

# Медико-биологические проблемы жизнедеятельности

Научно-практический рецензируемый журнал

№ 2(28)

2022 г.

## Учредитель

Государственное учреждение  
«Республиканский научно-  
практический центр  
радиационной медицины  
и экологии человека»

**Журнал включен в** Перечень научных изданий Республики Беларусь для опубликования диссертационных исследований по медицинской и биологической отраслям науки (31.12.2009, протокол 25/1)

**Журнал зарегистрирован**  
Министерством информации  
Республики Беларусь,  
Свид. № 762 от 6.11.2009

Подписано в печать 30.09.22  
Формат 60×90/8. Бумага мелованная.  
Гарнитура «Times New Roman».  
Печать цифровая. Тираж 130 экз.  
Усл. печ. л. 16,25. Уч.-изд. л. 9,97.  
Зак. 254.

Издатель ГУ «Республиканский  
научно-практический центр  
радиационной медицины и  
экологии человека»  
Свидетельство N 1/410 от 14.08.2014

Отпечатано в КУП  
«Редакция газеты  
«Гомельская праўда»  
г. Гомель, ул. Полесская, 17а

ISSN 2074-2088

## Главный редактор, председатель редакционной коллегии

А.В. Рожко (д.м.н., доцент)

## Редакционная коллегия

В.С. Аверин (д.б.н., профессор, зам. гл. редактора), В.В. Аничкин (д.м.н., профессор), В.Н. Беляковский (д.м.н., профессор), К.Н. Буздакин (к.т.н., доцент), Н.Г. Власова (д.б.н., профессор, научный редактор), А.В. Величко (к.м.н., доцент), И.В. Веякин (к.б.н., доцент), А.В. Воропаева (к.б.н., доцент), Д.И. Гавриленко (к.м.н.), М.О. Досина (к.б.н., доцент), А.В. Жарикова (к.м.н.), С.В. Зыблева (к.м.н., доцент, отв. секретарь), С.А. Игумнов (д.м.н., профессор), А.В. Коротчаев (к.м.н., доцент), Д.В. Кравченко (к.м.н.), А.Н. Лызинов (д.м.н., профессор), А.В. Макарич (к.м.н., доцент), С.Б. Мельнов (д.б.н., профессор), В.М. Мишура (д.м.н., доцент), Я.Л. Навменова (к.м.н., доцент), Э.А. Надьров (к.м.н., доцент), И.А. Новикова (д.м.н., профессор), Э.Н. Платошкин (к.м.н., доцент), Э.А. Повелица (к.м.н.), А.С. Подгорная (к.м.н.), Ю.И. Рожко (к.м.н., доцент), И.П. Ромашевская (к.м.н.), М.Г. Русаленко (к.м.н., доцент), А.П. Саивончик (к.б.н.), А.Е. Силин (к.б.н., доцент), А.Н. Стожаров (д.б.н., профессор), И.О. Стома (д.м.н., доцент), Н.И. Шевченко (к.б.н., доцент), Ю.И. Ярец (к.м.н., доцент)

## Редакционный совет

А.В. Аклеев (д.м.н., профессор, Челябинск), О.В. Алейникова (д.м.н., чл.-кор. НАН РБ, Минск), С.С. Алексанин (д.м.н., профессор, Санкт-Петербург), Д.А. Базыка (д.м.н., профессор, Киев), А.П. Бирюков (д.м.н., профессор, Москва), Е.Л. Богдан (Минск), Л.А. Бокерия (д.м.н., академик РАН и РАМН, Москва), А.Ю. Бушманов (д.м.н., профессор, Москва), И.И. Дедов (д.м.н., академик РАМН, Москва), В.И. Жарко (Минск), М.П. Захарченко (д.м.н., профессор, Санкт-Петербург), Л.А. Ильин (д.м.н., академик РАМН, Москва), К.В. Котенко (д.м.н., профессор, Москва), В.Ю. Кравцов (д.б.н., профессор, Санкт-Петербург), Е.Н. Кроткова (к.м.н., доцент, Минск), Н.Г. Кручинский (д.м.н., профессор, Пинск), Т.В. Мохорт (д.м.н., профессор, Минск), Д.Л. Пиневиц (МЗ РБ, Минск), В.Ю. Рыбников (д.м.н., профессор, Санкт-Петербург), Н.Д. Тронько (д.м.н., чл.-кор. НАН, акад. НАМН Украины, Киев), А.Л. Усс (д.м.н., профессор, Минск), В.А. Филонюк (к.м.н., доцент, Минск), Р.А. Часнойть (к.э.н., Минск), В.Д. Шило (Минск)

## Технический редактор

С.Н. Никонович

**Адрес редакции** 246040 г. Гомель, ул. Ильича, д. 290,  
ГУ «РНПЦ РМ и ЭЧ», редакция журнала  
тел (0232) 38-95-00, факс (0232) 37-80-97  
<http://www.mbp.rcrm.by> e-mail: [mbp@rcrm.by](mailto:mbp@rcrm.by)

© Государственное учреждение  
«Республиканский научно-практический центр  
радиационной медицины и экологии человека», 2022

№ 2(28)

2022

# Medical and Biological Problems of Life Activity

Scientific and Practical Journal

## **Founder**

Republican Research Centre  
for Radiation Medicine  
and Human Ecology

Journal registration  
by the Ministry of information  
of Republic of Belarus

Certificate № 762 of 6.11.2009

© Republican Research Centre  
for Radiation Medicine  
and Human Ecology

**ISSN 2074-2088**

**Обзоры и проблемные статьи**

**Ж.М. Козич**  
Прогностическое значение цитогенетических и молекулярно-генетических изменений при множественной миеломе 6

**А.О. Паращенко, М.А. Корнеева, И.А. Семеник, С.Н. Рябцева**  
Микроглия головного мозга: структурно-функциональная характеристика клеток (обзор литературы) 12

**Медико-биологические проблемы**

**К.Н. Бuzдалкин, Н.Г. Власова, Е.К. Нилова, В.С. Аверин**  
Дозы облучения населения Республики Беларусь в результате внешних воздействий на АЭС сопредельных государств 20

**С.А. Баранов, В.В. Шевляков, С.И. Сычик, В.А. Филонюк, Г.И. Эрм, Е.В. Чернышова, А.В. Буйницкая**  
Критерии гигиенического нормирования в воздухе рабочей зоны аэрозолей сухих продуктов, содержащих сывороточные белки коровьего молока 27

**Н.Г. Власова, В.В. Дробышевская, Е.А. Дрозд, А.М. Бuzдалкина, Г.Н. Евтушкова**  
Дозы облучения населения Гомельской области от медицинской рентгенодиагностики до и в начале пандемии COVID-19 35

**И.Н. Коляда, А.М. Островский**  
Анализ рождаемости населения Гомельской области за 2009-2019 гг. 41

**Клиническая медицина**

**В.И. Бронский, С.В. Толканец, К.В. Бронская, Е.В. Гут, Е.Н. Гаврилюк**  
Социально-психологические характеристики противников вакцинации в период новой коронавирусной инфекции 47

**Reviews and problem articles**

**Zh. M. Kozich**  
Prognostic significance of cytogenetic and molecular genetic rearrangements in multiple myeloma

**A.O. Parashchenko, M.A. Korneeva, I.A. Si-amionik, S.N. Ryabtseva**  
Microglia of the brain: structural and functional characteristics of cells (literature review)

**Medical-biological problems**

**K.N. Buzdalkin, N.G. Vlasova, E.K. Nilova, V.S. Averin**  
Radiation doses of belarussian population as a result of hostilities at nuclear power plants of neighboring states

**S.A. Baranov, V.V. Shevlyakov, S.I. Sychik, V.A. Filanyuk, G.I. Erm, E.V. Chernyshova, A.V. Buinitskaya**  
Criteria for hygienic standarding in the air of the working area of aerosols of dry products containing whey proteins of cow's milk

**N.G. Vlasova, V.V. Drobyshevskaya, E.A. Drozd, A.M. Buzdalkina, G.N. Evtushkova**  
Effective exposure dose to the population of the Gomel region from medical X-ray diagnosis before and in the beginning of the COVID-19 pandemic

**I.N. Koliada, A.M. Ostrovsky**  
Analysis of the birth rate population of the Gomel region for 2009-2019

**Clinical medicine**

**V.I. Bronskiy, S.V. Tolkanets, K.V. Bronskaya, E.V. Gut, E.N. Gavrilyuk**  
Socio-psychological characteristics of antivaxxers during the period of a new coronavirus infection

<b>А.В. Величко, А.А. Чулков, Ю.И. Ярец, И.Г. Савастеева, В.М. Мицура</b> Метод прогнозирования развития субклинического синдрома Кушинга у пациентов с инциденталомами надпочечников	53	<b>A.V. Velichko, A.A. Chulkov, Yu.I. Yarets, I.G. Savasteeva, V.M. Mitsura</b> Method for predicting the development of subclinical Cushing's syndrome in patients with adrenal incidentalomas	
<b>Н.И. Гребень, Е.Л. Малец, С.Н. Рябцева, А.А. Порадовский, Е.Ю. Сташкевич, И.А. Семёник</b> Ультраструктурные особенности стремечка у пациентов с отосклерозом	60	<b>N. Greben, A. Malets, S. Ryabceva, A. Poradovsky, H. Stashkevich, I. Siamionik</b> Ultrastructural features of the stapes in patients with otosclerosis	
<b>А.В. Жарикова, М.А. Шафранская, Н.В. Лысенкова, Л.С. Старостенко</b> Социо-психологические особенности восприятия проблемы табакокурения	66	<b>A.V. Zharikova, M.A. Shafranskaya, N.V. Lysenkova, L.S. Starostenko</b> Socio-psychological features of perception of problems of smoking	
<b>С.Л. Зыблев, С.В. Зыблева, Т.С. Петренко, Б.О. Кабешев</b> Оценка окислительного стресса при определении вероятности развития ранней дисфункции почечного трансплантата	72	<b>S.L. Zyblev, S.V. Zybleva, T.S. Petrenko, B.O. Kabeshev</b> Assessment of oxidative stress in determining the probability of developing early renal allograft dysfunction	
<b>Н.В. Карлович, Т.В. Мохорт</b> Результаты ультрасонографии паращитовидных желез у пациентов с вторичным гиперпаратиреозом на фоне хронической болезни почек	78	<b>N.V. Karlovich, T.V. Mokhort</b> Results of ultrasonography of the parathyroid glands in patients with secondary hyperparathyroidism associated with chronic kidney disease	
<b>О.П. Логинова, Н.И. Шевченко, И.В. Вейлкин, О.А. Давыдова</b> Эпидемиологические аспекты и результаты цитологического скрининга рака шейки матки	87	<b>O.P. Lohinava, N.I. Shevchenko, I.V. Veyalkin, O.A. Davydava</b> Epidemiological aspects and results of cytological screening for cervical cancer	
<b>Е.А. Полякова, С.А. Берестень, М.В. Стёганцева, А.С. Старовойтова, А.Н. Купчинская, И.Е. Гурьянова, С.М. Мезян, М.В. Белевцев</b> Диагностика нарушений иммунного механизма у недоношенных новорожденных с использованием маркеров Т- и В-клеточного неогенеза (TREC и KREC) и субпопуляций Т- и В-лимфоцитов	93	<b>E.A. Polyakova, S.A. Beresten, M.V. Stegantseva, A.S. Starovoitova, A.N. Kupchinskaya, I.E. Guryanova, S.M. Mezyan, M.V. Belevtsev</b> Diagnosis of immune mechanism disorders in preterm infants using markers of T- and B-cell neogenesis (TREC and KREC) and subpopulations of T- and B-lymphocytes	
<b>Т.В. Рябцева, А.Д. Таганович, Д.А. Макаревич</b> Связывание и удаление из плазмы крови ИЛ-6 с помощью синтетического олигопептида	99	<b>T.V. Ryabtseva, A.D. Taganovich, D.A. Makarevich</b> The using of synthetic oligopeptide for binding and removal of IL-6 from blood plasma	

**А.Е. Силин, А.А. Силина, Я.Л. Навменова**  
Особенности частот аллелей, генотипов и специфических гаплотипов по генам HLA-DRB1, HLA-DQA1 и HLA-DQB1 в группе пациентов с сахарным диабетом 1 типа

105

**Д.А. Чечетин, А.В. Макарьчик**  
Динамика изменений силовой выносливости мышц туловища у детей в процессе коррекции нарушений костно-мышечного взаимоотношения позвоночного столба

114

### *Обмен опытом*

**К.А. Веренич, В.Ф. Миненко**  
Современные подходы к оценке доз облучения пациентов при проведении диагностических рентгенологических исследований

122

**A.E. Silin, A.A. Silina, Ya.L. Navmenova**  
Features of the frequencies of alleles, genotypes and specific haplotypes for the HLA-DRB1, HLA-DQA1 and HLA-DQB1 genes in the group of patients with type 1 diabetes mellitus

**D.A. Chechetin, A.V. Makarchyk**  
Dynamics of changes in the strength endurance of the trunk muscles of children during the correction of disorders of musculoskeletal relationship of vertebral column

### *Experience exchange*

**K. A. Viarenich, V. F. Minenko**  
Modern approaches to estimation of radiation doses to patients during diagnostic radiographic examinations

## СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К ОЦЕНКЕ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

*НИУ «Институт ядерных проблем» БГУ, г. Минск, Беларусь*

Рассмотрены способы оценки дозы облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований. Отмечается, что оценка дозы достаточно надежно может осуществляться на основе расчетов методом Монте-Карло для соответствующего взаимного расположения рентгеновской трубки и пациента. Оценка требует знания энергии и мощности дозы излучения используемого при облучении рентгеновского диагностического аппарата. Расчет осуществляется для антропоморфных фантомов взрослых и детей пяти возрастов. Приведен обзор используемых антропоморфных фантомов. При возможности расчет методом Монте-Карло может проводиться непосредственно на компьютере врача для конкретных условий облучения. Дано описание компьютерных программ для оценки доз облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований.

**Ключевые слова:** рентгенология, поглощенная доза облучения, методы Монте-Карло, рентгеновское излучение, антропоморфный фантом

### **Введение**

В последние десятилетия заметно повышается качество диагностики, что связано с появлением новой высокоинформативной аппаратуры. Это приводит к росту количества различных рентгенологических исследований. Рентгеновское излучение широко используется для исследований внутренних органов и костной системы. По данным Научного комитета ООН по действию атомной радиации, средняя годовая доза на душу населения от медицинского облучения за период с 2009 по 2018 годы в мире составила 0,57 миллизиверт [1]. В настоящее время медицинское облучение вносит наибольший вклад (до 94%) среди всех антропогенных источников радиационного воздействия на население [1].

Ограничение дозы облучения пациента (принцип нормирования) к медицинскому облучению не применяется, поскольку польза от облучения предполагается большей риска возможного вреда здоровью [2]. Поэтому важным средством регулирования облучения пациента выступает принцип оптимизации дозы облучения, который в диагностических рентгенологических ис-

следованиях может быть реализован через диагностические референтные уровни [3, 4]. Для установления диагностического референтного уровня используется легко измеряемая или определяемая величина, которая характеризует облучение, полученное при выполнении процедуры исследования [5]. Методический подход к определению диагностических референтных уровней и правила отбора рентгенологических процедур для установления диагностических референтных уровней изложены в специальном руководстве по безопасности [4]. Выбор значений для установления региональных или национальных диагностических референтных уровней производится по возможности на основе исследований, которые были выполнены в нескольких учреждениях здравоохранения [5]. Для разных типов рентгенологических исследований в качестве таких величин рекомендованы различные дозиметрические величины [6, 7]. Например, для рентгенографии в качестве диагностического референтного уровня используется величина произведения кермы в воздухе на площадь поля излучения или входная керма в воз-

духе [4] (с учетом обратного рассеяния от тела пациента [6] или без учета обратного рассеяния). Включение подобной величины в набор входных параметров программы расчета доз облучения дает возможность получить наиболее достоверное определение доз облучения пациентов.

Большое число параметров, от которых зависят дозы облучения пациентов, приводит к невозможности расчета доз вручную. Эта задача решается с помощью компьютерных программ. Компьютерные программы для расчета доз облучения могут быть внедрены непосредственно в программное обеспечение рентгеновского аппарата и радиологические информационные системы. Значение дозы облучения пациента после процедуры визуализации может передаваться в базу данных для последующей обработки, учета и контроля дозовых нагрузок.

**Цель данной статьи:** показать современные методы расчета доз облучения пациентов при рентгенологических исследованиях.

### **Основные подходы к моделированию процедуры облучения пациента при проведении рентгенологических исследований**

Современный подход к расчету доз облучения основан на использовании метода Монте-Карло [8, 9]. Обычно в задачах расчета доз облучения необходимо описание источника и детектора. В качестве источника выступает пучок рентгеновского излучения, характеризуемый энергетическим спектром. В качестве детектора выступает модель человека в виде антропоморфного фантома [8]. С помощью специализированных компьютерных программ проводится моделирование процесса переноса квантов рентгеновского излучения в среде от источника к детектору. Учет взаимодействия ионизирующего излучения с веществом осуществляется с использованием сечений взаимодействия для всех химических элементов, входящих в состав тела человека [10].

### **Моделирование источника рентгеновского излучения**

Энергетический спектр и мощность дозы излучения рентгеновской трубки определяются напряжением на аноде и его пульсацией, анодным током, углом падения электронов на анод, материалом анода, фильтрацией излучения, вкладом рассеянного излучения и шероховатостью поверхности анода [8].

При долговременном использовании рентгеновской трубки происходит плавление анода, что приводит к постепенному увеличению средней энергии излучения. Шероховатость поверхности анода заметно изменяет спектр только в изношенном оборудовании.

Эмпирические модели позволяют рассчитывать спектр излучения рентгеновской трубки с использованием интерполяции экспериментально измеренных спектров [11]. Зависимость флюенса излучения при каждой энергии интерполируется полиномом четвертого порядка. В результате для дискретного набора энергий получаются функции, задающие зависимость амплитуды спектра от анодного напряжения. Преимуществом этой модели является возможность учесть зависимость спектра от пульсации напряжения. Учет пульсации напряжения осуществлялся путем интегрирования напряжения по времени. Данная модель используется в компьютерных программах «XOP» и «Spektr».

Полуэмпирические модели спектров рентгеновской трубки используют параметрические уравнения. В ходе оптимизации параметры этих уравнений подбираются таким образом, чтобы полученные спектры получались близкими к экспериментально измеренным значениям. Преимуществом полуэмпирических моделей является возможность расчета при условиях, для которых нет экспериментально измеренных спектров, например для разных углов падения электронов на анод рентгеновской трубки. Недостатком полуэмпирических моделей остается приближенный характер

расчетов. Полуэмпирическая модель заложена в основу программы «ХСОМР».

Создание математической модели рентгеновской трубки для моделирования методом Монте-Карло предусматривает указание характеристик пучка электронов, попадающего на анод трубки. Преимуществом расчета методом Монте-Карло в сравнении с другими методами является возможность учета пространственной неоднородности пучка излучения. К недостаткам метода Монте-Карло относятся сравнительно продолжительное время расчета, большая часть которого затрачивается на проведение расчета переноса электронов в аноде. Для построения модели рентгеновской трубки необходимо задание геометрии и элементного состава всех материалов от нити накала до выходного окна трубки, которые зачастую сложно установить. Эти недостатки устраняются путем создания специализированных программ, оптимизированных для ускоренного расчета [12], и упрощения геометрии модели. Но упрощение необходимо проводить с сохранением достоверности результатов расчета. При использовании математической модели рентгеновской трубки расчет занимает длительное время. Моделирование методом Монте-Карло позволяет получить спектр с учетом рассеяния на всех частях рентгеновской трубки. Спектры, рассчитанные путем математического моделирования, сравниваются с экспериментально измеренными спектрами для верификации результатов моделирования [13, 14].

Соотношение рассчитанной и измеренной мощности дозы может отличаться при разных напряжениях на аноде. Сравнение значений мощности дозы, рассчитанных с помощью математических моделей, с фактически измеренными позволяет судить о применимости той или иной модели к конкретному случаю.

#### ***Фантомы человека для дозиметрических расчетов***

При моделировании взаимодействия ионизирующего излучения с телом челове-

ка необходимо наличие математической модели человека – антропоморфного фантома.

Выделяют три поколения фантомов человека – математические (стилизованные), воксельные и гибридные.

В стилизованном (математическом) фантоме внутренние органы и внешняя поверхность человека ограничены плоскостями и поверхностями, задаваемыми уравнениями второго порядка. В частности, туловище в этом фантоме имеет форму эллиптического цилиндра, а позвоночный столб – кругового цилиндра. Первые стилизованные фантомы включали в себя как мужские, так и женские половые органы. Позднее Kramer с соавторами разработали стилизованные фантомы, описывающие отдельно женщин и мужчин [15]. Cristy с соавторами в 1987 году создали семейство стилизованных фантомов, моделирующих строение тела детей разного возраста [15]. Не смотря на то, что в стилизованном фантоме органы по своей геометрической форме не совпадали с органами человека [16], на сегодняшний день в некоторых программах для расчета доз облучения пациентов при рентгенологических исследованиях продолжают использоваться стилизованные фантомы. Следующим шагом в развитии антропоморфных моделей тела человека стало создание воксельных фантомов.

Воксельный (томографический) фантом основан на сегментации томографических изображений человека. Использовались изображения, полученные при проведении компьютерной томографии, магнитной резонансной томографии, а также изображения микротомных срезов трупов. Процедура построения воксельного фантома проводится в несколько этапов, основным из которых является сегментация плоских томографических изображений (разделение изображения на участки, соответствующие разным органам и тканям). Каждому пикселю изображения присваивается уникальный номер [15]. На основе плоских пикселей составляются объемные ячейки. Из-за того, что некоторые органы не могут быть сегментированы на томографических изображениях,

положение и форма этих органов определяются на основе знания анатомии человека и средней массы органа. В геометрическом отношении воксельный фантом представляет собой трехмерную решетку и состоит из прямоугольных параллелепипедов одинакового размера – вокселей. Каждой ячейке-вокселю присваивается плотность и атомарный состав, соответствующие параметрам вещества в данной точке. Размеры вокселя по вертикали и горизонтали могут не совпадать. Как правило, толщина томографических слоев, используемых для получения изображений, меньше высоты вокселя и составляет около 0,5 см.

Расчеты, проведенные с помощью стилизованных фантомов и воксельных фантомов, различаются. Однако, для редко ионизирующего излучения отличие в эффективной дозе, рассчитанной с помощью этих двух фантомов, невелико и составляет несколько процентов [17]. В целом воксельные фантомы более реалистично передают форму органов человека, чем стилизованные фантомы [18].

Разными исследователями создавались как фантомы всего тела, так и отдельных его частей (например, таза, головы). Описание более 100 воксельных фантомов приведено в сборнике статей [15].

В настоящее время для дозиметрических расчетов рекомендуется использовать два условных воксельных фантома взрослых мужчины и женщины [16]. Фантом взрослого человека моделирует строение тела человека старше 18 лет. В основу фантома мужчины был заложен разработанный ранее фантом Golem, рост и вес которого близки к показателям среднего европейца. Массы внутренних органов и тканей в нем были скорректированы так, чтобы совпадать со средними значениями. При этом положение органов сохранялось, так что корректировка масс не сказывалась на реалистичности полученных фантомов. Такой подход к созданию условного фантома неизбежно приводит к неопределенности, связанной с созданием его из томографических изображений конкретных людей.

Условные фантомы используются при расчете конверсионных коэффициентов в различных условиях облучения [2].

В лежачем и стоячем положении человека расположение внутренних органов различается. Это связано с тем, что в положении лежа часть мышц расслаблены, а органы брюшной полости смещены в сторону легких и из-за этого сжаты. Расчет доз облучения с использованием условных воксельных фантомов вносит неопределенность в оценку доз облучения пациентов, находящихся в вертикальном положении.

Международной комиссией по радиологической защите опубликованы условные фантомы детей и подростков в возрасте 15, 10, 5 лет, 1 года и новорожденного [19]. Фантом пятнадцатилетнего подростка представляет возрастную группу от 12 до 17 лет. Фантом десятилетнего ребенка представляет возрастную группу от 7 до 12 лет, фантом пятилетнего – возрастную группу от 2 до 7 лет, фантом годовалого – возрастную группу от 1 до 2 лет. Фантом новорожденного представляет возрастную группу от 0 до 1 года и моделируется телом шестимесячного ребенка. Массы органов и тканей были скорректированы таким образом, чтобы их отличие от средних значений не превышало 1%.

На основе воксельных фантомов возрастного ряда от новорожденного до подростка в возрасте 15 лет создавалась серия фантомов, представляющих собой детей в возрасте от 0 до 15 лет с интервалом в 1 год. Для этого исходные фантомы равномерно сжимались или растягивались так, чтобы их рост соответствовал росту ребенка данного возраста [15].

В середине 2000-х годов начали появляться публикации о создании гибридных фантомов, в которых сочетаются преимущества стилизованных и воксельных фантомов [20, 21]. Поверхности органов и тела задаются многопараметрическими поверхностями. Таким образом, орган задается односвязной областью пространства, как в стилизованном фантоме. Использование неоднородных сплайнов позволяют задавать

органы сложной формы, близкие по форме к органам воксельных фантомов. Самым распространенным способом создания гибридных фантомов является построение контуров на томографических изображениях [15]. На основе условных воксельных фантомов, опубликованных в [16] построены два гибридных фантома взрослых мужчины и женщины, геометрия которых задается поверхностями на основе трехмерной сплайн-интерполяции. Данные гибридные фантомы рекомендованы к использованию и опубликованы вместе с электронными файлами, готовыми для расчетов в компьютерных программах расчета переноса излучения. Существенным недостатком гибридных фантомов является требовательность к вычислительным ресурсам.

#### ***Расчет взаимодействия рентгеновского излучения с веществом методом Монте-Карло***

В диагностической рентгенологии энергия излучения рентгеновского аппарата ниже порогов образования электрон-позитронных пар и фотоядерных реакций. Следовательно, эти два явления не происходят в тканях человека. Таким образом, при взаимодействии рентгеновского излучения с телом человека происходят только два основных физических явления – фотоэффект и комптоновское рассеяние [10]. Вероятность каждого из этих эффектов на атомах определенного химического элемента характеризуется сечением взаимодействия, которое в программах расчета может быть представлено по-разному. В одних программах, реализующих расчет переноса излучения методом Монте-Карло, сечения считываются из базы данных табулированных значений, в других программах сечения рассчитываются по аналитическим формулам [7].

Суть метода Монте-Карло заключается в воссоздании пути распространения квантов ионизирующего излучения и последующем подсчете энергии, поглощенной в органах и тканях. Многократное повторение расчета путей с использованием псевдослучайных

чисел позволяет получить усредненный результат, приближенный к реальности.

#### ***Алгоритм расчета доз облучения пациента при рентгенологических исследованиях***

Отправной точкой при расчете дозы облучения является описание излучения рентгеновского аппарата. Наиболее простым вариантом является указание длительности экспозиции, которая отображается на пульте управления рентгеновским аппаратом при каждом сеансе облучения. В этом случае доза оценивается по табулированным конверсионным коэффициентам, рассчитанным на единичную экспозицию. Такой способ расчета дозы дает наибольшую погрешность, поскольку не учитывает интенсивность излучения конкретной рентгеновской трубки. При наличии измерений мощности дозы от конкретного рентгеновского аппарата используется конверсионный коэффициент перевода от измеренного значения радиационного выхода к дозам в органах и тканях пациента. Мощность дозы измеряется, как правило, один-два раза в год. Наиболее точной характеристикой излучения рентгеновской трубки является произведение кермы в воздухе на площадь поля излучения. Она измеряется с помощью проходной ионизационной камеры, стационарно закрепленной на рентгеновской трубке [7]. Преимущество произведения кермы в воздухе на площадь поля заключается в том, что ее измерение производится при каждом облучении.

Поле излучения на пациенте формируется коллиматорами, расстоянием от фокуса рентгеновской трубки до приемника изображения, проекцией и укладкой пациента.

Выделяют более 100 видов рентгенологических исследований. Наиболее распространенными рентгенодиагностическими исследованиями являются рентгенография органов грудной клетки, флюорография органов грудной клетки, рентгенография черепа, рентгенография шейных позвонков, рентгенография грудных позвонков, рентгенография поясничных позвонков,

рентгенография таза, рентгенография тазобедренного сустава и обзорная рентгенография мочевой системы [1].

В настоящее время наблюдается переход к оценке доз облучения с использованием индивидуальных фантомов. Конкретному пациенту приписывается фантом соответствующего возраста из возрастного ряда фантомов. С ростом возможностей компьютерной техники и развитием гибридных фантомов появилась возможность дополнительно подбирать подходящий фантом, соответствующий пациенту по росту и весу. Для оценки доз в органах и тканях конкретного пациента должны быть известны рост и вес самого пациента. Следующим шагом в создании специфичных фантомов является подгонка фантома по росту, весу и комплекции. И, наконец, наиболее совершенным является фантом, созданный на основе компьютерно-томографических изображений самого пациента [22].

#### ***Компьютерные программы для оценки доз облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований***

Существует несколько компьютерных программ, позволяющих рассчитывать дозы облучения пациентов от рентгенографии. Программы используют различные антропоморфные фантомы и различные алгоритмы расчета. В ряде программ имеется возможность задавать произвольное положение источника и поле облучения. В других программах дан заранее определенный перечень рентгенологических процедур, для которых имеется возможность рассчитать дозы облучения. В частности, в Научно-исследовательском центре радиационной гигиены (Россия) разработана программа, позволяющая в режиме реального времени рассчитать дозы в 22 органах и тканях и эффективную дозу облучения человека. Программа учитывает параметры рентгенологической процедуры, возраст и вес пациента. Использование этой программы не всегда возможно в учреждениях здравоохранения из-за плохой оснащенности компьютерной техникой [23].

В Финляндии была создана программа для расчета доз облучения пациентов шести возрастных категорий при рентгенографии и рентгеноскопии [24]. В этой программе реализована возможность расчета доз для пациента с данными значениями роста и веса. Программа позволяет задать произвольное положение пучка и размеры поля рентгеновского излучения. Расчет производится методом Монте-Карло непосредственно на компьютере пользователя. Для этого в программе используются аналитические выражения для сечений фотоэффекта, комптоновского и когерентного рассеяния. В пользовательском интерфейсе программы присутствует изображение с фантомом и полем облучения, позволяющее зрительно определять соответствие условиям облучения. Абсолютные значения доз определяются после задания одной из нормировочных величин: керму в воздухе на входной поверхности, произведения дозы на площадь, экспозиционной дозы на входной поверхности, произведения экспозиционной дозы на площадь и произведения тока через трубку на длительность облучения. Среди недостатков этой программы расчет переноса только рентгеновского излучения и невозможность учесть вторичные электроны, а также использование стилизованных фантомов человека.

Компьютерная программа, описанная в публикации [8], позволяет оценить дозы в органах и тканях и эффективную дозу облучения пациента, входную дозу от рентгенологических исследований. В этой программе учитывается расстояние от источника до пациента, напряжение на аноде и мощность дозы излучения аппарата. Программа использует гибридные фантомы взрослых мужчины и женщины в положении стоя и лежа [20]. Есть возможность задавать экспериментально измеренную зависимость мощности дозы от напряжения. Заранее с помощью метода Монте-Карло рассчитаны конверсионные коэффициенты при 24 процедурах диагностической рентгенографии [8]. В программе предусмотрена возможность рассчитывать

дозы для расстояния от источника до пленки 100-115 см. Напряжение может принимать значение от 50 до 120 кВ, толщины алюминиевого фильтра – от 2,0 до 5,0 мм. Использовались спектры рентгеновского излучения из каталога института физики и техники в медицине (Великобритания). В этой программе могут рассчитываться конверсионные коэффициенты перевода от дозы на входной поверхности, кермы в воздухе или произведения кермы в воздухе на площадь поля излучения к дозам в органах и тканях. Выпущенная недавно программа NCIRF позволяет задавать произвольное положение рентгеновской трубки и поле облучения [25]. Недостатком программы NCIRF является сравнительно длительное время расчета, вызванное расчетом дозы облучения методом Монте-Карло.

В ряде учреждений здравоохранения Республики Беларусь внедрена отечественная компьютерная программа «Калькулятор рентгенолога» для расчета доз в органах и тканях и эффективной дозы облучения при рентгенографии. Преимуществом программы «Калькулятор рентгенолога» является возможность сохранения параметров облучения и рассчитанных доз в базе данных Microsoft Access. В настоящее время в рамках государственной программы научных исследований «Энергетические и ядерные процессы и технологии» ведутся работы по обновлению усовершенствованию программы «Калькулятор рентгенолога».

### ***Инструментальные способы оценки доз облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований***

Ценную информацию для оценки радиационного воздействия на пациента при диагностической рентгенологии несет доза на входной поверхности. Значение этой величины может определяться прямым методом – измерением в тканеэквивалентном материале на поверхности тела или в фантоме [3]. Входная поверхностная доза измеряется с помощью термолюминесцентных дозиметров или ионизационных камер, прошедших калибровку.

Измерения дозы на входной поверхности тела пациента проводится с помощью термолюминесцентного дозиметра, закрепления на коже пациента по центру пучка.

При измерении органных доз с помощью физических антропоморфных фантомов дозиметры размещаются в специальных полостях в фантоме. В качестве физических фантомов служат манекены человека типа «Rando», изготовленные из тканеэквивалентных пластмасс. Ряд фантомов представляют части тела (таз, голова, грудная клетка и др.). Существуют фантомы человека в полный рост. Основным предназначением измерения доз внутри фантома является обеспечение контроля качества лучевой терапии, компьютерной томографии с коническим пучком и многодетекторной компьютерной томографии.

Дозиметры для измерений внутри физических фантомов обычно имеют размеры меньше 10 мм<sup>3</sup> [15]. Наиболее часто используются термолюминесцентные дозиметры на основе LiF, обогащенные Mg и Ti, однако они обладают слишком высоким порогом регистрации. К недостаткам этих дозиметров является чувствительность к свету, а также трудоемкость получения результатов измерений.

В середине 1980-х годов для измерения кермы рентгеновского излучения начали использоваться дозиметрические системы на основе полевых транзисторов со структурой металл-оксид-полупроводник. Погрешность измерений таких дозиметров в поле прямого облучения составляет около 8%. Подобные системы используют только для измерений на фантомах из-за наличия нетканеэквивалентных материалов в их корпусе, что может внести артефакты в рентгенографическое изображение.

В начале 1990-х гг. для измерения дозовых распределений на фантомах стали использоваться радиохромные пленки. Преимуществами радиохромных пленок являются относительно малая чувствительность к свету, слабой зависимостью от энергии и достаточной тканеэквивалентностью, но радиохромные пленки требовательны к обработке после облучения.

**Вывод**

В настоящее время основным способом оценки органных доз облучения пациентов является расчет методом Монте-Карло с помощью специализированных компьютерных программ. Работа этих программ основана на моделировании вероятностей взаимодействия излучения с тканями тела человека, которое может быть представлено семейством условных воксельных фантомов от взрослого до новорожденного. Испускаемое рентгеновской трубкой излучение характеризуется энергетическим спектром. Спектр может быть рассчитан с помощью различных моделей, учитывающих основные факторы, влияющие на форму спектра.

Для удобства оценки доз облучения пациентов созданы компьютерные программы, в которые заложены конверсионные коэффициенты, рассчитанные для определенных условий облучения. Работа программ с предварительно рассчитанными коэффициентами позволяет рассчитывать дозы практически в режиме реального времени за исключением времени, необходимого на ввод данных. Вторым вариантом является расчет для конкретных условий облучения (положения пучка и размеров рентгеновского изображения). При этом на компьютере проводится непосредственный расчет методом Монте-Карло, который занимает длительное время.

Применение инструментальных методов определения доз облучения пациентов ограничено. Напрямую возможно измерение только дозы облучения на коже пациента. Дозы облучения внутренних органов могут быть оценены с помощью измерений дозиметрами в физическом тканеэквивалентном антропоморфном фантоме. Но этот метод трудоемкий и характеризуется определенными допущениями в элементном составе, размере, форме и положении органов и тканей.

Для получения наиболее реалистичных оценок доз облучения пациентов рентгенографических исследований надо пользоваться дозиметрами, измеряющими произведение кермы в воздухе на площадь.

**Библиографический список**

1. Sources, Effects and risks of ionizing radiation. UNSCEAR 2020/2021 Report. – New York: United Nations, 2022. – Vol. I. – 334 p.
2. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103 / Ed. J. Valentin. – Oxford: Pergamon, 2007. – 332 p.
3. Radiation Protection in Medicine. ICRP Publication 105 / Ed. J. Valentin // Annals of the ICRP. – 2007. – Vol. 37, № 6. – 66 p.
4. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135 // Annals of the ICRP. – 2017. – Vol. 46 (1). – 143 p.
5. Серия норм безопасности МАГАТЭ, № GSR Part 3. Радиационная защита и безопасность источников излучения: международные основные нормы безопасности [Электронный ресурс]. – Вена: МАГАТЭ, 2015. – 477 p. — Режим доступа: [http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1578\\_R\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1578_R_web.pdf) – Дата доступа: 1 июля 2022.
6. Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation. Specific Safety Guide No. SSG-46 [Электронный ресурс]. – Vienna: IAEA, 2018. – 165 p. – Режим доступа: [http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB1775\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB1775_web.pdf). – Дата доступа: 1 июля 2022.
7. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. Report 74 / J. Zoetelief [et al.] // J. of the ICRU. – 2005. – Vol. 5, № 2. – P. 21.
8. Kramer, R. CALDose\_X— a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology / R. Kramer, H.J. Khoury, J.W. Vieira // Physics in medicine and biology. – 2008. – Vol. 53, iss. 22. – P. 6437.
9. Schmidt, R. GMctdospp: Description and validation of a CT dose calculation system / R. Schmidt, K. Wulff, K. Zink // Medical physics. – 2015. – Vol. 42, № 7. – P. 4260-4270.
10. Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP Publication 116 // Annals of the ICRP. – 2010. – Vol. 40, №2-5. – 73 p.
11. Technical note: Spektr 3.0 – a computational tool for X-ray spectrum modelling and analysis / J. Punnoose [et al.] // Medical physics. – 2016. – Vol. 43, № 8. – P. 4711-4717.
12. Monte Carlo simulator of realistic X-ray beam for diagnostic applications / M. Bontempi [et al.] // Medical physics. – 2010. – Vol. 37, № 8. – P. 4201-4209.
13. Assessment of different computational models for generation of X-ray spectra in diagnostic radiology and mammography / M.R. Ay [et al.] // Medical physics. – 2005. – Vol.32, № 6. – P. 1660-1675.
14. Sanchez del Rio, M. XOP v2.4: recent developments of the X-ray optics software toolkit / M. Sanchez del Rio, R.J. Dejus // Proc. SPIE. – 2011. – Vol. 8141. – P. 814115.

15. Handbook of anatomical models for radiation dosimetry / Eds. G. Xu, K. F. Eckerman. – Boca Raton: Taylor and Francis, 2010. – 490 p.
16. Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110 // Annals of the ICRP. – 2009. – Vol. 39, № 2. – 165 p.
17. Xu, G.X. Comparison of effective doses from various monoenergetic particles based on the stylised and the VIP-man tomographic models / X.G. Xu, T.C. Chao, A. Bozkurt // Radiation Protection Dosimetry. – 2005. – Vol. 115, № 1-4. – P. 530-535.
18. Zankl, M. The GSF Voxel Computational Phantom Family / M. Zankl // Handbook of anatomical models for radiation dosimetry. – Boca Raton: Taylor and Francis, 2010. – P. 65-85.
19. Paediatric reference computational phantoms. ICRP Publication 143 // Annals of the ICRP. – 2020. – Vol. 49, № 1. – 299 p.
20. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations / R. Kramer [et al.] // Physics in medicine and biology. – 2010. – Vol. 55, iss. 1. – P. 163-189.
21. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry / C. Lee [et al.] // Physics in medicine and biology. – 2010. – Vol. 55, iss. 2. – P. 339-363.
22. The UF/NCI family of hybrid computational phantoms representing the current US population of male and female children, adolescents, and adults—application to CT dosimetry / A.M. Geyer [et al.] // Physics in medicine and biology. – 2014. – Vol. 59, iss. 18. – P. 5224-5242.
23. Наркевич, Б.Я. Основы радиационной безопасности в медицине. Рентгенодиагностика и интервенционная радиология / Б.Я. Наркевич // Радиология – практика. – 2009. – № 3. – С. 52-68.
24. Тарюваара, М. РСХМС. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations STUK-A231 [Электронный ресурс] / М. Тарюваара, Т. Siiskonen. – Helsinki: STUK, 2008. – 52 p. – Режим доступа: <https://www.stuk.fi/documents/12547/474783/stuk-a231.pdf> – Дата доступа: 1 июля 2022.
25. National Cancer Institute Dosimetry System for Radiography and Fluoroscopy (NCIRF) // NCI Режим доступа: <https://dceg.cancer.gov/tools/radiation-dosimetry-tools/radiography-fluoroscopy> Дата доступа: 30.06.2022.

**K. A. Viarenich, V. F. Minenko**

## **MODERN APPROACHES TO ESTIMATION OF RADIATION DOSES TO PATIENTS DURING DIAGNOSTIC RADIOGRAPHIC EXAMINATIONS**

The review covers the methods of estimation of doses in organs and tissues and effective radiation dose to patients during diagnostic X-ray radiography. This estimation can be reliably made based on conversion coefficients, which were calculated using Monte-Carlo method in advance. One needs to specify the radiation yield or dose-area product, which were measured from the particular X-ray machine. Conversion coefficients are calculated for anthropomorphic phantoms. The calculation requires detailed description of the anatomy. The calculation can be performed on the doctor's computer for specific exposure conditions if there is an opportunity. Computer programs for estimation of radiation dose to patients during X-ray radiography are reviewed.

**Key words:** *X-ray radiography, absorbed dose, Monte Carlo methods, X-rays, computational phantom*

*Поступила 08.07.22*