

УДК 539.122.04:614.8.086.52

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ ДЕНТАЛЬНЫХ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Макаревич К.О., Миненко В.Ф., Кутень С.А., Веренич К.А.

Работа посвящена моделированию рентгенологических исследований зубочелюстной системы с целью оценки эффективных доз облучения пациентов. Разработана модель дентального рентгеновского аппарата. Спектры излучения рентгеновской трубки получены с помощью модели «TASMIP». Референтные воксельные фантомы МКРЗ адаптированы для моделирования процедур дентальной рентгенодиагностики. Транспорт рентгеновского излучения в фантомах МКРЗ выполнен с помощью метода Монте-Карло. Получены распределения поглощенной дозы в органах и тканях антропоморфных фантомов. Рассчитаны значения эквивалентных и эффективных доз для различных параметров диагностических процедур. Определены значения конверсионных коэффициентов связи эффективной дозы с параметрами рентгеновского аппарата и видами исследования зубов. Показана возможность применения результатов исследования. Приведены значения конверсионных коэффициентов для использования на практике.

Ключевые слова: рентгеновское излучение, метод Монте-Карло, воксельные фантомы, дозовые нагрузки, дентальная рентгенодиагностика, TASMIP.

(Поступила в редакцию 9 июня 2017 г.)

Введение. На сегодняшний день рентгенологические исследования являются широко используемым методом диагностирования заболеваний зубочелюстной системы. Согласно отчету Научного комитета ООН по действию атомной радиации ежегодно в мире проводится более 360 миллионов дентальных рентгенологических исследований [1]. При этом дозовая нагрузка за счет дентальных рентгенологических исследований растет наиболее интенсивно по сравнению с другими видами рентгенологических исследований. Рациональное использование таких исследований с минимизацией дозы облучения пациента без снижения качества рентгенологической информации является значимым шагом в направлении мер радиационной защиты пациента.

В этой связи сравнение и анализ дозовых нагрузок, полученных пациентами в различных дентальных исследованиях, позволит разработать определенный стандарт проведения данных исследований, что в дальнейшем можно использовать для оптимизации процедуры облучения.

Поскольку прямо измерить дозу облучения органов и тканей человека сложно, а в большинстве случаев невозможно, то единственно приемлемым способом оценки доз остается моделирование процедуры облучения. В результате моделирования можно получить распределение поглощенной и эквивалентной дозы в теле человека, оценить величину эффективной дозы для конкретного вида исследования и аппарата облучения или определить желаемую комбинацию параметров рентгеновского аппарата.

В данной работе используется метод Монте-Карло для моделирования транспорта рентгеновского излучения и расчета поглощенной энергии в органах и тканях пациента. Оценка эффективной дозы облучения выполнена в соответствии с рекомендациями МКРЗ [2].

Модель дентального рентгеновского аппарата. Рентгеновское излучение возникает в результате торможения в материале анода электронов, испущенных катодом и ускоренных под действием напряжения в рентгеновской трубке. Так как в процессе замедления электронов большая часть их энергии преобразуется в тепловые потери, то поверхность анода обычно изготавливают из тугоплавкого материала (вольфрама или молибдена). Поверхность анода, обращенная к катоду, делается скошенной под углом 15-20° для того, чтобы рентгеновские кванты покидали трубку в определенном направлении [3]. Гамма-

излучение, покидающее рентгеновскую трубку, имеет определенный энергетический спектр, зависящий от технических параметров трубки.

Именно получение этого спектра рентгеновского излучения рассматриваемого аппарата является важнейшим элементом моделирования работы рентгеновского аппарата.

В данной работе спектр излучения рентгеновской трубки был получен с помощью модели «TASMIP», которая считается наиболее подходящей моделью для моделирования спектров рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом, работающей в диапазоне напряжений от 30 кВ до 140 кВ [4].

В модели «TASMIP» число фотонов, испускаемых источником в определенном энергетическом интервале ($E, E + dE$) за 1 с на расстоянии $R_0 = 100$ см от фокуса трубки, приходящихся на 1 мм^2 площади поверхности облучаемой среды и на 1 мА анодного тока при заданном напряжении V и его пульсации ζ , задается табулированной функцией потока фотонов $\Phi(E, V, d, \zeta)$ для определенного фильтра с эквивалентной толщиной d мм алюминия [4].

Модель рентгеновской трубки, включающая «TASMIP», представляет собой точечный источник с заданным потоком гамма-квантов, зависящим от напряжения на аноде, общей фильтрации и пульсации анодного напряжения.

Учет пульсации анодного напряжения в модели «TASMIP» позволяет реалистичнее моделировать формирование пучка рентгеновского излучения. Наличие пульсации напряжения в рентгеновском аппарате, типичные значения которого составляют $\zeta \sim (5-10) \%$ [5] ведет к уменьшению радиационного выхода по сравнению с аналогичным аппаратом без пульсации или с меньшей пульсацией напряжения.

Моделирование работы рентгеновского аппарата требует учета системы формирования выходного пучка, создающей поле облучения необходимой конфигурации.

В дентальных рентгеновских аппаратах устройство, формирующее поле облучения, включает в себя свинцовую диафрагму, расположенную вблизи анода, и тубус круглой или прямоугольной формы. Тубус играет роль дистансерного устройства и, одновременно, поглотителя рассеянного излучения. В современных дентальных рентгеновских аппаратах обычно применяются тубусы длиной 20 или 30 см, формирующие на плоской поверхности круглое поле облучения диаметром 6 см или прямоугольное поле размерами $(3-3,5) \text{ см} \times (4-4,5) \text{ см}$ [6].

Таким образом, разработанная модель дентального рентгенодиагностического аппарата включает в себя точечный источник с заданным энергетическим спектром излучения и систему формирования пучка. Точечный источник излучает в конус с основанием, описанным вокруг рентгеновской пленки, а формирующая система «обрезает» ненужные участки поля облучения. На рисунке 1 показана модель рентгеновской трубки с круглым тубусом диаметром 6 см.

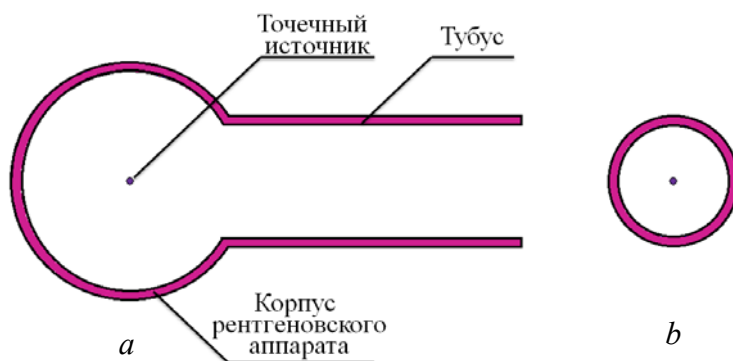


Рисунок 1. – Модель рентгеновской трубки с круглым тубусом, где a – вид сбоку, b – вид с торца

Модель тела пациента. Для имитации тела человека в расчетах распределения поглощенной дозы в теле пациента при облучении применяются вычислительные модели (фантомы) тела человека с описанием внутренней структуры, положения органов, плотности и состава тканей.

В качестве модели тела пациента нами были использованы референтные воксельные фантомы мужчины и женщины, рекомендованные МКРЗ для дозиметрических расчетов [7]. Фантомы МКРЗ соответствуют анатомическим данным стандартного человека, представленного в Публикации 89 МКРЗ [8].

Референтные фантомы МКРЗ, содержащие в себе миллионы вокселей, оказались избыточно подробными для моделирования рентгенографических исследований зубочелюстной системы человека. Поэтому была проведена адаптация данных фантомов по объему информации. Для моделирования была использована только та часть каждого фантома, которая непосредственно соприкасается с тубусом, плюс область на расстоянии 20 см от края поля, чтобы учесть распространение рентгеновского излучения в различных направлениях и рассеяние рентгеновского излучения от слоев, не попадающих в поле облучения. Таким образом, для Монте-Карло моделирования была использована только часть фантома, включающая воксели головы, шеи и плечевого пояса.

В воксельных фантомах МКРЗ не выделены отдельно нижняя и верхняя челюсти и отдельные зубы. Поэтому была выполнена идентификация на фантомах верхней и нижней челюстей с выделением зубов каждой челюсти. Для этого были построены изображения поперечного сечения головы женского и мужского фантомов, проходящие через плоскость прикуса. Далее был получен и оцифрован массив точек на лицевой поверхности, лежащих на кривой, огибающей челюсть [6]. Эти точки обрабатывались специально разработанной программой в пакете Mathematica, которая позволила идентифицировать координаты всех зубов (резцы, клыки, премоляры, моляры) обеих челюстей [9].

Геометрия облучения. Для получения снимков исследуемого зуба рентгенолог придерживается определенных правил по размещению рентгеновской пленки, центрации и ограничению размеров рабочего пучка рентгеновского излучения.

На основании правил проведения внутриротовой съемки зубов была разработана модель облучения пациента при проведении интраоральных исследований зубов [9]. В построенной модели направление распространения излучения от рентгеновского источника задается таким образом, чтобы центральный луч пучка составлял необходимый угол (см. таблицу 1) с Камперовской плоскостью или плоскостью нижней челюсти и при этом был направлен по перпендикуляру к касательной, проведенной к дуге в месте расположения исследуемого зуба.

Таблица 1. – Углы наклона трубки при контактной рентгенографии [6]

Зубы	Угол наклона трубки	
	верхняя челюсть	нижняя челюсть
Резцы	+55°...+65°	-20°
Клыки	+45°	-15°
Премоляры	+35°	-10°
Моляры	+25°...+30°	-5°...0°

Методика определения дозовых нагрузок. Для нахождения поглощенной дозы на орган или ткань дозы, рассчитанные в вокселях, принадлежащих конкретному органу или ткани, суммировались и усреднялись по количеству вокселей одного типа ткани:

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

где \bar{D}_T – средняя поглощенная доза в органе/ткани типа T ; $D_{i,T}$ – поглощенная доза в i -том вокселе органа/ткани типа T ; N_T – количество вокселей в органе/ткани типа T .

Эквивалентная доза H_T в органе или ткани типа T численно равна средней поглощенной дозе, поскольку взвешивающий коэффициент для рентгеновского излучения $w_R = 1$.

Эффективная доза в соответствии с рекомендациями МКРЗ [2] рассчитывалась по средним 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 E – эффективная доза, 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.

Поскольку все результаты Монте-Карло моделирования приводятся в расчете на одну испущенную в источнике частицу, то для получения реальных значений доз полученный результат умножался на число гамма-квантов, испускаемых источником.

В итоге средняя дозовая нагрузка на орган определялась из выражения

$$D_T = 2\pi \cdot \left(1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \right) \cdot R^2 \cdot \left(\frac{R_0}{R} \right)^2 \cdot N_\gamma \cdot \bar{D}_T, \quad (3)$$

где D_T – среднее значение поглощенной дозы в ткани/органе типа T , полученное после усреднения результатов Монте-Карло моделирования; $2\pi \cdot (1 - \cos(0,5 \cdot \theta)) \cdot R^2$ – площадь поверхности сферического сегмента на расстоянии R от его вершины конуса; θ – угол раствора конуса с вершиной в фокусе, описанного вокруг поля облучения на расстоянии R ; $R_0 = 1000$ мм – расстояние, для которого приведены «TASMIP»-спектры рентгеновского излучения; N_γ – плотность потока гамма-квантов, создаваемых «TASMIP»-источником рентгеновского излучения на расстоянии R_0 от него при заданных напряжении и фильтрации на единицу тока трубки.

Величину N_γ можно найти из соотношения

$$N_\gamma = \int \Phi(E, d, V, \zeta) \cdot dE, \quad (4)$$

где $\Phi(E, d, V, \zeta)$ – энергетическая функция «TASMIP»-источника на расстоянии R_0 от него при заданных напряжении и фильтрации на единицу заряда трубки (1 мАс).

Следует отметить, что в выражении (3) указана площадь поверхности шарового сегмента, ограниченного конусом для заданной апертуры, а не площадь круга в основании конуса. В связи с тем, что для оценки дозы облучения пациента рассматривается плоское поле облучения, то для дальнейших вычислений целесообразно в выражении (3) перейти к площади круга в основании конуса вместо площади поверхности шарового сегмента:

$$D_T = \frac{2}{1 + \cos\left(\frac{\theta}{2}\right)} \cdot S_{\text{кр}} \cdot \left(\frac{R_0}{R} \right)^2 \cdot N_\gamma \cdot \bar{D}_T, \quad (5)$$

где $S_{\text{кр}}$ – площадь круга в основании конуса.

Для прямоугольных полей в выражение (5) следует ввести поправочный коэффициент вида:

$$\eta = \frac{4ab}{\pi(a^2 + b^2)}, \quad (6)$$

где a и b – длины сторон прямоугольного поля.

Для расчета эффективной дозы на практике используется следующее выражение [10]:

$$E = O \cdot I \cdot t \cdot K_e, \quad (7)$$

где O – радиационный выход рентгеновского излучателя; I – ток рентгеновской трубки; t – время проведения исследования; K_e – коэффициент перехода от значения радиационного выхода рентгеновского аппарата к эффективной дозе облучения пациента данного возраста с учетом вида проведенного рентгенологического исследования, проекции, размеров поля, фокусного расстояния и анодного напряжения на рентгеновской трубке.

Конверсионный коэффициент определяется как частное от деления эффективной дозы на величину радиационного выхода, поэтому необходимо определить радиационный выход построенной модели дентального рентгеновского аппарата.

Радиационный выход рентгеновского аппарата определяется через поглощенную дозу (или воздушную керму) в 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 [10].

Радиационный выход для модельного спектра, полученного в программе «TASMIР», может быть рассчитан по формуле:

$$O(d, V, \zeta) = \int \Phi(E, d, V, \zeta) \cdot F(E) \cdot dE, \quad (8)$$

где $F(E)$ – конверсионная функция «поток-керма» для фотонов в воздухе, взятая из [11].

Результаты и обсуждение. Проведено моделирование процедур контактной рентгенографии. Так как в различных дентальных исследованиях рентгеновская трубка располагается под разными углами по отношению к лицевой части головы пациента, то в зону облучения попадают не только исследуемые зубы, но и прилегающие органы и ткани головы и плечевого пояса.

В таблице 2 представлены результаты расчета конверсионных коэффициентов K_e для трех значений высокого напряжения рентгеновского аппарата: 60, 65 и 70 кВ. Можно отметить, что в зависимости от типа исследуемых зубов меняются значения конверсионных коэффициентов, отражая зависимость эффективной дозы от угла наклона трубки. Величина конверсионного коэффициента заметно зависит от размеров поля облучения, так как объем облучаемых тканей зависит от размеров поля облучения. В гораздо меньшей степени эффективная доза зависит от анодного напряжения. Отмеченные зависимости величины конверсионного коэффициента от угла наклона и напряжения трубки, от размеров поля облучения следует учитывать при подготовке для рентгенологов методических документов [10] с табулированными значениями конверсионных коэффициентов K_e .

Таблица 2. – Значения конверсионного коэффициента K_e , мкЗв/(мГр·м²), для различных исследований зубов верхней челюсти

Параметры			Исследование			
V , кВ	d , мм Al	поле облучения	резцы	клыки	премоляры	моляры
60	3	3 см × 4 см	48,3	44,6	24,0	23,4
65	3	3 см × 4 см	50,5	46,6	26,0	25,3
70	3	3 см × 4 см	52,7	48,4	28,1	27,1
60	3	Ø6 см	68,1	65,0	48,9	40,1

Заключение. Представлены этапы моделирования процедур дентальных рентгенологических исследований с целью оценки эффективных доз облучения зубов. Разработана модель стоматологического рентгенодиагностического аппарата с использованием «TASMIР» модели для воспроизведения спектров рентгеновского излучения. Оценка доз облучения выполнена на основе метода Монте-Карло с применением условных воксельных фантомов мужчины и женщины, адаптированных для моделирования процедур разных видов рентгенологических исследований зубов для различных параметров рентгеновского

аппарата (высокое напряжение, общая фильтрация, размер поля). Показана простая возможность практического применения результатов исследования для оценки эффективных доз облучения пациентов при дентальной рентгенографии с помощью рассчитанных конверсионных коэффициентов.

Полученные результаты необходимы для подготовки дозиметрических характеристик дентальных рентгенологических исследований, а также для разработки оптимальных процедур облучения пациентов.

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. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4). – Pergamon Press, 2007. – 332 p.
3. 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.
4. 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.
5. Ay M.R. Monte Carlo simulation of X-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C. / M.R. Ay, M. Shahriari, S. Sakrar, M. Adib, H. Zaidi // Phys.Med.Biol. – 2004. – No.49. – Pp. 4897-4917.
6. Васильев, А.Ю., Лучевая диагностика в стоматологии: монография / А.Ю. Васильев, Ю.И. Воробьев, В.П. Трутень – М.:Медика, 2007. – 496 с.
7. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. Ann. ICRP. / International Commission on Radiological Protection. – 2009. – 165 p.
8. 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.
9. Makarevich K.O., Minenko V.F., Verenich K.A., Kuten S.A. Using the Monte Carlo method for assessing the tissue and organ doses to patients in dental radiography. / K.O. Makarevich, V.F. Minenko, K.A. Verenich, S.A. Kuten // Physics of Particles and Nuclei Letters. – 2016. – Vol. 13. No. 3. – Pp. 406-415.
10. 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.
11. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Repost 60. – 2001.

ESTIMATION OF EFFECTIVE DOSES TO PATIENTS DURING DENTAL X-RAY EXAMINATIONS

Kristina Makarevich

Victor Minenko, PhD in Biological Sciences, Associate Professor

Semen Kuten, PhD in Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor

Kirill Verenich

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

Purpose. The paper is devoted to estimating radiation doses to patients from dental X-ray examinations.

Methods. The Monte Carlo method was used to simulate the radiation transport within the ICRP reference human phantoms and estimate the energy deposition in organs and tissues.

Findings. The model of dental X-ray unit was developed. The ICRP voxel phantoms were adapted for modeling dental X-ray examinations taking into account the rules of exposure (the tangent rule and the bisector rule). The absorbed dose distributions within organs and tissues were obtained with the help of the Monte Carlo method. Radiation doses to organs and tissues were calculated. The conversion coefficients K_e were derived from these data.

Application field of research. The results obtained can be used for preparing the guidelines for medical establishments or as a basement for developing the software for estimating radiation doses to patients during different X-ray examinations.

Conclusions. The values of the conversion coefficients which link the effective dose values with the X-ray tube parameters and the type of the examination were determined. The possibility of their practical application was shown.

Key words: X-ray radiation, Monte Carlo method, voxel phantoms, radiation doses, dental X-ray examinations, TASMIP.

(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. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 103*. Ann. ICRP 37 (2-4). Pergamon Press, 2007. 332 p.
3. Kishkovskij A.N., Tjutin L.A., Esinovskaja G.N. *Atlas of sets for X-ray studies*. Leningrad: Medicina, 1987. 520 p. (rus)
4. 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.
5. Ay M.R., Shahriari M., Sakrar S., Adib M., Zaidi H. Monte Carlo simulation of X-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C. *Phys.Med.Biol.* 2004. No.49. Pp. 4897-4917.
6. Vasil'ev A.Ju., Vorob'ev Ju.I., Truten' V.P. *Radiodiagnosis in dentistry: monograph*. Moscow: Medika, 2007. 496 p. (rus)
7. Adult Reference Computational Phantoms. *ICRP Publication 110*. Ann. ICRP. International Commission on Radiological Protection. 2009. 165 p.
8. 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.
9. Makarevich K.O., Minenko V.F., Verenich K.A., Kuten S.A. Using the Monte Carlo method for assessing the tissue and organ doses to patients in dental radiography. *Physics of Particles and Nuclei Letters*. 2016. Vol. 13. No. 3. Pp. 406-415.
10. 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)
11. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. ICRU Repost 60. 2001.