
РАДИОЛОГИЯ И РАДИОБИОЛОГИЯ, РАДИАЦИОННАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ

RADIOLOGY AND RADIOBIOLOGY, RADIATION SAFETY

УДК 616-073.7+539.1.07:004

ПРИМЕНЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ПРОЦЕДУРЫ ПРИ РАЗРАБОТКЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ РЕФЕРЕНТНЫХ УРОВНЕЙ

К. А. ВЕРЕНИЧ^{1),2)}, В. Ф. МИНЕНКО¹⁾

¹⁾Институт ядерных проблем, Белорусский государственный университет,
ул. Бобруйская, 11, 220006, г. Минск, Беларусь

²⁾Белорусский государственный университет,
пр. Независимости, 4, 220030, г. Минск, Беларусь

Исследована входная доза на коже пациента при рентгенографии. Эта величина используется для определения диагностических референтных уровней (ДРУ). Данные уровни являются основным инструментом оптимизации радиационной защиты пациентов. Показаны возможности математического моделирования диагностического облучения для разработки ДРУ на примере стандартной рентгенографии органов грудной полости в переднезадней проекции. С этой целью использовался спектр излучения рентгеновской трубки, который рассчитывался с помощью компьютерной программы «СпекРу», а также применялся расчет переноса рентгеновского излучения методом Монте-Карло в воксельных антропоморфных фантомах. Фокальное пятно рентгеновской трубки моделировалось

Образец цитирования:

Веренич КА, Миненко ВФ. Применение математического моделирования рентгенодиагностической процедуры при разработке диагностических референтных уровней. *Журнал Белорусского государственного университета. Экология.* 2023;3:31–40.
<https://doi.org/10.46646/2521-683X/2023-3-31-40>

For citation:

Viarenich KA, Minenko VF. Application of mathematical simulation of X-ray radiography procedure to development of diagnostic reference levels. *Journal of the Belarusian State University. Ecology.* 2023;3:31–40. Russian.
<https://doi.org/10.46646/2521-683X/2023-3-31-40>

Авторы:

Кирилл Андреевич Веренич – старший научный сотрудник лаборатории теоретической физики и моделирования ядерных процессов¹⁾; старший преподаватель кафедры ядерной физики физического факультета²⁾.

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

Authors:

Kiŕyl A. Viarenich, senior researcher at the laboratory of theoretical physics and simulation of nuclear processes^a; senior lecturer at the department of nuclear physics, faculty of physics^b.
Verenich@inp.bsu.by

Victor F. Minenko, PhD (biology), docent; lead researcher at the laboratory of theoretical physics and simulation of nuclear processes.
vminenko@list.ru

точечным источником. Прямоугольное поле пучка излучения формировалось с помощью свинцовых шторок. При этом рассчитаны входная доза на коже пациента, коэффициент обратного рассеяния и доза в плоскости приемника изображения для различных сочетаний параметров облучения (напряжения на рентгеновской трубке, расстояние от источника излучения до пациента, размер поля излучения, пол пациента). Установлена линейная зависимость входной дозы и радиационного выхода от квадрата анодного напряжения на рентгеновской трубке. Полученная зависимость позволяет рассчитывать эти величины при значениях анодного напряжения, отличных от того, при котором был измерен радиационный выход. Найдены оптимальные параметры облучения, при которых не будет превышено значение входной поверхностной дозы. Установлено, что входные дозы мало зависят от размера поля излучения при рентгенографии грудной клетки. Таким образом, подбор оптимальных условий облучения может осуществляться с опорой на диагностические референтные уровни до проведения облучения. Для этого может быть использована компьютерная программа с базой данных значений входной дозы, предварительно рассчитанных методом математического моделирования. Входная доза может определяться на основе коэффициента обратного рассеяния и измерений радиационного выхода.

Ключевые слова: входная доза; рентгеновское излучение; диагностическая рентгенография; метод Монте-Карло; вычислительный фантом.

Благодарность. Работа выполнена в рамках задания 3.1.04.9 ГПНИ «Энергетические и ядерные процессы и технологии». Авторы выражают благодарность кандидату физико-математических наук А. А. Хрущинскому за помощь в создании воксельных фантомов.

APPLICATION OF MATHEMATICAL SIMULATION OF X-RAY RADIOGRAPHY PROCEDURE TO DEVELOPMENT OF DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS

K. A. VIARENICH^{a,b}, V. F. MINENKO^a

^a*Institute for Nuclear Problems, Belarusian State University,
11 Babruiskaja Street, Minsk 220006, Belarus*

^b*Belarusian State University,
4 Niezaliežnasci Avenue, 4, Minsk 220030, Belarus
Corresponding author: K. A. Viarenich (verenich@inp.bsu.by)*

Entrance surface dose at patient skin during X-ray radiography was studied. This quantity is used for determination of diagnostic reference levels (DRLs). These levels are the main tool for optimisation of radiation protection of patients. Objective: show the possibility of computer simulation of diagnostic exposure for determination of DRLs for standard chest X-ray in anteroposterior projection. Materials and methods: X-ray spectrum was calculated using «SpekPy» computer software; X-ray transport was simulated using Monte-Carlo method and voxel anthropomorphic phantom. Focal spot of the X-ray tube was modelled with point source. Rectangular field of the radiation beam was formed by lead curtains. Results: entrance surface dose on the patient's skin, backscatter factor and dose on the surface of image receptor were calculated for various combinations of exposure parameters (X-ray tube voltage, focus-surface distance, field size). Linear dependence of entrance surface dose and X-ray tube output on square of X-ray tube anode voltage was found. The dependence, which we found, allows calculation of these quantities for anode voltage different from the value at which the X-ray tube output was measured. Optimal radiation parameters were found, under which the entrance surface dose would not be exceeded. It was also found that entrance surface doses do not have strong dependence on the radiation field size for chest X-ray. Conclusion: optimal settings of exposure can be made based on diagnostic reference levels before the exposure. It can be facilitated by using a computer program with a database of entrance surface dose values, which were calculated using computer simulation in advance. Entrance surface dose can be calculated based on backscatter factor and measurements of X-ray tube output.

Keywords: entrance surface dose; X-ray radiation; diagnostic radiography; Monte-Carlo method; computational phantom.

Acknowledgements. This work was performed under task 3.1.04.9 of State program of scientific research “Energy and nuclear processes and technologies”. The authors express their gratitude to PhD (physics and mathematics) A. A. Khrutchinsky for his help in creation of voxel phantoms.

Введение

Медицинское обучение, применяемое с целью визуализации внутренних органов и тканей, в настоящее время все шире используется не только для диагностики, но и для интервенционного лечения под визуальным контролем. При этом дозы могут достигать значений, при которых, наряду с вероятностью появления онкологических и наследственных заболеваний (стохастические эффекты), могут возникать вредные тканевые реакции (детерминированные эффекты), например, кожные реакции разной степени тяжести (эритема,

десквамация, эпидермит и др.). В такой ситуации величина эффективной дозы облучения, которая в определенной степени дает возможность определить ожидаемый стохастический эффект, не позволяет оценить возможность появления детерминированного эффекта. В частности, при выполнении большинства рентгенологических исследований максимальная дозовая нагрузка реализуется на входной поверхности кожи пациента, но при расчете величины эффективной дозы кожа дает вклад с весовым коэффициентом 0,01. Поэтому при приемлемом значении эффективной дозы можно получить переоблучение кожи пациента.

Поскольку возникновение и тяжесть детерминированных эффектов прямо (но не линейно) зависит от величины дозы облучения, для оценки возможности появления нежелательных тканевых эффектов должна использоваться измеряемая (или определяемая на основе измерения) дозовая характеристика. В качестве такой дозовой характеристики хорошо подходит входная доза пациента, которая для большинства диагностических процедур является показателем максимальной дозы для кожи в точке входа излучения на оси пучка. Входная доза на коже пациента создает максимальную дозовую нагрузку по сравнению с другими тканями и органами тела при выполнении рентгенографии, включая флюорографию, маммографию и томосинтез молочной железы.

Входная доза может быть непосредственно измерена на пациенте с помощью соответствующего дозиметра, определена через какую-то другую измеряемую величину (радиационный выход, произведение дозы на площадь и т. д.), а также через коэффициент обратного рассеяния излучения телом пациента [1]. Поэтому входная доза была принята в качестве одной из подходящих величин для использования в концепции диагностических референтных уровней (ДРУ) [2; 3].

Диагностические референтные уровни являются необходимым инструментом в процессе оптимизации медицинского облучения пациентов в диагностических и интервенционных процедурах. Концепция ДРУ была разработана для оптимизации радиационной нагрузки на пациентов при выполнении диагностических и интервенционных процедур, поскольку при медицинском облучении не устанавливаются ограничения на дозу облучения [2–4]. Суть концепции состоит в том, что на основе анализа практики конкретных диагностических исследований в медицинских учреждениях на типичном оборудовании в регионе или стране определяется такое разумно достижимое минимальное значение измеряемой дозиметрической величины, как 75 перцентиль медианных значений для медучреждений, обеспечивающих получение диагностической информации надлежащего качества для пациентов. Таким образом, числовое значение ДРУ привязано к определенным клиническим и техническим требованиям для выбранной задачи медицинской визуализации, выполняемой на выборке пациентов в пределах установленного весового диапазона. В Российской Федерации, Великобритании и странах Евросоюза в качестве такого диапазона выбран 70 ± 3 кг [5]. При появлении существенных изменений в технологии, новых протоколов визуализации, улучшении постобработки изображений или по мере улучшения аппаратного и программного обеспечения значения ДРУ должны обновляться. Международная комиссия по радиологической защите (МКРЗ) рекомендует пересматривать ДРУ на регулярной основе через 3–5 лет или чаще [3].

Работа по введению новых или пересмотру действующих ДРУ для нового оборудования или вида исследований может продолжаться достаточно длительный промежуток времени в связи с набором соответствующей выборки пациентов. МКРЗ допускает для сокращения времени разработки ДРУ использование фантомов, но отмечает, что при этом не принимается во внимание влияние особенностей работы персонала при подготовке пациента непосредственно к процедуре обследования [3].

Вместе с тем использование референтного воксельного фантома МКРЗ, который по своим антропометрическим параметрам соответствует параметрам условного мужчины [6], для математического моделирования дозиметрических характеристик диагностической процедуры позволяет установить ДРУ. Наиболее надежные расчеты входной дозы обычно проводятся с помощью метода Монте-Карло [7], который реализован в ряде компьютерных программ [8]. Метод Монте-Карло путем разыгрывания траекторий отдельных частиц источника с последующим усреднением прямо моделирует стохастические процессы переноса и взаимодействия излучения со средой в условиях заданной геометрии облучения. Расчет величин, используемых для установления ДРУ, путем математического моделирования приобретает особую ценность при отсутствии результатов прямых измерений дозы.

Цель данной работы – показать возможность математического моделирования диагностического облучения для разработки ДРУ на примере стандартной рентгенографии органов грудной полости в переднезадней проекции.

Материалы и методы исследования

Компьютерные методы оценки дозовых нагрузок на пациента основаны на моделировании переноса излучения от источника к объекту облучения. В данной работе использована программа MCNP, которая, реализуя метод Монте-Карло, моделирует процессы взаимодействия фотонов и электронов в среде во всем диапазоне энергий, применяемых в медицине [9].

Моделирование рентгенодиагностической процедуры с использованием метода Монте-Карло, помимо модели переноса частиц, включает построение следующих:

- модель источника рентгеновского излучения с необходимыми техническими характеристиками рентгеновского аппарата;
- модель среды – соответствующая вычислительная модель (фантом) человека.

Модель источника излучения. В качестве источника излучения в данной работе выбран точечный источник рентгеновского излучения. Такое упрощение допустимо, поскольку для рассматриваемых процедур облучения расстояние от фокального пятна до тела пациента (60–80 см) более чем на два порядка величины превышает размеры фокального пятна (3–5 мм) рентгеновской трубки, и поэтому источник вполне можно считать точечным.

Спектр излучения рентгеновской трубки моделировался с помощью модели, которая реализована в компьютерной программе SpekPy [10]. Программа SpekPy, рассчитывающая спектр $\Phi(r, E)$, позволяет одновременно определять радиационный выход R_Y и интегральный флюенс частиц в точке r [10].

В процессе генерирования спектра излучения рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом следует учитывать влияние напряжения на аноде трубки, фильтрацию излучения и анодный угол [8]. Такая модель излучения рентгеновского аппарата, включающая спектр, не требовала моделирования внутреннего устройства и работы рентгеновской трубки, но учитывала следующие параметры:

- напряжение на аноде;
- расстояние «источник – приемник» изображения (РИП);
- размеры поля облучения на приемнике изображения;
- фильтрация излучения;
- пульсация анодного напряжения;
- расстояние «источник – устройство» формирования пучка излучения;
- характеристики формирующего устройства.

Программа MCNP позволяет моделировать источник, испускающий излучение в конус, но не в пирамиду. Поэтому модель была дополнена формирующим устройством в виде свинцовых шторок толщиной 5 мм для формирования прямоугольного пучка излучения. Просвет между шторками рассчитан так, чтобы на плоскости изображения формировалось прямоугольное поле нужных размеров. На рис. 1 показано компьютерное представление модели облучения органов грудной полости референтного фантома взрослого [6] в поперечной плоскости.

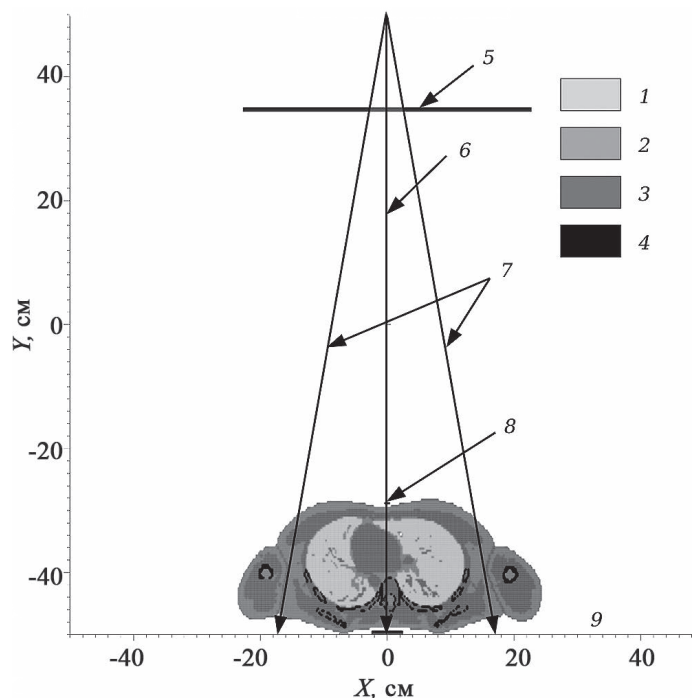


Рис. 1. Облучение органов грудной полости взрослого (изображение в компьютерной программе MCNP): 1 – легкое, 2 – жировая ткань, 3 – мышечная ткань, 4 – кортикальная кость, 5 – коллиматор, 6 – ось пучка, 7 – поле облучения, 8 – точка входа в тело центрального луча, 9 – плоскость изображения

Fig. 1. Exposure of chest of an adult (image in MCNP): 1 – lung, 2 – adipose tissue, 3 – muscular tissue, 4 – cortical bone, 5 – collimator, 6 – beam axis, 7 – radiation field, 8 – entrance point, 9 – image plane

Вычислительные фантомы. В целях унификации результатов, получаемых разными авторами, МКРЗ рекомендовала органные дозы людей от внешнего облучения рассчитывать с использованием вычислительных фантомов условного человека, разработанных на основе медицинских томографических изображений мужчины [6]. Антропометрические параметры фантомов подобраны таким образом, чтобы соответствовать показателям стандартного мужчины: рост – 176 см, а вес – 73 кг.

Условные вычислительные фантомы являются воксельными, состоящими как бы из набора кубиков. Они представляют собой трехмерные массивы индексов, относящихся к органам и тканям тела человека. Каждому вокселю ставится в соответствие индекс, характеризующий плотность и химический состав органа или ткани. Всего таких индексов 140. Визуализация вычислительного фантома в компьютерной программе MCNP показана на рис. 1.

Алгоритм расчета входной дозы. Обычно рентгенодиагностические процедуры проводятся без измерения входной дозы пациента с помощью дозиметра. Величина входной дозы пациента в таком случае может быть определена расчетным путем на основе известного значения радиационного выхода рентгеновского аппарата. Радиационный выход – это отношение мощности дозы в воздухе на оси первичного пучка рентгеновского излучения при заданном значении анодного напряжения, измеренной на фиксированном расстоянии (как правило, 1 м) от фокуса рентгеновской трубки, умноженной на квадрат этого расстояния, к силе анодного тока:

$$RY = \dot{D} \cdot I^{-1} r^2, \quad (1)$$

где RY – радиационный выход данной рентгеновской трубки, $\text{мГр} \cdot \text{м}^2 / (\text{мА} \cdot \text{с})$, \dot{D} – мощность дозы в воздухе, мГр/с , I – сила тока, протекающего через анод рентгеновской трубки, мА ; r – расстояние от фокуса рентгеновской трубки до точки измерения радиационного выхода, м .

Радиационный выход каждой рентгеновской установки обычно определяется при периодической проверке основных параметров рентгеновского аппарата. Однако в случае отсутствия значения радиационного выхода для каких-либо условий облучения его можно рассчитать с помощью известного спектра излучения рентгеновской трубки. Если рентгеновская установка оснащена проходной камерой, вместо радиационного выхода может быть использована величина произведения дозы на площадь поля облучения.

Если напряжение, при котором измерен радиационный выход, равно напряжению, при котором проведено облучение пациента, то входная доза определяется следующим выражением [11]:

$$ESD = RY \cdot r^2 R^{-2} I \cdot t \cdot BSF, \quad (2)$$

где ESD – входная доза, мГр ; R – расстояние от фокуса рентгеновской трубки до кожи пациента (РИК), м ; t – длительность облучения, с ; BSF – коэффициент обратного рассеяния, отн. ед.

Величина BSF в нашей работе рассчитывалась на основе Монте-Карло вычислений как отношение

$$BSF = DE_{MC} \cdot (DI_{MC})^{-1}, \quad (3)$$

где DE_{MC} – входная доза, рассчитанная методом Монте-Карло в воздухе в точке входа центрального луча в тело, мГр/фотон ;

DI_{MC} – доза (воздушная керма) в воздухе, рассчитанная в той же точке, что и DE_{MC} , но в отсутствие пациента, мГр/фотон .

Если параметры, установленные на рентгеновском аппарате при измерении радиационного выхода, не соответствуют параметрам, при которых проведено облучение пациента, то радиационный выход может быть определен по следующему выражению:

$$RY(U) = a_0 + a_1 U + a_2 U^2 + a_3 U^3, \quad (4)$$

где U – напряжение на аноде рентгеновской трубки, при котором облучался пациент, кВ ; a_0, a_1, a_2 и a_3 – коэффициенты, определенные путем аппроксимации зависимости радиационного выхода от напряжения для каждого значения эквивалентной фильтрации рентгеновской трубки 0, 1, 2, 3, 4 и 5 мм Al [12].

Чтобы найти значение радиационного выхода, необходимо использовать коэффициенты a_0, a_1, a_2 и a_3 для ближайшего значения эквивалентной фильтрации, используемой в данном рентгеновском аппарате. Значения эквивалентной фильтрации, как правило, приведены в инструкции по эксплуатации рентгеновского аппарата или нанесены на корпусе рентгеновской трубки.

Рентгенографические параметры. Для расчета входных доз облучения нами использованы рентгенографические параметры, рекомендованные Минздравом РБ в инструкции по применению «Стандарты основных рентгенографических исследований» (далее – Инструкция)¹. В Инструкции при исследовании органов грудной полости в переднезадней проекции рекомендуются следующие параметры:

¹Стандарты основных рентгенографических исследований. Инструкция по применению № 178-1206. Утверждено первым заместителем Министра здравоохранения Республики Беларусь. Минск, 2007. 35 с.

1. Положение пациента: лежа (возможно сидя) лицом к рентгеновской трубке.
2. Способ рентгенографии: на столе или на вертикальной стойке, в зависимости от клинического состояния.
3. Размер фокусного пятна трубки: не более 1,2 мм.
4. Отсеивающая решетка: без решетки.
5. Чувствительность «экран – пленка»: класс 400.
6. РИП: 100–180 см.
7. Напряжение на трубке: 80–100 кВ.
8. Экспозиция: 1–3 мАс.
9. Автоматический экспонометр: не используется.
10. Диафрагмирование: по размерам кассеты.
11. Защитное экранирование: укрыть защитным средством брюшную полость по границе пучка излучения.

Рекомендуемая входная поверхностная доза для среднего взрослого – не более 200 мкГр. По Инструкции данная входная поверхностная доза фактически является рекомендуемым значением регионального диагностического референтного уровня.

Результаты исследования и их обсуждение

Расчеты входной дозы при рентгенографии грудной полости в переднезадней проекции были выполнены для референтного фантома мужчины МКРЗ. В вычислениях использована фильтрация 2,5 мм Al в соответствии с атласом рентгенологических укладок [13]. Диафрагмирование пучка рентгеновских лучей моделировалось согласно размерам пленок 35×35 см и 30×40 см. Вычисления выполнялись для экспозиции 1 мАс и значений напряжения на рентгеновской трубке 80 кВ, 90 кВ и 100 кВ. Экспозицией в данной работе названо произведение анодного тока I на время облучения t . Расчеты были выполнены для значений фокусного расстояния «источник – пленка» (РИП) от 100 до 180 см, для РИП = 100 см расстояние от фокуса до поверхности фантома взрослого мужчины составило 79 см.

В табл. 1 представлены результаты расчета входной и выходной дозы для названных режимов облучения при РИП = 100 см, а также показаны значения радиационного выхода и коэффициента обратного рассеяния для каждого варианта облучения. Радиационный выход рассчитывался согласно формуле (1) для $r = 100$ см. Для конкретного напряжения на трубке и РИП величина радиационного выхода не зависит от размеров поля облучения и величины экспозиции.

Таблица 1

Входная и отношение входной дозы к выходной при рентгенографии органов грудной полости

Table 1

Entrance surface dose and relation of entrance surface dose to dose at the image receptor plane during chest X-ray

U , кВ	Размер пленки, см	RY , мГр/мАс	Входная доза, мГр	Отношение	BSF
80	35×35	0,082	0,184	62,3	1,40
80	30×40	0,082	0,184	64,6	1,40
90	35×35	0,100	0,230	49,6	1,44
90	30×40	0,100	0,229	50,4	1,42
100	35×35	0,119	0,276	40,6	1,45
100	30×40	0,119	0,275	41,8	1,44

Значения входной дозы для другой экспозиции, например, $I \cdot t = 3$ мАс получаются простым умножением входной дозы на 3.

Выше было отмечено, что установленный в Инструкции региональный ДРУ для среднего взрослого составляет 200 мкГр. Как показывают результаты расчетов, в табл. 1 рекомендуемая входная доза 200 мкГр не будет превышена только для напряжения на трубке 80 кВ. Для того чтобы не было превышения для более высоких значений напряжения на трубке, нужно подбирать другие наборы допустимых значений фокусного расстояния и экспозиции. Математическое моделирование позволяет перед началом облучения

предложить соответствующий набор параметров облучения или оценить соответствие уже выбранного набора действующему ДРУ, основываясь на их связи со входной дозой.

Входная доза согласно формуле (3) линейно зависит от величины радиационного выхода RY , экспозиции $I \cdot t$ и коэффициента обратного рассеяния BSF , а также имеет обратную квадратичную зависимость от расстояния между фокусом трубки и поверхностью тела пациента R .

На рис. 2 показаны изменения значений дозы в воздухе (без учета обратного рассеяния) и входной дозы в зависимости от значения квадрата анодного напряжения для фантома взрослого мужчины в поле облучения 35×35 см². С помощью *Microsoft Office 365* проведена линейная аппроксимация обеих зависимостей. Обе величины практически линейно зависят от квадрата напряжения ($R^2 > 0,999$). Входная доза также, как и радиационный выход (равный дозе в воздухе, деленной на экспозицию), имеет практически квадратичную зависимость от напряжения на рентгеновской трубке. Немного более высокий коэффициент наклона для входной дозы по сравнению с радиационным выходом объясняется дополнительным вкладом в ее величину зависимости коэффициента обратного рассеяния от напряжения. В работе, посвященной моделированию радиационного выхода RY , было показано, что коэффициент наклона прямой RY изменяется в зависимости от того, какой частоты напряжение подается на рентгеновскую трубку (однофазное, трехфазное или высокочастотное) [14].

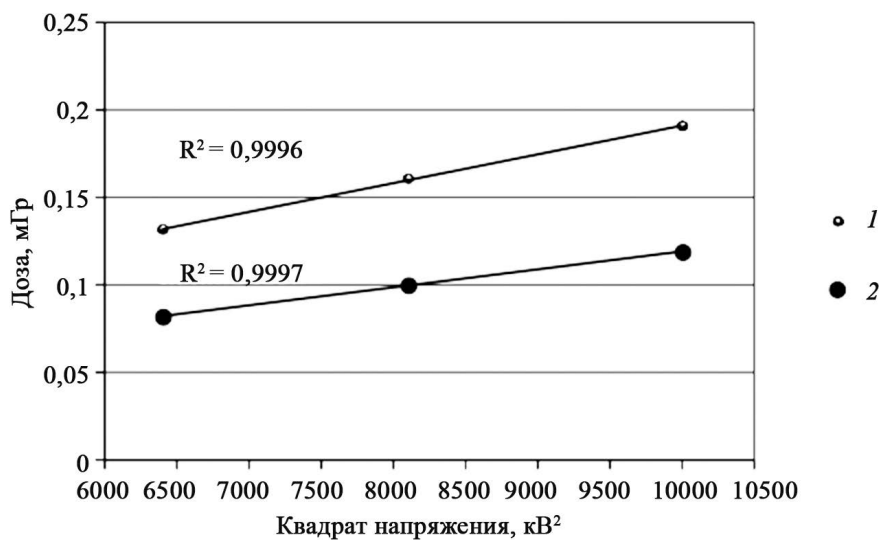


Рис. 2. Зависимости дозы на входной поверхности от квадрата напряжения на рентгеновской трубке: 1 – с учетом обратного рассеяния; 2 – без учета обратного рассеяния.

Fig. 2. Dependence of the entrance surface dose on the square of X-ray tube voltage: 1 – including backscatter, 2 – free-in-air.

Увеличение анодного напряжения с 80 до 100 кВ (на 25 %) в процедуре рентгенографии грудной полости в переднезадней проекции без изменения прочих параметров облучения приводит к увеличению входной дозы в 1,5 раза. При этом коэффициент обратного рассеяния изменяется только на 2 %. С ростом анодного напряжения спектр рентгеновского излучения становится более жестким. В табл. 1 на это указывает уменьшение отношения входной дозы к выходной с ростом напряжения.

Входная доза изменяется обратно пропорционально квадрату значения РИК согласно формуле (2). В табл. 2 показано изменение величины входной дозы в зависимости от РИК для референтного фантома взрослого мужчины при анодном напряжении 90 кВ и размера пленки 35×35 см.

Как следует из табл. 2, увеличение РИК в два раза (от 79 до 159 см) приводит к снижению входной дозы более чем в 4 раза (от 0,225 до 0,052 мкГр). При анодном напряжении 90 кВ и РИП = 180 см входная доза облучения для фантома мужчины не будет превышать рекомендованное значение 200 мкГр для любых значений экспозиции в диапазоне от 1 до 3 мАс. Для значений экспозиции не более 2 мАс и значениях РИП от 140 см и более входная доза также не будет превышать рекомендованного значения 200 мкГр.

Из данных табл. 1 и 2 следует, что величина BSF изменяется в зависимости от анодного напряжения (от энергии излучения) и толщины фантома. Однако зависимость эта не сильная. В научной литературе отмечается, что величина BSF также зависит от фильтрации, размера поля облучения и в значительной степени от материала облучаемой ткани, анодного угла и РИК [14; 15]. Из табл. 1 не видно зависимости BSF от размера поля облучения, поскольку отличие поля 30×40 см² от поля 35×35 см² по площади составляет всего 2 %. Данные табл. 2 свидетельствуют, что разница значений BSF для РИК = 79 см и РИК = 159 см составляет не более 4 %. На рис. 3 показана зависимость коэффициента BSF от толщины

эквивалентного фильтра, которая получена для фантома взрослого мужчины и тех же значений анодного напряжения (90 кВ) и поля облучения (35×35 см²), но для РИП = 100 см.

Таблица 2

Зависимость входной дозы от РИК для референтного фантома взрослого мужчины

Table 2

Dependence of entrance dose on focus-surface distance for reference adult male phantom

РИК, см	РИП, см	Входная доза, мГр	BSF
79	100	0,230	1,44
99	120	0,144	1,41
119	140	0,100	1,41
139	160	0,073	1,40
159	180	0,055	1,39

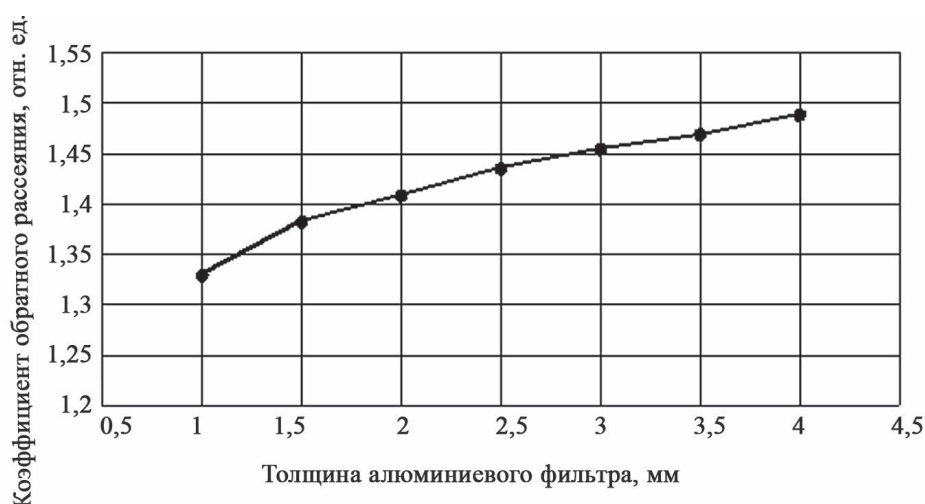


Рис. 3. Зависимость коэффициента обратного рассеяния от толщины эквивалентного фильтра.

Fig. 3. Dependence of backscatter factor on the thickness of equivalent filter.

Для практического применения коэффициент *BSF* может быть использован в расчетах с точностью до десятых долей без заметного увеличения погрешности вычисления входной дозы.

Изложенная методика определения входной дозы облучения реализуется в программном продукте «Оценка доз» [16]. Эта программа позволяет определять как входную дозу, так и вычислять эффективную дозу облучения (*E*) в соответствии с алгоритмом расчета, рекомендованным в Публикации № 103 МКРЗ [17]:

$$E = \sum_T w_T \cdot \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right], \quad (5)$$

где w_T – взвешивающий коэффициент ткани *T*;

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

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

Программный продукт «Оценка доз» может быть полезным для внедрения концепции ДРУ в клиническую практику, поскольку использованный в расчетах референтный фантом МКРЗ взрослого мужчины по своим антропометрическим параметрам соответствует человеку средних размеров. Данной программой можно воспользоваться бесплатно (программа поставляется на компакт-дисках или по согласованию с заказчиком). Программный продукт «Оценка доз» доступен всем организациям Республики Беларусь по запросу в НИИ ЯП БГУ.

Следует отметить, что данная программа может быть включена в систему управления рентгеновским аппаратом. С ее помощью можно использовать ДРУ в качестве индикатора соответствия входных параметров процедуры значениям, соответствующими оптимальной дозе облучения для данной процедуры. В частности, могут быть оценены величина экспозиции. В ряде рентгенодиагностических аппаратов возможно устанавливать только длительность облучения (если дополнительно к указанным параметрам будет задана сила тока, протекающего через анод). К таким параметрам также относится анодное напряжение.

Следовательно, ДРУ представляет собой индикатор разумно достижимого значения входной дозы на поверхности тела пациента. Проводя сравнение входной дозы в данном конкретном сеансе облучения с ДРУ можно судить о приемлемости параметров облучения. В случае систематического превышения ДРУ следует проводить мероприятия по оптимизации радиационной защиты, например, использовать более чувствительный приемник изображения.

Допустимая экспозиция, согласно формуле (2), определяется следующим образом:

$$I \cdot t = DRL \cdot R^2 \cdot (RY \cdot BSF \cdot r^2)^{-1}, \quad (6)$$

где DRL – рекомендованное значение ДРУ для заданной процедуры облучения; R – РИК для пациента; RY – фактический радиационный выход используемого рентгеновского аппарата для заданного анодного напряжения и фильтрации; BSF – коэффициент обратного рассеяния для данной процедуры облучения; r – расстояние от фокуса рентгеновской трубки до точки измерения радиационного выхода аппарата.

Для заданного анодного напряжения и экспозиции может быть определено допустимое значение РИП из следующего выражения:

$$\text{РИП} = \sqrt{\frac{RY \cdot BSF \cdot r^2 \cdot I \cdot t}{DRL}} + g, \quad (7)$$

где g – расстояние между точкой входа центрального луча в тело пациента и поверхностью пленки (приемника изображения).

Программа также может быть использована для разработки ДРУ на этапе определения средней или медианной величины приемлемой дозы для конкретного медучреждения. На этом этапе для типичных обследований когорты пациентов средних размеров собираются параметры процедуры облучения, благодаря которым обеспечивается наилучшее качество диагностической информации. Собранные параметры используются программой для расчета средней входной дозы облучения у человека средних размеров для конкретного рентгеновского аппарата:

$$\overline{ESD} = \frac{RY \cdot r^2}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \frac{I_i \cdot t_i \cdot BSF_i}{R_i^2}, \quad (8)$$

где N – количество процедур облучения данного типа у пациентов, вошедших в исследуемую когорту.

Медиана будет соответствовать центральному значению в последовательном ряду всех полученных значений ESD_i .

В соответствии с концепцией ДРУ медианные значения соответствующих величин ESD при обследовании пациентов собираются в нескольких различных медицинских учреждениях. Затем значение 75-го перцентиля распределения медианных значений величин ДРУ в медицинских учреждениях по всей стране используется как национальный ДРУ.

Заключение

На примере стандартной рентгенографии органов грудной полости в переднезадней проекции в данной работе показана возможность применения компьютерной программы «Оценка доз», основанной на Монте-Карло-моделировании, для использования концепции ДРУ в практическом здравоохранении. Аналогичным образом может быть использована концепция ДРУ для других диагностических и интервенционных процедур. В рассмотренном примере в качестве базового параметра взят радиационный выход рентгеновского аппарата, поскольку он является его обязательной эксплуатационной характеристикой.

Библиографические ссылки

1. Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging. *Journal of the ICRU*. 2005;5(2):1–113. Doi:10.1093/jicru_ndi016.
2. Valentin J. Radiation and your patient: A guide for medical practitioners: ICRP Supporting Guidance 2: Approved by ICRP Committee 3 in September 2001. *Annals of the ICRP*. 2001;31(4):1–52. Doi:10.1016/S0146-6453(02)00007-6.
3. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Annals of the ICRP*. 2017;46(1):1–144. Doi:10.1177/0146645317717209.
4. Radiological protection and safety in medicine. *Annals of the ICRP*. 1996;26(2):1–31. Doi:10.1016/S0146-6453(00)89195-2.

5. Водоватов АВ. Практическая реализация концепции референтных диагностических уровней для оптимизации защиты пациентов при проведении стандартных рентгенографических исследований. *Радиационная гигиена*. 2017;10(1):47–55. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2017-10-1-47-55>.
6. Menzel HG, Clement C, DeLuca P. ICRP Publication 110. Realistic reference phantoms: an ICRP/ICRU joint effort. A report of adult reference computational phantoms. *Annals of the ICRP*. 2009;39(2):1–164. Doi:10.1016/j.icrp.2009.09.001.
7. Omrane LB, Verhaegen F, Chahed N, Mtimet S. An investigation of entrance surface dose calculations for diagnostic radiology using Monte Carlo simulations and radiotherapy dosimetry formalisms. *Physics in Medicine & Biology*. 2003;48(12):1809–24.
8. Kramer R, Khoury HJ, Vieira JW. CALDose_X – a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. *Physics in Medicine & Biology*. 2008;53(22):6437–59.
9. Miró R, Soler J, Gallardo S, Campayo JM, Diez S, Verdú G. MCNP simulation of a Theratron 780 radiotherapy unit. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005;116(1–4):65–8.
10. Poludniowski G, Omar A, Bujila R, Andreo P. Technical Note: SpekPy v2.0—a software toolkit for modeling x-ray tube spectra. *Medical Physics*. 2021;48(7):3630–7.
11. Toivonen M. Patient Dosimetry Protocols in Digital and Interventional Radiology. *Radiation Protection Dosimetry*. 2001;94(1):105–8.
12. Boone JM, Seibert JA. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. *Medical Physics*. 1997;24(11):1661–70.
13. Кишковский АН, Тютин ЛА, Есиновская ГН. *Атлас укладок при рентгенологических исследованиях*. Ленинград: Медицина; 1987. 519 с.
14. Kothan S, Tungjai M. An Estimation of X-Radiation Output using Mathematic Model. *American Journal of Applied Sciences* [Internet, cited 2023 February 6]. URL: <https://thescipub.com/abstract/ajassp.2011.923.926>
15. Petoussi-Hens N, Zankl M, Drexler G, Panzer W, Regulla D. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. *Physics in Medicine & Biology*. 1998;43(8):2237–50.
16. Веренич К, Миненко В, Кутень С. Компьютерная программа для экспресс-оценки доз облучения пациентов при диагностической рентгенографии. *Здоровье и окружающая среда*. 2019;29:27–30.
17. Annex B and All references. *Annals of the ICRP*. 2007;37(2–4):247–332. Doi:10.1016/j.icrp.2007.10.010.

References

1. Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging. *Journal of the ICRU*. 2005;5(2):1–113. Doi:10.1093/jicru_ndi016.
2. Valentin J. Radiation and your patient: A guide for medical practitioners: ICRP Supporting Guidance 2: Approved by ICRP Committee 3 in September 2001. *Annals of the ICRP*. 2001;31(4):1–52. Doi:10.1016/S0146-6453(02)00007-6.
3. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Annals of the ICRP*. 2017;46(1):1–144. Doi:10.1177/0146645317717209.
4. Radiological protection and safety in medicine. *Annals of the ICRP*. 1996;26(2):1–31. Doi:10.1016/S0146-6453(00)89195-2.
5. Vodovатов AV. Practical implementation of the diagnostic reference levels concept for the common radiographic examinations. *Radiacionnaja gigiena* [Radiation Hygiene]. 2017;10(1):47–55. Russian.
6. Menzel HG, Clement C, DeLuca P. ICRP Publication 110. Realistic reference phantoms: an ICRP/ICRU joint effort. A report of adult reference computational phantoms. *Annals of the ICRP*. 2009;39(2):1–164. Doi:10.1016/j.icrp.2009.09.001.
7. Omrane LB, Verhaegen F, Chahed N, Mtimet S. An investigation of entrance surface dose calculations for diagnostic radiology using Monte Carlo simulations and radiotherapy dosimetry formalisms. *Physics in Medicine & Biology*. 2003;48(12):1809–24.
8. Kramer R, Khoury HJ, Vieira JW. CALDose_X—a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. *Physics in Medicine & Biology*. 2008;53(22):6437–59.
9. Miró R, Soler J, Gallardo S, Campayo JM, Diez S, Verdú G. MCNP simulation of a Theratron 780 radiotherapy unit. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005;116(1–4):65–8.
10. Poludniowski G, Omar A, Bujila R, Andreo P. Technical Note: SpekPy v2.0 – a software toolkit for modeling x-ray tube spectra. *Medical Physics*. 2021;48(7):3630–7.
11. Toivonen M. Patient Dosimetry Protocols in Digital and Interventional Radiology. *Radiation Protection Dosimetry*. 2001;94(1):105–8.
12. Boone JM, Seibert JA. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. *Medical Physics*. 1997;24(11):1661–70.
13. Kishkovskii AN, Tyutin LA, Esinovskaya GN. *Atlas ukladok pri rentgenologicheskikh issledovanijah* [Atlas of placements during X-ray radiography examinations]. Leningrad: Meditsina; 1987. 519 p. Russian.
14. Kothan S, Tungjai M. An Estimation of X-Radiation Output using Mathematic Model. *American Journal of Applied Sciences* [Internet, cited 2023 February 6]. URL: <https://thescipub.com/abstract/ajassp.2011.923.926>
15. Petoussi-Hens N, Zankl M, Drexler G, Panzer W, Regulla D. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. *Physics in Medicine & Biology*. 1998;43(8):2237–50.
16. Verenich KA, Minenko VF, Kuten SA. Computer program for rapid estimation of patients' radiation doses in diagnostic radiography. *Zdorov'e i okruzhajushhaja sreda* [Health and environment]. 2019;29: 27–30. Russian.
17. Annex B and All references. *Annals of the ICRP*. 2007;37(2–4):247–332. Doi:10.1016/j.icrp.2007.10.010.

Статья поступила в редакцию 03.04.2023.
Received by editorial board 03.04.2023.