Особенности общего представления функции радиационного отклика для нейтронов

- В формулу (***) обязательно входят члены, описывающие упругое (в т.ч. потенциальное и резонансное) рассеяние и неупругое рассеяние (если кинетическая энергия нейтронов выше соответствующей пороговой энергии).
- Для тепловых нейтронов вкладом рассеяния можно пренебречь.

Почему надо учитывать взаимодействия с возбужденными ядрами

- Среднее время пролета между атомами даже для тепловых нейтронов составляет величину порядка 10^{-13} с, что на порядок меньше среднего времени жизни возбужденных состояний ядер.
- За это время не успевают произойти переходы из возбужденного состояния ядра, в котором оно могло оказаться из-за предшествующей реакции с другим нейтроном.

Линейный коэффициент передачи энергии для фотонов

Функция отклика

$$R(\bar{r}) = \int_0^{\infty} dE \mathfrak{R}(\bar{r}, E) \Phi(E | \bar{r})$$

$$\mathfrak{R}(\bar{r}, E) = \frac{1}{\rho(\bar{r})} \sum_i \sum_j \varepsilon_{ij}(E) \sigma_{ij}(E) n_j(\bar{r})$$

где i нумерует виды событий, которые возникают при взаимодействии, а j нумерует виды частиц вещества, с которыми происходят реакции типа i .

Линейный коэффициент депонирования энергии Linear energy deposition coefficient

$$\mu_d(\vec{r}, E) = \sum_i \sum_j \frac{\varepsilon_{ij}(E)}{E} \sigma_{ij}(E) n_j(\vec{r})$$

$$R(\vec{r}) = \int_0^{\infty} dE \mu_{md}(\vec{r}, E) E \Phi(E | \vec{r})$$

$$\mu_{md}(\vec{r}, E) = \frac{\mu_d(\vec{r}, E)}{\rho(\vec{r})}$$

Интерпретация μ_d для фотонов

- Коэффициентам передачи энергии μ_d может быть придан различный смысл в зависимости от того, что понимается под величиной переданной энергии ε . При этом предполагается, что через элементарный объем вещества проходят моноэнергетические фотоны.
- Рассматриваются основные процессы: фотоэффект (ph), комптон-эффект (C), образование пар (pp).

Массовый коэффициент ослабления
(mass attenuation coefficient) μ_m

$$\begin{aligned}\mu_m(E) &= n/\rho[\sigma_{ph}(E) + \sigma_c(E) + \sigma_{pp}(E)] = \\ &= \mu_{ph} + \mu_c + \mu_{pp}.\end{aligned}$$

где $\sigma_{ph}(E)$, $\sigma_c(E)$, $\sigma_{pp}(E)$ –
микроскопические сечения
соответствующих процессов

Факторы эфффектов

- f_{ph} – доля энергии первичных фотонов, переданная вторичным электронам при фотоэфффекте (включая образование Оже-электронов),
- f_c – доля энергии, переданная первичными фотонами вторичным электронам при комптоновском рассеянии,
- f_{pp} – доля энергии первичных фотонов, ушедшая на образование электрон-позитронных пар
- G – коэффициент радиационных потерь вторичных электронов в веществе + рентгеновская флуоресценция

Линейный коэффициент поглощения (linear absorption coefficient)

$$\mu_a = \mu_{ph} + \mu_{pp} + f_c \mu_c = \mu - (1 - f_c) \mu_c.$$

- т.е. от «всеобщего ослабления пучка» надо отнять часть, ушедшую только на КОМПТОН-эффект

Линейный коэффициент псевдопередачи энергии
(linear pseudo-energy-transfer coefficient)

$$\begin{aligned}\mu'_{tr} &= \mu_{ph} + f_{pp}\mu_{pp} + f_c\mu_c = \\ &= \mu_a - (1 - f_{pp})\mu_{pp}\end{aligned}$$

- «странное понятие», выражающее часть всеобщего ослабления пучка, идущую на все, кроме образования пар

Линейный коэффициент передачи энергии
(linear energy transfer coefficient)

$$\begin{aligned}\mu_{tr} &= f_{ph}\mu_{ph} + f_{pp}\mu_{pp} + f_c\mu_c = \\ &= \mu'_{tr} - (1 - f_{ph})\mu_{ph}\end{aligned}$$

- каждый эффект входит со своим энергетическим коэффициентом.

Линейный энергетический коэффициент поглощения (linear energy absorption coefficient)

$$\begin{aligned}\mu_{en} &= (1 - G)\mu_{tr} = \\ &= (1 - G_{ph})f_{ph}\mu_{ph} + (1 - G_{pp})f_{pp}\mu_{pp} + \\ &\quad + (1 - G_C)f_C\mu_C\end{aligned}$$

- G – усредненный таким образом коэффициент потерь на рентгеновскую флуоресценцию и тормозное излучение, возникающий от всех эффектов;
- выражает долю энергии, переданной на единице длины пробега первичного фотона электронам вещества.

Керма фотонного излучения и поглощенная доза

$$\mathcal{R}(E) = E\mu_{m,d}(E)$$

- Если ε в формуле для функции отклика означает среднюю кинетическую энергию вторичных заряженных частиц, возникших в процессе взаимодействия фотонного излучения с веществом, то коэффициент передачи энергии μ_d должен рассматриваться как μ_{tr} .
- Тогда величина R будет описывать фотонную керму.

Вторичные фотоны

- комптоновские фотоны (рассеянные в результате комптон-эффекта первичных фотонов на электронах вещества);
- фотоны аннигиляции электрон-позитронных пар;
- фотоны флуоресценции, возникшие в результате взаимодействия вторичных электронов и первичных фотонов с веществом;
- тормозное излучение (*bremsstrahlung*) вторичных электронов в веществе.

Поэтому

- Следует иметь в виду, что во всех формулах флюэнс $\Phi(\overset{\nabla}{r}, E)$ включает в себя как тормозное излучение вторичных электронов, так и фотоны, возникающие в результате флуоресценции и аннигиляции электрон-позитронных пар в точке $\overset{\nabla}{r}$.

Что брать в качестве μ_d

- В зависимости от энергии первичных фотонов можно говорить о третичных, четвертичных и т.д. эффектах. Все они, если не оговорено противное, дают вклад в флюэнс фотонного излучения.
- В случае электронного равновесия и в отсутствие третичных эффектов, вызываемых вторичными фотонами, керма является хорошей мерой поглощенной дозы.
- В общем случае для определения функции отклика для поглощенной дозы необходимо в качестве μ_d брать μ_{en} .

Функции отклика кермы и поглощенной дозы

- Если энергия фотонов задается в МэВ, а функции отклика кермы и поглощенной дозы измеряются в $\text{Гр} \cdot \text{см}^2$, то

$$\mathfrak{R}_K(E) = 1,602 \cdot 10^{-10} E \mu_{m,tr}(E);$$

$$\mathfrak{R}_D(E) = 1,602 \cdot 10^{-10} E \mu_{m,en}(E).$$

Функция отклика экспозиционной дозы

$$X = \int_0^{\infty} dE \mathfrak{R}_X(E) \Phi(E)$$

- в единицах Кл · см² · кг⁻¹

$$\mathfrak{R}_X(E) = 4,733 \cdot 10^{-12} E \mu_{m,en}^{air}(E);$$

- а в единицах Р · см²

$$\mathfrak{R}_X(E) = 1,835 \cdot 10^{-8} E \mu_{m,en}^{air}(E);$$

- где E измеряется в МэВ, а $\mu_{m,en}$ – в см²/г.

Надо ли учитывать взаимодействия фотонов с возбужденными атомами

- Вообще говоря, да, т.к. среднее время пролета фотонов среднего расстояния между атомами в веществе имеет порядок 10^{-18} с.
- Но характеристики эффектов взаимодействия фотонного ионизирующего излучения с возбужденными атомами существенно заметны только при достаточно низких (примерно до 100 кэВ) энергиях фотонов.
- В этом случае следует применять формулу (***) , где теперь суммирование по L означает суммирование по уровням энергии атома (молекулы), а не ядра.

Функция радиационного отклика для заряженных частиц

Особенности

- В общем виде для заряженных частиц общее определение функции радиационного отклика по-прежнему имеет вид (***), но теперь, при необходимости принимать во внимание взаимодействие заряженных частиц как с различными оболочками атомов, так и с ядрами, придется сделать еще одно обобщение выражения для функции радиационного отклика.

Общее выражение для функции радиационного отклика при облучении заряженными частицами

- В результате в общем случае для заряженных частиц следует записать

$$\mathfrak{R}(\vec{r}, E) = \frac{1}{\rho(\vec{r})} \sum_i \sum_j \sum_{L_a=0}^{M_j} \sum_{L_N=0}^{N_j} \varepsilon_{ijL_aL_N}(E) \sigma_{ijLL_aL_N}(E) n_{jL_aL_N}(\vec{r})$$

- где M_j – число уровней в атоме, а N_j – число уровней в ядре, которые надо принимать во внимание при рассмотрении реакций в зависимости от энергии налетающих частиц.