

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ ОЦЕНКИ ДОЗОВЫХ НАГРУЗОК НА ОРГАНЫ И ТКАНИ ПАЦИЕНТОВ ПРИ ДЕНТАЛЬНЫХ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

К. О. Макаревич¹, В. Ф. Миненко, К. А. Веренич, С. А. Кутень

Научно-исследовательское учреждение «Институт ядерных проблем»
Белорусского государственного университета, Минск

Настоящая работа посвящена моделированию дентальных рентгенологических исследований с целью оценки поглощенных доз облучения пациентов и эффективных доз. Для моделирования спектра рентгеновского излучения использована модель TASMIP. Оценка доз облучения выполнена на основе метода Монте-Карло с помощью программы MCNP для воксельных фантомов МКРЗ. Представлены результаты оценки доз облучения отдельных органов и эффективных доз для разных видов дентальных исследований и характеристик рентгеновской трубки.

This work is devoted to modeling dental radiographic examinations to assess the absorbed doses of patients and effective doses. For simulation of X-ray spectra the empirical model TASMIP was used. Assessment of doses is made on the basis of the Monte Carlo method by using MCNP code with for voxel phantoms of ICRP. The results of the assessment of doses to individual organs and effective doses for different types of dental examinations and features of X-ray tube are presented.

PACS: 87.53.BN

ВВЕДЕНИЕ

Вопросы дозиметрии при медицинском облучении особенно актуальны тем, что среди всех видов человеческой деятельности, связанных с ионизирующим излучением, больше всего люди подвергаются именно медицинскому облучению. Чаще всего облучаются лица, проходящие диагностические обследования в медицинских и стоматологических целях. Ежегодный рост числа рентгенологических обследований закономерно приводит к повышению дозы облучения на душу населения. Вместе с тем дозы облучения пациентов для одинаковых видов исследований сильно различаются в разных диагностических центрах [1]. Это обстоятельство побуждает к развитию методов оценки доз облучения пациентов, пригодных для решения задач оптимизации лучевых нагрузок и снижения риска

¹E-mail: kristinanevdokh@tut.by

развития радиационных последствий диагностических процедур. При этом удобным инструментом сравнения разных методов и процедур облучения является эффективная доза, предложенная Международной комиссией по радиологической защите (МКРЗ) в измененной трактовке [2].

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

Одним из важных элементов моделирования облучения является получение спектра рентгеновского излучения рассматриваемого аппарата. В настоящее время выделяют три основных направления нахождения спектра излучения: экспериментальные, теоретические (моделирование Монте-Карло) и полумпирические методы [3].

Каждый из методов имеет свои преимущества и недостатки, но все же более подходящий результат дает метод моделирования Монте-Карло прежде всего потому, что использует реалистичное представление взаимодействия излучения с веществом и полное описание геометрии задачи. В настоящее время доступны несколько компьютерных кодов (EGS, MCNP, FLUKA, GEANT и др.), реализующих метод Монте-Карло для решения задач транспорта различных частиц в разных средах [4–7].

В данной работе использовалось программное обеспечение MCNP (Monte-Carlo N-Particle Transport, Los Alamos National Laboratory, USA) версии 4B [5], которое позволяет промоделировать транспорт фотонов, электронов и нейтронов в веществе, используя метод Монте-Карло. При этом учитываются все основные физические явления, возникающие при транспорте частиц. Для фотонов численная модель может учитывать когерентное и некогерентное рассеяние, возможность флуоресценции после фотоэлектрического поглощения, эффект поглощения во время рождения пар с локальным испусканием аннигиляционного излучения, эффект тормозного излучения. MCNP позволяет рассчитывать транспорт фотонов и электронов с энергиями от 1 кэВ до 1000 МэВ. Классической схемой применения методов Монте-Карло к исследованию процессов прохождения частиц через вещество является схема «источник–детектор», т. е. в заданной точке (объеме) испускаются частицы, затем прослеживается их путь до их поглощения в детекторе.

Использование MCNP требует задания геометрии моделируемой задачи (cell and surface cards), источника частиц (source definition card), сред (material card), заполняющих соответствующие геометрические области, сечений взаимодействия фотонов и электронов с заданными атомами или их изотопами (material card), желаемой выходной величины (tally card). Для выполнения задачи MCNP требуется стандартный входной файл (так называемый inp-файл, состоящий из совокупности вышеуказанных частей (cards)), в котором полностью описывается геометрия проблемы; материалы, входящие в задачу; источник частиц и методы получения выходных данных и спектров.

Функция отклика детектора является выходной величиной для программы MCNP. Выходные величины для программы MCNP формируются с помощью задания в специальной карте (tally card) в inp-файле типа исследуемого функционала. В коде MCNP существует семь функционалов F1, F2, F4–F8 и семь производных от них *F1, *F2, *F4–*F8 для различных типов потоков или плотностей потоков физических величин в исследуемой

ячейке. Для расчета дозовых характеристик фотонного излучения преимущественно используются: функционал F6 (МэВ/г) для расчета кермы, который определяет энергию, выделенную фотонами в ячейке на единицу массы ячейки, и функционал *F8 (МэВ) для расчета поглощенной дозы, который определяет энергию первичных и дочерних частиц, переданную ячейке.

1. МОДЕЛЬ МОНТЕ-КАРЛО РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

Полномасштабная модель Монте-Карло рентгеновской установки с детальным описанием рентгеновской трубки трудноосуществима из-за отсутствия полной информации производителя об элементах установки и их материальном составе. Кроме того, расчет подобной модели занимает достаточно большое время компьютерного счета, поскольку учитывает все физические процессы, которые включены в генерацию тормозного излучения, несмотря на то что большинство из них не будет использовано для конечного спектра. По этой причине в данной работе рентгеновское излучение моделируется с помощью точечного источника с заданным энергетическим спектром излучения. Кроме того, исследования [8] показали, что размеры фокусного пятна рентгеновского аппарата заметно не влияют на форму спектра рентгеновского излучения. Для моделирования энергетического спектра рентгеновского излучения взята модель TASMIP [9]. Кроме TASMIP в настоящее время в свободном доступе имеется несколько программ, генерирующих модельный спектр излучения рентгеновской трубки (например, SpekCalc [10], XCOMP [11], BEAMnrc [12]). Они основаны на разных физических приближениях и дают спектры, различающиеся как по форме, так и по интенсивности. Но для моделирования типичных рентгенодиагностических исследований с использованием рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом, работающей в диапазоне анодных напряжений 30–140 кВ, наиболее подходящей считается модель TASMIP источника излучения [9]. Модель TASMIP, основанная на полиномиальной интерполяции экспериментально измеренных спектров излучения рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом, фактически выступает моделью рентгеновской трубки, так как учитывает зависимость спектра рентгеновского излучения от величины напряжения на трубке, его пульсации и общей фильтрации.

Модель рентгеновского аппарата, включающая точечный источник с TASMIP-спектром и устройство, формирующее поле облучения, использует:

- напряжение на аноде;
- расстояние источник – поверхность облучения (РИП);
- поле облучения;
- толщину основного и дополнительного фильтров;
- пульсацию анодного напряжения;
- ток в цепи катод–анод;
- расстояние источник – формирующее устройство;
- характеристики формирующего устройства.

В модели TASMIP число фотонов, испускаемых источником в энергетическом интервале $(E, E + dE)$, где $dE = 1$ кэВ, за 1 с на расстоянии $R_0 = 100$ см от фокуса трубки, приходящихся на 1 мм^2 площади и на 1 мА анодного тока при заданном напряжении V и его пульсации ζ , дается табулированной функцией $\Phi(E, d, V, \zeta)$ в единицах фотон/(мА · с · кэВ · мм²) для заданного фильтра с эквивалентной толщиной d [мм] алюминия [9].

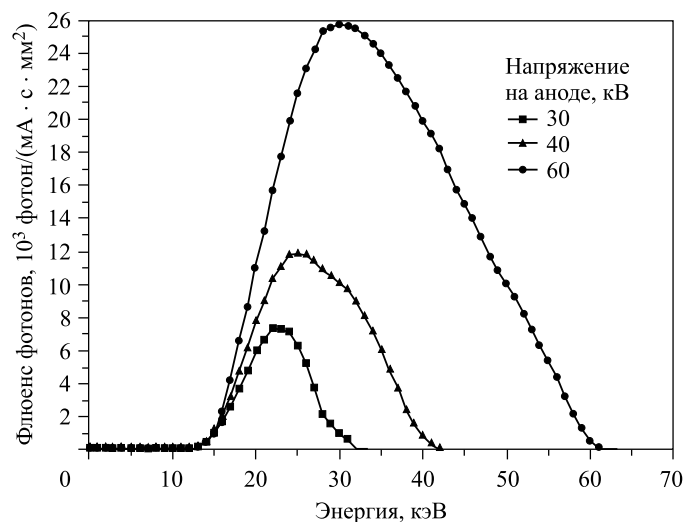


Рис. 1. Энергетический спектр рентгеновской трубки в модели TASMIP для низких напряжений (< 60 кВ) в отсутствие фильтра

Мягкое характеристическое рентгеновское излучение *L*-линий в области 8–11 кэВ для целей рентгеновской диагностики несущественно и не рассматривается в рамках модели TASMIP. По этой причине в области низких напряжений (меньше 60 кВ) спектры модели TASMIP не показывают никаких пиков характеристического рентгеновского излучения (рис. 1, где приведены спектры для 30, 40 и 60 кВ).

В дентальных рентгеноаппаратах (ДРА) устройства, формирующие поле облучения, включают свинцовую диафрагму, расположенную вблизи анода с тубусом круглой или прямоугольной формы. Тубус играет роль диспансерного устройства и одновременно поглотителя рассеянного излучения. В современных ДРА обычно применяются тубусы длиной 20 или 30 см, формирующие на плоской поверхности круглое поле облучения диаметром 6 см или прямоугольное (3–3,5) × (4–4,5) см.

Пульсации анодного напряжения количественно характеризуются коэффициентом пульсации (ζ) вида

$$\zeta = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}} \cdot 100\%, \quad (1)$$

где V_{\max} и V_{\min} — максимальное и минимальное значения анодного напряжения соответственно.

Самый значительный эффект от наличия пульсаций напряжения, типичные значения которого составляют $\zeta \sim 5\text{--}10\%$ [13], заключается не в энергетическом перераспределении поглощения излучения в фантоме, а в относительном уменьшении радиационного выхода источника при наличии пульсации. Это видно из рис. 2, где приведены спектры TASMIP-источника в отсутствие и при наличии пульсации для напряжения 80 кВ при отсутствии фильтрации и для типичного фильтра толщиной 2,5 мм. Наличие пульсации не сильно изменяет положение максимума спектра, но заметно уменьшает его амплитуду, и, как следствие, интенсивность излучения, в первом приближении пропорциональную площади под спектром. Количественное уменьшение площади под спектром зависит от фильтрации.

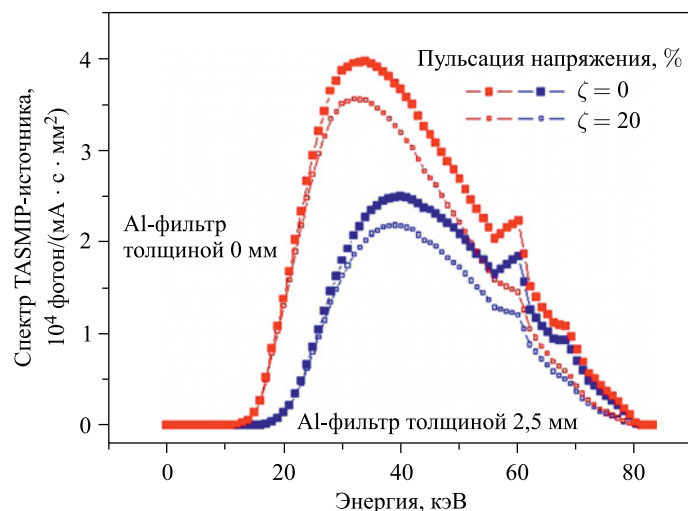


Рис. 2. Влияние пульсации напряжения на форму спектра излучения для TASMIP-источника (анодное напряжение 80 кВ)

Задавая требуемые для конкретного дентального рентгенологического исследования напряжение на аноде, толщину основного и дополнительного фильтров, а также пульсацию анодного напряжения, получили все необходимые для процедур дентальных исследований спектры.

2. ПОСТРОЕНИЕ МОДЕЛИ ОБЪЕКТА ОБЛУЧЕНИЯ ДЛЯ MCNP

Для расчета в MCNP распределения поглощенной дозы в теле человека при облучении требуется ввести в программу вычислительную модель (фантом) тела человека с описанием внутренней структуры, положения органов, плотности и состава тканей.

До сравнительно недавнего времени при моделировании процессов переноса ионизирующего излучения в теле человека использовались в основном так называемые математические фантомы [14, 15]. В математическом фантоме тело человека вместе с наиболее существенными органами представлялось набором трехмерных тел, ограниченных поверхностями второго порядка (плоскостями, сферами, эллипсоидами, цилиндрами, конусами). Для геометрически более сложных органов использовались области, являющиеся объединением или пересечением упомянутых простейших тел. Это достаточно грубая модель геометрии позволяла решать многие задачи радиационного контроля при поражении различных органов человека, связанных как с воздействием проникающей ядерной радиации, так и с воздействием рентгеновского излучения при рентгенодиагностических исследованиях и терапевтических воздействиях.

Современная техника получения изображений человеческого тела по проекциям (компьютерная томография, магнитно-резонансная томография) предоставляет достаточно точную анатомическую информацию для построения вокселей (объемных ячеек) фантома, необходимых для моделирования. Такая модель может быть построена как для конкретного человека, так и для условного (референтного) человека [16, 17].

МКРЗ в качестве объектов облучения для дозиметрических расчетов предложила использовать воксельные фантомы мужчины и женщины, которые были созданы на основе компьютерных томограмм 38-летнего мужчины и 43-летней женщины, имеющих характерные размеры условного индивида [18].

Условные воксельные фантомы МКРЗ соответствуют стандартным анатомическим данным, которые представлены в «Публикации № 89» МКРЗ [19].

Воксельный фантом МКРЗ представляет собой модель тела человека, помещенного в прямоугольный параллелепипед, заполненный воздухом и разделенный на ячейки одинакового размера (воксели). Каждый воксель содержит номер органа, к которому он принадлежит, а каждому органу соответствует свой материал (ткань), обозначающий содержимое этой ячейки. Воксели, не принадлежащие фантому, заполнены воздухом.

Данные фантомы содержат более 140 различных структур, состоящих из 50 типов тканей, для того чтобы максимально соответствовать стандартному индивиду не только по месторасположению и форме органов, но и по составу вещества, из которого состоят органы и ткани тела. На рис. 3 показаны условные мужской и женский фантомы, названные Adult Male Reference Computational Phantom и Adult Female Reference Computational Phantom соответственно [18].

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

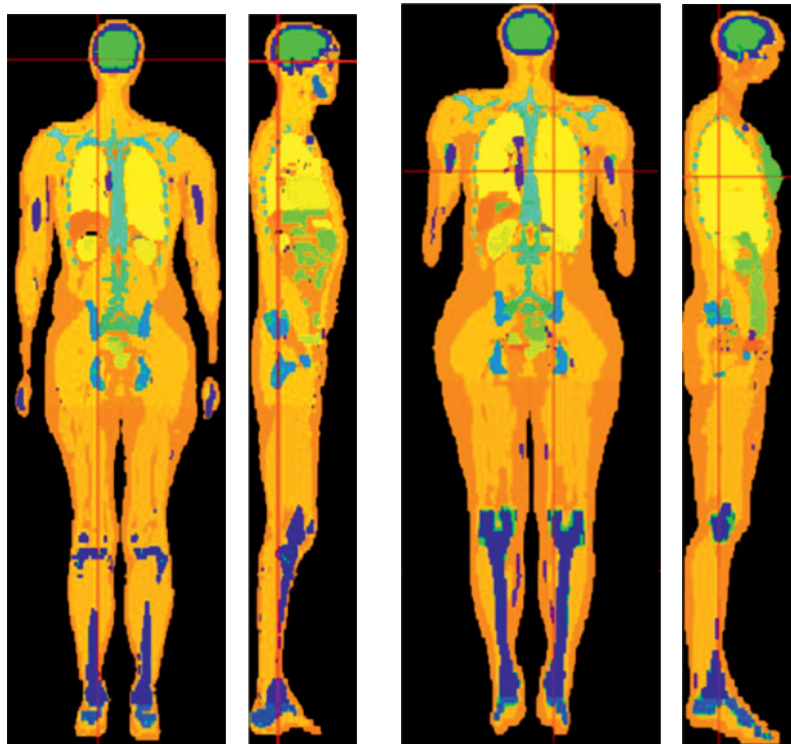


Рис. 3. Условные (референтные) фантомы мужчины и женщины МКРЗ

Условные фантомы оказались избыточно подробными для моделирования рентгенографических исследований зубочелюстной системы человека. Поэтому была проведена адаптация данных фантомов по объему информации для программы MCNP. А именно, в зону облучения была включена только та часть каждого фантома, которая непосредственно попадала в поле облучения и область полутеней на расстоянии до 20 см от края поля. Таким образом, для моделирования методом Монте-Карло была использована только часть фантома, включающая воксели головы, шеи и плечевого пояса, как показано на рис. 4.

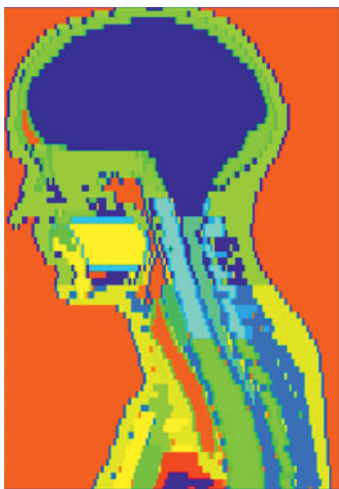


Рис. 4. Часть фантома, попавшая в поле облучения и область полутеней

Поскольку в воксельных фантомах МКРЗ не выделены отдельно зубы нижней и верхней челюсти, пришлось модифицировать фантомы, выполнив разделение зубов. Для этого с использованием MCNP были построены изображения поперечного сечения головы женского и мужского фантомов, проходящие через плоскость прикуса. Далее, с помощью программы GetData был получен массив точек, расположенных на кривой, огибающей челюсть. Данные точки обрабатывались специально разработанной программой в пакете Mathematica, которая выделяет зубы нижней и верхней челюсти. На рис. 5 показан полученный результат для женского фантома.

Моделирование геометрии облучения для MCNP выполнено в соответствии с правилами проведения контактной съемки зубов. Согласно этим правилам рентгеновский снимок зуба должен соответствовать определенным требованиям: размер изображения не должен превышать $1/10$ действительной величины, а допустимое уменьшение не должно превышать $2/10$ длины зуба [20]. Для получения неискаженного изображения зубов на пленке должны быть соблюдены правило изометрии и правило касательной.

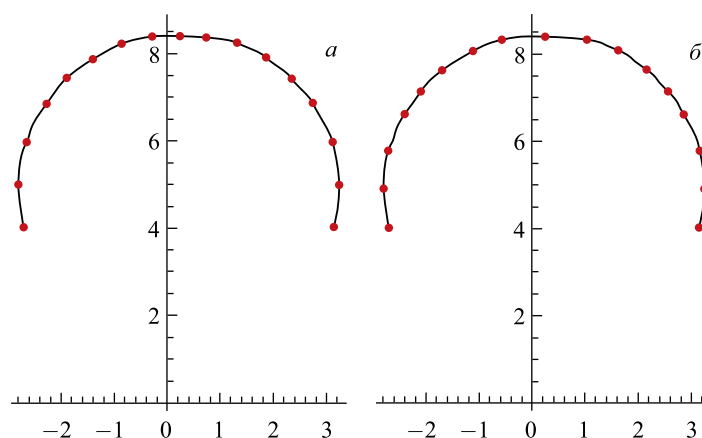


Рис. 5. Изображения выделенных зубов: а) нижней челюсти; б) верхней челюсти женского фантома

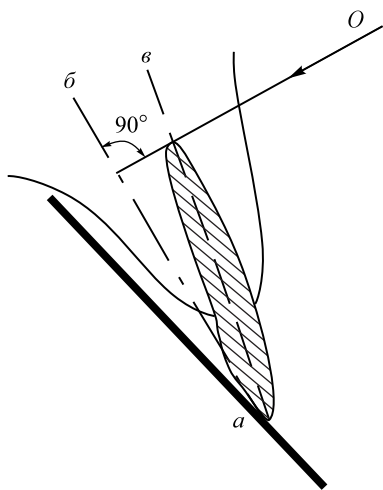


Рис. 6. Схема реализации правила изометрии, где a — пленка; b — биссектриса угла, образованная плоскостью пленки и осью зуба; v — ось зуба; O — направление центрального луча

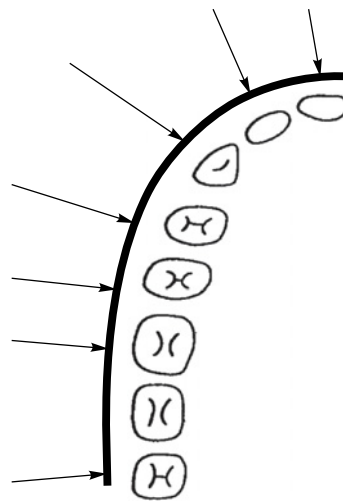


Рис. 7. Схема, иллюстрирующая правило касательной

Правило изометрии (или правило биссектрисы): центральный пучок лучей должен направляться на верхушку корня исследуемого зуба, перпендикулярно к биссектрисе угла, образованного осью зуба и пленкой. Увеличение угла наклона трубки приводит к уменьшению длины зуба, а при уменьшении, наоборот, к увеличению. Изображение схемы, иллюстрирующей правило изометрии, представлено на рис. 6 [21].

Выполнение правила касательной позволяет получить отдельные изображения зубов. Суть правила касательной показана на рис. 7: центральный пучок рентгеновских лучей должен проходить перпендикулярно касательной, проведенной к дуге, в месте расположения исследуемого зуба [21].

Для того чтобы выполнить правило касательной, к каждой зубной дуге (верхней и нижней челюсти) была построена огибающая. Из середины каждого зуба к этой огибающей был восстановлен перпендикуляр.

При этом центральный луч пучка должен быть направлен на верхушку корня исследуемого зуба. На верхней челюсти верхушки корней проецируются на условную линию (камперовская горизонталь), идущую от козелка уха к основанию носа; а на нижней — располагаются на 0,5 см выше нижнего края челюсти (рис. 8) [21].

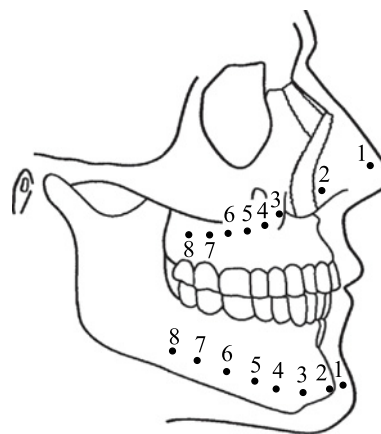


Рис. 8. Схема проекций верхушек корней зубов на поверхность лица

Для того чтобы выполнить правило изометрии, для данных фантомов были получены уравнения, описывающие камперовскую плоскость и соответствующую плоскость

Таблица 1. Углы наклона трубки при внутриворотной контактной рентгенографии [20]

Зубы	Угол наклона трубки, °	
	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть
Резцы	+55–+65	–20
Клыки	+45	–15
Премоляры	+35	–10
Моляры	+25–+30	–5–0

для нижней челюсти. Были определены углы наклона данных плоскостей к горизонтальной плоскости. Направление распространения излучения от рентгеновского источника задается таким образом, чтобы центральный луч составлял с нужной плоскостью угол, указанный в табл. 1 для заданного зуба, и при этом был направлен по перпендикуляру к касательной.

3. МЕТОДОЛОГИЯ РАСЧЕТА ДОЗОВЫХ НАГРУЗОК НА ОРГАНЫ И ТКАНИ

Расчет дозовых нагрузок на органы и ткани, а также расчет эффективной дозы в соответствии с рекомендациями МКРЗ [18] проводился следующим образом.

Для нахождения поглощенной дозы на орган или ткань $\bar{D}_{T,R}$ пространственное дозовое распределение, полученное с помощью кода MCNP, суммировалось по объему органа или ткани и усреднялось:

$$\bar{D}_{T,R} = \frac{\sum_{i=1}^N D_{i,T}}{N_T}, \quad (2)$$

где $D_{i,T}$ — поглощенная доза в i -м вокселе органа/ткани T ; N_T — количество вокселей в органе/ткани.

Эквивалентная доза H_T органа или ткани численно равна средней поглощенной дозе $\bar{D}_{T,R}$, поскольку взвешивающий коэффициент для рентгеновского излучения $w_R = 1$.

Эффективная доза E рассчитывалась по средним от сумм эквивалентных доз для органов или тканей условных мужчины и женщины:

$$E = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right], \quad (3)$$

где w_T — взвешивающий коэффициент ткани T ; H_T^M — эквивалентная доза, оцененная для органа или ткани типа T условного мужчины; H_T^F — эквивалентная доза, оцененная для органа или ткани типа T условной женщины.

Поскольку все результаты моделирования MCNP выдает в расчете на одну испущенную частицу, для вычисления реальных значений доз полученный результат умножался на число гамма-квантов, испускаемых источником.

В итоге средняя дозовая нагрузка на орган определялась из выражения

$$\bar{D}_T = 2\pi \left(1 - \cos \left(\frac{\theta}{2} \right) \right) R^2 Y \left[\frac{R_0}{R} \right]^2 N_\gamma \bar{D}_{T,R}, \text{ Гр}/(\text{мА} \cdot \text{с}), \quad (4)$$

где $\overline{D}_{T,R}$ — среднее значение поглощенной дозы в ткани/органе типа T , полученное после усреднения результатов программы MCNP, Гр/фотон; $N_\gamma = \int \Phi^*(E, d, V, \zeta) dE$ — плотность потока гамма-квантов, создаваемых TASMIP-источником рентгеновского излучения на расстоянии R от него при заданном напряжении и фильтрации на единицу тока трубки, фотон/(мА · с · мм²); $\Phi^*(E, d, V, \zeta)$ — интерполированная функция TASMIP-источника, фотон/(мА · с · мм² · кэВ); $R_0 = 100$ см = 1000 мм — расстояние, на котором приведены TASMIP-спектры рентгеновского излучения; R — расстояние источник–поверхность, мм; θ — угол раствора конуса с вершиной в фокусе, описанного вокруг поля облучения на расстоянии источник–поверхность, °; $2\pi \left(1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right)\right) R^2$ — площадь поверхности основания конуса на расстоянии R от его вершины, мм²; Y — коэффициент, равный отношению площади прямоугольного поля к площади описанной вокруг него окружности.

Результат расчета дозы согласно (4), приведенный на 1 мА · с, не может быть применен для оценки эффективной дозы для конкретного рентгеновского аппарата, так как не содержит специфической характеристики этого аппарата. Поэтому на практике для расчета эффективной дозы используется другое выражение [22]:

$$E = R I t K_e, \quad (5)$$

где R — радиационный выход рентгеновского излучателя, (мГр · м²)/(мА · с); I — ток рентгеновской трубки, мА; t — время проведения исследования, с; 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, мкЗв/(мГр · м²).

Конверсионный коэффициент определяется как частное от деления эффективной дозы на величину радиационного выхода.

Радиационный выход рентгеновского аппарата определяется через поглощенную дозу (или воздушную керму) в свободном воздухе на оси первичного пучка рентгеновского излучения при заданном значении анодного напряжения на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки, умноженную на квадрат этого расстояния и отнесенную к 1 мА · с. Радиационный выход измеряется в (мГр · м²)/(мА · с) [22].

Радиационный выход для модельного спектра, полученного в программе TASMIP, может быть рассчитан по формуле

$$R_{\text{TASMIP}}(d, U, \zeta) = \frac{R_0^2}{R^2} \int_{E_1}^{E_2} \Phi^*(E, d, V, \zeta) F(E) dE, \quad (6)$$

где $F(E)$ — конверсионная функция «поток–керма».

Интегрирование функции источника $\Phi^*(E, d, V, \zeta)$, фактически являющейся распределением плотности потока фотонов по энергии на расстоянии R_0 от фокуса трубки, с энергетически зависящим конверсионным коэффициентом $F(E)$ дает керму в воздухе. Функция $F(E)$ (пГр · см²) является аналитическим представлением энергетической зависимости конверсионного коэффициента «поток–керма» для фотонов в воздухе, взятого из [23].

4. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В данном исследовании моделировалась одна из наиболее широко применяемых методик внутриротовой рентгенографии — контактная рентгенография по правилу изометрической проекции, или по правилу биссектрисы, которая разработана более 100 лет назад. Основной задачей названной методики является получение четкого изображения зубов, идентичного их истинным размерам. Решение этой задачи требует выполнения процедуры облучения под разными углами к лицевой части головы в зависимости от расположения исследуемых зубов согласно табл. 1. При этом в зону облучения кроме исследуемых зубов попадают прилегающие органы и ткани головы и шеи. В табл. 2–4 представлены результаты оценки усредненных по мужскому и женскому фантомам доз облучения органов и тканей для контактной рентгенографии зубов верхней челюсти, полученные в данном исследовании с помощью MCNP, для трех значений высокого напряжения рентгеноаппарата: 60, 65 и 70 кВ. Расчеты выполнены для типичных параметров дентальной рентгенографии: РИП = 20 см, общая фильтрация составляет 3 мм Al, прямоугольное поле — 3 × 4 см, произведение ток трубки–экспозиция — 1 мА · с.

Таблица 2. Дозовые нагрузки на органы и ткани при контактной рентгенографии зубов верхней челюсти при $V = 60$ кВ, радиационный выход $R = 0,028$ (мГр · м²)/(мА · с)

Ткани и органы	Исследование зубов			
	Резцы	Клыки	Премоляры	Моляры
Экстраторакальный отдел, мкЗв	51,5	45,8	12,4	10,1
Слизистая полости рта, мкЗв	21,0	21,6	14,6	9,6
Поверхность кости, мкЗв	4,5	4,4	4,3	5,1
Слюнные железы, мкЗв	1,5	1,7	2,2	5,9
Красный костный мозг, мкЗв	0,6	0,5	0,6	0,7
Кожа, мкЗв	0,5	0,4	0,4	0,4
Головной мозг, мкЗв	0,4	0,3	0,5	0,7
Щитовидная железа, мкЗв	0,2	0,2	0,2	0,1
Эффективная доза, мкЗв	0,9	0,8	0,4	0,4

Таблица 3. Дозовые нагрузки на органы и ткани при контактной рентгенографии зубов верхней челюсти при $V = 65$ кВ, радиационный выход $R = 0,035$ (мГр · м²)/(мА · с)

Ткани и органы	Исследование зубов			
	Резцы	Клыки	Премоляры	Моляры
Экстраторакальный отдел, мкЗв	65,6	58,0	16,8	13,8
Слизистая полости рта, мкЗв	28,3	29,1	20,0	13,2
Поверхность кости, мкЗв	5,9	5,7	5,7	6,6
Слюнные железы, мкЗв	1,6	2,5	3,2	7,7
Красный костный мозг, мкЗв	0,9	0,7	0,9	1,0
Кожа, мкЗв	0,7	0,5	0,5	0,5
Головной мозг, мкЗв	0,6	0,5	0,7	1,0
Щитовидная железа, мкЗв	0,3	0,3	0,2	0,2
Эффективная доза, мкЗв	1,1	1,0	0,5	0,5

Таблица 4. Дозовые нагрузки на органы и ткани при контактной рентгенографии зубов верхней челюсти при $V = 70$ кВ, радиационный выход $R = 0,043$ (мГр · м²)/(мА · с)

Ткани и органы	Исследование зубов			
	Резцы	Клыки	Премоляры	Моляры
Экстраторакальный отдел, мкЗв	81,5	71,8	21,9	18,3
Слизистая полости рта, мкЗв	37,1	37,9	26,5	17,7
Поверхность кости, мкЗв	7,5	7,2	7,2	8,4
Слюнные железы, мкЗв	3,2	3,5	4,5	9,9
Красный костный мозг, мкЗв	1,2	1,0	1,1	1,2
Кожа, мкЗв	0,8	0,7	0,6	0,7
Головной мозг, мкЗв	0,9	0,7	1,0	1,5
Щитовидная железа, мкЗв	0,4	0,4	0,4	0,4
Эффективная доза, мкЗв	1,4	1,3	0,7	0,7

Таблица 5. Значения конверсионного коэффициента K_e , мкЗв/(мГр · м²), для различных исследований зубов верхней челюсти

Параметры			Исследование зубов			
V , кВ	d_{Al} , мм	R , (мГр · м ²)/(мА · с)	Резцы	Клыки	Премоляры	Моляры
60	3	0,028	29,5	27,3	14,7	14,3
65	3	0,035	30,9	28,5	15,9	15,5
70	3	0,043	32,2	29,6	17,2	16,6

Полученные результаты показывают, что наибольшему облучению среди органов и тканей подвергаются экстраоракальный отдел и слизистая полости рта. Дозы облучения на эти ткани заметно снижаются при уменьшении угла наклона трубки от 60 до 20°.

В наименьшей степени облучаются красный костный мозг, кожные покровы и щитовидная железа. При этом получаемые ими дозы практически не меняются в зависимости от угла наклона трубки. Вместе с тем эффективная доза линейно растет с увеличением высокого напряжения на трубке.

В табл. 5 показаны значения конверсионного коэффициента, рассчитанные для трех значений высокого напряжения. Они достаточно хорошо отражают зависимость эффективной дозы от угла наклона трубки, но в гораздо меньшей степени от напряжения. По этой причине предлагаемые для рентгенологов в методических документах [22] значения конверсионного коэффициента K_e следовало бы разделить на большее число градаций в зависимости от угла наклона рентгеновской трубки.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Моделирование разных аспектов медицинского облучения широко используется с привлечением различных компьютерных программ, реализующих метод Монте-Карло для описания взаимодействия излучения с различными средами. В настоящей работе представлено моделирование дентальных рентгенологических исследований с целью оценки поглощенных доз облучения пациентов и эффективных доз. Для моделирования спек-

тра рентгеновского излучения использована модель TASMIP. Оценка доз облучения выполнена на основе метода Монте-Карло с помощью программы MCNP для воксельных фантомов МКРЗ. Полученные результаты могут быть использованы для подготовки методических документов в сфере оценки доз облучения для разных видов дентальных исследований и характеристик рентгеновской трубки, а также для разработки оптимальных процедур облучения пациентов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. United Nations. Source and Effects of Ionizing Radiation. UNSCER 2008 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. V. 1: Annex A. Medical Radiation Exposures. New York: United Nations, 2010.
2. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103 Ann. ICRP 37 (2-4). Pergamon Press, 2007. 332 p.
3. *Lankipalli B.R. et al.* Comparison of Five Methods for the Derivation of Spectra for a Constant Potential Dental X-Ray Unit // *Dento-Maxillo-Facial Rad.* 2001. V. 30, No. 5. P. 264–269.
4. *Kawrakow I., Rogers D.* The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. PIRS-701. NRCC. Ottawa, 2000.
5. *Briesmeister J.F. et al.* MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code. Version 4B2. New Mexico: Los Alamos Nat. Lab., 1997. 736 p.
6. *Fasso A., Ferrari A., Sala P.R.* Electron-Photon Transport in FLUKA: Status // *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle Transport Simulation, and Applications: Proc. of the Monte Carlo 2000 Conf., Lisbon, 2000.* Berlin; Heidelberg: Springer, 2001. P. 159–164.
7. *Geant Collab.* Geant-4 User's Guide for Application Developers. 2005. 350 p.
8. *Kramer R., Houry H.J., Vieira J.W.* CALDose_X — a Software Tool for Assessment of Organ and Tissue Absorbed Doses, Effective Dose and Cancer Risks in Diagnostic Radiology // *Phys. Med. Biol.* 2008. No. 53. P. 6437–6459.
9. *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. V. 24, No. 1. P. 1661–1670.
10. *Poludniowski G.G., Evans P.M.* Calculation of X-Ray Spectra Emerging from an X-Ray Tube. Part I: Electron Penetration Characteristics in X-Ray Targets // *Med. Phys.* 2007. V. 34, No. 6. P. 2164–2174.
11. *Nowotny R., Höfer A.* Ein Programm für die Berechnung von diagnostischen Röntgenspektren // *RöFo. Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin.* 1985. V. 142, No. 6. P. 685–689.
12. *Rogers D.W.O., Walters B.* BEAMnrc Users Manual. NRCC Report PIRS-0509. Ottawa: NRC, 1995.
13. *Ay M.R. et al.* Monte Carlo Simulation of X-Ray Spectra in Diagnostic Radiology and Mammography Using MCNP4C // *Phys. Med. Biol.* 2004. P. 4897–4917.
14. International Commission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU Report 48. Bethesda, MD, 1993.
15. *Cristy M.* Mathematical Phantoms Representing Children of Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose. NUREG/CR-1159 (ORNL/NUREG-367). US. Nucl. Regulatory Commission. Oak Ridge, TN, 1980.

16. *Zubal I. G. et al.* Computerized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy // *Med. Phys.* 1994. V. 21, No. 2. P. 299–302.
17. *Zankl M., Petoussi N., Wittmann A.* The GSF Voxel Phantom and Their Application in Radiology and Radiation Protection // *Proc. of the Workshop on Voxel Phantoms.* NRPB. Chilton, UK, 1996. P. 98–104.
18. International Commission on Radiological Protection. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. Ann. ICRP. Pergamon Press, 2009. 165 p.
19. International Commission on Radiological Protection. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89. Pergamon Press, 2003. 265 p.
20. *Васильев А. Ю., Воробьев Ю. И., Трутень В. П.* Лучевая диагностика в стоматологии. М.: Медика, 2007. 496 с.
21. *Васильев А. Ю. и др.* Лучевая диагностика в стоматологии: Учеб. пособие. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 176 с.
22. МУ 2.6.1.2944-11. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. 2011.
23. International Commission on Radiation Units and Measurements. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection: ICRU Report 57. Bethesda, MD, 2001.

Получено 11 декабря 2015 г.