

## МЕТОД РАСЧЕТА ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ

А.Ю. Грязнов, Н.Н. Потрахов  
(ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»)

При проведении различных рентгенологических исследований связь между экспозиционной дозой, током и напряжением трубки обычно выражается полуэмпирической зависимостью [1]

$$J = k \cdot i_A \cdot Z \cdot \frac{U^n}{R^2} \quad (1)$$

где  $J$  – интенсивность излучения,  $k$  – коэффициент пропорциональности,  $i_A$  – ток трубки,  $Z$  – атомный номер материала мишени,  $U$  – рабочее напряжение трубки,  $R$  – расстояние, на котором измеряется интенсивность. Показатель степени  $n$  определяется типом рентгенологического обследования и находится в диапазоне от 2 до 5.

Проведенные по этой формуле расчеты позволяют определить параметры, необходимые для того или иного типа исследований, а также экспозиционную дозу. Однако подобная оценка весьма приближительна, так как не полностью учитывает геометрические параметры съемки, фильтрацию излучения и некоторые другие факторы.

Авторами предложена методика, позволяющая более корректно производить оценку как экспозиционной дозы, так и поглощенной тканями дозы излучения. Подобные методики, основанные на расчете спектральной интенсивности трубки, описаны в отдельных работах, например [2], однако они, во-первых, не учитывают вклад характеристического излучения материала анода (в рентгенодиагностических исследованиях – обычно вольфрама), а, во-вторых, учет ослабления в различных средах, в том числе в тканях организма, ведется по интервалам энергии (дискретно) с последующей аппроксимацией полученных результатов, что может привести к значительным погрешностям.

Предлагаемая методика, в основу которой положены теоретические расчеты из работы [3], построена следующим образом.

В общем случае спектр излучения трубки является результатом двух составляющих: тормозного и характеристического рентгеновского излучения.

Тормозное излучение рентгеновской трубки можно охарактеризовать спектральной плотностью потока излучения, определяемой числом фотонов, приходящихся на единицу энергии, испускаемых за одну секунду в один стерадиан. Спектральная плотность  $I_T(E)$  [фот/(с·ср·кэВ)], то есть зависимость интенсивности излучения от энергии квантов рассчитывается по формуле Крамерса:

$$I_T(E) = k \cdot Z \cdot i_A (E_0/E - 1), \quad (2)$$

где  $k$  – константа, равная  $8.8 \cdot 10^8$ ;  $Z$  – атомный номер материала мишени рентгеновской трубки;  $i_A$  – анодный ток трубки;  $E_0$  – энергия ускоренных электронов ( $E_0$  [кэВ] =  $U$  [кВ]).

Интенсивность характеристической линии  $I_{X_q}$  [фот/(с·ср)] в спектре первичного излучения определяется выражением [4]:

$$I_{X_q} = k_1 \cdot i_A \cdot \frac{\gamma \cdot \omega_q \cdot p \cdot G}{Z} \cdot \left( \frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67}, \quad (3)$$

где  $k_1$  – константа, равная  $5 \cdot 10^{14}$ ;  $Z$  – атомный номер материала мишени рентгеновской трубки;  $i_A$  – анодный ток трубки;  $E_0$  – энергия ускоренных электронов;  $E_q$  – энергия ионизации  $q$ -уровня;  $G = 1 - (7 \cdot Z - 80) / (14 \cdot Z - 80)$ ;  $\omega_q$  – выход флуоресценции  $q$ -уровня;  $p$  – доля флуоресценции данной характеристической линии;  $\gamma = 3.8 \cdot 10^{-2}$  для К-серии характеристического излучения и  $\gamma = 0.11$  для L-серии.

Сложение спектров тормозного и характеристического излучения дает идеализированный спектр излучения рентгеновской трубки в зависимости от таких параметров, как ток, напряжение и материал мишени трубки. Для того чтобы определить истинный вид спектра излучения трубки необходимо учесть те изменения, которые претерпит пучок первичного рентгеновского излучения при взаимодействии с мишенью, выходным окном трубки и фильтром (рис. 1).

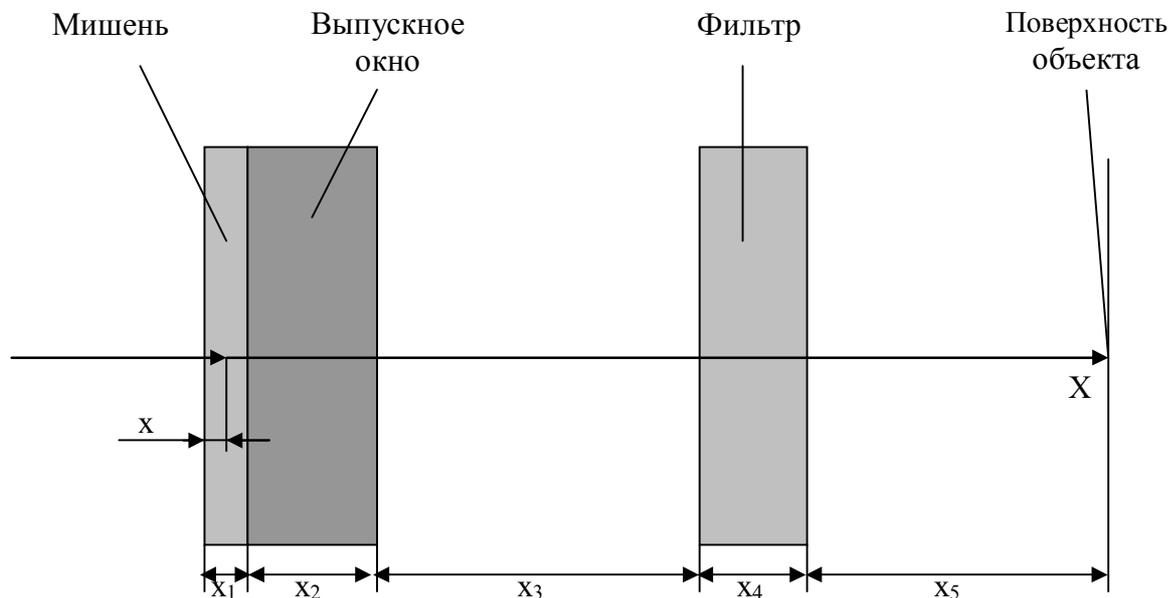


Рис.1. Путь пучка рентгеновского излучения от фокусного пятна рентгеновской трубки с прострельным анодом до поверхности объекта

На рисунке 1 представлена схема ослабления в случае использования трубки с прострельной мишенью; толщина ослабляющего слоя мишени равна  $x_1 - x$ , где  $x_1$  – толщина мишени, а  $x$  - глубина проникновения электронов в мишень, которая рассчитывается по формуле Бете с модифицированным потенциалом ионизации по [5].

В случае, если используется трубка с массивным анодом, толщина ослабляющего слоя мишени  $x_1$  может быть определена по формуле

$$x_1 = x \cdot \frac{\cos(\alpha)}{\cos(\beta)}, \quad (4)$$

где  $\alpha$  - угол между пучком электронов и нормалью к поверхности мишени,  $\beta$  - угол между нормалью и направлением отбора пучка рентгеновского излучения,  $x$  - глубина проникновения электронов в мишень.

В общем случае ослабление потока рентгеновского излучения слоем вещества описывается выражением:

$$I(E) = I_0(E) \cdot \exp(-d \cdot \mu(E)), \quad (5)$$

где  $I_0(E)$  – спектр излучения до ослабления в слое,  $\mu(E)$  – линейный коэффициент ослабления потока квантов с энергией  $E$ ,  $d$  – толщина ослабляющего слоя.

Расчет реального спектра затрудняется тем, что спектральная зависимость коэффициента ослабления имеет сложную форму. Линейный коэффициент ослабления является суммой коэффициентов фотопоглощения, а также когерентного и некогерентного рассеяния рентгеновского излучения в веществе. Спектральную зависимость коэффициента когерентного рассеяния можно описать (6) с помощью полинома типа:

$$\sigma_{\kappa}(E) = (1 + \sigma_4 E)(\sigma_0 + \sigma_1 E + \sigma_2 E^2 + \sigma_3 E^3)^{-1} \quad (6)$$

Спектральная зависимость коэффициента некогерентного рассеяния (7) описывается полиномом типа:

$$\sigma_{\text{нк}}(E) = \left( \frac{\sigma_0}{E} + \sigma_1 + \sigma_2^{-1} E \right)^{-1} \quad (7)$$

Наибольшую трудность представляет собой описание спектральной зависимости коэффициента фотопоглощения, которая имеет резкие скачки, а изменение ее между этими скачками можно описать (8) с помощью полиномов типа:

$$\tau(E) = \sum_{i=0}^4 \tau_i E^{-i} \quad (8)$$

Общая формула для расчета линейного коэффициента ослабления имеет вид

$$\mu(E) = \sigma_{\kappa}(E) + \sigma_{\text{нк}}(E) + \tau(E) \quad (9)$$

В формулах (7)-(9)  $\sigma_i$  и  $\tau_i$  – табличные коэффициенты, зависящие от атомных номеров химических элементов, из которых состоит ослабляющая среда. Из формул (5)-(9) следует, что расчет первичного спектра излучения трубки (в соответствии, например, с рис. 1) требует значительного объема математических вычислений.

Опираясь на приведенные выше формулы, спектральную плотность потока квантов тормозного излучения рентгеновской трубки с прострельным анодом можно рассчитать по формуле (10), а интенсивность характеристических линий – по формуле (11):

$$I_{\Gamma}(E) = k \cdot Z \cdot i_A \cdot \left( \frac{E_0}{E} - 1 \right) \cdot \exp((x_1 - x) \cdot \mu_M(E)) \times \exp((x_2) \cdot \mu_{\text{ВО}}(E)) \cdot \exp((x_4) \cdot \mu_{\Phi}(E)) \cdot \exp((x_3 + x_5) \cdot \mu_{\text{ВЗ}}(E)) \quad (10)$$

$$I_{X_q} = k_1 \cdot i_A \cdot \frac{\gamma \cdot \omega_q \cdot p \cdot G}{Z} \cdot \left( \frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67} \cdot \exp((x_1 - x) \cdot \mu_M(E_q)) \times \exp((x_2) \cdot \mu_{\text{ВО}}(E_q)) \cdot \exp((x_4) \cdot \mu_{\Phi}(E_q)) \cdot \exp((x_3 + x_5) \cdot \mu_{\text{ВЗ}}(E_q)) \quad (11)$$

где  $x_1$  – толщина мишени,  $x_2$  – толщина выпускного окна,  $x_3$  и  $x_5$  – расстояния от трубки до фильтра (обычно берется равным нулю) и от фильтра до объекта,  $x_4$  – толщина фильтра,  $\mu_M(E)$  – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения материалом мишени,  $\mu_{\text{ВО}}(E)$  – материалом выпускного окна (обычно бериллия),  $\mu_{\Phi}(E)$  – материалом фильтра,  $\mu_{\text{ВЗ}}(E)$  – средой между трубкой и исследуемым объектом (чаще всего воздухом). В случае, если используется трубка с массивной мишенью, то множитель  $(x_1 - x)$  заменяется на формулу (4), если трубка целиком помещена в бак с маслом, то добавляется еще два множителя, учитывающие ослабление в масле и кожухе.

Используя формулы (10) и (11) можно рассчитать как количество фотонов в потоке излучения:

$$N = \int_0^{E_0} I_{\Gamma}(E) dE + \sum_q I_{X_q} \quad (12)$$

так и суммарную энергию всех фотонов у поверхности объекта, то есть экспозиционную дозу:

$$D = \int_0^{E_0} (I_{\Gamma}(E) \cdot E) dE + \sum_q I_{X_q} \cdot E_q \quad (13)$$

Предложенная методика была реализована в программном пакете «Mathcad». Пример расчета спектра излучения (напряжение – 100 кВ, ток – 50 мА, трубка с прострельным вольфрамовым анодом, первичный фильтр – 4 мм алюминия, расстояние от фокуса трубки до точки, где измеряется интенсивность – 700 мм.) приведен на рис. 2.

Предлагаемая методика позволяет определить не только интенсивность излучения или по формуле (13) рассчитать экспозиционную дозу. Наличие данных, позволяющих описать

спектральную зависимость массового коэффициента поглощения для различных тканей (костных, мягких и др.), позволяет напрямую рассчитать эффективную эквивалентную дозу для облучаемого биологического объекта.

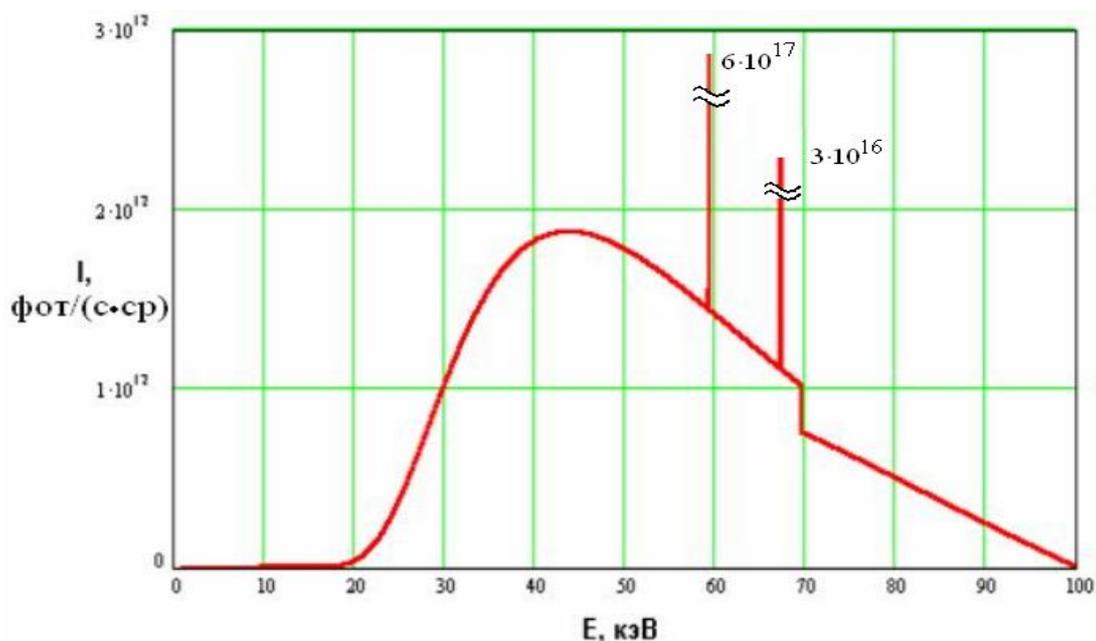


Рис. 2. Спектральная зависимость излучения трубки.

Ранее для перевода экспозиционной дозы в эквивалентную использовались специальные переводные коэффициенты, так как вместо спектральной зависимости использовалась эффективная энергия излучения, зависящая от напряжения трубки и используемого первичного фильтра. В данном случае, для каждого кванта учитывается степень (вероятность) его поглощения в ослабляющем слое, зависящая от энергии этого кванта, а далее имеется возможность рассчитать суммарную энергию всех поглощенных квантов – то есть непосредственно определить эффективную эквивалентную дозу.

Для расчета поглощенной дозы были использованы спектральные зависимости массового коэффициента поглощения некоторых тканей, полученные на основании работ [7-9], в которых приведены данные по химическому составу тканей организма и различных тканеэквивалентных пластмасс.

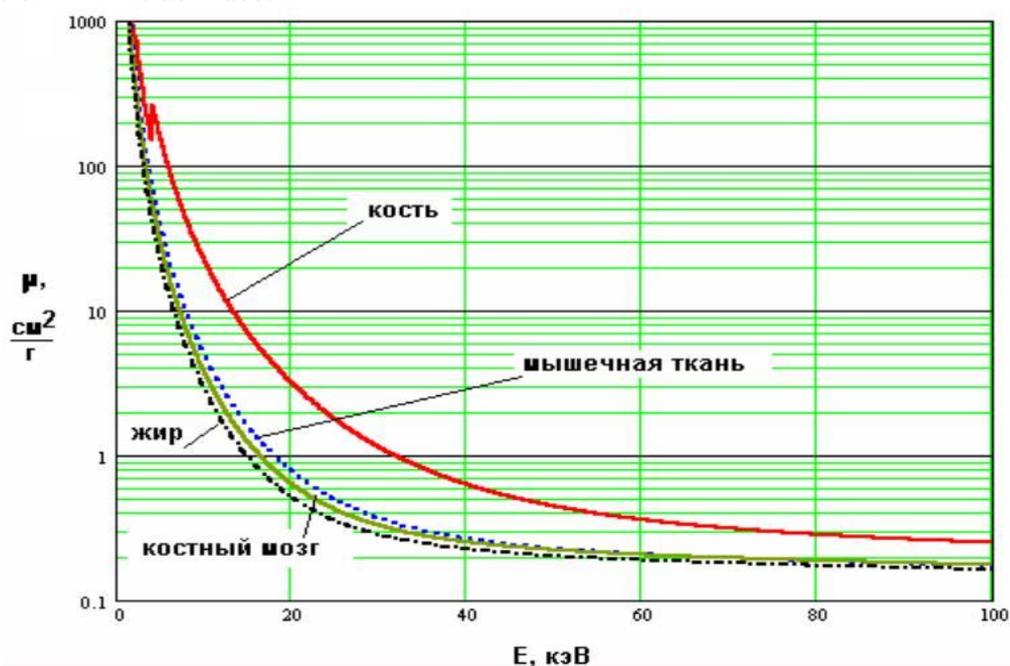


Рис. 3. Спектральная зависимость массового коэффициента ослабления для различных тканей организма.

Использование этих данных в совокупности с данными, описывающими спектральные зависимости массового коэффициента ослабления для различных химических элементов, позволяет получить подобные спектральные зависимости для конкретных тканей или тканеэквивалентных пластмасс. Пример рассчитанных спектральных зависимостей приведен на рис. 3.

Правильность подобного подхода подтверждается практически полным совпадением (расхождение не более 1-3%) рассчитанных спектральных зависимостей для тканеэквивалентных пластмасс с экспериментальными результатами различных исследователей. На рисунке 4 представлены рассчитанная по предлагаемой методике (сплошная линия) и экспериментальная (точки) [7] зависимости для тканеэквивалентной пластмассы П2Д-КБТ (имитатор костной ткани).

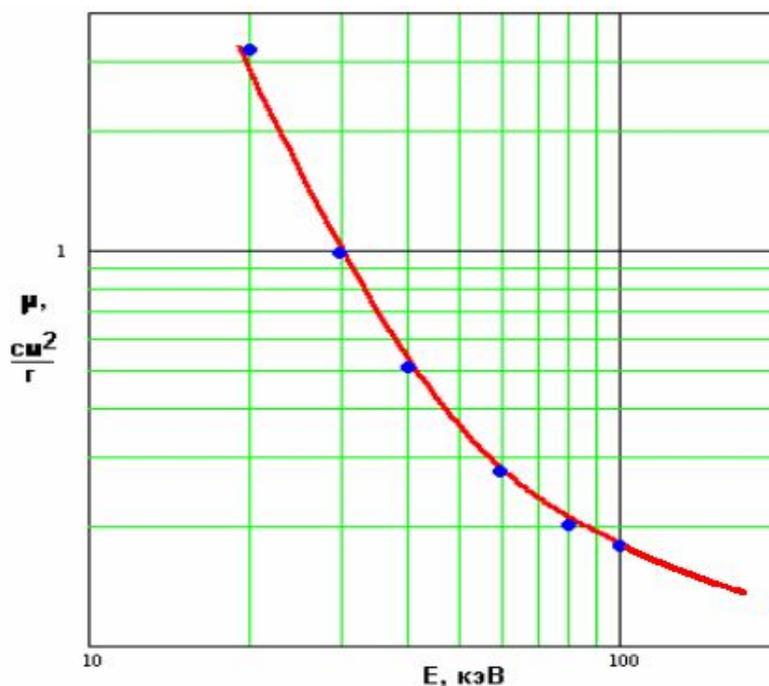


Рис 4. Сравнение экспериментальной и теоретической спектральных зависимостей массового коэффициента ослабления для тканеэквивалентной пластмассы П2Д-КБТ

Применение описанной выше методики позволяет более точно, чем с использованием формулы (1) моделировать процессы, происходящие при поглощении квантов рентгеновского излучения в различных средах, в том числе, в тканях и органах человека при проведении рентгенологических исследований.

Примером расчета эффективной эквивалентной дозы с использованием указанной методики может служить расчет дозы, полученной пациентом при проведении флюорографического обследования.

Исходные данные: задне-передняя проекция, 80 кВ, 60 мАс, 2 мм Al, поле облучения – 35x35 см, фокусное расстояние – 60 мм. Эффективная эквивалентная доза - 810 мкЗв. (данные съемки и доза по работе [10])

Для расчета дозы по предложенной методике использовалась рентгенооптическая схема, представленная на рисунке 5. В качестве расчетной модели выбран эллиптический цилиндр с диаметрами 180 и 350 мм, высотой 350 мм. Толщина ребер – 8 мм, позвоночный столб – 25 мм в диаметре, наполнение – мягкие ткани (мышечная, легкие, кровь). С точки зрения расчета поглощенной дозы спектральные зависимости различных мягких тканей весьма близки и различия в коэффициентах ослабления незначительны (рис. 3).

При данных, указанных выше, расчетная эффективная эквивалентная доза, полученная путем интегрирования формулы [13] по площади облучаемого объекта, составит 680 мкЗв.

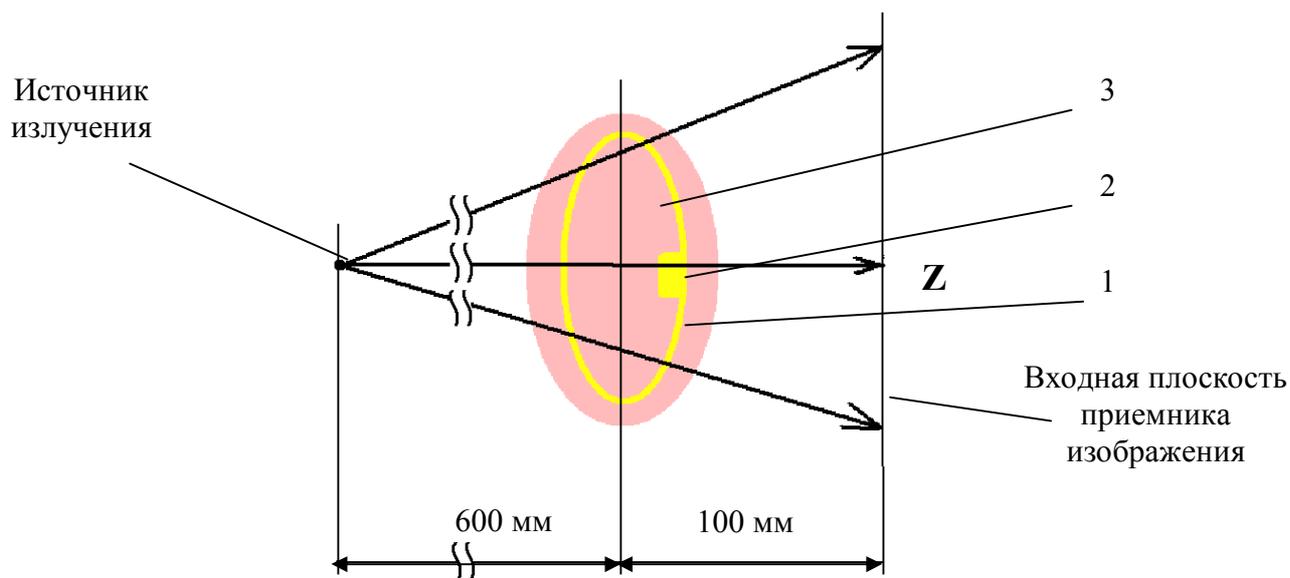


Рис. 5. Расчетная модель грудного отдела  
1 – ребра, 2 – позвоночный столб, 3 – мягкие ткани.

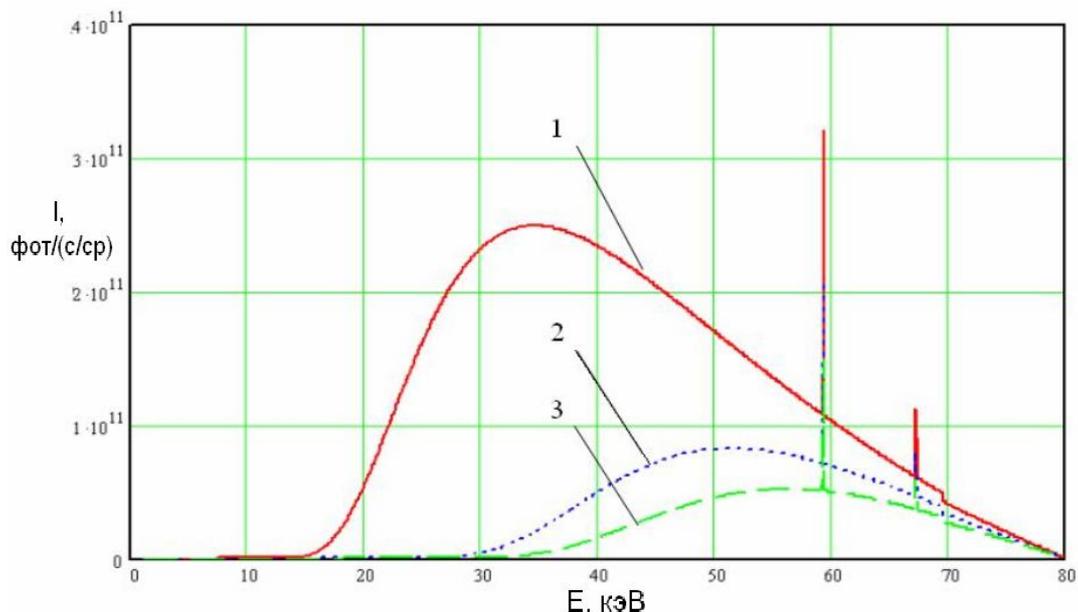


Рис. 6. Спектральные зависимости интенсивности рентгеновского излучения:  
1 – интенсивность на поверхности грудной клетки,  
2 – интенсивность с учетом поглощения в ребрах и мягких тканях,  
3 – интенсивность с учетом поглощения позвоночным столбом.

При данных, указанных выше, расчетная эффективная эквивалентная доза, полученная путем интегрирования формулы [13] по площади облучаемого объекта, составит 680 мкЗв.

Расхождение с известными данными, например, приведенными в работе [10] связано с различной трактовкой термина «поле облучения». Авторы работы [10], измерив изменение дозы на оси пучка, распространяют полученные данные на все поле облучения, тогда как максимальное по площади сечение объекта (в данном случае, грудной клетки) составляет 0.7 – 0.9 от действительного размера поля облучения. Отсюда определенное завышение результатов.

Достоинством предлагаемой методики является то, что она позволяет проследить, как изменяется эффективная эквивалентная доза облучения при изменении режимов съемки. В таблице 1 представлена зависимость поглощенной дозы от напряжения, подаваемого на трубку и экспозиции при съемке грудного отдела для фокусного расстояния 700 мм. Значение

экспозиции (мАс) выбирается, исходя из условия обеспечения постоянной экспозиционной дозы в плоскости приемника изображения, равной 1 мР.

Таблица 1.

**Зависимость эффективной эквивалентной дозы от режимов работы трубки**

Фильтр Al, мм	Напряжение, кВ			
	80	100	150	200
	Эквивалентная доза, мкЗв / Экспозиция, мАс			
2	680 / 60	434 / 15.0	200 / 3.2	61 / 1.0
3	530 / 63	310 / 15.8	156 / 3.4	56 / 1.1
4	424 / 66	198 / 16.7	88 / 3.7	54 / 1.2
5	412 / 71	192 / 17.6	79 / 3.9	50 / 1.3

На рисунке 7 представлено спектральное распределение интенсивности излучения при напряжении 200 кВ.

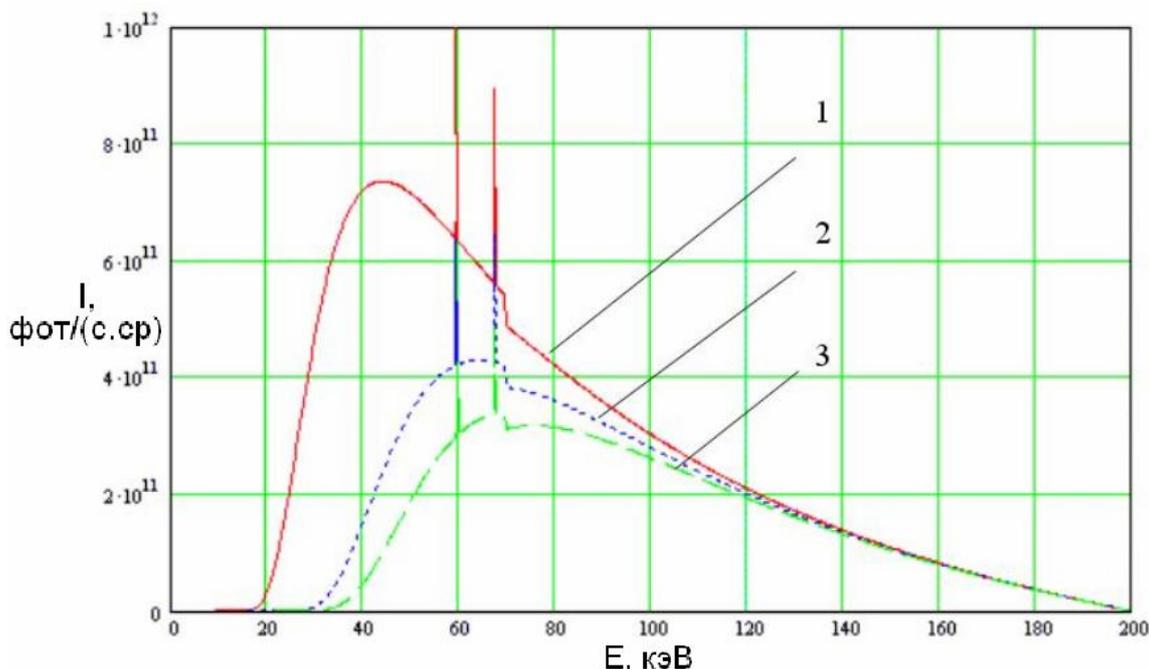


Рис. 7. Спектральные зависимости интенсивности рентгеновского излучения:  
 1 – интенсивность на поверхности грудной клетки,  
 2 – интенсивность с учетом поглощения в ребрах и мягких тканях,  
 3 – интенсивность с учетом поглощения позвоночным столбом.

Кроме оценки эффективной эквивалентной дозы с помощью формулы (13) предложенная методика позволяет также оценить контрастность изображения путем введения в расчетные формулы кривой спектральной чувствительности детектора рентгеновского излучения (рентгеновской пленки или люминесцирующего экрана). В этом случае, учитывая энергию каждого кванта и чувствительность детектора к этому кванту (вероятность его регистрации), можно определить суммарное количество энергии, поглотившееся на элементарной площади детектора, то есть степень почернения пленки или интенсивность свечения люминофора.

В заключении целесообразно отметить основные достоинства предлагаемой методики:

- возможность моделирования процесса просвечивания различных частей и органов человеческого тела,
- возможность варьирования при расчете всех параметров съемки – тип трубки, анода, геометрия съемки, режим работы трубки, тип и толщина фильтра и т.п.,
- возможность оценки контрастности теневого рентгеновского изображения, возникающего при просвечивании исследуемого объекта.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *Ставицкий Р.В. Блинов Н.Н. и др.* Радиационная защита в медицинской радиологии. М.: Кабур, 1994. 325 с.
2. *Жутяев С.Г., Смелик Г.И., Мишкинис А.Б. и др.* Исследование характеристик рентгенодиагностических излучателей. 2. Взаимосвязь спектрального распределения тормозного излучения с его дозиметрическими характеристиками. // Медицинская техника, №1, 2001. С. 3-5.
3. *Лукьянченко Е.М., Грязнов А.Ю.* Моделирование спектра первичного рентгеновского излучения в энергодисперсионном рентгеноспектральном анализе. // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 1/2003. С. 10-14.
4. Рентгентехника: Справочник. В 2-х кн. Под общей ред. Клюева В.В. Кн. 1. М.: Машиностроение, 1992, 480 с.
5. *Рид С.*, Электронно-зондовый микроанализ. М.: Мир, 1979. 424 с.
6. Таблицы и формулы рентгеноспектрального анализа: методические рекомендации. Вып 1, 2, 3. Под ред. Комяка Н.И. Л.: ЛНПО «Буревестник», 1981 – 1982 гг.
7. *Варченя В.Ж. и др.* Тканеэквивалентные дозиметрические фантомы и измерение поглощенных органами доз при рентгенологических исследованиях детей. Рига: МЗ ЛатвССР, 1989. 96 с.
8. Человек. Медико-биологические данные. Публикация №23 М.: МКРЗ, 1977. 67 с.
9. ГОСТ 18622-79. Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом. Химический состав тканеэквивалентного вещества. М., 1980.
10. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. МУК 2.6.1.962-00, Москва, 2000.

### **THE METHOD OF CALCULATION OF THE ABSORBED DOZE**

A.Y. Gryaznov, N.N. Potrakhov

#### Summary:

The method uses spectral dependences of intensity of x-ray radiation. The received theoretical dependences of factors of easing with accuracy of 1-3 % coincide with experimental values. The offered technique allows to define the absorbed and exposition dozes of radiation, and also contrast of the shadow x-ray image.