

Определение эффективных доз облучения персонала рентгенодиагностических кабинетов

Е.С. Фрид

Научно-практический центр медицинской радиологии
Комитета здравоохранения г. Москвы

В настоящее время в соответствии с действующими нормативными документами (НД) в качестве величины, определяющей воздействие ионизирующего излучения на организм человека, по которой нормируются допустимые уровни облучения, принята эффективная доза. Эта величина непосредственно не может быть измерена. Она определяется расчетным путем с использованием так называемых взвешивающих коэффициентов, характеризующих чувствительность разных органов и тканей человека к воздействию излучения, путем их умножения на эквивалентные дозы излучения в соответствующих органах и тканях. Последние, так же как и поглощенные дозы в органах и тканях, по которым они определяются, могут быть получены в результате непосредственных измерений в процессе облучения, что практически нереализуемо. Поэтому их, как правило, получают расчетным путем или с помощью специальных фантомных измерений для соответствующих условий облучения.

Единственной непосредственно измеряемой величиной является поглощенная доза в воздухе (старое название — экспозиционная доза, точнее КЕРМА — K_B излучения), значение которой для диагностического рентгеновского излучения практически не отличается от поглощенной дозы. Поэтому одной из главных задач практической дозиметрии является установление соотношений между поглощенной и эффективной дозами применительно к воздействию рентгеновского излучения, поскольку воздействие последнего и более “жесткого” фотонного излучения и их распределение по органам и тканям человека принципиально отличаются.

В действующих НД (НРБ-99 СП 2.6.1.758-99 [1], СанПиН 2.6.1.802-99 [2]) по умолчанию соотношение между поглощенной дозой в воздухе (D_B) и эффективной дозой ($E_{эф}$) принято равным единице. Это с известной степенью точности справедливо для жесткого излучения

с энергией свыше 300–500 кэВ и более. При этих энергиях имеет место достаточно слабая зависимость от геометрических условий облучения [3, 4]. Из этих работ также следует, что в области энергий диагностического рентгеновского излучения (до 100–120 кэВ) имеет место сильная зависимость соотношения $E_{эф}/K_B$ от энергии и условий облучения, особенно если учесть вид энергетического спектра рентгеновского излучения, построенного в относительном масштабе для диагностического рентгеновского аппарата при напряжении на трубке 100 кВ.

Из данных работы [3] следует, что такие понятия, как AMBIENTНЫЙ эквивалент дозы (“амбиентная доза”), направленный эквивалент дозы и им подобные, используемые в практике для “измерения” эффективной дозы, в случае рентгеновского излучения неприемлемы из-за больших погрешностей, достигающих нескольких раз. Практически измерить можно только D_B (или K_B) в воздухе, а при определении по ней $E_{эф}$ необходимо провести расчеты для соответствующих энергетического спектра излучения и геометрии облучения. Именно поэтому в упомянутом основополагающем докладе МКРЗ № 74 [3] все полученные величины (эффективная доза, поглощенные и эквивалентные дозы в органах и др.) при различных геометриях облучения отнесены к значению K_B в воздухе. Это позволяет определять $E_{эф}$ практически для любых условий облучения.

Задачей практической дозиметрии является получение соотношений для определения $E_{эф}$ не с целью исследований, а исходя из непосредственных требований обеспечения дозиметрического контроля в соответствии с действующими НД. Поэтому в качестве исходных могли использоваться только официальные отечественные данные по зависимостям от энергии $E_{эф}(E)$ и $K_B(E)$ на единичный флюенс фотонного излучения для передне-задней (ПЗ) и изотропной (ИЗО) геометрий облучения тела человека, приведенные в таблицах

Величины отношений эффективной дозы к КЕРМА в воздухе $E_{эф}/K_v$ при различных геометриях облучения и напряжениях на рентгеновской трубке

Геометрия облучения	Напряжение на трубке, кВ			Среднее значение $E_{эф}/K_v$
	60	80	100	
ИЗО	0,13	0,20	0,27	0,20
ПЗ	0,33	0,48	0,61	0,47
ИЗО + ПЗ	0,23	0,34	0,44	0,33
2				

НРБ-99 [1]. Эти данные полностью соответствуют представленным в [3].

Использовались энергетические спектры “прямого” пучка диагностического рентгеновского излучения по данным справочника [4]. Применение спектра прямого пучка создает известный запас по величине дозы, поскольку фактически воздействующее на персонал рассеянное излучение “мягче” прямого. Зависимости $E_{эф}(E)$ и $K_v(E)$ даны в НРБ-99 для случая равномерного облучения по длине тела, что также создает запас, так как обычно имеет место неравномерность облучения, а величина измеренной K_v принимается по наибольшему значению.

Результаты расчетов для передне-задней (ПЗ) и изотропной (ИЗО) геометрии облучения приведены в таблице.

Из данных таблицы видно, что эффективные дозы значительно меньше величины K_v . Средние значения в наиболее используемом в диагностике диапазоне напряжений (60–100 кВ) не превышают 20% K_v при изотропной и 47% при передне-задней геометрии облучения.

При оценке эффективных доз на рабочих местах персонала, например в случае рентгеноскопии, интервенционных радиологических вмешательств и т.п., следует учитывать, что примерно 50% излучения падает спереди, а другие 50% изотропно (со всех сторон).

Таким образом, для определения нормируемой $E_{эф}$ величину измеренной в воздухе поглощенной дозы (КЕРМА) следует умножить на 0,33 (или поделить на 3), т.е.

$$E_{эф}(3в) = D_v(Гр)/3 = 0,33D_v(Гр).$$

При определении $E_{эф}$ рентгеновского излучения в смежных помещениях и на прилегаю-

щих территориях соотношение между $E_{эф}$ и D_v изменится в сторону уменьшения $E_{эф}$, поскольку доля изотропного облучения в этом случае увеличится. В этих случаях можно пользоваться тем же соотношением.

Для дентальных рентгеновских аппаратов, работающих в диапазоне напряжений 50–70 кВ, при определении $E_{эф}$ следует принять соотношение

$$E_{эф}(3в) = D_v/4 = 0,25D_v,$$

а при работе на маммографических аппаратах $E_{эф}$ будет еще меньше по сравнению с дозой в воздухе.

Полученные соотношения не в полной мере применимы при проведении индивидуального дозиметрического контроля. Дело в том, что индивидуальный дозиметр обычно размещается на левой стороне груди (в районе нагрудного кармана), и поэтому часть излучения, попадающего сзади, перекрывается телом. Как показывают проведенные расчеты, в тех же условиях облучения перекрывается в среднем 20–25% падающего излучения, т.е. переход к эффективной дозе по результатам индивидуальной дозиметрии рентгеновского излучения должен осуществляться по соотношению

$$E_{эф}(3в) = D(Гр)/2,5 = 0,4D(Гр).$$

Данные, представленные в настоящей статье, являются основной исходной информацией для разработки методических указаний по определению эффективных доз рентгеновского излучения, используемого в лучевой диагностике.

Список литературы

1. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99), СП 2.6.1.758-99, Минздрав РФ, 1999.
2. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований. Санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.802-99, Минздрав РФ, 2000.
3. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. JCRP publication 74, September 1995.
4. Спектры излучения рентгеновских установок: Справочник. М.: Энергоатомиздат, 1990.