

УДК 539.122.04:51-76:51-73

### ДОЗОВЫЕ КОНВЕРСИОННЫЕ КОЭФФИЦИЕНТЫ ДЛЯ ВНЕШНЕГО ФОТОННОГО ОБЛУЧЕНИЯ

К. О. МАКАРЕВИЧ<sup>1)</sup>, В. Ф. МИНЕНКО<sup>2)</sup>, С. А. КУТЕНЬ<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>Белорусский государственный университет, пр. Независимости, 4, 220030, г. Минск, Беларусь

<sup>2)</sup>Институт ядерных проблем БГУ, ул. Бобруйская, 11, 220030, г. Минск, Беларусь

Представлен алгоритм расчета дозовых конверсионных коэффициентов на основе Монте-Карло моделирования транспорта фотонного излучения в вычислительных фантомах тела человека. Алгоритм реализован в виде программ *DosesMale* и *DosesFemale* для мужского и женского организмов на основе референтных воксельных фантомов мужчины и женщины. В целях проверки данных программ с их помощью были определены конверсионные коэффициенты «флюенс-поглощенная доза» и «флюенс-эффективная доза» для облучения фантомов широким однонаправленным моноэнергетическим пучком фотонного излучения в четырех проекциях (передне-задней, задне-передней, левой боковой и правой боковой). Рассчитанные значения указанных коэффициентов сравнивались с референтными, представленными Международной комиссией по радиологической защите (для внешнего фотонного облучения всего тела). Для большинства критических органов и тканей конверсионные коэффициенты «флюенс-поглощенная доза» хорошо согласовывались с референтными величинами (относительная разница не превышала 3–5 %). Только по нескольким органам (молочная железа мужского фантома, пищевод и «остальные ткани» женского фантома) наблюдались значительные различия (выше 7 %). Максимальная относительная разница между рассчитанными и референтными значениями конверсионных коэффициентов «флюенс-эффективная доза»

---

#### Образец цитирования:

Макаревич КО, Миненко ВФ, Кутень СА. Дозовые конверсионные коэффициенты для внешнего фотонного облучения. *Журнал Белорусского государственного университета. Физика*. 2019;1:88–96.

#### For citation:

Makarevich KO, Minenko VF, Kuten SA. Dose conversion coefficients for external photon irradiation. *Journal of the Belarusian State University. Physics*. 2019;1:88–96. Russian.

---

#### Авторы:

**Кристина Олеговна Макаревич** – аспирант кафедры ядерной физики физического факультета. Научный руководитель – С. А. Кутень.

**Виктор Федорович Миненко** – кандидат биологических наук; ведущий научный сотрудник лаборатории теоретической физики и моделирования ядерных процессов.

**Семён Адамович Кутень** – кандидат физико-математических наук; заведующий лабораторией теоретической физики и моделирования ядерных процессов.

#### Authors:

**Kristina O. Makarevich**, postgraduate student at the department of nuclear physics, faculty of physics.

*kristinanevdokh@tut.by*

**Victor F. Minenko**, PhD (biology); leading researcher at the laboratory of theoretical physics and simulation of nuclear processes.

*vminenko@list.ru*

**Semen A. Kuten**, PhD (physics and mathematics); head of the laboratory of theoretical physics and simulation of nuclear processes.

*kut@inp.bsu.by*

не превысила 3,5 %. С помощью программ *DosesMale* и *DosesFemale* определено около 700 дозовых конверсионных коэффициентов для дентальной рентгенографии, рентгенографии легких, кишечника, грудного, поясничного и пояснично-крестцового отделов позвоночника.

**Ключевые слова:** дозиметрия; метод Монте-Карло; фотонное облучение; референтные воксельные фантомы; дозовые конверсионные коэффициенты.

## DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR EXTERNAL PHOTON IRRADIATION

K. O. MAKAREVICH<sup>a</sup>, V. F. MINENKO<sup>b</sup>, S. A. KUTEN<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Belarusian State University, 4 Niezaliežnasci Avenue, Minsk 220030, Belarus

<sup>b</sup>Research Institute for Nuclear Problems, Belarusian State University,  
11 Babrujskaja Street, Minsk 220030, Belarus

Corresponding author: K. O. Makarevich (kristinanevdokh@tut.by)

The algorithm for calculation of dose conversion coefficients based on Monte Carlo simulation of the photon radiation transport within the computational human phantoms presented. The algorithm was implemented as *DosesMale* and *DosesFemale* programs for organisms, starting from the reference male and female phantoms. In order to verify these programs, the «fluence-absorbed dose» and «fluence-effective dose» conversion coefficients were determined for situations of the reference phantoms exposure to a broad unidirectional energy-homogeneous beam of photon radiation in 4 projections: anterior-posterior, posterior-anterior, left lateral, and right lateral. The calculated conversion coefficients were compared with the reference values provided by the International Commission on Radiological Protection for external photon irradiation of the whole body. The «fluence-absorbed dose» conversion coefficients of the majority of critical organs and tissues were in a good agreement with the reference values (relative difference below 3–5 %). Only for some organs (mammary gland of the male phantom, esophagus and «remaining tissues» of the female phantom) significant discrepancies were observed (above 7 %). For the «fluence-effective dose» conversion coefficients, maximal relative differences between the calculated values and the reference values were not higher than 3.5 %. About 700 dose conversion coefficients were calculated with the help of *DosesMale* and *DosesFemale* programs for dental, lungs, intestinal, thoracic, lumbar, and lumbosacral radiography.

**Key words:** dosimetry; Monte Carlo method; photon irradiation; reference voxel phantoms; dose conversion coefficients.

### Введение

По данным Научного комитета по действию атомной радиации, одна из причин роста средней дозовой нагрузки на население – медицинское облучение, включающее в себя диагностическую радиологию, ядерную медицину и радиотерапию [1]. Только для нужд диагностики ежегодно проводится около 3,6 млрд рентгеновских исследований, и это число постоянно увеличивается [1]. С учетом массовости рентгенодиагностических исследований работа по оценке дозовых нагрузок на пациентов и последующей оптимизации облучений является актуальной и имеет первостепенное значение.

Поскольку величину дозы невозможно напрямую измерить в теле пациента, возникает необходимость в оценке данной величины с помощью измеряемых параметров. Для этой цели используются дозовые конверсионные коэффициенты, связывающие такие величины, как поглощенные или эквивалентные дозы в органах и тканях, а также эффективную дозу с величинами, которые могут быть определены практически. В радиологии это может быть входная доза на один снимок, радиационный выход рентгеновского аппарата, произведение дозы на площадь и т. д.

Одним из наиболее предпочтительных способов оценки дозовых конверсионных коэффициентов является Монте-Карло моделирование процедур облучения с использованием антропоморфных вычислительных фантомов [2–4]. На базе результатов такого моделирования уже созданы программы (*WinODS*, *PCXMC*, *DoseCal*, *PRDC*) для оценки лучевых нагрузок на пациентов при рентгенодиагностике [4–7]. Однако часть этих программ разработана с использованием математических моделей тела человека, другие реализуют устаревший алгоритм расчета эффективной дозы, не соответствующий современной концепции [8]. Поэтому данные программные средства должны претерпеть соответствующие изменения либо вместо них должны быть разработаны новые средства. Реализуя последнее, Институт

ядерных проблем БГУ проводит исследование, направленное на разработку программного средства, которое позволит радиологам оценивать дозовые нагрузки на пациентов в стандартных процедурах рентгенодиагностики.

В настоящей работе представлен алгоритм расчета дозовых конверсионных коэффициентов облучения человека по результатам Монте-Карло моделирования транспорта фотонного излучения в референтных фантомах взрослых мужчины и женщины.

### Материалы и методы

Дозовые конверсионные коэффициенты  $k$  связывают между собой измеряемые характеристики  $\psi$  поля или источника излучения и значения доз облучения  $\phi$ :

$$k = \frac{\phi}{\psi},$$

где в качестве  $\phi$  могут выступать поглощенная, эквивалентная либо эффективная дозы; в качестве  $\psi$  – флюенс частиц, радиационный выход рентгеновского излучателя, входная доза и т. д.

В случае медицинского диагностического рентгеновского облучения коэффициенты конверсии определенным образом зависят:

- от технических характеристик рентгеновской аппаратуры (напряжение на аноде рентгеновской трубки, размер фокального пятна, общая фильтрация, материал фильтра и др.);
- антропометрических характеристик пациента (относительное расположение внутренних органов, их масса и размеры и др.);
- геометрических характеристик рентгенологического исследования (область исследования, размеры и положение поля облучения и др.);
- дозиметрических характеристик рентгенологического исследования (входная доза, радиационный выход рентгеновского излучателя и экспозиция, падающая керма и др.).

В диапазоне энергий фотонов, относящемся к диагностической радиологии, размеры пациента сильно влияют на распределение поглощенной энергии внутри его тела [9]. Поэтому различия в строении тела у разных пациентов приводят к тому, что дозовые конверсионные коэффициенты представляют только дозовые нагрузки на органы и ткани фантома, используемого для моделирования, а не на органы и ткани реального пациента. Практическая применимость рассчитываемых коэффициентов во многом зависит от используемой модели тела человека.

В соответствии с рекомендациями Международной комиссии по радиологической защите (МКРЗ) для дозиметрических расчетов в работе использованы референтные воксельные фантомы [10]. Такой фантом представляет собой модель тела человека, помещенную в прямоугольный параллелепипед, разделенный на ячейки (воксели) одинакового размера. Каждой ячейке соответствует номер органа, которому она принадлежит, а каждому органу – свой материал (ткань), обозначающий содержимое этой ячейки. Фантомы МКРЗ содержат более 140 различных структур, состоящих из 50 типов тканей, для того чтобы максимально соответствовать стандартному индивиду [11]. Таким образом, дозовые коэффициенты, рассчитываемые для референтных фантомов, описывают дозовые нагрузки для стандартного человека.

Для расчета переноса фотонного излучения был использован метод Монте-Карло, реализованный в транспортном коде *MCNP* [12]. С его помощью определялись значения поглощенной энергии фотонов и электронов во всех вокселях органов и тканей, а также величина флюенса фотонов вне фантомов. Для фотонов в *MCNP* применяются стандартные библиотеки сечений для всех элементов с атомным номером от 1 до 94 [12]. Данные в таблицах взаимодействия фотонов позволяют учитывать когерентное и некогерентное рассеяние, фотоэффект. Угловое распределение рассеянных фотонов корректируется с помощью атомного формфактора и функций некогерентного рассеяния.

Результаты каждого Монте-Карло моделирования собирались в выходной файл, содержащий информацию о количестве энергии  $\epsilon_{i,T,R}$  излучения типа  $R$ , поглощенной в  $i$ -м вокселе органа либо ткани типа  $T$ . Так как каждый воксель, принадлежащий одному и тому же органу (ткани)  $T$ , имеет одинаковую массу  $m_{1,T}$ , то для определения величины средней поглощенной дозы  $\bar{D}_{T,R}$  в  $T$  от излучения  $R$  может быть использована формула

$$\bar{D}_{T,R} = \frac{\sum_{i=1}^n \epsilon_{i,T,R}}{N_T m_{1,T}}, \quad (1)$$

где  $n$  – количество вокселей органа (ткани)  $T$ , участвующих в моделировании;  $N_T$  – количество вокселей в  $T$ .

Значение поглощенной дозы, рассчитанное по формуле (1), является усредненным по достаточно большому объему ткани. Таким образом, предполагается, что при облучении в малых дозах поглощенная доза в отдельном органе или ткани может быть связана с радиационным риском от стохастических эффектов во всех частях этого органа или ткани [8].

Масса одного вокселя  $m_{1,T}$  определялась как

$$m_{1,T} = \rho_T xyz, \quad (2)$$

где  $\rho_T$  – массовая плотность органа (ткани)  $T$ , представленная в [10];  $x, y, z$  – геометрические размеры вокселя.

Так как размеры вокселя женского фантома составляют  $0,1775 \times 0,1775 \times 0,484 \text{ см}^3$ , а размеры вокселя мужского фантома –  $0,2137 \times 0,2137 \times 0,8 \text{ см}^3$ , то для достижения сопоставимых ошибок Монте-Карло моделирования количество разыгрываемых историй для женского фантома примерно в 2,4 раза превышало количество разыгрываемых историй для мужского фантома.

Формулы (1) и (2) не могут быть использованы для расчета поглощенной дозы в таких тканях, как красный костный мозг и эндост. Это связано с тем, что размеры областей с клетками данных тканей намного меньше размеров вокселя, поэтому в референтных фантомах не представлены воксели, относящиеся к красному костному мозгу и эндосту.

Реально красный костный мозг находится преимущественно в губчатой костной ткани ближе к поверхности кости. Эндост представляет собой тонкий слой (толщиной около 50 мкм [10]) соединительной ткани, выстилающий изнутри костную ткань трубчатых костей, а также внутреннюю поверхность медуллярных полостей длинных костей скелета.

В референтных фантомах МКРЗ скелет мужчины и женщины описывается вокселями, принадлежащими либо кортикальному костному слою, либо различным медуллярным полостям, либо разным типам трабекулярной губчатой ткани. В зависимости от типа кости массовая плотность и элементный состав губчатой ткани, а также медуллярной полости изменяются, что обусловлено различным процентным содержанием активного и неактивного костного мозга в губчатой ткани, а также желтого костного мозга и эндоста в медуллярных полостях костей скелета. Таким образом, учет наличия красного костного мозга и эндоста в костях фантомов проведен путем адаптации их плотностей и элементного состава к значениям для реальных костей стандартного человека, при этом воксели вышеупомянутых критических тканей в фантомах отсутствуют. Поэтому для расчета поглощенной дозы в данных тканях допускались следующие упрощения [10; 13]:

- клетки красного костного мозга равномерно распределены по объему губчатой костной ткани;
- клетки эндоста равномерно распределены по объему губчатой костной ткани и медуллярных полостей костей.

Таким образом, для оценки поглощенной дозы в клетках красного костного мозга и эндоста были использованы результаты расчета поглощенной энергии в вокселях, принадлежащих губчатой ткани и медуллярным полостям. Поглощенная доза в красном костном мозге  $\bar{D}_{RBM, R}$  определялась по формуле

$$\bar{D}_{RBM, R} = \sum_{j=1}^K \frac{m(RBM)_j}{m(RBM)} \bar{D}_{j, \text{spong}, R},$$

где  $m(RBM)_j$  – масса красного костного мозга, содержащегося в кости  $j$ ;  $m(RBM)$  – масса красного костного мозга во всех костях;  $\bar{D}_{j, \text{spong}, R}$  – средняя поглощенная доза излучения  $R$ , определенная по формуле (1) для губчатой ткани кости  $j$ ;  $K$  – количество костей, содержащих губчатую ткань.

Поглощенная доза в эндосте  $\bar{D}_{\text{endost}, R}$  вычислялась по формуле

$$\bar{D}_{\text{endost}, R} = \sum_{j=1}^K \frac{m(\text{endost})_j}{m(\text{endost})} \bar{D}_{j, \text{spong}, R} + \sum_{p=1}^M \frac{m(\text{endost})_p}{m(\text{endost})} \bar{D}_{p, \text{medull\_cav}, R},$$

где  $m(\text{endost})_j$  – масса эндоста, содержащегося в губчатой ткани кости  $j$ ;  $m(\text{endost})$  – масса эндоста во всех костях;  $\bar{D}_{j, \text{spong}, R}$  – средняя поглощенная доза излучения  $R$ , определенная по формуле (1) для губчатой ткани кости  $j$ ;  $K$  – количество костей, содержащих губчатую ткань;  $m(\text{endost})_p$  – масса эндоста, содержащегося в медуллярной полости кости  $p$ ;  $\bar{D}_{p, \text{medull\_cav}, R}$  – средняя поглощенная доза излучения  $R$ , определенная по формуле (1) для медуллярной полости кости  $p$ ;  $M$  – количество костей, содержащих медуллярную полость. Значения масс красного костного мозга и эндоста в различных костях приведены в описании референтных фантомов МКРЗ [10].

Эквивалентная доза  $H_T$  в органе (ткани)  $T$  численно равна сумме значений средней поглощенной дозы  $\bar{D}_{T,R}$ , так как взвешивающие коэффициенты  $w_R$  для фотонного излучения и для электронов равны 1:

$$H_T = \sum_{R=1}^2 w_R \bar{D}_{T,R}.$$

Эквивалентные дозы на органы и ткани категории «остальные» для условного мужчины  $H_{\text{other}}^M$  и условной женщины  $H_{\text{other}}^F$  рассчитываются согласно [8]:

$$H_{\text{other}}^M = \frac{1}{13} \sum_{T_{\text{other}}=1}^{13} H_{T_{\text{other}}}^M, \quad H_{\text{other}}^F = \frac{1}{13} \sum_{T_{\text{other}}=1}^{13} H_{T_{\text{other}}}^F,$$

где  $T_{\text{other}}$  – ткань категории «остальные» [8].

Согласно последним рекомендациям МКРЗ, расчет эффективной дозы должен проводиться по средним от сумм эквивалентных доз для органов или тканей условных мужчины и женщины [8]:

$$E = \sum_T w_T \left[ \frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right],$$

где  $w_T$  – взвешивающий коэффициент органа (ткани) типа  $T$ ;  $H_T^M$  – эквивалентная доза, оцененная для органа (ткани)  $T$  условного мужчины;  $H_T^F$  – эквивалентная доза, оцененная для органа (ткани)  $T$  условной женщины. Значения  $w_T$ , рекомендованные МКРЗ, представлены в [8].

Усредненная по полу эффективная доза  $E$  не может применяться для определения индивидуального риска человека, подвергшегося облучению. Главные цели использования величины  $E$  – перспективная оценка дозы для планирования и оптимизации защиты, а также ретроспективная оценка для подтверждения соблюдения пределов дозы или для сравнения ее с граничными значениями или референтными уровнями [8].

### Результаты и их обсуждение

Алгоритм оценки дозовых конверсионных коэффициентов для органов и тканей мужского и женского фантомов был реализован в программах *DosesMale* и *DosesFemale* соответственно (рис. 1).

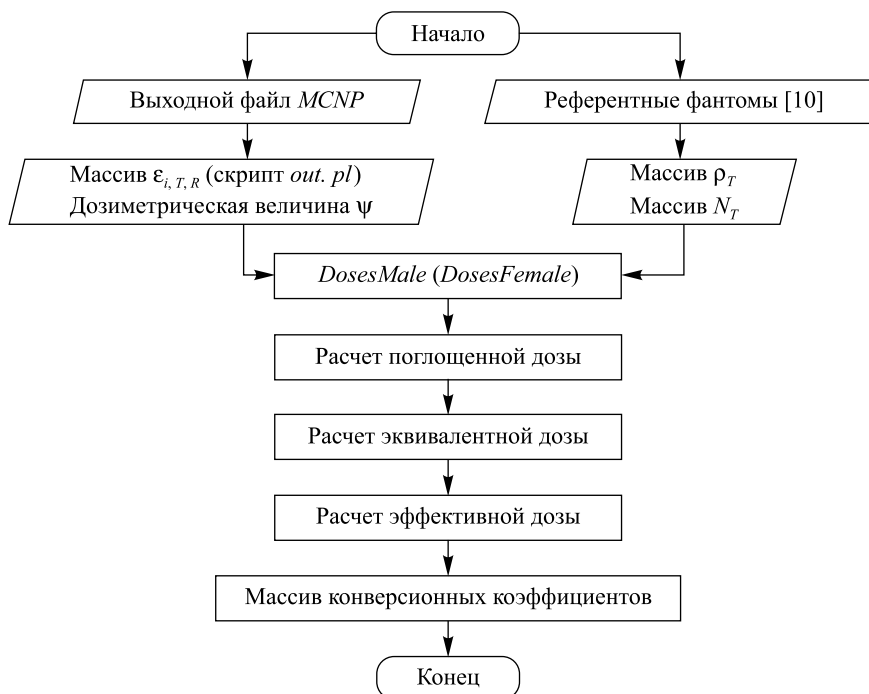


Рис. 1. Общая блок-схема программ *DosesMale* и *DosesFemale*  
 Fig. 1. Flowchart of *DosesMale* and *DosesFemale*



Программы предназначены для расчета доз на органы и ткани при рентгенодиагностических исследованиях с использованием прямоугольных или круглых полей облучения. С их помощью получено около 700 дозовых конверсионных коэффициентов для рентгенографии легких, кишечника, грудного, поясничного и пояснично-крестцового отделов позвоночника, а также дентальных рентгенологических исследований в зависимости от размеров и формы поля облучения, расстояния от рентгеновского аппарата до пациента, области облучения и характеристик аппарата (анодное напряжение, пульсация напряжения, фильтрация излучения).

В целях верификации алгоритма, реализованного в *DosesMale* и *DosesFemale*, рассчитаны конверсионные коэффициенты «флюенс-поглощенная доза» и «флюенс-эффективная доза» для случаев идеализированного внешнего фотонного облучения, представленных в [13] для референтных фантомов мужчины и женщины. При этом было промоделировано облучение мужского и женского фантомов широким однонаправленным моноэнергетическим пучком фотонного излучения. Рассмотрены четыре проекции облучения: передне-задняя (AP), задне-передняя (PA), левая боковая (LLAT) и правая боковая (RLAT) (рис. 2).

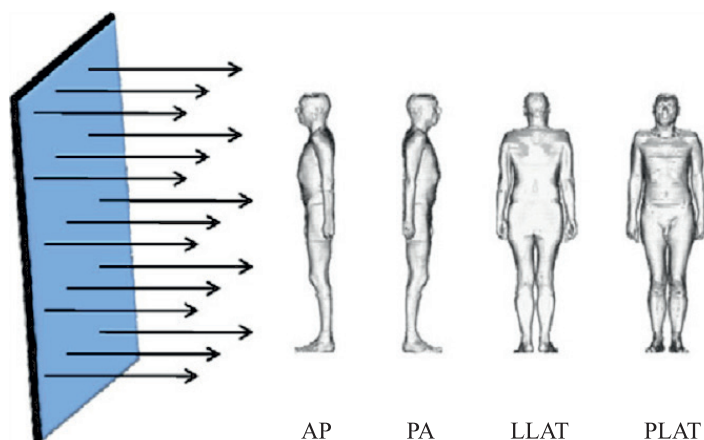


Рис. 2. Схематичное представление рассмотренных геометрий облучения [13]

Fig. 2. Schematic representation of considered irradiation geometries [13]

Конверсионные коэффициенты, рассчитанные при данных условиях, зависели только от энергии фотонов и проекции облучения. Таким образом была исключена зависимость конверсионных коэффициентов от геометрических характеристик исследования, когда даже небольшие отклонения в размере поля облучения или его положении могут приводить к существенным изменениям в значениях реализуемой дозы, особенно в малых по размеру органах, расположенных на границе поля облучения [9].

Дозовые конверсионные коэффициенты были определены со статистическими неопределенностями менее 0,5 % для крупных органов (легкие, сердце, печень и др.) и не более 3–5 % для небольших органов (надпочечники, медуллярные полости отдельных костей, молочные железы и др.).

На рис. 3 представлены результаты сравнения рассчитанных нами конверсионных коэффициентов и референтных коэффициентов, представленных рабочей группой МКРЗ [13], для облучения мужского фантома фотонами с энергией 60 кэВ в PA-проекции.

Для рассмотренного диапазона энергии фотонов (от 60 до 100 кэВ) и всех четырех проекций мужского фантома наблюдается хорошее совпадение рассчитанных и референтных значений дозовых коэффициентов для органов и тканей с разницей не более 5 %. Максимальное различие (до 7 %) отмечено у молочной железы для проекций AP и PA. Такое несовпадение в значениях конверсионных коэффициентов, вероятнее всего, обусловлено тем, что в программе *DosesMale* определяется конверсионный коэффициент только для молочной железы, в то время как референтное значение приводится для груди, т. е. может учитывать не только ткань железы, но и жировую ткань. Причина наблюдаемых различий до 5–7 % между нашими и референтными конверсионными коэффициентами, вероятнее всего, заключается в том, что последние определены в результате усреднения и сглаживания набора данных, полученных с помощью трех программных кодов (*EGSnrc*, *MCNPX 2.6* и *GEANT4*), в то время как нами была использована только программа *MCNP*.

На рис. 4 представлены результаты сравнения конверсионных коэффициентов «флюенс-поглощенная доза», рассчитанных с помощью алгоритма, реализованного в программе *DosesFemale*, и референтных коэффициентов [13] для облучения женского фантома фотонами с энергией 80 кэВ в AP-проекции.

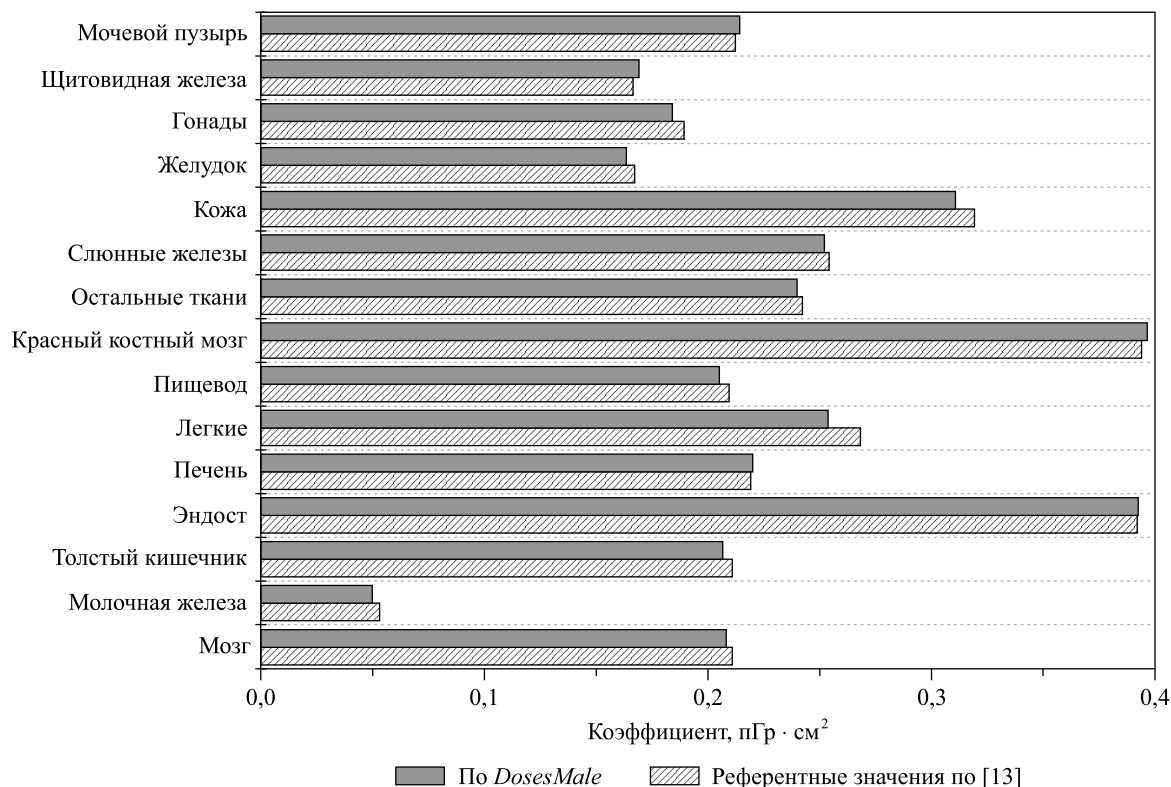


Рис. 3. Конверсионные коэффициенты «флюенс-поглощенная доза» для облучения мужского фантома фотонами с энергией 60 кэВ в РА-проекции

Fig. 3. Conversion coefficients «fluence-absorbed dose» for male phantom irradiation with 60 keV photons in PA projection

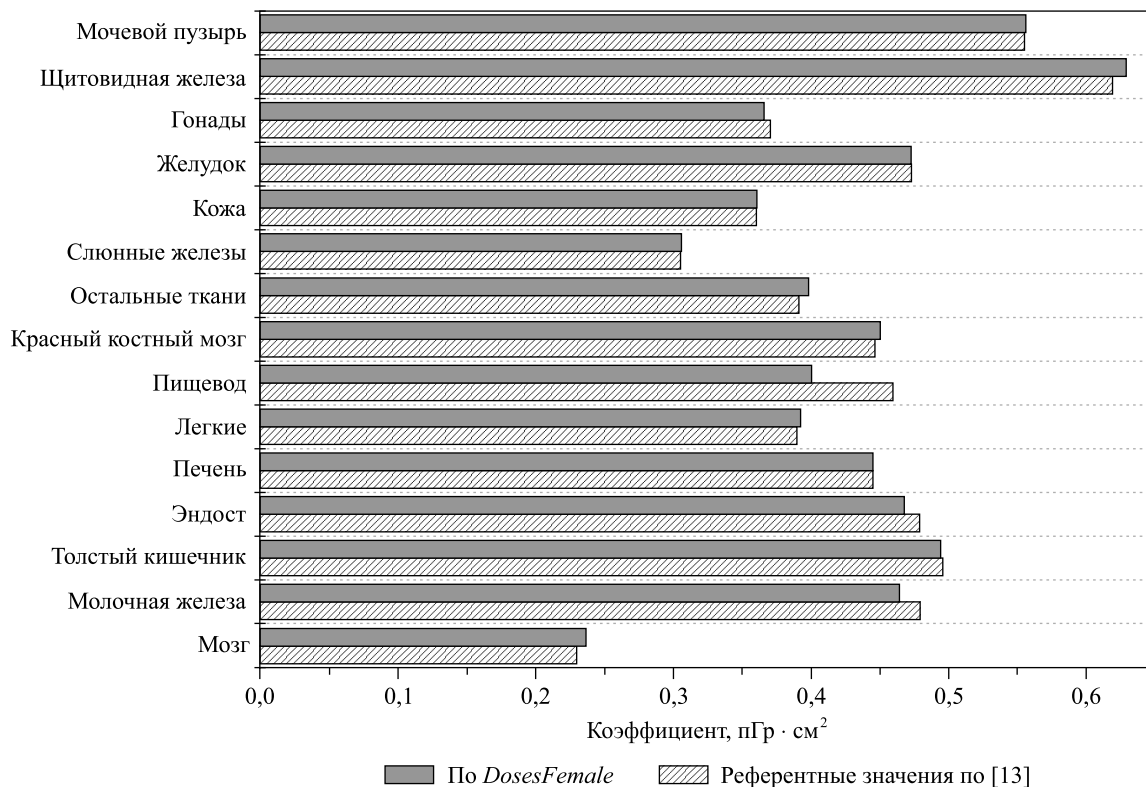


Рис. 4. Конверсионные коэффициенты «флюенс-поглощенная доза» для облучения женского фантома фотонами с энергией 80 кэВ в АР-проекции

Fig. 4. Conversion coefficients «fluence-absorbed dose» for female phantom irradiation with 80 keV photons in AP projection

Для большинства органов и тканей наблюдается хорошее совпадение значений конверсионных коэффициентов с разницей менее 3–5 % и максимальным различием около 8 % (для тканей категории «остальные» в LLAT-проекции). Исключение составил пищевод, для которого разность в значениях дозовых коэффициентов для проекций AP и PA доходит до 22 %, а для проекций LLAT и RLAT – до 41 %. При этом следует отметить, что фантом условной женщины, использованный группой МКРЗ, отличается от нашего варианта фантома именно расположением пищевода. В первом случае пищевод сдвинут ближе к переду. Убедиться в этом можно, сравнивая два набора дозовых конверсионных коэффициентов для пищевода женского фантома для четырех проекций облучения (табл. 1).

Таблица 1

Конверсионные коэффициенты «флюенс-поглощенная доза»  
для пищевода женского фантома,  $\mu\text{Гр} \cdot \text{см}^2$

Table 1

The conversion coefficients «fluence-absorbed dose»  
for the female phantom esophagus,  $\mu\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$

Энергия фотонов, кэВ	Референтные значения [13]				<i>DosesFemale</i>			
	AP	PA	LLAT	RLAT	AP	PA	LLAT	RLAT
60	0,397	0,205	0,185	0,173	0,331	0,250	0,110	0,101
80	0,460	0,277	0,231	0,217	0,400	0,337	0,150	0,140
100	0,540	0,349	0,281	0,265	0,483	0,418	0,189	0,180

Из табл. 1 видно, что референтные конверсионные коэффициенты значительно превышают рассчитанные нами значения для AP-проекции, причем для PA-проекции наблюдается обратная зависимость. Иными словами, пищевод женского фантома, использованного рабочей группой МКРЗ [13], расположен ближе к фронтальной поверхности по сравнению с пищеводом в фантоме, использованном нами. Этим объясняется и тот факт, что референтные конверсионные коэффициенты, приведенные для боковых проекций, превышают рассчитанные нами значения, потому что пищевод женского фантома, сдвинутый к фронтальной поверхности, меньше экранируется руками, и доза для боковых проекций облучения становится выше. Кроме того, различное относительное расположение пищевода для женских фантомов приводит к тому, что окружающие его органы (в первую очередь сердце) оказываются сдвинуты относительно друг друга. Этим можно объяснить, что для боковых проекций референтные дозовые коэффициенты для категории «остальные ткани», куда входит сердце, отличаются от рассчитанных нами значений на 8 %.

В контексте радиационной защиты большой интерес представляет эффективная доза. Так как эта величина определяется для условного человека, то она характеризует данные условия облучения, а не радиационную нагрузку на конкретного индивида.

В табл. 2 приведены результаты сравнения референтных конверсионных коэффициентов «флюенс-эффективная доза» [13] с величинами, рассчитанными с помощью программ *DosesMale* и *DosesFemale*.

Таблица 2

Конверсионные коэффициенты «флюенс-эффективная доза»,  $\mu\text{Зв} \cdot \text{см}^2$

Table 2

Conversion coefficients «fluence-effective dose»,  $\mu\text{Sv} \cdot \text{cm}^2$

Энергия фотонов, кэВ	AP		PA		LLAT		RLAT	
	I	II	I	II	I	II	I	II
60	0,390	0,389	0,242	0,240	0,177	0,171	0,150	0,146
80	0,444	0,444	0,301	0,300	0,214	0,209	0,185	0,182
100	0,519	0,521	0,361	0,361	0,259	0,252	0,225	0,222

Примечание. I – референтные значения [13]; II – рассчитанные по *Doses*-программам.

Для всех энергий фотонов в проекциях облучения AP и PA относительная разница между рассчитанными и референтными дозовыми конверсионными коэффициентами не превысила 1 %. Для боковых проекций максимальная разность составила 3,5 %. Это связано с большими различиями, полученными для конверсионных коэффициентов пищевода женского фантома для проекций LLAT и RLAT.



Так как конверсионный коэффициент для эффективной дозы является средневзвешенным по многим органам и тканям, то различие между рассчитанными и референтными значениями будет меньше, чем относительная разница для отдельных органов или тканей. Поэтому даже использование фантомов с неидентичным расположением отдельных внутренних органов несущественно влияет на величину эффективной дозы при одинаковых параметрах облучения.

Для медицинского диагностического облучения интерес представляет именно эффективная доза, которая удобна при сравнении доз различных диагностических процедур или сравнении использования аналогичных технологий в разных больницах и странах. Расхождение значений конверсионного коэффициента для эффективной дозы является довольно умеренным, и это позволяет применять представленный алгоритм расчета указанных коэффициентов для рентгеновского диагностического облучения.

### Заключение

Представлен алгоритм оценки дозовых конверсионных коэффициентов для критических органов и тканей организма условного пациента на основе Монте-Карло моделирования транспорта фотонного излучения в референтных фантомах МКРЗ. Алгоритм реализован в программах *DosesMale* и *DosesFemale*, которые рассчитывают указанные коэффициенты для мужского и женского организмов соответственно. Показана процедура оценки поглощенной дозы в органах (красный костный мозг и эндост), которые отдельно не выделены в виде вокселей в референтных фантомах. Программы *DosesMale* и *DosesFemale* верифицированы по референтным конверсионным коэффициентам «флюенс-поглощенная доза» и «флюенс-эффективная доза», приведенным в публикации 116 МКРЗ для ситуаций идеализированного внешнего фотонного облучения [13]. Рассчитано около 700 дозовых конверсионных коэффициентов для периапикальной рентгенографии, обзорной рентгенографии легких, кишечника, грудного, поясничного и пояснично-крестцового отделов позвоночника.

### Библиографические ссылки / References

1. *Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Volume 1.* New York: United Nations; 2010. 220 p.
2. Makarevich KO, Minenko VF, Verenich KA, Kuten SA. Applications of Monte Carlo method in medicine. In: Korzhik M, Gektin A, editors. *Engineering of scintillation materials and radiation technologies. Proceedings of ISMART 2016.* Berlin: Springer; 2017. p. 80–81.
3. Mode CJ, editor. *Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine and Other Fields of Science.* Rijeka: InTech; 2011. 424 p.
4. Rannikko S, Ermakov I, Lampinen JS, Toivonen M, Karila KTK, Chervjakov A. Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size- and sex-adjustable phantom. *British Journal of Radiology.* 1997;70:708–718. DOI: 10.1259/bjr.70.835.9245883.
5. Tapiovaara M, Siiskonen T. *PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations.* Helsinki: STUK-A231; 2008. 49 p.
6. Kramer R, Khoury HJ, Vieira JW. CALDose\_X – a software tool for assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. *Physics in medicine and biology.* 2008;53(22):6437–6459. DOI: 10.1088/0031-9155/53/22/011.
7. Kim ChH, Cho SH, Xu XG. PRDC – a software package for personnel radiation dose calculation. *Radiation Protection Dosimetry.* 2006;118(3):243–250. DOI: 10.1093/rpd/nci352.
8. Valentin J, editor. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP.* 2007;37(2–4).
9. Zankl M. Computational models employed for dose assessment in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry.* 1993;49(1–3):339–344. DOI: 10.1093/oxfordjournals.rpd.a081970.
10. ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. *Annals of the ICRP.* 2009;39(2).
11. Valentin J, editor. ICRP, 2002. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. *Annals of the ICRP.* 2002;32(3–4). DOI: 10.1016/S0146-6453(03)00002-2.
12. Briesmeister JF, editor. *MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code. Version 4B.* 1997. 736 p. LA-12625-M.
13. ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116. *Annals of the ICRP.* 2010;40(2–5).

Статья поступила в редакцию 30.10.2018.

Received by editorial board 30.10.2018.