DOI: 10.21514/1998-426X-2019-12-2-55-65 УДК: 539.16.08:614.876

Метод и компьютерная программа расчета доз фотонного излучения в фантомах тела человека

В.Ю. Голиков

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева, Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, Санкт-Петербург, Россия

В статье представлен метод и разработанная на его основе компьютерная программа расчета дозиметрических характеристик, необходимых для оценки или ограничения воздействия ионизирующего излучения (средние органные дозы, эффективная доза, распределение поглощенной дозы в критическом органе), на основе измеряемых характеристик полей фотонного излучения (керма в воздухе, показания индивидуальных дозиметров) с энергией 0,02-10 МэВ. Программа позволяет рассчитывать значения более чем 20 средних органных доз в восьми расчетных моделях тела взрослого человека и детей, эффективную дозу, распределение поглощенной дозы в красном костном мозге. Кроме того, рассчитываются отношения значений эффективной дозы к показаниям «индивидуальных дозиметров», размещенных в 48 фиксированных точках на поверхности фантома. Разработанный расчетный метод и компьютерная программа могут быть эффективно использованы: 1) для расчета доз внешнего облучения и прогноза степени радиационного поражения в случаях острого аварийного облучения персонала и населения; 2) при разработке моделей облучения персонала, работающего в полях с резко неравномерным распределением их характеристик по пространству, занимаемому человеком; 3) при планировании контрмер при ликвидации последствий радиоактивного загрязнения территорий (расчет маршрутов и времени пребывания персонала в опасных зонах); 4) при обучении и тренинге персонала, участвующего в расследовании и ликвидации последствий радиационных аварий.

Ключевые слова: внешнее излучение, модели облучения, расчет доз, органные дозы, эффективная доза, фантомы тела человека.

Введение

В настоящее время любой дозиметрический критерий воздействия ионизирующего излучения на человека, независимо от того, оценивает он вероятность возникновения отдаленных эффектов (эквивалентные дозы в органах, эффективная доза) или тяжесть острого лучевого поражения (поглощенная доза в органе), связан с пространственными характеристиками поля излучения в облучаемом объекте. Получить такие сведения непосредственно на практике чрезвычайно сложно или невозможно. Поэтому необходимо иметь средства установления связи между измеряемыми на практике величинами и оцениваемыми критериями воздействия излучения. Возможны два подхода к решению этой проблемы – экспериментальный и расчетный. Оба они предполагают использование фантомов (моделей) тела человека.

Анализ тенденций в выборе методов решения указанной проблемы показывает, что соотношение экспериментальных и расчетных способов определения характеристик поля фотонного излучения в теле человека постоянно изменяется в пользу последних. Главная причина этого заключается в возрастающих успехах в развитии методов вычислений и самих компьютеров, с одной стороны, и во все большем усложнении и удорожании современного эксперимента - с другой. Кроме того, геометрические и физические условия в экспериментах обычно приспособлены к прямым практическим приложениям. Поэтому зависимость получаемых результатов от входных параметров значительно затрудняет выделение из них физических данных, пригодных для использования при других отличных обстоятельствах. Иными словами, методы математического моделирования условий облучения человека с использованием математических фантомов в качестве модели тела представляют собой мощный инструмент в решении целого ряда задач радиационной безопасности.

В настоящее время расчетные оценки средних доз в органах человека, в основном, ограничиваются их значениями в полях протяженных источников с однородными характеристиками поля излучения в пространстве, занимаемом человеком [1, 2]. Однако на практике очень часто имеет место резко неоднородное облучение тела чело-

Голиков Владислав Юрьевич

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева. **Адрес для переписки:** 197101, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: sg235@rambler.ru века (острое аварийное облучение, профессиональное облучение работника в случае выполнения целого ряда операций с источниками ионизирующего излучения). В случае острого аварийного облучения быстрая оценка органных доз или распределения доз по отдельным органам (например, в красном костном мозге) необходима для сортировки пострадавших и выбора тактики их лечения в условиях ограниченности медицинских ресурсов. При профессиональном облучении для корректной оценки эффективной дозы в условиях резко неравномерного облучения одним из основных моментов является выбор количества и мест расположения индивидуальных дозиметров на теле работника.

Цель исследования – разработка метода и компьютерной программы (алгоритма) расчета дозиметрических характеристик, необходимых для оценки или ограничения воздействия ионизирующего излучения (средние органные дозы, эффективная доза, распределение поглощенной дозы в критическом органе), на основе измеряемых характеристик полей фотонного излучения (керма в воздухе, показания индивидуальных дозиметров) с энергией 0,02–10 МэВ.

Описание метода расчета

В настоящее время при расчетах прохождения излучения через различные среды используются два «точных» метода - численное решение уравнения переноса и метод Монте-Карло (МК). Каждый из них имеет свои преимущества и недостатки. Численные методы решения уравнения переноса, позволяющие получать результат с необходимой точностью при приемлемых затратах машинного времени, разработаны лишь для сравнительно простых геометрий задачи - бесконечная или полубесконечная среда, бесконечная пластина. С усложнением геометрии задачи, кроме трудностей математического характера, существенно возрастают затраты машинного времени и требования к необходимому объему памяти компьютера. Поэтому численное решение уравнения переноса остается наиболее эффективным путем получения детальной картины поля излучения, если в качестве модели тела человека используется, например, бесконечная пластина. Если же в качестве модели тела использовать антропоморфный гетерогенный фантом, то более адекватным методом расчета будет метод МК, позволяющий проводить расчеты для геометрии любой сложности. Однако существенным его недостатком являются присущие ему относительно большие затраты машинного времени. Все это накладывает ограничения на эффективное использование прямых расчетов методом МК в повседневной практике радиационной безопасности.

Для решения практических задач расчета полей фотонного излучения в ограниченных средах могут быть использованы приближенные методы расчета, которые допускают на отдельных этапах использование «точных» численных методов. Применительно к задаче расчета распределения доз и их средних значений в органах тела человека в рамках настоящего исследования был использован следующий подход. Доза гамма-излучения в произвольной точке интересующего нас органа определяется с помощью соответствующей функции ослабления дозы D(1), где I - пробег частицы внутри тела до выбранной точки. Функция D(I) для данной энергии фотонного излучения рассчитывается с помощью численного решения уравнения переноса в одномерной, плоской геометрии, где в качестве фантома используется бесконечная тканеэквивалентная пластина. Затем вычисляется функция распределения длин пробегов частиц до органа – *p*(*I*)*dI*, имеющая смысл вероятности нахождения элемента массы dm органа на глубине между I и I+dI. После этого можно рассчитать распределение дозы по органу или ее среднее значение:

$$\bar{D} = \int_{V} D(1) \cdot p(1) \cdot dl / \int_{0}^{\infty} p(1) \cdot dl \quad (1)$$

Функция распределения *p*(*I*)-*dI* для данной геометрии поля и ориентации фантома рассчитывается методом МК, случайным образом выбирая элемент массы *dm* внутри органа и повторяя этот процесс до достижения заданной статистической погрешности расчета.

Подобный метод расчета характеристик поля фотонного излучения в антропоморфной гетерогенной модели тела человека (CHORD-method) впервые был обоснован в работе [3]. В последующем он с успехом использовался при оценке доз облучения жителей японских городов Хиросимы и Нагасаки, пострадавших в результате атомной бомбардировки в 1945 г.

В качестве базовой информации для определения функции ослабления фотонного излучения использовались результаты расчета дифференциальных и интегральных характеристик поля гамма-излучения плоского мононаправленного источника с различным энергетическим распределением плотности потока в гомогенной тканеэквивалентной пластине, полученные методом интегральных уравнений [4, 5]. В качестве материала пластины использовалась 11-компонентная смесь [6], имитирующая усредненный элементный состав биологической ткани всего тела человека, включая костные структуры скелета. Расчет проводился методом интегральных уравнений с использованием 23-групповой библиотеки констант (табл. 1).

		Значения	параметров, испо	льзуемых	в формулах	(2) и (3)			Таблица Т [Table 1
		Parameter values used in formulas (2) and (3)]							
№ гр. [#Gr]	Границы группы, МэВ [Group borders, MeV]	μ, см⁻¹ [μ, cm⁻¹]	Керма, Гр×см²·10 ⁻¹¹ [Kerma, Gy×сm²·10 ⁻¹¹]	α	β	γ	γ_1	γ_2	γ_3
1	9,0-11,0	0,0219	2,475	0,005	0,0126	0	0,010	0,044	0,84
2	7,0-9,0	0,0240	2,098	0,006	0,0132	0	0,031	0,048	0,80

Окончание	таблицы	1
-----------	---------	---

№ гр. [#Gr]	Границы группы, МэВ [Group borders, MeV]	μ, см ⁻¹ [μ, cm ⁻¹]	Керма, Гр×см²·10 ⁻¹¹ [Kerma, Gy×сm²·10 ⁻¹¹]	α	β	γ	γ_1	γ_2	γ_3
3	5,5-7,0	0,0273	1,772	0,008	0,0158	0	0,058	0,055	0,75
4	4,5-5,5	0,0300	1,514	0,010	0,0181	0	0,076	0,061	0,71
5	3,5–4,5	0,0337	1,309	0,012	0,0220	0	0,10	0,068	0,68
6	2,5–3,5	0,0393	1,086	0,018	0,0273	0	0,14	0,079	0,63
7	2,0-2,5	0,0460	0,878	0,030	0,0360	0	0,17	0,093	0,58
8	1,5–2,0	0,0523	0,7383	0,050	0,0470	0	0,21	0,11	0,55
9	1,0–1,49	0,0633	0,5788	0,076	0,0626	0	0,25	0,13	0,50
10	0,74–1	0,0752	0,4336	0,120	0,0820	0,0028	0,30	0,14	0,44
11	0,58-0,74	0,0852	0,3397	0,149	0,0996	0,0052	0,33	0,15	0,40
12	0,44–0,58	0,0954	0,2647	0,190	0,1250	0,0073	0,36	0,16	0,35
13	0,35–0,44	0,1057	0,204	0,200	0,1580	0,0100	0,40	0,18	0,30
14	0,27–0,35	0,1157	0,1564	0,300	0,1900	0,0128	0,42	0,19	0,26
15	0,22-0,27	0,1255	0,1194	0,350	0,2280	0,0159	0,45	0,20	0,22
16	0,18-0,22	0,1344	0,0936	0,397	0,2535	0,0180	0,47	0,22	0,21
17	0,14–0,18	0,1442	0,0707	0,440	0,2850	0,0208	0,49	0,23	0,23
18	0,11-0,14	0,1548	0,0518	0,520	0,3300	0,0235	0,50	0,28	0,28
19	0,09–0,11	0,1650	0,0399	0,602	0,3590	0,0244	0,50	0,29	0,28
20	0,07-0,09	0,1765	0,0323	0,702	0,4120	0,0210	0,49	0,31	0,30
21	0,049-0,07	0,1968	0,0294	0,722	0,4584	0,0106	0,46	0,43	0,42
22	0,035-0,049	0,2485	0,0391	0,600	0,3100	0	0,39	0,66	0,66
23	0,020-0,035	0,4677	0,0894	0,170	0,3000	0	0,25	1,06	1,00

Анализ совокупности полученных расчетных результатов позволил подобрать аналитическое выражение, аппроксимирующее тканевую керму *K*(*E*,*I*) фотонного излучения плоского мононаправленного источника с энергией *E*(*M*э*B*) в точке на глубине *I* (см) внутри бесконечной пластины толщиной *I*₀ (см) в следующем виде:

$$K(E,l) = K(E) \cdot \exp(-\mu(E) \cdot l) \cdot \left\{ 1 + \left[B_{1/2\infty} - 1 \right] \cdot \left[1 - g_1(E) \cdot \exp(-g_2(E) \cdot (l_0 - l) \right] \cdot \left[1 - \exp(-g_3(E) \cdot l_0) \right] \right\}$$
(2)

$$B_{1/2\infty}(E,l) = 1 + \alpha + \beta \cdot l \cdot \exp(\gamma \cdot l)$$
(3)

где: *B*_{1.2∞}(*E*,*I*) – дозовый фактор накопления излучения плоского моноэнергетического мононаправленного источника фотонов с энергией, соответствующей *k*-й энергетической группе, в полубесконечной тканеэквивалентной среде на глубине *I; K*(*E*) – тканевая керма излучения рассматриваемого источника в той же точке в воздухе в отсутствие пластины; µ – линейный коэффициент ослабления фотонного излучения с энергией, соответствующей *k*-й энергетической группе в биологической ткани тела человека; g₁, g₂, g₃, α, β, γ – эмпирические параметры.

Дополнительная погрешность оценки значений *K*(*E*,*I*) за счет аппроксимации результатов «точных» расчетов, полученных методом интегральных уравнений, формулами (2) и (3), не превышала 6%.

Множитель $[1-g_1(E) \cdot \exp(-g_2(E) \cdot (l_0 - l)]_{B}$ формуле (2) учитывает пространственное распределение краевого эффекта в зависимости от расстояния (l_0 -l) от точки расчета до задней грани пластины, т.е. в направлении распространения излучения. Он описывает уменьшение дозы рассеянного компонента поля излучения в бесконечной пластине по сравнению с дозой на той же глубине в полубесконечной среде за счет «утечки» излучения через заднюю грань. «Утечка» на задней грани не зависит от толщины пластины при $I_o >3$ длин свободного пробега излучения источника. Для более тонких пластины появляется зависимость «утечки» от толщины пластины I_o , которая описывается множителем [1-exp(- $g_a(E)$)].

Для учета ограниченных размеров расчетной модели в поперечном направлении в дозовые характеристики поля, рассчитанные для бесконечной в поперечном сечении пластины, вводили поправку на «утечку» излучения через боковые границы модели, полученную экспериментальным путем [7]. Согласно результатам экспериментов, проведенных с источниками гамма-излучения ⁶⁰Со (E_{ср}=1,25 МэВ), ¹³⁷Сs (E=0,662 МэВ), ¹⁹²Ir (E_{ср}=0,36 МэВ) и ⁷⁵Se (E_{ср}=0,22 МэВ), оказалось, что влияние «утечки» на долю рассеянного излучения в точке детектирования в зависимости от расстояний *I*₁ и *I*₂ до боковых граней модели можно учесть с помощью выражения:

$$\frac{B_{\mathcal{I}.ozp.nn.} - 1}{B_{\mathcal{I}.beck.nn.} - 1} = 1 - 0,5 \cdot \exp(-g_4 \cdot l_1) - 0,5 \cdot \exp(-g_4 \cdot l_2)$$
(4)

где $B_{d.orp.nn.}$ и $B_{d.deck.nn.}$ – дозовые факторы накопления на одинаковой глубине в ограниченной и бесконечной пластине соответственно, а $g_4(E)$ – параметр, значение которого было найдено путем обработки экспериментальных данных [7]. Там же было показано, что с уменьшением энергии фотонного излучения для описания «утечек» излучения через боковую и заднюю грани пластины можно использовать одно значение параметра, т. е. $g_4 \approx g_2$ (при E < 0,1 MeB).

С учетом выражения (4), окончательную формулу для расчета функции ослабления дозы излучения в ограниченной тканеэквивалентной среде можно записать следующим образом:

$$K(E,l) = K(E) \cdot \exp(-\mu(E) \cdot l) \cdot \left\{ 1 + [B_{1/2\infty} - 1] \cdot [1 - g_1(E) \cdot \exp(-g_2(E) \cdot (l_0 - l)] \cdot [1 - \exp(-g_3(E) \cdot l_0)] \cdot \left[\cdot [1 - 0.5 \cdot \exp(-g_4 \cdot l_1) - 0.5 \cdot \exp(-g_4 \cdot l_2)] \right\}$$
(5)

При расчете дозы по формуле (5) для точечного изотропного источника, находящегося на конечном расстоянии от поверхности тела человека, вводится поправка на закон обратных квадратов и используются факторы накопления для плоского мононаправленного источника. Для точек, расположенных на «косых» лучах, расчет дозы проводится для пробега *I/cos* Θ , где Θ – угол между прямой источник – точка расчета дозы и внешней нормалью к поверхности тела.

Значения параметров в зависимости от энергии гамма-излучения представлены в таблице 1.

Учет гетерогенности органов по плотности для внесения поправки в функцию ослабления мощности дозы осуществлялся только для легких, имеющих меньшую плотность (0,3 г×см⁻³) по сравнению с плотностью других органов и мягких тканей тела (1 г×см⁻³). Для этого в расчетах ослабления мощности дозы фотонного излучения использовалась эквивалентная длина пробега *I*_{аке}:

$$l_{_{3KB}} = l - 0, 7 \cdot l_{_{\mathcal{I}}}$$
 (6)

где: *I* – полный пробег фотона в ткани до точки расчета мощности дозы; *I*_n – пробег фотона в легких.

Влияние скелета учитывалось путем модификации дозовых характеристик поля излучения. Она заключалось в том, что при проведении расчетов ослабления фотонного излучения в тканеэквивалентных пластинах использовались многогрупповые константы ослабления фотонного излучения для 11-компонентной смеси, включающей в себя и костную ткань. Переход же к дозовым характеристикам поля фотонного излучения осуществлялся с использованием групповых значений удельной кермы для 4-компонентной смеси [8], моделирующей в дозиметрическом отношении мягкие ткани человека, из которых состоят внутренние органы. При расчете дозы в красном костном мозге и в эндостальной ткани, моделируемой для дозиметрических целей слоем ткани, толщиной 10 мкм, выстилающим поверхности костных структур, дополнительно использовались поправочные коэффициенты, зависящие от возраста облучаемого человека [9].

Таким образом, для расчета распределения доз и их средних значений в органах тела человека был использован следующий подход. С помощью метода Монте-Карло случайным образом разыгрываются координаты точки внутри выбранного «органа» расчетной модели тела человека. Для этой точки последовательно определяются:

После этого рассчитывается значение дозы в точке, как это описано выше (см. формулу (5)). Процесс многократно повторяется и продолжается до достижения статистической погрешности определения средней величины дозы в выбранном органе 5% (с доверительной вероятностью 0,95). По окончании расчета может быть получено распределение доз в выбранном органе, а также любые его характеристики (среднее значение, дисперсия, максимальное значение дозы и т.д.). Такая же процедура проделывается и для других органов, что дает возможность получить необходимые дозиметрические характеристики для каждого из них. Для упрощения процедуры расчета и ускорения сходимости метода МК некоторые органы, имеющие значительную протяженность и сложную геометрическую форму (кожа, красный костный мозг, кишечник), разбиты на несколько частей, для каждой из которых расчет проводится отдельно.

В качестве модели тела людей различного пола и возраста в настоящей работе использовалось формализованное описание восьми математических фантомов. История создания математических фантомов началась в 1960-х гг., когда в Окриджской национальной лаборатории (США) впервые был разработан фантом MIRD-5 [10]. В 1978 г. этот фантом был усовершенствован в соответствии с новыми данными МКРЗ относительно структуры и состава органов и тканей взрослых «стандартных» мужчины и женщины [11]. Эта версия фантома MIRD-5 представляет собой математическую модель тела взрослого гермафродита, имеющего, кроме одинаковых для обоих полов органов как специфически мужские (семенники), так и женские (яичники, матка) органы, однако у фантома отсутствовала модель женской груди. Cristy [12] усовершенствовал взрослый фантом гермафродита и разработал серию детских фантомов 0-, 1-, 5-, 10- и 15-летнего возраста, включив в набор органов женскую грудь. В 2006 г. была проведена ревизия этих фантомов [13] с включением в расчетные модели дополнительных органов и учетом новых данных Публикации 89 МКРЗ [14] и Публикации 46 МКРЕ [15]. В 1982 г. в ФРГ были разработаны расчетные модели «стандартного» мужчины (ADAM) и женщины (EVA) [16], основанные на описании фантомов типа MIRD, а также на данных Публикации 23 МКРЗ [17]. Основные антропометрические характеристики используемых расчетных моделей представлены в таблице 2.

Каждый фантом состоит из трех основных секций: торса (с включенными в него бедрами и руками), головы и ног. Торс и голова представлены эллиптическими цилиндрами, а ноги – двумя усеченными круговыми конусами. Органы и их отделы моделируются телами вращения - цилиндрами, эллипсоидами, конусами или частью объема этих тел, образующейся при их сечении различными плоскостями. Поверхности органов задаются уравнениями второго порядка в декартовой системе координат, связанной с фантомом. В этой же системе координат задается положение источника излучения относительно фантома. Фантомы включают 3 тканевые зоны с различной плотностью и атомным составом: скелет, объединяющий собственно костные структуры, красный костный мозг и эндостальную ткань, выстилающую поверхности костных структур и включенную в список органов риска; легкие и остальную часть тела, представленную в основном мягки-

эквивалентный пробег в теле (I_{экв});

[–] толщина эквивалентной пластины $(I_o);$

Таблица 2

Основные антропометрические параметры расчетных моделей Anthropometric parameters of computational models1

[Table 2

	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·								
Возраст, годы	Вес, кг	Рост, см [Height, cm]	Толщина торса, см [Thickness of trunk, cm]						
[Age, years]	[Weight, kg]		Передне-задняя [Anterio-posterior]	Боковая [Lateral]					
0	3,5	51,5	9,8	12,7					
1	9,3	75	13	17,6					
5	19	109	15	22,9					
10	31,9	138,6	16,8	27,8					
15	54,4	164	19,6	34,5					
MIRD-5	71,1	174	20	40					
ADAM	70,5	170	20	40					
EVA	59,2	160	18,8	37,6					

ми тканями. Плотности скелета (гомогенная смесь кости и костного мозга), легких и мягких тканей принимались равными 1,5; 0,3 и 1 г×см⁻³ соответственно.

Эффективная доза Е является взвешенной суммой средних эквивалентных доз в радиочувствительных органах и тканях тела (для фотонного излучения радиационный взвешивающий фактор полагается равным единице):

$$E = \sum_{T} w_{T} \cdot H_{T} \quad (7)$$

где Н₇ – средняя эквивалентная доза в органе или ткани Т; w₇ – тканевые взвешивающие факторы [18, 19].

Значения тканевых взвешивающих факторов w₇ представляют собой долевой вклад органа или ткани Т в общий риск стохастических эффектов при однородном облучении всего тела.

Вышеописанный алгоритм расчета средних доз в органах и тканях и эффективной дозы для людей различного возраста был реализован в виде компьютерной программы РАДОФАН¹ (РАсчет ДОз в ФАНтоме).

Верификация расчетного метода

Верификацию результатов, получаемых с помощью вышеописанной схемы расчета, проводили в несколько этапов. На первом из них значения глубинных доз моноэнергетического фотонного излучения в ткане-эквивалентных пластинах различной толщины, рассчитанные с помощью формул (2) и (3), сравнивали с соответствующими результатами «точных» расчетов методом МК с помощью программы MCNP [20, 21]. На рисунке 1 представлены результаты сравнения для глубинных доз моноэнергетического фотонного излучения с энергией 0,06 МэВ, 0,2 МэВ и 1,25 МэВ в пластине толщиной 30 см. Расхождение результатов, полученных обоими расчетными методами, не превысило 10%. На рисунке 2 для моноэнергетического излучения с энергией 0,06 МэВ представлены результаты сравнения глубинных доз для пластин различной толщины: 5, 15 и 30 см. Отчетливо видно влияние краевого эффекта на задней грани пластины при сравнении результатов для полубесконечной среды и пластин толщиной 15 и 30 см. Для пластины 5 см дополнительно видно влияние небольшой толщины пластины на значение глубинной дозы. В случае пластин толщиной 15 и 30 см расхождение результатов, полученных методом МК и по формулам (2) и (3), не превышает 5%, достигая 10% в случае пластины толщиной 5 см.



¹ Расчетный блок программы был написан Н.К. Барышковым, а пользовательскую оболочку для Windows разработал А.Ю. Власов. [Computing block of the software was developed by Baryshkov N. K., user interface in MS Windows environment – by Vlasov A.Yu.]



Рис. 2. Сравнение результатов расчетов глубинных доз фотонного излучения с энергией 0,06 МеВ в тканеэквивалентных пластинах различной толщины, выполненных методом МК и с помощью выражений (2) и (3)
 [Fig. 2. Comparison of the calculation results of deep doses of photon radiation with the energy of 0.06 MeV in a tissue equivalent plates with different thick made by the MC method and using expressions (2) and (3)]

На следующем этапе было проведено сравнение результатов собственных расчетов с результатами расчетов методом МК средних доз в отдельных органах при моделировании облучения фантома ADAM широким пучком моноэнергетического мононаправленного фотонного излучения. Здесь же для сравнения использовались также экспериментальные результаты определения доз в отдельных «органах» физического фантома Alderson Rando, близкого по своим характеристикам к математическому фантому ADAM [22]. Результаты сравнения, представленные в таблице 3, свидетельствуют о хорошей сходимости как расчетных данных между собой, так и экспериментальных данных с расчетными.

Для верификации результатов расчета в случае крайне неравномерного облучения тела человека были выполнены собственные фантомные эксперименты с использованием закрытых радионуклидных источников гамма-излучения цилиндрической формы (диаметром 4–6 мм и высотой 5–10 мм) ¹⁹²Ir, ¹³⁷Cs и ⁶⁰Co, располагавшихся на расстоянии 20 см от передней поверхности фантома на высоте 120 см от пола.

Для измерений органных доз использовался физический антропоморфный фантом взрослого человека Alderson Rando [23]. Фантом содержал натуральный скелет. Мягкие ткани в фантоме моделируются специальным ткане-эквивалентным пластиком с эффективным атомным номером z = 7,3 и плотностью 0,99 г см⁻³. Легкие изготовлены из того же пластика, но с плотностью 0,32 г см⁻³. Фантом состоит из секций толщиной 2,5 см с просверленными отверстиями (Ø = 5 мм, высота = 25 мм) для ТЛ-детекторов, что позволяет измерять распределение поглощенной дозы внутри фантома.

Измерение доз проводилось с использованием термолюминесцентных (ТЛ) детекторов LiF. Mg, Ti (ДТГ-4, Россия) толщиной 1 мм и диаметром 5 мм [24]. Для измерений была выбрана группа ТЛ-детекторов с разбросом чувствительности менее 7% (доверительный интервал 95%). ТЛ-детекторы были откалиброваны в воздухе в поле гамма-излучения образцового источника ¹³⁷Cs, относительная погрешность измерения мощности дозы которого не превышала 6% (доверительный интервал 95%). Суммарная основная относительная погрешность измерения составляла менее 10% (доверительный интервал 95%).

Подробно процедура измерения доз в «органах» такого фантома была описана нами ранее [25, 26].

Таблица З

Отношение поглощенной дозы в органе к экспозиционной дозе на высоте 1 м на оси фантома (Гр×Р⁻¹)·10⁻² при его облучении гамма-излучением точечного источника ²⁴¹Am, находящегося спереди от фантома на расстоянии 1 м от его поверхности [Table 3]

Ratio of the absorbed dose in organ to the exposure on the height of 1 m on the phantom axis in (Gy·R ⁻¹) ·10 ⁻² at its irradiation	
from gamma-radiation of ²⁴¹ Am source located in front of phantom on the distance of 1 m]	

0	Органная доза/экспозиционная доза, (Гр×Р-1)·10-2 [Organ dose/exposure, (Gy·R-1) ·10-2]				
Орган [Organ]	Настоящая работа (расчет) [Present work, calc.]	E. Thomasz et. Al. [22] (эксперимент/расчет) [measured/calculated]			
Щитовидная железа [Thyroid]	1,76	1,71/1,57			
Яичники [Ovaries]	0,88	0,78/0,84			
Легкие [Lungs]	1,29	1,28/1,01			
Мужские гонады [Testes]	1,70	1,79/1,42			

Относительное различие (Δ) между результатами расчета средних органных доз ($D_{\rm расч}$) и их измерениями ($D_{\rm изм}$) рассчитывали согласно выражению:

$$\Delta = \frac{(D_{pacy} - D_{u_{3M}})}{D_{u_{2M}}} \cdot 100\%$$
 (8)

Диапазон разброса значений (△) для восьми значений органных доз (рис. 3) составил ±20%, с небольшим (+8%) систематическим превышением расчетных результатов над измерениями только в случае излучения источника ¹³⁷Cs.



Рис. 3. Разброс отношений значений расчетных и измеренных органных доз при моделировании облучения расчетной модели тела взрослого человека и облучении физического фантома Alderson Rando гамма-излучением точечных источников ¹⁹²Ir, ¹³⁷Cs и ⁶⁰Co, располагавшихся на расстоянии 20 см от передней поверхности фантома

[Fig. 3. The scatter of the ratios of the calculated and measured organ doses at simulating the irradiation of the computational model of an adult's body and the irradiation of a physical Alderson Rando phantom with gamma radiation from point sources ¹⁹²Ir, ¹³⁷Cs and ⁶⁰Co located 20 cm from the front surface of the phantom]

Описание программы «РАДОФАН»

Все составляющие программы «РАДОФАН» объединены в пользовательской оболочке, обеспечивающей простоту и удобство работы. Оболочка программы предоставляет пользователю следующие возможности:

 – быстрое создание файла исходных данных для расчетного варианта и запись его в библиотеку исходных данных;

просмотр библиотеки исходных данных, выбор одного из файлов библиотеки и запуск на счет соответствующего варианта;

 просмотр библиотеки результатов расчета, выбор любого файла из библиотеки, просмотр его содержимого на экране дисплея и вывод на печать всего файла или его части;

Главное меню имеет пять позиций: 1) вариант, 2) запуск, 3) результаты, 4) конфигурация, 5) выход (рис. 4).

0	РАДОФАН									
	<u>В</u> ариант	<u>З</u> апуск	<u>Р</u> езультаты	<u>К</u> онфигурация	Вы <u>х</u> од] 🗉 🐇	E	T		

Рис. 4. Главное меню программы РАДОФАН [**Fig. 4.** Main menu of the program RADOFAN]

В программе реализован запуск расчетных вариантов из файлов исходных данных, содержащих всю необходимую информацию и имеющих стандартизованную структуру. Подготовка таких файлов проводится в режиме диалога под управлением пользовательской оболочки в меню подготовки варианта расчета (рис. 5), после чего они помещаются в библиотеку исходных данных.



Рис. 5. Меню подготовки варианта расчета [Fig. 5. Menu for the preparation of the calculation]

При выборе этой позиции главного меню пользователь попадает в меню задания исходных данных к расчетному варианту, включающему следующие позиции:

- выбор фантома;
- выбор геометрии облучения;
- задание координат точечного источника;
- выбор спектра источника;
- задание активности (мощности дозы) источника.
- Программа позволяет использовать в расчетах:

 – 8 различных расчетных моделей (фантомов),
 6 фантомов «MIRD-5» от новорожденного до взрослого и фантомы стандартного взрослого мужчины и женщины – «ADAM» и «EVA»;

 – 2 геометрии источника (плоский мононаправленный и точечный изотропный);

 радионуклидные источники и моноэнергетические из числа 9 фиксированных в базовой версии программы – ⁶⁰Co, ¹³⁷Cs, ¹⁹²Ir, E=0,4 МэВ, E=0,2 МэВ, E=0,1 МэВ, E=0,08 МэВ, E=0,06 МэВ и E=0,04 МэВ.

Дополнительно есть возможность ввести произвольный спектр из файла, содержащегося в библиотеке спектров программы. В стандартной конфигурации программы «РАДОФАН» библиотеке исходных данных отведена отдельная поддиректория «INP». Имена файлов устанавливаются пользователем произвольно, в режиме диалога, и всем им присваивается стандартное расширение «inp». Оболочка позволяет получить перечень имен файлов исходных данных, имеющихся в библиотеке, просмотреть их содержимое и запустить на счет выбранный вариант. Результаты расчетов помещаются в библиотеку расчетных результатов. При этом имя файла совпадает с именем соответствующего файла исходных данных, с расширением «out». В стандартной конфигурации программы этой библиотеке отведена специальная поддиректория «OUT».

Файл результатов расчета состоит из 4 страниц (рис. 6).

Первая страница содержит исходную информацию к варианту, соответствующую текстовой части файла исходных данных, а также дату и время выполнения расчета, продолжительность счета варианта.

Вторая страница содержит таблицу абсолютных и относительных значений средней мощности поглощенной дозы для более чем 20 органов и тканей, а также значения эффективных доз, согласно Публикациям 60 и 103 МКРЗ. Относительные значения мощностей доз соответствуют отношению их абсолютных значений к мощности поглощенной дозы (P_o) в воздухе в точке на оси вертикально стоящего фантома (в его отсутствии) на высоте 1 м от пола. Третья страница содержит таблицу отношений значений эффективной дозы к показаниям «индивидуальных дозиметров», размещенных в 48 фиксированных точках на поверхности фантома.

Четвертая страница содержит гистограмму распределения мощности поглощенной дозы в красном костном мозге (ККМ), дополненную соответствующей таблицей. В левой колонке таблицы содержатся средние интервальные значения мощностей поглощенной дозы, а в правой – процент массы ККМ, облучаемый в этом интервале.

Такой набор выходных данных в комбинации с быстротой расчета (расчет одного варианта занимает менее 2 с) позволяет проанализировать большое количество ситуаций аварийного или планового облучения персонала и населения. После этого возможно промоделировать всю ситуацию облучения путем суперпозиции отдельных ситуаций облучения, характеризующихся взаимным расположением источник – человек, с весовыми коэффициентами, пропорциональными времени реализации каждой ситуации.

Заключение

Разработан новый метод и компьютерная программа расчета дозиметрических характеристик поля фотонного излучения с энергией от 0,02 до 10 МэВ в расчетных моделях тела человека различного возраста. Метод использует результаты «точного» метода расчета – решения транспортного уравнения Больцмана для конструирования глубинных



Рис. 6. Меню результатов расчета [Fig. 6. Menu of calculation results]

кривых ослабления дозы и метод Монте-Карло для выполнения расчетов распределения доз в органах и их средних значений. Такое сочетание позволило получать корректные результаты при минимальном времени счета варианта (как правило, менее 1 с, т.е. практически мгновенно).

Существенным его достоинством является простота задания исходных данных и быстрота выполнения расчетов при сравнимости погрешностей оцениваемых величин с их погрешностями при расчете «точным» методом Монте-Карло. Это обеспечивает возможность его использования в повседневной практике радиационной безопасности:

 для расчета доз внешнего облучения и прогноза степени радиационного поражения в случаях острого аварийного облучения персонала и населения, когда требования быстроты получения информации о дозах облучения пострадавших являются первоочередными;

при разработке моделей облучения персонала, работающего в полях с резко неравномерным распределением их характеристик по пространству, занимаемому человеком, когда, кроме установления связи между измеряемыми (керма в воздухе, доза, зарегистрированная индивидуальным дозиметром) и оцениваемыми дозиметрическими параметрами (органные дозы, эффективная доза), одним из ключевых моментов является выбор места и количества носимых индивидуальных дозиметров;

 при планировании контрмер при ликвидации последствий радиоактивного загрязнения территорий (расчет маршрутов и времени пребывания персонала в опасных зонах);

 – при обучении и тренинге персонала, участвующего в расследовании и ликвидации последствий радиационных аварий.

Литература

- ICRP, 1996b. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3/4).
- ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40(2–5).
- Jones, T. D. CHORD Operators for Cell-Survival Models and Insult Assessment to Active Bone Marrow. Rad. Res. 71, 260 – 283 (1977).
- Бергельсон, Р. Многогрупповой метод расчета защиты от нейтронов / Р. Бергельсон, А.П. Суворов, Б.З. Торлин. – Москва: Атомиздат, 1970. – 269 с.
- Николаев, М.Н. Многогрупповое приближение в теории переноса нейтронов / М.Н. Николаев и др. – Москва: Энергоатомиздат, 1984. – 256 с.
- Ritts, J., Solomito, E, Stevens, P. Calculations of Neutron Fluence to Kerma Factors for Human Body. Nuclear Application Technology 7, 89–95 (1969).
- Голиков, В.Ю. Распределение поглощенной дозы фотонов в фантоме человека / В.Ю. Голиков, А.Н. Барковский, И.А. Лихтарев // Атомная энергия. – 1989. – Т. 67, Вып. 6. – С. 396-399.
- ICRU. Radiation Quantities and Units. Report No. 33. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements. (1980).
- King, S. D. and Spiers, F. W. Photoelectric enhancement of the absorbed dose from X-rays to human bone marrow. Experiment and theoretical studies. Br J Radiol, 58, 345-356 (1985).

- Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Fisher HL, Jr. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 5. New York: Society of Nuclear Medicine; 1969.
- Snyder WS, Ford MR, Warner GG. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 5 (Revised). New York: Society of Nuclear Medicine; 1978.
- Cristy, M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. Oak Ridge National Laboratory, ORNL/NUREG/TM-367 (1980).
- 13. Eun Young Han, Wesley E. Bolch, and Keith F. Eckerman. Revisions to the ORNL series of adult and pediatric computational phantoms for use with the MIRD schema.
- International Commission of Radiological Protection. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89. Ann ICRP 32 (3–4) (2002).
- 15. ICRU, 1992. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. ICRU Report 46. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms. GSF-Report S-885, Institut fur Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-Munchen (1982).
- ICRP (1975). International Commission on Radiological Protection, Report of the Task Group on Reference Man, ICRP Publication 23 (Pergamon Press, Oxford).
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1–3).
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37(2–4).
- X-5 Monte Carlo Team, "MCNP A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, "LA-UR-03-1987 (Vol 1: Overview and Theory), LA-CP-03-0245 (Vol 11: User's Guide), LA-CP-03-0284 (Vol 111: Developer's Guide) (April, 2003).
- Los Alamos National Laboratory. "MCNP 5: Monte Carlo N– Particle Transport Code System, Version 1.40." Contributed by Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, (2004).
- 22. Thomasz E., Eckerl H., Drexler G. Experimental determination of conversion factors between organ doses and measured quantities for external photon irradiation. Health Physics, 1985, v. 49, p. 897-905.
- Alderson, S. W., Lanzl, L. H., Rollins, M., Spira, I. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. American Journal of Roentgenology, 87:185 (1962).
- 24. ООО «Уралприбор». Дозиметры и детекторы: http:// akidk.ru (дата обращения: 25.01.2019).
- Golikov, V. Yu., Nikitin, V.V. Estimation of mean organ doses and effective dose equivalent from Rando Phantom measurements. Health Phys, 56 (1), 111-115 (1989).
- V. Golikov, A. Barkovsky, E. Wallström, Å. Cederblad. A comparative study of organ doses assessment for patients undergoing conventional X-ray examinations: phantom experiments vs. calculations. Radiation Protection Dosimetry, Volume 178, Issue 2, 1 January 2018, p. 223-234.

Поступила: 28.01.2019 г.

Радиационная гигиена Том 12 № 2, 2019

Голиков Владислав Юрьевич – старший научный сотрудник лаборатории радиационной гигиены медицинских организаций Санкт-Петербургского научно-исследовательского института радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева, Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека. **Адрес для переписки**: 197101, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: sg235@rambler.ru

Для цитирования: Голиков В.Ю. Метод и компьютерная программа расчета доз фотонного излучения в фантомах тела человека // Радиационная гигиена. – 2019. – Т.12, № 2 – С. 55-65. DOI: 10.21514/1998-426X-2019-12-2-55-65

Method and software for photon dose calculation in phantoms of human body

Vladislav Yu. Golikov

Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Well-Being, Saint-Petersburg, Russia

The current study is focused on the development of the method of the calculation of the dose quantities required for the assessment or limitation of the ionizing exposure (mean organ doses, effective dose, distribution of the absorbed dose in the critical organ) based on the measured characteristics of the fields of the photon computational (kerma free-in-air, readings of the individual dosimeters) with the energy of 0,02-10 mEv. The dedicated software was developed based on the results of the study, allowing estimating the values of more than 20 mean organ doses, effective dose and the distribution of the absorbed dose in the red bone marrow in 8 computational children and adult models. Additionally, it is possible to calculate the ratios of the effective dose to the readings of the "individual dosimeters", placed in 48 fixed points on the phantom surface. The developed method and software can be used for: (1) calculation of the doses from external exposure and estimation of the level of the radiation injuries in case of the acute radiation fields with non-uniform distribution of their characteristics; (3)planning of the countermeasures for the remediation of the consequences of the radioactive contamination (calculation of the routes and working time in contaminated zones); (4) education and training of the staff participating in the investigation and remediation of the consequences of the radioactive contamination.

Key words: *External exposure, computational models, dose calculation, organ doses, effective dose, anthropomorphic phantoms.*

References

- ICRP, 1996b. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3/4).
- ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40(2–5).
- Jones, T. D. CHORD Operators for Cell-Survival Models and Insult Assessment to Active Bone Marrow. Rad. Res. 71, 260 – 283 (1977).
- Bergelson, R., Suvorov, A. P., and Torlin, B. Z. Multi-Group Methods for Calculation of Protection from Neutrons. Moscow, Russia: Atomizdat (1970). (In Russian)
- Nikolaev, M.N., Ryazanov, B.G., Savoskin, M.M. and Tsybulya A.M. Multigroup approximation in the theory of neutrons transfer. Moskow, Energoatomizdat, 256 pp. (1984). (In Russian)
- Ritts, J., Solomito, E, Stevens, P. Calculations of Neutron Fluence to Kerma Factors for Human Body. Nuclear Application Technology 7, 89–95 (1969).

- Golikov, V.Yu., Barkovsky, A.N., Likhtarev, I.A. Distribution of the absorbed photon dose in a human phantom. Atomnaya Energiya = Atomic Energy, 1989, Vol. 67, No. 6, pp. 396-399. (In Russian)
- ICRU. Radiation Quantities and Units. Report No. 33. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements. (1980).
- 9. King, S. D. and Spiers, F. W. Photoelectric enhancement of the absorbed dose from X-rays to human bone marrow. Experiment and theoretical studies. Br J Radiol, 58, 345-356 (1985).
- Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Fisher HL, Jr. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 5. New York: Society of Nuclear Medicine; 1969.
- Snyder WS, Ford MR, Warner GG. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 5 (Revised). New York: Society of Nuclear Medicine; 1978.

Vladislav Yu. Golikov

Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev

Address for correspondence: Mira str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: sg235@rambler.ru

- Cristy, M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. Oak Ridge National Laboratory, ORNL/NUREG/TM-367 (1980).
- 13. Eun Young Han, Wesley E. Bolch, and Keith F. Eckerman. Revisions to the ORNL series of adult and pediatric computational phantoms for use with the MIRD schema.
- International Commission of Radiological Protection. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89. Ann ICRP 32 (3–4) (2002).
- 15. ICRU, 1992. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. ICRU Report 46. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms. GSF-Report S-885, Institut fur Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-Munchen (1982).
- ICRP (1975). International Commission on Radiological Protection, Report of the Task Group on Reference Man, ICRP Publication 23 (Pergamon Press, Oxford).
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1–3).
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37(2–4).

- X-5 Monte Carlo Team, "MCNP A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, "LA-UR-03-1987 (Vol 1: Overview and Theory), LA-CP-03-0245 (Vol 11: User's Guide), LA-CP-03-0284 (Vol 111: Developer's Guide) (April, 2003).
- 21. Los Alamos National Laboratory. "MCNP 5: Monte Carlo N– Particle Transport Code System, Version 1.40." Contributed by Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, (2004).
- 22. Thomasz E., Eckerl H., Drexler G. Experimental determination of conversion factors between organ doses and measured quantities for external photon irradiation. Health Physics, 1985, v.49, p.897-905.
- Alderson, S. W., Lanzl, L. H., Rollins, M., Spira, I. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. American Journal of Roentgenology, 87:185 (1962).
- «Uralpribor». Available from: http://akidk.ru (Accessed: 25.01.2019) (In Russian)
- 25. Golikov, V. Yu., Nikitin, V.V. Estimation of mean organ doses and effective dose equivalent from Rando Phantom measurements. Health Phys, 56 (1), 111-115 (1989).
- Golikov, V., Barkovsky, A., Wallström, E., Cederblad, Å. A comparative study of organ doses assessment for patients undergoing conventional X-ray examinations: phantom experiments vs. calculations. Radiation Protection Dosimetry, Volume 178, Issue 2, 1 January 2018, p. 223-234.

Received: January 28, 2019

For correspondence: Vladislav Yu. Golikov – Senior Researcher of the Medical Protection Laboratory, Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Well-Being (Mira Str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: sg235@rambler.ru)

For citation: Golikov V.Yu. Method and software for photon dose calculation in phantoms of human body. Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene, 2019, Vol. 12, No. 2, pp. 55-65. (In Russian) DOI: 10.21514/1998-426x-2019-12-2-55-65