

## 4.2. Поглощенная доза и ее мощность

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

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

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

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

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

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

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

$$D_n = dW / dm.$$

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

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

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

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

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

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

В определении поглощенной дозы указана средняя переданная излучением веществу энергия « $dW$ ». Переданная энергия подвержена случайным статистическим флуктуациям, которые могут стать значительными, если « $dm$ » мала и невелик флюенс заряженных частиц. Такие величины, подверженные статистическим флуктуациям,

называют стохастическими. Таким образом, «dW» – стохастическая величина. Ее ожидаемое значение называют средней переданной энергией, которая является в свою очередь нестохастической величиной. Следовательно, и поглощенная доза – величина нестохастическая, определяемая как среднее значение связанной с ней стохастической величины.

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

Таблица 1. Связь между энергией фотонов и переходным коэффициентом

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

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

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

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

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

$$P_n = dD / dt.$$

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

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

Если подходить строго, следует различать переданную энергию и поглощенную энергию излучения, которая представляет собой полную энергию излучения, потерянную полем при взаимодействиях. Во многих случаях понятия поглощенной энергии и переданной энергии идентичны и различием между ними при этом вообще пренебрегают.

Значение поглощенной дозы излучения зависит от свойств излучения, поглощающей среды и не определяет в полной мере реакцию облучаемого объекта на воздействие излучения, так как при одинаковой поглощенной энергии ионизирующего излучения биологическое действие различных видов излучения различное.

В биологическом объекте поглощенная доза излучения распределяется неравномерно.

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

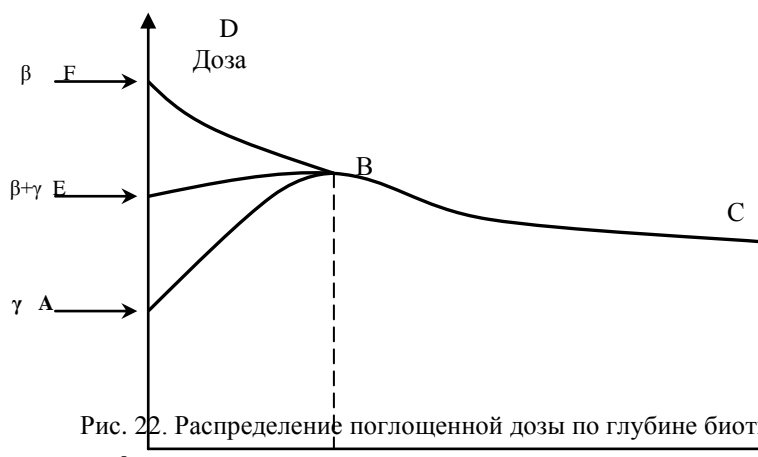


Рис. 22. Распределение поглощенной дозы по глубине биоткани.

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

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

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

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

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

### 4.3. Керма и ее мощность

Для оценки воздействия на среду косвенно ионизирующих излучений используют понятие «КЕРМА».

**Керма «К»** – это отношение суммы первоначальных кинетических энергий « $dW_K$ » всех заряженных ионизирующих частиц, образованных под действием косвенно ионизирующего излучения в элементарном объеме вещества, к массе « $dm$ » вещества в этом объеме:

$$K = dW_k / dm.$$

В качестве вещества для фотонного излучения часто используют воздух.

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

$$K = K_{и+в} + K_T,$$

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

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

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

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

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

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

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

$$Г = K l^2 / A.$$

Размерность в СИ: Гр·м<sup>2</sup>/с·Бк.

**Керма-эквивалент источника « $K_3$ »** – это мощность воздушной кермы фотонного излучения с энергией фотонов больше заданного порогового значения от точечного источника, находящегося в вакууме, на расстоянии « $l$ » от источника, умноженная на квадрат этого расстояния:

$$K_3 = K l^2, (Гр·м^2/с).$$