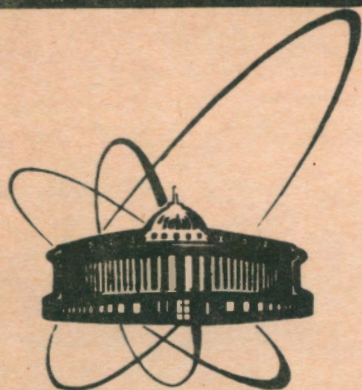


92-190



**СООБЩЕНИЯ  
ОБЪЕДИНЕННОГО  
ИНСТИТУТА  
ЯДЕРНЫХ  
ИССЛЕДОВАНИЙ  
ДУБНА**

P16-92-190

**М.М. Комочков**

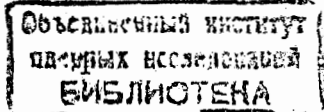
**ВЕЛИЧИНЫ ДЛЯ КОНТРОЛЯ  
РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ**

**1992**

## 1. ВВЕДЕНИЕ

С выходом в 1977 г. 26-й публикации Международной комиссии по радиологической защите (МКРЗ) в мире работающих с источниками ионизирующих излучений нарушилось единство в философии радиационной защиты, в основных критериях и принципах нормирования и проведения радиационного контроля. В частности, в СССР продолжали опираться на максимальную эквивалентную дозу  $H_M$ , в то время как в остальном мире стали ориентироваться на эффективную эквивалентную дозу  $E$ . Доклады 39 и 43 Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям (МКРЕ) [1,2] создали возможность практической реализации рекомендаций публикации 26 МКРЗ в части  $E$  путем введения дополнительных, так называемых операционных, величин, что еще больше усугубило разобщенность в величинах для радиационного контроля. Кроме того, а может быть, отчасти и вследствие введения  $E$ , МКРЗ рекомендовала новые пределы по эффективной дозе [3], которые оказались в несколько раз меньше по значению (в одних и тех же единицах), чем в нормах радиационной безопасности (НРБ-76/87) [4]. Находясь в рамках норм [4], затруднительно или невозможно использовать мировые данные, например [5], которые опираются на  $E$ . Не исключены недоразумения и путаница с результатами индивидуального дозиметрического контроля при перемещениях специалистов из одних стран в другие, как это имеет место, например, для ОИЯИ. Возможный отказ от величин, принятых в НРБ-76/87, в пользу международных рекомендаций [1-3] не освобождает от необходимости установить взаимосвязь между ними, т.к. накопленные за десятки лет данные по индивидуальному контролю, выраженные в единицах величин [4], придется сопоставлять или суммировать с данными, представленными новыми величинами [1-3]. В этой связи приходится иметь дело со всей совокупностью величин [1-4].

Цель настоящей работы - представление и описание величин [1-4] для определения последствий и контроля облучения людей ионизирующим излучением на основе схематичной иерархии для установления их взаимосвязи и подчиненности в наглядной форме, а также для определения перехода одних величин к другим с учетом разницы их предельных значений.



## 2. ВЕЛИЧИНЫ И ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ ИХ ИЕРАРХИИ

Вредное воздействие ионизирующих излучений (и.и.) на человека (ч) является следствием сложных физико-химических и биологических процессов, происходящих в организме. В одном из основных вариантов описание вредного воздействия можно свести к физическим величинам - поглощенной дозе  $D$  и взвешивающему фактору излучения  $\omega_R$  или коэффициенту качества излучения  $Q$ , учитывая биологические эффекты коэффициентом радиационного риска  $KRP$ :

$$\text{и.и.} + \text{ч} \rightarrow \text{ущерб} = 1 - B + B[1 - \exp(-KRP \cdot \omega_R \cdot D)], \quad (1)$$

где  $B$  - выживаемость.

Произведение  $D$  на  $\omega_R$  (или  $Q$ ) называют эквивалентной дозой  $H_R$  радиации типа  $R$ . Эквивалентную дозу используют при решении вопросов радиационной безопасности лишь в нормальных ситуациях [3] в области доз излучения ниже  $0,25 \text{ Зв}$  [4].

Для того, чтобы раскрыть сущность и разновидность величин, приведенных в (1), и иметь возможность определять их значения для конкретных условий, необходимо детально рассмотреть (1) по частям.

### 2.1. Величины для радиационного контроля

В целях радиационной безопасности степень вредного воздействия и.и. на человека после выхода публикации 26 МКРЗ [6] стали определять различными величинами:

- в странах бывшего СССР продолжали использовать в качестве основы максимальную эквивалентную дозу, значения которой регламентировались нормами [4];

- в остальных странах в качестве основы стали ориентироваться на эффективную эквивалентную дозу [3,6,7], которую согласно рекомендации МКРЗ [3] в дальнейшем будем называть просто эффективной дозой.

В этой связи величины для контроля радиационной обстановки и степени облучения следует рассмотреть в двух вариантах:

- рекомендаций МКРЕ [1,2] и МКРЗ [3];
- нормативных документов бывшего СССР [4].

#### 2.1.1. Рекомендации МКРЕ и МКРЗ

В соответствии с различным характером воздействия различают дозу внешнего и дозу внутреннего облучения, которые определяют соответствующими величинами. Мерой внутреннего облуче-

ния какого-либо органа или ткани "Т" является ожидаемый дозовый эквивалент (Committed Equivalent Dose):

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0 + \tau} H_T(t) dt, \quad (2)$$

где  $t_0$  - время однократного поступления радионуклидов в орган или ткань,  $H_T(t)$  - соответствующая мощность эквивалентной дозы в органе или ткани "Т" на момент времени  $t$ , а  $\tau$  - интервал времени интегрирования. Обычно время указывается в годах, часто же значения  $\tau$  не приводятся, при этом имеется в виду, что для взрослых  $\tau = 50$  лет, а для детей - 70 лет; эти числа обозначают период профессиональной работы для взрослых и среднюю продолжительность жизни людей соответственно. Мерой внутреннего облучения человека в течение времени  $\tau$  является ожидаемая эффективная доза (Committed Effective Dose):

$$E(\tau) = \sum_T \omega_T \cdot H_T(\tau), \quad (3)$$

где  $\omega_T$  - взвешивающий тканевый фактор, характеризующий отношение стохастического риска только для данного органа (ткани) к суммарному стохастическому риску при равномерном облучении всего тела. Другими словами,  $\omega_T$  представляет относительный вклад данной ткани или органа в общий риск, который имеет место при однородном облучении всего тела. Значения  $\omega_T$  указаны в приложении 1 и определены [3] так, что  $\sum_T \omega_T = 1$ .

Величины  $H_T(\tau)$  и  $E(\tau)$  измерить практически невозможно. Поэтому их рассчитывают на основании данных о ежегодных поступлениях радионуклидов в организм человека  $AI$  или концентрациях радионуклидов в воздухе  $AC$ . Для этих величин МКРЗ установила [8] соответствующие пределы:  $ALI$  - максимальное количество радионуклида, которое может поступать в тело человека ежегодно без превышения установленных пределов по  $E$  со стороны  $E(\tau)$  или без превышения пределов дозы по нестохастическим эффектам в каком-либо органе со стороны  $E(\tau)$ ;  $DAC$  - соответствующая  $ALI$  концентрация радионуклидов в воздухе:

$$DAC = ALI/V,$$

где  $V$  - объем воздуха, с которым радионуклид поступает в организм на протяжении календарного года.

Если  $ALI$  принято МКРЗ как вторичный предел, то  $DAC$  рассматривается только как средство для контроля  $ALI$  на рабочем месте.

Мерой общего облучения человека является эффективная доза:

$$E = \sum_R \omega_R \sum_T \omega_T D_{TR} = \sum_T \omega_T \sum_R \omega_R D_{TR} = \sum_T \omega_T H_T. \quad (4)$$

Поглощенная доза  $D_{TR}$  определяется следующей формулой:

$$D_{TR} = \frac{\epsilon_{TR}}{m_T}, \quad (5)$$

где  $\epsilon_{TR}$  - полная энергия, переданная излучением типа R органу или ткани "Т" массой  $m_T$ .

Взвешивающий фактор излучения  $\omega_R$  МКРЗ рекомендует теперь [3] принять за основу при определении  $H_T$  или E через поглощенную дозу D. Табулированные значения  $\omega_R$  указаны в рекомендациях [3] и в приложении 2; для тех типов излучений или энергии, которые не указаны в приложении 2, МКРЗ рекомендует использовать значения  $Q$ :

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L) \cdot D(L) \cdot dL, \quad (6)$$

которые рассчитываются на глубине 10 мм в шаре МКРЕ [1,2]. Здесь  $D(L)dL$  - поглощенная доза на глубине 10 мм в интервале линейной передачи энергии от L до L+dL, а  $Q(L)$  - коэффициент качества при значении L на глубине 10 мм. Зависимость Q от L представлена в рекомендациях [3] и в приложении 3.

Если доза внутреннего облучения практически всегда вычисляется на основе измеренных или рассчитанных величин активности радионуклидов, содержащихся в органе (ткани) или в них поступающих, то доза внешнего облучения, как правило, измеряется. Непосредственное измерение эффективной дозы весьма затруднено, поэтому она воспроизводится (оценивается) через операционные величины  $H_j^i(d)$  [1-3]:

$$E = H_j^i(d) \cdot f_j^i(d), \quad (7)$$

где  $f_j^i(d)$  - функциональные коэффициенты, являющиеся отношением вычисленных значений эффективной дозы к операционным величинам. Значения коэффициентов  $f_j^i(d)$  могут быть определены из литературных данных о  $H_j^i(d)$  и  $H_j^i$ , например, из работы [2].

Величины  $H_j^i$  предназначены к использованию в следующих целях и условиях [3]:

- для контроля пределов величин эффективной дозы E и эквивалентной дозы на кожу  $H_k$  при внешнем облучении, когда величины E и  $H_k$  рассчитываются с использованием  $Q(L)$ , представленных в таблице A-1 рекомендаций МКРЗ [3];

- при выполнении контроля  $H_j^i(d)$  подразделяются на операционные величины для контроля радиационной обстановки  $H^i(d)$  и на величины  $H_j^i(d)$  для индивидуального контроля;

- величины  $H_j^i(d)$  основаны на концепции эквивалентной дозы в точке в шаре\* МКРЕ [1,2], который облучается в поле излучения, в случае  $H^*(d)$  протяженном (expanded) и однонаправленном (aligned), а в случае  $H^{\prime}(d)$  - в протяженном. Протяженность поля должна простираться вплоть до 0,3 м.

Эти поля предназначены представлять бесконечный набор радиационных полей, встречающихся на практике; при этом во всех случаях (практически) происходит переоценка эффективной дозы.

В протяженном поле излучения флюенс, а также его угловое и энергетическое распределения имеют ту же самую величину по рассматриваемому объему, как и реальное поле в рассматриваемой точке. В однонаправленном и протяженном поле флюенс и его энергетическое распределение те же самые, что в протяженном поле, но флюенс - однонаправленный.

Для контроля радиационной обстановки введены [1-3] две величины:

- эквивалентная доза  $H^*(d)$  для сильно проникающего излучения (ambient dose equivalent);

- эквивалентная доза  $H^{\prime}(d)$  для слабо проникающего излучения (directional dose equivalent).

Амбиентная эквивалентная доза  $H^*(d)$  в точке поля излучения есть эквивалентная доза, которая создается в протяженном поле однонаправленным излучением в шаре МКРЕ на глубине d на радиусе, противоположном направлению однонаправленного поля.

Эквивалентная доза направления  $H^{\prime}(d)$  в точке излучения есть эквивалентная доза, которая создается протяженным полем излучения в шаре МКРЕ на глубине d на радиусе определенного направления.

Приведенные формулировки  $H^*(d)$  и  $H^{\prime}(d)$  являются переводом автора определений  $H^*(d)$  и  $H^{\prime}(d)$ , данных МКРЕ [1,2]. Пользуясь только определениями, трудно рассчитывать на однозначное понимание и воспроизведение  $H^*(d)$  и  $H^{\prime}(d)$  пользователями этих величин. В этой связи ниже представляются необходимые на

\* Шар МКРЕ представляет собой тканеэквивалентный шар диаметром 0,3 м с плотностью  $1 \text{ г} \cdot \text{см}^{-3}$ , состоящий из 76,2% кислорода, 11,1% углерода, 10,1% водорода и 2,6% азота по массе.

взгляд автора пояснения, которые опираются на материалы МКРЕ [1,2].

Для лучшего понимания величины  $H^*(d)$  попытаемся воспроизвести ее (подготовиться, в принципе, к расчету) для любого произвольного поля. Прежде всего необходимо отобрать только сильно проникающее излучение. Критериями для отбора могут быть следующие:

- из заряженных частиц выбираются только те, которые имеют пробег один или более сантиметров ткани (полиэтилена, воды);
- из фотонов выбираются только те, длина ослабления дозы которых в ткани (полиэтилене, воде) по порядку величины сопоставима с 1 см или больше;
- нейтроны всех энергий следует рассматривать как сильно проникающую радиацию.

Излучение, не отвечающее этим критериям, войдет в дозу  $H^*(d)$ .

Отобранное в интересующей нас точке сильно проникающее излучение необходимо сделать протяженным по крайней мере в пределах шара диаметром 30 см так, чтобы флюенс, а также его угловое и энергетическое распределения по шару были такими же, как и в интересующей точке. Далее необходимо такое поле сделать однонаправленным, не изменяя ни флюенс, ни его энергетическое распределение. В такое поле помещается шар МКРЕ, центр которого совмещается с интересующей нас точкой в реальном поле; после чего определяется эквивалентная доза на глубине  $d$  на радиусе-векторе, противоположном направлению однонаправленного поля. При вычислении эквивалентной дозы необходимо пользоваться зависимостью  $Q(L)$  из приложения 3. В результате вычислений получим  $H^*(d)$ . Измерять глубинное распределение  $H^*(d)$  в целях оперативного контроля радиационной обстановки практически невозможно, поэтому остановились на одном значении  $H^*(d)$  на глубине 10 мм -  $H^*(10)$ , которое и приняли за критерий оценки эффективной дозы, а, следовательно, и пределов доз для проникающего излучения. В подавляющем большинстве случаев для проникающего излучения максимум эквивалентной дозы приходится на глубину вблизи 10 мм, поэтому неперевышение пределов по  $H^*(10)$  обеспечивает, как правило, неперевышение пределов по  $E$  [2]. Для того, чтобы контролировать радиационную обстановку путем измерения амбиентной дозы  $H^*(10)$  в поле проникающего излучения произвольной направленности, необходимо пользоваться прибором с изотропной чувствительностью, который калиброван в терминах  $H^*(10)$ . Для калибровки необходимо иметь источник излучения (поле излучения) с известной  $H^*(10)$  или с известным энергетическим распределением флюенса, что позволит установить  $H^*(10)$  с помощью данных рисунков В2 и В29 из работы [2]. Очевидно, что чувствительный объем

детектора прибора для измерения  $H^*(10)$  должен находиться под оболочкой толщиной 10 мм вещества, из которого состоит шар МКРЕ.

Величина  $H^*(d)$  введена для контроля радиационной обстановки в случае слабо проникающего ("мягкого") излучения, наиболее выразительными примерами которого являются бета-частицы, излучаемые радионуклидами, и фотоны с энергией менее 50 кэВ. Критические органы для слабо проникающего излучения - кожа и глаза, поэтому характерными величинами  $d$  являются 0,07 мм и 3 мм соответственно. Из двух величин  $H^*(0,07)$  и  $H^*(3)$  более часто встречается  $H^*(0,07)$ , т.к. если выполняется условие неперевышения пределов доз для  $H^*(0,07)$  и  $H^*(10)$ , то, как правило, выполняется и неперевышение предела для хрусталика глаза. Прибор для измерения эквивалентной дозы на рекомендованной глубине плоского блока из тканеэквивалентного материала будет адекватно определять  $H^*$  для слабо проникающего излучения, если поверхность блока перпендикулярна определенному направлению, а поле излучения однородно по всей лицевой поверхности детектора. Анизотропная чувствительность детектора должна обеспечить по крайней мере регистрацию излучения с лицевой стороны детектора.

Для индивидуального контроля введены [1-3] две величины:

- индивидуальная эквивалентная доза проникающего излучения  $H_p(d)$  (individual dose equivalent, penetrating);
- поверхностная индивидуальная эквивалентная доза  $H_s(d)$  (individual dose equivalent, superficial).

Индивидуальная эквивалентная доза проникающего излучения  $H_p(d)$  есть эквивалентная доза в мягкой ткани под определенной точкой на теле на глубине  $d$ , подходящей для сильно проникающего излучения. Величина  $H_p(d)$  может быть измерена детектором, носимым на поверхности тела и покрытым тканеэквивалентным (или его заменяющим) материалом подходящей толщины. В качестве подходящей толщины  $d$  рекомендовано 10 мм, а соответствующая ей  $H_p(d)$  записывается как  $H_p(10)$ . Калибровка дозиметров для контроля  $H_p(10)$  выполняется при упрощенных общепринятых условиях на глубине 10 мм в подходящем фантоме. Для дозиметров, носимых на торсе, подходящим фантомом является шар МКРЕ [1,2].

Поверхностная индивидуальная эквивалентная доза  $H_s(d)$  - эквивалентная доза в мягкой ткани под определенной точкой на теле на глубине  $d$ , подходящей для слабо проникающего излучения. Величина  $H_s(d)$  может быть измерена детекторами, носимыми на поверхности тела и покрытыми тканеэквивалентным (или его заменяющим) материалом подходящей толщины. В качестве подходящей толщины рекомендовано 0,07 мм, а соответствующая ей  $H_s(d)$  запи-

сывается как  $H_s(0,07)$ . Калибровка дозиметров выполняется при упрощенных общепринятых условиях на подходящем фантоме, которым может служить шар МКРЕ для дозиметров, носимых на торсе.

Для контроля облучения группы людей МКРЗ рекомендует [3] пользоваться коллективными эквивалентной и эффективной дозами.

Коллективный дозовый эквивалент в ткани "Т" определяется следующим образом:

$$S_T = \int_0^{\infty} H_T \frac{dN}{dH_T} \cdot dH_T \cong \sum_i \bar{H}_{T,i} \cdot N_i, \quad (8)$$

где  $(dN/dH_T)dH_T$  есть число лиц, получивших эквивалентную дозу между  $H_T$  и  $H_T + dH_T$ ;  $N_i$  - число лиц в подгруппе "i", получивших среднюю эквивалентную дозу на орган  $H_{T,i}$ . Соответственно коллективная эффективная доза для группы лиц будет:

$$S = \sum_T S_T \cdot \omega_T. \quad (9)$$

### 2.1.2. Нормативные величины НКРЗ СССР

Мерой воздействия излучения на тот или иной орган человека "Т" является максимальная эквивалентная доза (МЭД) - наибольшее значение суммарной эквивалентной дозы  $H_{MT}$  в критическом органе (теле) от всех источников внешнего и внутреннего облучения. Для учета различной чувствительности органов человека к радиации введены три группы критических органов (см. приложение 4), в отношении которых установлены различные значения основных дозовых пределов [4]:

- предельно допустимой дозы за календарный год ПДД для персонала (категория А);
- предела дозы за календарный год ПД для ограниченной части населения (категория Б).

Отношения ПДД (ПД) при облучении всего тела к ПДД<sub>Т</sub> (ПД<sub>Т</sub>) для отдельных органов "Т" (относительная чувствительность  $\omega_T$ ) представлены в приложении 4. Максимальное значение среди произведений  $\omega_T \cdot H_{MT}$  служит мерой вредного воздействия ионизирующих излучений на человека  $(\omega_T \cdot H_{MT})_M$ .

Эквивалентная доза, как и МЭД, применима лишь при нормальных условиях работы с источниками и.и. и при планируемом повышенном облучении в случае ликвидации последствий радиационной аварии при условии, что  $H_{MT} \leq 5$  ПДД<sub>Т</sub> [4]. При дозах больше указанной величины следует использовать [9] поглощенную дозу

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}, \quad (10)$$

где  $d\epsilon$  - средняя энергия, переданная ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме массой  $dm$ . Поглощенная доза является основной дозиметрической величиной, максимальное значение которой  $D_M$ , умноженное на средний коэффициент качества излучения  $Q$  в массе  $dm$ , равняется МЭД ( $H_M$ ):

$$\text{МЭД} = D_M \cdot \bar{Q}. \quad (11)$$

Вычисление  $\bar{Q}$  выполняется с помощью формулы (6), однако определения линейной передачи энергии  $L$  в рекомендациях [3] и нормах [4] не идентичны и по существу не одинаковы. Формула (11) также применима при дозах, меньших 5 ПДД<sub>Т</sub>.

В радиационном контроле непосредственное измерение МЭД так же затруднительно, как и  $E$ . Поэтому практикуются различные приближения при установлении МЭД.

При выполнении контроля внешнего облучения максимальное значение суммы эквивалентных доз от различных компонентов радиации  $R$  в каком-либо органе "Т"  $H_{MT}$  заменяют суммой максимальных значений эквивалентных доз от различных видов радиации  $\sum_R H_{MRT}$ ; при этом, естественно, имеет место переоценка вредного воздействия излучений на человека, т.к.

$$H_{MT} \leq \sum_R H_{MRT}. \quad (12)$$

Аналогичная переоценка  $H_{MT}$  имеет место для одного вида радиации, например, нейтронов, когда за  $H_{MRT}$  принимают ее верхний предел - сумму максимальных значений эквивалентной дозы различных энергетических групп  $H_{MRT}(\epsilon_i)$ :

$$H_{MRT} \leq \int_0^{\infty} \frac{dH_{MRT}(\epsilon)}{d\epsilon} \cdot d\epsilon \cong \sum_i H_{MRT}(\epsilon_i). \quad (13)$$

Такие переоценки являются следствием концепции МЭД при отсутствии нормированных глубинных распределений  $H$ , которые могли бы, в принципе, дать возможность избежать переоценки.

Дополнительной величиной, предназначенной для контроля радиационной обстановки, является плотность потока частиц  $\phi$  - отношение числа ионизирующих частиц  $dN$ , проникающих в элементарную сферу за интервал времени  $dt$ , к площади центрального сечения  $ds$  этой сферы и к этому интервалу времени:

$$\phi = \frac{d^2N}{dsdt} \quad (14)$$

Энергетическое распределение этой величины  $\phi_R(\epsilon_i)$  нормируется в форме предельно допустимой плотности потока  $\text{ДПП}_{RT}(\epsilon_i)$  для различных видов излучений R, создающих мощность МЭД при общем облучении [4]. Связь между  $\phi_{RT}(\epsilon_i)$  и  $H_{MRT}(\epsilon_i)$  устанавливается следующим соотношением:

$$H_{MRT}(\epsilon_i) = \frac{t}{\tau} \frac{\phi_{RT}(\epsilon_i)}{\text{ДПП}_{RT}(\epsilon_i)} \cdot \text{ПДД}_T, \quad (15)$$

где t - время, за которое получена доза  $H_{MRT}(\epsilon_i)$  при условии равномерного (по времени) облучения,  $\tau$  - время облучения в году (для лиц категории А стандартное время облучения принимается равным 1700 ч. в год).

При выполнении контроля внутреннего облучения лиц категории А  $H_{MRT}$  оценивают величиной поступления радионуклида "R" в организм человека  $\Pi_R$ :

$$H_{MRT} \leq \frac{\Pi_R}{\text{ПДП}_{RT}} \cdot \text{ПДД}_T, \quad (16)$$

где  $\text{ПДП}_{RT}$  - предельно допустимое поступление радионуклида в организм в течение календарного года, которое за последующие 50 лет создаст в критическом органе "т" МЭД, равную  $\text{ПДД}_T$ . При ежегодном поступлении на уровне  $\text{ПДП}_{RT}$  за любой календарный год МЭД будет равна или меньше  $\text{ПДД}_T$  в зависимости от времени достижения равновесного содержания радионуклида в организме. Для короткоживущих в организме радионуклидов (эффективное время жизни менее нескольких месяцев) в формуле (16) почти реализуется знак равенства. При эффективном времени жизни радионуклида в организме много более 50 лет, в первый год после начала поступления радионуклида в количестве  $\text{ПДП}_{RT}$

$$H_{MRT} \approx \frac{1}{50} \text{ПДД}_T,$$

и лишь спустя 50 лет, при ежегодном поступлении радионуклида в количестве  $\text{ПДП}_{RT}$ , максимальная эквивалентная доза за год достигнет значения  $\text{ПДД}_T$ .

Для лиц категории Б по аналогии с (16) имеем

$$H_{MRT} \leq \frac{\Pi}{\text{ПГП}_{RT}} \cdot \text{ПД}_T, \quad (17)$$

где  $\text{ПГП}_{RT}$  - предел годового поступления радионуклида в организм [4]. Производными от величины поступления радионуклидов ( $\Pi$ ) из воздуха являются их концентрация (K) и контрольные уровни  $\text{ДК}_A$  и  $\text{ДК}_B$ , которые и являются наиболее употребляемыми в практике радиационного контроля. Дозу внутреннего облучения  $H_{MRT}$ , по результатам контроля содержания радионуклидов  $C_{RT}$  внутри организма, можно оценить с помощью следующей формулы

$$H_{MRT} \approx \frac{C_{RT}}{\text{ДС}_{RT}} \cdot \text{ПДД}_T. \quad (18)$$

Здесь  $\text{ДС}_{RT}$  - усредненное за год содержание радионуклида R в организме (критическом органе "т"), при котором  $H_{MRT}$  за календарный год равна  $\text{ПДД}_T$ .

## 2.2. Оценка последствий облучения

Радиобиология, международная [3] и национальные комиссии по радиологической защите различают стохастические и нестохастические (пороговые) эффекты облучения человека.

К стохастическим относятся такие беспороговые эффекты, для которых вероятность их появления пропорциональна дозе облучения без заметного изменения их тяжести [3]. Мерой таких эффектов является радиационный риск (PP):

$$PP = 1 - \exp[-KPP \cdot \omega_R \cdot D_R]. \quad (19)$$

Прямая пропорциональность между PP и  $D_R$  имеет место при небольших дозах и в отношении (19) ограничена значениями ниже пороговых для нестохастических эффектов.

Значения KPP в литературе (см., например, [3,10,11]) варьируются в широких пределах, однако ради определенности и однозначности следует придерживаться рекомендаций МКРЗ [3], которые ( $KPP_E$ ) приведены на единицу эффективной дозы E в приложении 5. При использовании МЭД логично пользоваться значениями  $KPP_M$ .

Нестохастическими называют эффекты, для которых тяжесть поражения растет с увеличением дозы, а частота появления имеет характерную пороговую зависимость от D. При превышении пороговой дозы на орган он перестает выполнять свои функции частично

или полностью; с ростом дозы развивается и болезнь. В отличие от стохастических эффектов, которые могут произойти или нет, нестохастические происходят определенно при превышении порога, поэтому МКРЗ теперь их рекомендует называть определенными (deterministic) эффектами [3]. Значения порогов для различных эффектов указаны в табл. В-1 рекомендаций [3]. С ростом дозы D тяжесть поражений растет, а выживаемость В падает в соответствии со следующими зависимостями:

- для высоких значений L

$$B = \exp(-D/D_0), \quad (20)$$

- для низких значений L

$$B = \exp(-(\alpha D + \beta D^2)). \quad (21)$$

Значения параметров  $D_0$ ,  $\alpha$  и  $\beta$  можно найти в разделе В.3.1 рекомендаций [3] и в приложении 5.

О суммарном ущербе (У) от стохастических и определенных эффектов можно говорить лишь в случае превышения регламентированных величин доз [3,4] (авария):

$$U = 1 - B + B \cdot PP = 1 - B(1 - PP). \quad (22)$$

Здесь все величины являются безразмерными, т.к. выражают вероятность события для людей, получивших дозу D.

### 3. ИЕРАРХИЯ ВЕЛИЧИН

При построении предлагаемой в настоящей работе иерархии величин для оценки ущерба, наносимого при облучении радиацией (R), спускались вниз от конечной цели (ущерб) до основы - первичных стандартов и эталонов величин. В связи с различиями в основных величинах для оценки степени вредного воздействия и.и. на человека, рекомендованных МКРЗ [3] и регламентированных НРБ-76/87, представлены две различные схемы (рис.1 и 2), связывающие между собой величины в порядке их получения и образования. Стремление к законченности схем, иллюстрирующих движение к конечной цели (оценка ущерба), привело к необходимости ввести величины или операции над ними; отсутствующие в рекомендациях [1-3] или в НРБ-76/87, но имеющие место в повседневной практике (например AI, AC, П, К и др.); такие величины или операции с ними обведены пунктирными линиями. Центральное место в обеих схемах отведено поглощенной дозе - основной дозиметри-

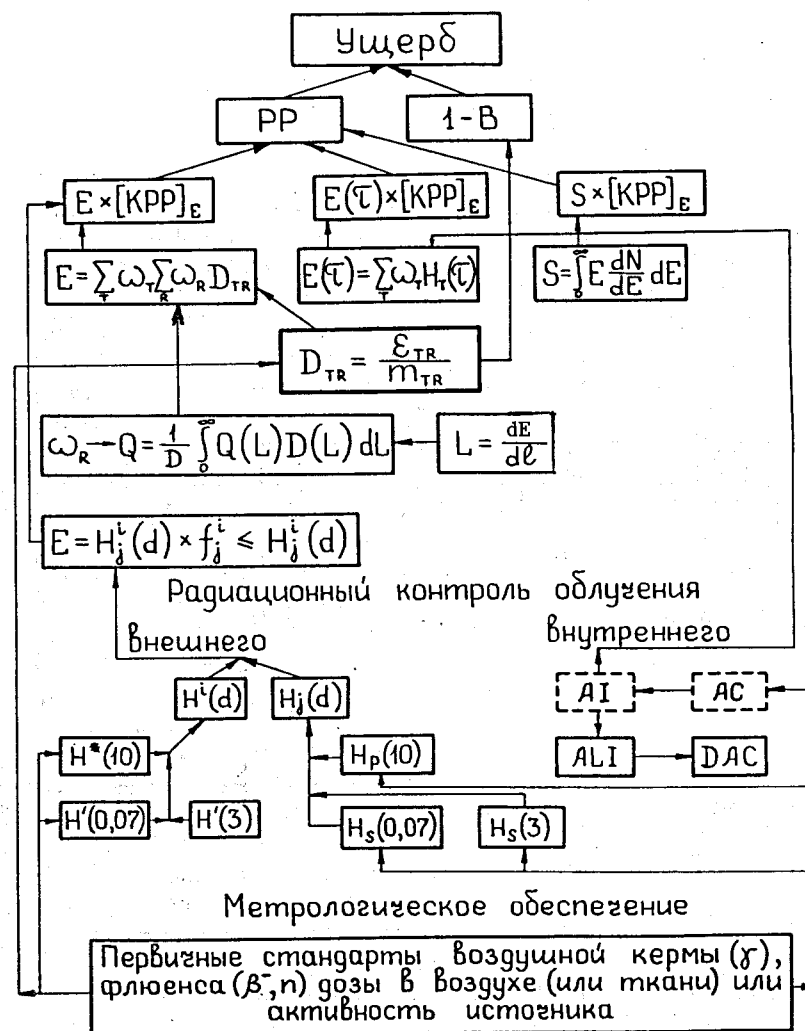


Рис.1. Иерархия величин МКРЕ и МКРЗ для оценки радиационного ущерба



ческой величине. Определения и значения символов величин на рис.1 и 2 приведены в разделе 2.

#### 4. СРАВНЕНИЕ ОСНОВНЫХ ВЕЛИЧИН И ИХ ПРЕДЕЛОВ, РЕКОМЕНДОВАННЫХ МКРЗ И РЕГЛАМЕНТИРОВАННЫХ НРБ-76/87

Подобное сравнение частично выполнено в работе [9], где авторы показали, что при локальном облучении некоторых критических органов [4] концепция НРБ-76/87 даже при большем (в 5 раз), чем в рекомендациях [3], значении ПД при облучении всего тела оказывается более "гуманной" по сравнению с МКРЗ [3]. И с этим выводом нельзя не согласиться, но только при локальном облучении большей части критических органов. При облучении всего тела человека сильно проникающей радиацией вывод изменяется с точностью до "наоборот", т.к. НРБ-76/87 допускают облучать человека в этом случае в 5 раз большей дозой: ПД = 5 мЗв согласно НРБ-76/87 и ПД = 1 мЗв согласно МКРЗ [3]. Таким образом, в общем случае нельзя утверждать, чья концепция совместно с пределами доз жестче, а чья мягче. Такое положение дел, при котором два специалиста (один опирается на рекомендации МКРЗ [3], а другой "исповедует" НРБ-76/87) могут делать прямо противоположные выводы о степени радиационной опасности для одного и того же поля излучения, не может не вызывать сожаления и озабоченности. Исправить положение в странах бывшего СССР можно и нужно, приняв рекомендации МКРЗ [3] или ориентируясь на них, как это сделали многие, если не все, страны, судя по текущей литературе. В пользу этого говорит и тот факт, что рекомендации [3] в законченной форме позволяют решать вопросы радиационной безопасности, доводя оценки степени опасности до значений радиационного риска и ущерба. НРБ-76/87 и ОСП-72/87 не упоминают о таких понятиях и величинах, как будто их и нет вообще. Кроме того, в многочисленных публикациях издательств, находящихся на территории, где до сих пор действуют НРБ-76/87 и ОСП-72/87, продолжительное время уже используется понятие радиационного риска и приводятся соответствующие оценки последствий действий радиации (см., например, [10]). При выполнении радиационного контроля то на основе одной концепции (НРБ-76/87), то на основе другой (МКРЗ [3]), как это имеет место для части сотрудников ОИЯИ, возникает необходимость, в принципе, в пересчете доз облучения на основе  $H_M$  (или ее измеряемого аналога, например,  $\sum_R H_{RM}$ ) к дозам на основе  $E$  (или ее измеряемого аналога, например,  $H_p(10)$ ) и наоборот. Для установления формулы пересчета необходимо признать обе концепции "правильными", что в аналитической форме эквивалентно следующему соотношению:

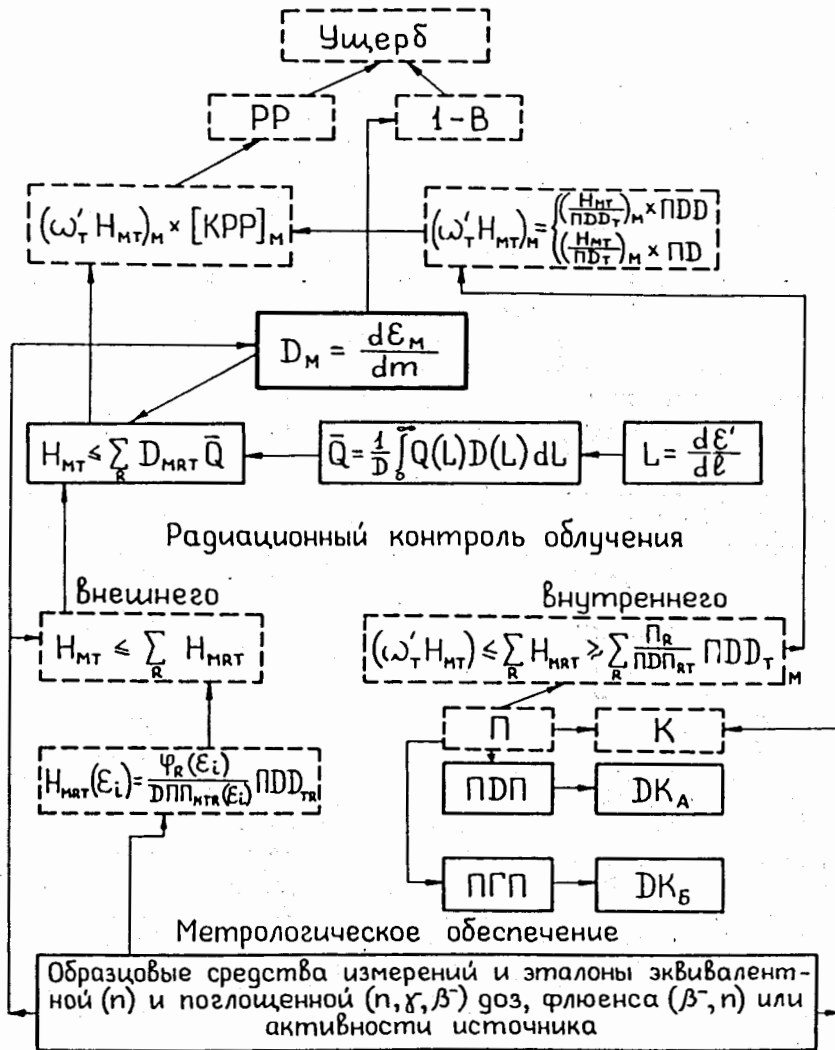


Рис.2. Иерархия величин для оценки радиационного ущерба, основанная на НРБ-76/87

$$\frac{H_M}{\lim H_M} = \frac{E}{\lim E}, \quad (23)$$

где  $\lim H_M$  и  $\lim E$  - дозовые пределы при облучении всего тела на основе  $H_M$  и  $E$  соответственно. Согласно [3,4]  $\lim H_M/\lim E$  равняется 5 и 2,5 для населения и персонала соответственно. Тогда, имея в виду, что  $H_M = \omega_T' \cdot H_{MT}$  и  $E = \omega_T \cdot H$ , получим

$$\text{для населения } H_{MT} = 5 \frac{\omega_T}{\omega_T'} \cdot H_T, \quad (24)$$

$$\text{для персонала } H_{MT} = 2,5 \frac{\omega_T}{\omega_T'} \cdot H_T. \quad (25)$$

В практике радиационного контроля имеют дело, как правило, не с  $H_M$  и  $E$ , а с их измеряемыми аналогами  $A_M$  и  $A_E$ . Зная соотношение  $A_E/E$  [2] и  $A_M/H_M$  и пользуясь (24) и (25), можно получить соотношения между контролируруемыми величинами на основе  $H_M$  и  $E$ .

#### ПРИЛОЖЕНИЕ 1

Взвешивающий тканевый фактор<sup>1</sup>,  $\omega_T$

| Ткань или орган         | $\omega_T$ |
|-------------------------|------------|
| Половые железы (гонады) | 0,20       |
| Костный мозг (красный)  | 0,12       |
| Толстая кишка           | 0,12       |
| Легкие                  | 0,12       |
| Желудок                 | 0,12       |
| Желчный пузырь          | 0,05       |
| Молочная железа         | 0,05       |
| Печень                  | 0,05       |
| Пищевод                 | 0,05       |
| Щитовидная железа       | 0,05       |
| Кожа                    | 0,01       |
| Поверхность кости       | 0,01       |
| Прочие <sup>2</sup>     | 0,05       |

<sup>1</sup> Указанные величины не зависят от возраста и пола человека.

<sup>2</sup> Перечень указан в примечании таблицы 2 работы [3].

#### ПРИЛОЖЕНИЕ 2

Взвешивающий фактор излучения,  $\omega_R$

| Тип и энергетический диапазон излучения <sup>1</sup>  | $\omega_R$ |
|---|------------|
| Фотоны всех энергий                                   | 1          |
| Электроны и мюоны всех энергий <sup>2</sup>           | 1          |
| Нейтроны энергии < 10 кэВ                             | 5          |
| 10 кэВ - 100 кэВ                                      | 10         |
| > 100 кэВ - 2 МэВ                                     | 20         |
| > 2 МэВ - 20 МэВ                                      | 10         |
| > 20 МэВ  | 5          |
| Протоны, отличные от протонов отдачи, энергии > 2 МэВ | 5          |
| Альфа-частицы, фрагменты деления, тяжелые ядра        | 20         |

<sup>1</sup> Значения факторов для других излучений или энергий вычисляются с помощью формулы (6) в разделе 2.1.

<sup>2</sup> Исключение составляют электроны Оже, вылетающие из ядер, которые связаны с ДНК; эффект от электронов Оже учитывается техникой микродозиметрии (приложение В, параграф В67 МКРЗ [3]).

#### ПРИЛОЖЕНИЕ 3

Зависимость коэффициента качества  $Q(L)$  от линейной передачи энергии  $L$  в воде

| $L$ , кэВ мкм <sup>-1</sup> | $Q(L)$ <sup>б</sup> |
|-----------------------------|---------------------|
| < 10                        | 1                   |
| 10 - 100                    | $0,32 L - 2,2$      |
| > 100                       | $300/\sqrt{L}$      |

а) линейная передача энергии определена следующим образом

$$L = \frac{dE}{d\Gamma},$$

где  $dE$  - потери энергии заряженной частицей на пути  $d\Gamma$ ;

б) значения  $L$  выражаются в кэВ/мкм.

#### ПРИЛОЖЕНИЕ 4

Группа критических органов и их относительная чувствительность

I группа ( $\omega_T = 1$ ) - все тело, гонады и красный костный мозг;  
 II группа ( $\omega_T = 1/3$ ) - мышцы, щитовидная железа, жировая ткань, печень, почки, селезенка, желудочно-кишечный тракт, легкие, хрусталик глаза и другие органы, за исключением тех, которые относятся к I и III группам;  
 III группа ( $\omega_T = 1/6$ ) - кожный покров, костная ткань, предплечья, голени и стопы.

#### ПРИЛОЖЕНИЕ 5

5.1. Значения коэффициентов радиационного риска КРР, определяющих стохастические эффекты

| Облучаемый контингент | КРР, $10^{-2} \text{ Зв}^{-1}$ |               |                                | Сумма |
|-----------------------|--------------------------------|---------------|--------------------------------|-------|
|                       | Неизлечимый рак                | Излечимый рак | Тяжелые наследственные эффекты |       |
| Работающие взрослые   | 4,0                            | 0,8           | 0,8                            | 5,6   |
| Все население         | 5,0                            | 1,0           | 1,3                            | 7,3   |

5.2 Значения параметров  $D_0$ ,  $\alpha$  и  $\beta$  в формулах (19), (20), (21), описывающие нестохастические эффекты:

$$D_0 \approx 0,8 \text{ Гр}, \alpha = 10^{-1} \div 5 \cdot 10^{-1} \text{ Гр}^{-1}, \beta = 10^{-1} \div 5 \cdot 10^{-2} \text{ Гр}^{-2}.$$

#### ЛИТЕРАТУРА

1. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources, ICRU Report 39. ICRU, Bethesda, Maryland, USA, 1985.
2. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources - Part 2, ICRU Report 43. ICRU, Bethesda, Maryland, USA, 1988.

3. ICRP. International Commission on Radiological Protection. 1990. Recommendation of the ICRP, Pub.60. Annals of the ICRP, v.21, No.1-3. Pergamon Press, Oxford, 1991.
4. Нормы радиационной безопасности НРБ-76/87 и Основные санитарные правила работы с радиоактивными веществами и другими источниками ионизирующих излучений ОСП-72/87. М.: Энергоатомиздат, 1988.
5. United Nations. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. UNSCEAR, 1988 Report General Essembly, New York, 1988.
6. МКРЗ. Международная комиссия по радиологической защите. Радиационная защита. Публикация 26. М.: Атомиздат, 1978.
7. NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. Recommendation on Limits for Exposure to Ionizing Radiation. NCRP Report 91, NCRP, Bethesda, Maryland, USA, 1987.
8. ICRP. Publication 30. Annals of the ICRP, 1981, v.5.
9. Булдаков Л.А. и др. Национальные нормы и правила радиационной безопасности при работе с радиоактивными веществами и другими источниками ионизирующих излучений. Proceedings of a Symposium, Munich, 7-11 May 1990, IAEA, Vienna, 1990, p.185.
10. Ярмоненко С.П., Филюшкин И.В. Межведомственный совет по информации и связям с общественностью в области атомной энергии. Информационный бюллетень N 9, 1991, с.61.
11. Cohen B.L. Health Phys., 1991, 61, p.317.

Рукопись поступила в издательский отдел  
29 апреля 1992 года.