

УДК 539.122.04:614.8.086.52

## МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКОЙ ПРОЦЕДУРЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ

Макаревич К.О., Миненко В.Ф., Хрущинский А.А.

В научной литературе представлен ряд компьютерных программ, позволяющих оценивать дозы облучения, полученные пациентами во время рентгенологических исследований, которые к настоящему времени уже не соответствуют современным международным требованиям к оценке доз облучения пациентов. В данной работе алгоритм оценки доз облучения пациентов реализован с применением стандартных вычислительных фантомов и методикой определения эффективной дозы в соответствии с рекомендациями МКРЗ. Разработана математическая модель рентгеновского аппарата с вольфрамовым анодом, в которой рентгеновская трубка описывается «TASMIP» моделью, а для моделирования взаимодействия рентгеновского излучения с веществом применяется метод Монте-Карло. Проведена верификация разработанной модели.

*Ключевые слова:* моделирование, рентгеновский аппарат; «TASMIP» модель; стандартный вычислительный фантом МКРЗ; доза облучения.

(Поступила в редакцию 9 июня 2017 г.)

**Введение.** Рост качества медицинской помощи населению в первую очередь достигается за счет своевременной диагностики и профилактики заболеваний. При этом большую роль играют методы лучевой диагностики, прежде всего с использованием рентгеновского излучения. В последние годы в лечебно-профилактических учреждениях Беларуси интенсивно наращивается парк современных рентгенодиагностических аппаратов, что позволяет увеличивать количество рентгенорадиологических исследований населения. Однако интенсивное применение таких исследований ведет к росту числа облучаемых лиц и повышению доз облучения для тех, кто подвергается нескольким подобным исследованиям одновременно или в короткий промежуток времени. По заключению Научного комитета ООН по действию атомной радиации вклад медицинского облучения в коллективную дозу облучения населения достигает 30 % и формируется за счет диагностических и профилактических рентгенологических медицинских исследований, охватывающих все возрастные группы населения [1]. Поскольку с ростом дозы ионизирующего излучения растут проявления соматической и наследственной патологии человека, Международная комиссия по радиационной защите (МКРЗ) и Международное агентство по атомной энергии (МАГАТЭ) рекомендуют по возможности ограничивать дозы рентгенодиагностических исследований, несмотря на то что ионизирующее излучение в ситуации медицинского облучения выступает как инструмент, который принесет больше пользы, чем вреда [2, 3]. В отечественных нормативных документах по радиационной безопасности в частности приведены рекомендуемые диагностические референтные уровни при выполнении различных медицинских диагностических исследований [4]. Кроме того, установлено, что «при проведении профилактических медицинских рентгенологических исследований и научных исследований практически здоровых лиц годовая эффективная доза облучения этих лиц не должна превышать 1 мЗв» [5]. Поэтому контроль и оценка дозовых нагрузок, получаемых населением в процедурах рентгенодиагностики, является важной и актуальной задачей.

Для определения величины дозы облучения человека необходимо знать распределение поглощенной энергии в органах и тканях организма. Однако получение такого распределения является нетривиальной задачей, т. к. оно не может быть измерено непосредственно в пациенте, находящимся под облучением. Получить дозовое распределение можно путем экспериментальных измерений с помощью термолюминесцентных детекторов на физическом фантоме тела человека. Но этот способ является ограниченным и не достаточно точным, т. к. с помощью физического фантома невозможно детально воспроизвести все структуры тела человека. Однако распределение поглощенной дозы более тщательно и точно можно оценить расчетным путем, используя компьютерную модель тела человека и моделируя транспорт рентгеновского излучения в теле пациента с помощью метода Монте-Карло.

В мире существует ряд программ (WinODS, PCXMC, DoseCal, PRDC), использующих результаты Монте-Карло моделирования для оценки дозовых нагрузок на пациентов в

процедурах рентгенодиагностики [6-9]. Однако эти программы разработаны на базе устаревших математических моделей стилизованного тела человека. Кроме того, в этих программах используется устаревший алгоритм расчета эффективной дозы, не соответствующий современной концепции [10].

По этой причине в Институте ядерных проблем БГУ ведется работа по созданию собственного программного продукта, позволяющего рентгенологам оценивать дозовые нагрузки, получаемые пациентами в рентгенодиагностических процедурах.

**Материалы и методы.** В данном исследовании работа рентгеновского аппарата моделировалась с помощью эмпирической модели «TASMIP» (tungsten anode spectral model using interpolating polynomials), описывающей спектр рентгеновского излучения, создаваемый рентгеновской трубкой. Модель «TASMIP» позволяет рассчитывать спектр энергии рентгеновского излучения для рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом, используя интерполяционные полиномы, аппроксимирующие результаты измерений с шагом 1 кэВ в диапазоне значений анодного напряжения от 30 до 140 кВ [11]. Модель «TASMIP» учитывает влияние на спектр излучения таких параметров, как напряжение на трубке, пульсация анодного напряжения, общая фильтрация. На рисунке 1 показана модель рентгеновского аппарата, в которой рентгеновская трубка представлена точечным источником со спектром излучения, описываемым моделью «TASMIP». Модель рентгеновского аппарата включает также две пары свинцовых шторок, раскрывающихся в разных плоскостях, которые формируют размеры поля облучения пациента и приемника изображения.

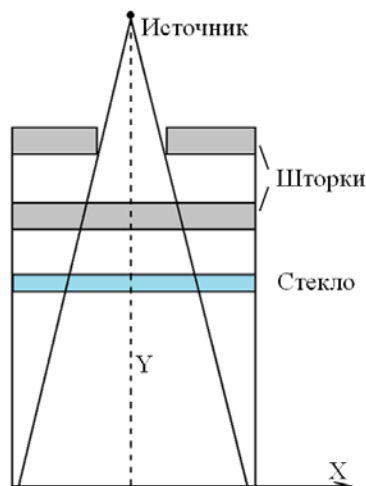


Рисунок 1. – Модель рентгеновского аппарата

Для описания процесса прохождения рентгеновских квантов через вещество использовался метод Монте-Карло, реализованный в программе MCNP [12]. При таком подходе частица, испускаемая источником, прослеживалась на всем пути движения с учетом всех возможных на ее пути взаимодействий со средой до поглощения в ткани.

В качестве моделей тела пациентов в данном исследовании использованы стандартные воксельные фантомы взрослых мужчины и женщины, рекомендованные МКРЗ для дозиметрических расчетов [13]. Стандартные воксельные фантомы МКРЗ представляют собой модели тела человека, помещенные в прямоугольные параллелепипеды, заполненные воздухом. Параллелепипед делится на ячейки одинакового размера – воксели. Каждый воксель содержит в себе номер органа, к которому он принадлежит, а каждому органу соответствует свой материал (ткань), обладающий уникальным химическим составом и описывающий содержимое этого вокселя. Ячейки, не принадлежащие фантому, имитируют воздух.

Данные фантомы содержат более 140 различных структур, состоящих из 50 типов тканей. По объемам, массе и элементному составу, а также месторасположению и форме органов данные фантомы соответствуют анатомическим данным стандартного человека [14].

В женском фантоме МКРЗ содержится более 14 миллионов вокселей ( $299 \times 137 \times 348$ ). Размеры вокселя составляют 1,78 мм  $\times$  1,78 мм  $\times$  4,8 мм. Мужской фантом МКРЗ содержит более 7 миллионов вокселей ( $254 \times 127 \times 222$ ). Размеры вокселя составляют 2,14 мм  $\times$  2,14 мм  $\times$  8 мм.

Геометрия облучения конкретных рентгенологических процедур моделировались в соответствии с атласом рентгенологических укладок [15].

Расчет дозовых нагрузок на органы и ткани, а также расчет эффективной дозы проводился в соответствии с рекомендациями МКРЗ [13].

Для нахождения поглощенной дозы на орган или ткань  $D_{T,R}$  дозы, рассчитанные в отдельных вокселях конкретной структуры, суммировались по объему органа или ткани и усреднялись:

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

где  $D_{i,T}$  – поглощенная доза в  $i$ -том вокселе органа/ткани  $T$ ;

$N_T$  – количество вокселей в органе/ткани  $T$ .

Поскольку взвешивающий коэффициент для рентгеновского излучения  $w_R = 1$ , то эквивалентная доза  $H_T$  в органе или ткани численно равна средней поглощенной дозе  $D_{T,R}$ .

Эффективная доза  $E$  рассчитывалась согласно [13] как средневзвешенное значение от сумм эквивалентных доз для органов или тканей условных мужчины и женщины:

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

где  $w_T$  – взвешивающий коэффициент ткани  $T$ ;

$H_T^M$  – эквивалентная доза, оцененная для органа или ткани типа  $T$  условного мужчины;

$H_T^F$  – эквивалентная доза, оцененная для органа или ткани типа  $T$  условной женщины.

Учитывая то, что все результаты вычислений программный код выдает в расчете на одну испущенную источником частицу, для получения реальных значений доз результат расчета умножался на общее число гамма-квантов, испущенных источником.

Значение средней дозовой нагрузки на орган или ткань определялось из выражения:

$$\bar{D}_T = 2\pi \cdot \left( 1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \right) \cdot R^2 \cdot \left[ \frac{R_0}{R} \right]^2 \times N_\gamma \cdot \bar{D}_T^{MCNP}, \text{ мГр}/(\text{мА}\cdot\text{с}) \quad (3)$$

где  $\bar{D}_T^{MCNP}$  – среднее значение поглощенной дозы в ткани/органе типа  $T$ , полученное с помощью программы MCNP, Гр/фотон;

$N_\gamma = \int \Phi(E, d, U, \zeta) \cdot dE$  – флюенс гамма-квантов, создаваемых «TASMIP»-источником рентгеновского излучения на расстоянии  $R$  от него при заданном напряжении и фильтрации на единицу заряда трубки, фотон/(мА·с·мм<sup>2</sup>);

$\Phi(E, d, U, \zeta)$  – энергетическая функция «TASMIP»-источника, фотон/(мА·с·мм<sup>2</sup>·кэВ);

$R_0 = 1000$  мм – расстояние, на котором приведены «TASMIP»-спектры рентгеновского излучения;

$R$  – расстояние «источник-поверхность объекта облучения», мм;

$\theta$  – угол раствора конуса с вершиной в фокусе, описанного вокруг поля облучения на расстоянии «источник-поверхность», рад;

$2\pi \cdot \left( 1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \right) \cdot R^2$  – площадь поверхности основания конуса на расстоянии  $R$  от его вершины, мм<sup>2</sup>.

Для оценки эффективной дозы облучения с учетом характеристик конкретного рентгеновского аппарата использовалось следующее выражение [16]:

$$E = O \cdot I \cdot t \cdot K_e, \quad (4)$$

где  $O$  – радиационный выход рентгеновского излучателя (мГр·м<sup>2</sup>)/(мА·с);

$I$  – ток рентгеновской трубки, мА;

$t$  – время проведения исследования, с;

$K_e$  – конверсионный коэффициент, который является частным от деления эффективной дозы, рассчитанной для пациента данного возраста с учетом вида проведенного рентгенологического исследования, проекции, размеров поля, фокусного расстояния и анодного напряжения на рентгеновской трубке, на величину радиационного выхода рентгеновского аппарата, мкЗв/(мГр·м<sup>2</sup>).

**Результаты и обсуждение.** Для верификации разработанной модели рентгеновского аппарата проведено сравнение результатов оценок радиационного выхода по модели с результатами расчетов по известной параметризованной функции радиационного выхода, полученной на основе прямых измерений [11].

Радиационный выход рентгеновского аппарата определяется через воздушную керму (или поглощенную дозу) в свободном воздухе на оси первичного пучка рентгеновского излучения при заданном значении анодного напряжения на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки, умноженной на квадрат этого расстояния и отнесенной к 1 мА·с.

В MCNP керма в воздухе рассчитывается с помощью специального функционала F6 [12]. Поскольку результат относится к одной частице, испущенной источником излучения, то для того чтобы рассчитать керму на заряд электронов в 1 мА·с, необходимо значение F6 умножить на пересчетный коэффициент, равный отношению флюенса гамма-квантов, создаваемых «TASMIР»-источником рентгеновского излучения на 1 мА·с, к флюенсу гамма-квантов, испущенных источником рентгеновского излучения на одну частицу. Флюенс частиц определяется с помощью функционала F4 [12]. Следовательно, радиационный выход может быть определен следующим образом:

$$O = k \cdot F6 \cdot \frac{N_\gamma}{F4}, \quad (5)$$

где  $O$  – радиационный выход рентгеновского аппарата, мР/мА·с;

$F6$  – функционал, вычисляющий керму в воздухе, МэВ/(г·фотон);

$F4$  – функционал, вычисляющий флюенс гамма-квантов в заданной ячейке, 1/(см<sup>2</sup>·фотон);

$N_\gamma$  – флюенс фотонов, создаваемых «TASMIР»-источником рентгеновского излучения на единицу заряда трубки, фотон/(мм<sup>2</sup>·мАс);

$k$  – коэффициент перевода, (мР·г)/МэВ.

В модели «TASMIР» параметризованная функция радиационного выхода, полученная по результатам прямых измерений радиационного выхода для значений анодного напряжения выше 50 кВ и для значений толщины фильтра от 0 до 5 мм Al, имеет вид [11]:

$$O = a_0 + a_1U + a_2U^2 + a_3U^3, \quad (6)$$

где  $a_i$  – эмпирические коэффициенты, представленные в [11];  $U$  – напряжение на аноде рентгеновской трубки, кВ.

В таблице 1 показаны результаты сравнения значений радиационного выхода, рассчитанных с помощью Монте-Карло моделирования (5) и уравнения (6) для шести фильтров и двух значений анодного напряжения. Разница между сравниваемыми данными в основном находится в пределах 1 %, а максимальное различие не превышает 2,2 %. Наблюдаемое хорошее совпадение свидетельствует о реальности оценок, получаемых с помощью разработанной модели.

Следует отметить, что для фантомов МКРЗ в исходном виде требуется их адаптация к программе MCNP, обусловленная ограничениями на размер входного файла. Для уменьшения размеров входного файла был применен синтаксис MCNP, позволяющий использовать повторяющиеся величины. Дополнительно к этому был оптимизирован объем облучения. Для оптимизации количества вокселей, включаемых в расчет дозового распределения, разработана программа в пакете Mathematica, которая из всего фантома выбирает слои, попадающие в поле облучения в зависимости от типа рентгенологического исследования, размеров поля облучения, расстояния от источника излучения до пленки и других параметров процедуры облучения. Дополнительно к этим слоям в расчет добавляются вдоль оси тела по 20 см сверху и снизу, учитывающие рассеянное излучение. Использовать слои более отдаленные от области прямого излучения не целесообразно, поскольку вклад в поглощенную дозу рассеянного излучения в этих слоях незначимый.

Таблица 1. – Значения радиационного выхода (мР/мАс) в зависимости от толщины основного фильтра

Толщина, мм Al	Монте-Карло моделирование	Уравнение (6)	Относительное отклонение, %
60 кВ			
0	5,28	5,32	0,60
1	3,46	3,47	0,25
2	2,48	2,50	0,70
3	1,86	1,87	0,34
4	1,45	1,43	1,08
5	1,15	1,13	2,17
120 кВ			
0	18,13	18,23	0,56
1	14,07	14,13	0,37
2	11,57	11,64	0,60
3	9,80	9,89	0,92
4	8,48	8,53	0,61
5	7,44	7,47	0,43

Реализованный алгоритм предназначен для оценки входных, поглощенных, эквивалентных и эффективных доз облучения, получаемых пациентами во время рентгенологических исследований в лечебно-профилактических учреждениях. Названные дозы имеют разное назначение и уровень востребованности с позиции радиационной защиты пациента. В частности, входная доза является наиболее значимой величиной для характеристики процедур визуализации, т. к. показывает насколько максимальная доза, получаемая пациентом, соответствует диагностическому референтному уровню для данной процедуры визуализации. В то же время применение понятия эффективной дозы в рентгенодиагностике ограничивается использованием для сравнения доз при различных диагностических процедурах и для сравнения использования аналогичных технологий и процедур в различных больницах и странах [2]. Эффективные дозы пациентов при медицинском облучении не сопоставимы с эффективными дозами облучения населения от других источников и поэтому не могут быть использованы в качестве меры риска возникновения отдаленных последствий облучения организма человека в соответствии с действующими законодательными актами по радиационной безопасности населения. Фактически входная и эффективная дозы выступают характеристиками технического исполнения радиологической процедуры. Представление о лучевой нагрузке на пациента дают поглощенные и эквивалентные дозы, полученные при облучении органами и тканями пациента. Они являются подходящими величинами для оценок «риск-польза».

**Заключение.** Разработана модель рентгеновского аппарата, в котором рентгеновская трубка описывается моделью «TASMP», а транспорт рентгеновских квантов в веществе моделируется с использованием метода Монте-Карло. Сравнение значений радиационного выхода, рассчитанных с помощью разработанной модели (5) и уравнения (6), демонстрируют возможность использования данной модели в качестве источника излучения при моделировании процедур рентгенодиагностики.

Реализован алгоритм оценки доз облучения пациентов с использованием референтных воксельных фантомов МКРЗ и разработанной модели рентгеновского аппарата. Данный алгоритм пригоден для подготовки набора дозиметрических показателей к атласу стандартных рентгенодиагностических укладок и для подготовки интерполяционных моделей on-line оценки доз облучения пациентов на рентгеновских аппаратах.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. – United Nations Publication, 2010. – Vol.1. – 220 p.
2. Рекомендации Международной комиссии по радиационной защите от 2008 года. Радиационная защита в медицине. Публикация 105 МКРЗ. С.-Петербург, 2011. – 66 с.
3. Международные основные нормы безопасности для защиты от ионизирующих излучений и безопасного обращения с источниками излучения. Серия изданий по безопасности, № 115. – МАГАТЭ, Вена, 1997. – 113 с.
4. Гигиенический норматив «Критерии оценки радиационного воздействия». Утв. Пост. МЗ РБ от 28.12.2012 г. № 213.
5. Санитарные нормы и правила «Требования к радиационной безопасности». Утв. Пост. МЗ РБ от 28.12.2012 г. № 213.
6. WinODS (2009) «Download page» // [Электронный ресурс]. – Режим доступа : [http://www.rti.se/download software/index.html](http://www.rti.se/download%20software/index.html). – Дата доступа: 8.06.2009.
7. Tarpiovaara M., Siiskonen T. PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. STUK-A231. – Helsinki 2008. – 49 p.
8. Kramer, R., Khoury, H.J., Vieira, J.W. CALDose\_X – a soft-ware tool for assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology / R. Kramer, H.J. Khoury, J.W. Vieira // Phys. Med. Biol. – 2008. – Vol. 53. – Pp. 6437-6459.
9. Chan-Hyeong Kim, Sang Hyun Cho, X. George Xu PRDC–A software package for personnel radiation dose calculation / Chan-Hyeong Kim, Sang Hyun Cho, X. George Xu // Radiation Protection Dosimetry, 2006. – Vol. 118, No. 3. – Pp. 243-250.
10. Рекомендации Международной комиссии по радиационной защите от 2007 года. Публикация 103 МКРЗ. – Москва, Алана. – 2009. – 343 с.
11. Boone, J.M., Seibert, J.A. An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 keV / J.M. Boone, J.A. Seibert // Med.Phys. – 1997. – Vol. 24, No. 1. – Pp. 1661-1670.
12. Briesmeister J. F. MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B2. – Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory. – 1997 – 736 p.
13. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. Ann. ICRP. / International Commission on Radiological Protection. – 2009. – 165 p.
14. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP / International Commission on Radiological Protection. – Pergamon Press, 2002. – 265 p.
15. Кишковский А.Н., Тютин Л.А., Есиновская Г.Н. Атлас укладок при рентгенологических исследованиях / А.Н. Кишковский, Л.А. Тютин, Г.Н. Есиновская. – Л.: Медицина, 1987. – 520 с.
16. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований: Методические указания. МУ 2.6.1.2944-11. Утв. гл. гос. сан. врач РФ Г.Г. Онищенко 19 июля 2011 года.

## MONTE CARLO MODELING OF X-RAY PROCEDURE FOR ESTIMATING RADIATION DOSES TO PATIENTS

**Krystsina Makarevich**

**Victor Minenko**, Candidate of Biological Sciences, Associate Professor

**Arkadij Khrutchinsky**, Candidate of Physical and Mathematical Sciences

Institute for Nuclear Problems, Belarusian State University, Minsk, Belarus

*Purpose.* The paper is devoted to Monte Carlo modeling of diagnostic X-ray procedure in order to estimate radiation doses to patients.

*Methods.* The Monte Carlo method implemented in the MCNP was used to simulate the interaction of X-ray radiation with different media. The TASMIP model was used for generating spectra of an X-ray tube with tungsten anode.

*Findings.* Mathematical model of X-ray unit including TASMIP was developed and verified. The values of the X-ray tube radiation yield were calculated using the Monte Carlo method. The ICRP voxel phantoms were adapted for modeling of X-ray examinations. The algorithm of estimating radiation doses to patients was implemented.

*Application field of research.* The created software product can be used for dosimetric assessments of radiodiagnostic procedures in treatment and prevention institutions.

*Conclusions.* The developed algorithm for assessing the radiation doses to patient's organs and tissues gives realistic results and should be used to prepare the set of dosimetric characteristics for the atlas of standard X-ray diagnostic procedures and for preparing interpolation models for on-line patient dose assessments.

*Key words:* modeling, X-ray set, TASMIP model, reference ICRP phantom, dose of exposure.

(The date of submitting: June 9, 2017)

### REFERENCES

1. *Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes.* United Nations Publication, 2010. Vol. 1. 220 p.
2. Recommendations of the International Commission on Radiation Protection from 2008. Radiation protection in medicine. *Publication 105 of the ICRP.* St. Petersburg, 2011. 66 p. (rus)
3. International Basic Safety Standards for Protection from Ionizing Radiation and for the Safe Management of Radiation Sources. *Series of editions on safety №115.* IAEA, Vienna. 1997. 113 p. (rus)
4. *Hygienic standard «Criteria for the assessment of radiation exposure».* Approved by Decree of MH RB. December 28, 2012. No. 213. (rus)
5. *Sanitary norms and rules «Requirements for radiation safety».* Approved by Decree of MH RB. December 28, 2012 No. 213. (rus)
6. *WinODS (2009) «Download page»*, available at: <http://www.rti.se/download/software/index.html> (accessed: June 8 2009).
7. Tapiovaara M., Siiskonen T. *PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations.* STUK-A231. Helsinki 2008. 49 p.
8. Kramer R., Khoury H.J., Vieira J.W. CALDose\_X – a soft-ware tool for assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.* 2008. Vol. 53. P. 6437-6459.
9. Chan-Hyeong Kim, Sang Hyun Cho, X. George Xu PRDC–A software package for personnel radiation dose calculation. *Radiation Protection Dosimetry*, 2006. Vol. 118, No. 3. Pp. 243–250.
10. Recommendations of the International Commission on Radiation Protection from 2007. *Publication 103 ICRP.* Moscow, Alana, 2009. 343 p. (rus)
11. Boone J.M., Seibert J.A. An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 keV. *Med. Phys.*, 1997. Vol. 24, No. 1. Pp. 1661-1670.
12. Briesmeister J. F. *MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B2.* Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory. 1997. 736 p.
13. Adult Reference Computational Phantoms. *ICRP Publication 110.* Ann. ICRP. International Commission on Radiological Protection. 2009. 165 p.
14. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. *ICRP Publication 89.* Ann. ICRP. International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, 2002. 265 p.

15. Kishkovskiy A.N., Tyutin L.A., Esinovskaya G.N. Atlas of sets for X-ray studies. L.: *Medicina*, 1987. 520 p. (rus)
16. *Control of effective radiation doses to patients during medical X-ray examinations: Methodological guidelines*. MU 2.6.1.2944-11. Approved Chap. State San. Doctor of the Russian Federation G.G. Onishhenko on July 19, 2011. (rus)