

МЕТОД ОЦЕНКИ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

¹ ГУО «БелМАПО», г. Минск, Беларусь

² НИУ «Ядерных проблем», БГУ, г. Минск, Беларусь

В статье изложен метод оценки доз облучения пациентов при проведении основных видов рентгенологических исследований. Моделирование спектров рентгеновского излучения проводилось с помощью модели TASMIP. Дальнейшие расчёты основывались на антропоморфном воксельном фантоме человека среднего роста и веса. Расчёт поглощённой энергии в теле человека производился методом Монте-Карло. Для всех основных видов рентгенодиагностических исследований был рассчитан трёхмерный массив значений потока рентгеновского излучения через поверхность соответствующего вокселя. Поглощённая доза на 22 органа и ткани рассчитывалась как среднее значение по всем вокселям, занимающим объём соответствующего органа. Проведено сравнение расчёта доз с результатами измерений.

Ключевые слова: доза облучения, воксельный фантом, метод Монте-Карло

Введение

Ограничение доз облучения пациентов при проведении профилактических рентгенологических обследований сегодня применяется во многих странах мира на основе рекомендаций Международной комиссии по радиологической защите (МКРЗ), Международного агентства по атомной энергии (МАГАТЭ) и других авторитетных международных организаций в области радиационной безопасности [1]. По современным представлениям при проведении медицинских рентгенологических исследований здоровых лиц с профилактической целью годовая эффективная дозы не должна превышать значение 1 мЗв. Однако на практике фактические эффективные дозы нередко превышают это значение. Например, в 2000 г. в Германии средняя годовая эффективная доза облучения пациентов при проведении одних только рентгенологических исследований составила 1,9 мЗв [2]. В то же время во Франции этот показатель соответствовал 1,0 мЗв. Не всегда во время процедуры рентгенологу удается точно следовать протоколу исследования. Кроме того, индивидуальные физические особенности людей приводят к заметной вариабельности дозы облучения,

полученной во время одного и того же рентгенологического исследования, от пациента к пациенту. Поэтому для надежного контроля лучевых нагрузок с целью их своевременной минимизации для каждого пациента необходимо определять индивидуальные дозы облучения в каждом сеансе облучения. При этом важно достаточно быстро и точно получать необходимую дозиметрическую информацию. Понятно, что задача эта решается только с использованием специализированного программного обеспечения.

В мире существует ряд компьютерных программ, решающих проблему оценки доз облучения пациентов при выполнении рентгенологических исследований. Но каждая из них имеет определенные ограничения или недостатки. Одни программы используют стилизованное описание органов и тканей человека в виде математического фантома для моделирования поглощения энергии рентгеновского излучения в различных частях тела, например, PCXMC [3]. Другие, например, CALDose X [4], используют в качестве модели человека воксельный фантом. При этом все эти программы ориентированы на выполнение исследовательских задач и не могут при-

меняться непосредственно на практике в учреждениях здравоохранения.

Большинства недостатков существующих программ можно избежать путем расчёта доз на органы и ткани конкретного человека по интерполяционным формулам, исходя из предварительно рассчитанных узловых значений доз для основных рентгенологических процедур и для человека данного возраста, но со средними показателями роста и веса. При построении интерполяционных формул были использованы современные подходы к оценке доз и учтено фактическое состояние парка рентгеновской техники белорусского здравоохранения.

Для наиболее реалистичного расчёта поглощённой энергии в органах и тканях в последние два десятилетия применяются так называемые воксельные фантомы тела человека. Этот подход получил развитие в конце 90-х годов [5]. Для создания воксельных фантомов использовались изображения срезов человеческого тела, полученные с помощью компьютерной томографии, МРТ-сканирования и фотографии. Это позволяет получить описание органов и тканей человека намного более реалистичное по сравнению с математическими фантомами.

Доза облучения зависит от нескольких параметров: напряжения на трубке, заряда, протекающего через трубку, толщины используемого фильтра, расстояния между источником излучения и поверхностью облучения, размера поля облучения. Стандартные значения напряжения на рентгеновской трубке при проведении рентгенографии лежат в диапазоне 50-120 кВ, заряда – 1-100 мАс, толщина фильтра – 2-5 мм алюминиевого эквивалента. Размеры поля облучения (всегда прямоугольного в поперечном сечении) выбираются исходя из необходимости получения изображения на пленке (или экране ЭОПа) исследуемого органа или ткани. Расстояние от источника излучения (фокусного пятна на аноде рентгеновской трубки) до поверхности плёнки варьирует от 50 см до 200 см в различных процедурах.

Для характеристики особенностей излучения рентгеновского аппарата применяются такие величины, как: произведение кермы на площадь поперечного сечения пучка и керма в воздухе [6]. Произведение кермы на площадь измеряется с помощью специальных дозиметров, которые могут быть встроены в рентгеновский аппарат. Однако в Беларуси подобных дозиметров пока нет. Поэтому для оценки особенностей излучения рентгеновских аппаратов остается измерять керму в воздухе.

Принимая во внимание вышеизложенное, был создан программный комплекс для оценки эквивалентных и эффективных доз облучения человека при проведении рентгенологических исследований. Основной отличительной особенностью этого комплекса является его направленность на применение в клинической практике.

Материалы и методы исследования

Отправной точкой моделирования распространения рентгеновского излучения в веществе являлся выбор модели спектра этого излучения. Одной из приемлемых моделей спектра является полуэмпирическая модель TASMIP [7], основанная на полиномиальной интерполяции экспериментально измеренных спектров излучения рентгеновских трубок с вольфрамовыми анодами.

Затем был построен воксельный фантом туловища и головы человека ростом 173 см и весом 73 кг. Фантом был создан на основе изображений физического антропоморфного фантома [8], полученных методом компьютерной томографии с шагом 0,5 см. Полученные изображения были записаны в стандартном формате хранения медицинских изображений DICOM с разрешением 512×512 точек. Физический антропоморфный фантом состоит из 39 слоёв толщиной по 2,5 см. Голову и шею составляют 10 слоёв, 16 слоёв составляют область грудной клетки, 13 слоёв – область таза. В фантоме выделены области лёгких и костей, средняя плотность которых соот-

ветствует средней плотности этих тканей у человека. Плотность всех остальных органов и тканей считается примерно равной плотности мышечной ткани.

Следующим шагом в моделировании является расчёт трёхмерного дозового поля в фантоме человека методом Монте-Карло. На этом шаге была использована программа MCNP, использующей метод Монте-Карло. В качестве входной информации для MCNP использовался входной файл, созданный в особой форме и задающий геометрию излучения, положение источника излучения и его спектр. Во входном файле также указываются величины, которые необходимо рассчитать. Для создания входного файла с использованием Wolfram Mathematica была написана отдельная программа. В расчёт включались слои фантома, которые попадали в поле прямого облучения, плюс два слоя сверху и снизу, которые попадали в поле рассеянного излучения. Использовать слои более отдалённые от области прямого излучения не целесообразно, поскольку вклад в поглощённую дозу рассеянного излучения в этих слоях пренебрежимо малый.

Далее был выполнен расчёт поля поглощённой энергии в фантоме человека с помощью программы MCNP, и проведена дальнейшая оценка органных доз. Работа этой программы управляется особым входным файлом, структура которого должна соответствовать определённым требованиям. Для формирования этого входного файла был разработан дополнительный программный модуль, который выполняется в среде Wolfram Mathematica. В этом же модуле проводилась фильтрация шумов в изображениях и усреднение для создания структуры вокселей.

Размеры вокселя составили $0,8 \times 0,71 \times 0,71$ см. Для создания структуры с участками, имеющими три различные плотности (костной ткани, лёгочной ткани и «мягкой» ткани), проводилось усреднение и квантование плотности по двум соседним слоям. Решетка является прямоугольной, ее элементы, дополняющие воксельный фантом до прямоугольной фор-

мы, заполнены воздухом. Кроме решетки с фантомом внутри, в модели содержится диафрагма, определяющая поле облучения. Снимки в разных укладках делаются при разных напряжениях на рентгеновской трубке, потому были использованы соответствующие спектры, причём в них не было внутренней фильтрации. Поэтому фильтрация моделировалась с помощью алюминиевой пластинки, помещаемой на пути пучка. Другими важными для расчёта величинами были расстояние между источником и плёнкой (РИП), размеры поля, а также положение источника, связанное с величиной РИП и проекцией. Расчёт поглощённой энергии проводился с помощью функционала длины пробега (F4 tally). Переход от потока к дозе производился умножением на дозовый фактор, зависящий от энергии согласно рекомендациям № 60 Международной комиссии по радиационным единицам (МКРЕ). Полученная решётка удовлетворяла всем требованиям, необходимым для использования техники ускоренного расчёта [9]. При использовании этой техники время расчёта сокращается в разных случаях от 50 до 100 раз.

Для каждой укладки и каждой проекции создавался отдельный входной файл. Результаты расчёта обрабатывались специально созданной подпрограммой. С её помощью пространственное распределение дозы в фантоме записывалось в удобной для дальнейших расчётов форме – массиве, индексирующем воксели.

Расчёт доз на органы и ткани проводился в программе, созданной в среде Wolfram Mathematica. Для расчёта дозы в каждом конкретном органе были созданы так называемые характеристические функции координат. Значения этих функций принимались равными 1, если координаты лежали внутри данного органа и 0 в обратном случае. Органная доза рассчитывалась свёрткой характеристической функции с массивом дозового поля. Далее полученное значение делилось на массу органа.

Органы в модели представлялись в виде сечений через каждые 2,5 см (ниже

будем называть их каноническими сечениями). Поскольку объемы некоторых органов (щитовидная железа, тимус, матка, яичники, поджелудочная железа) не соответствовали рекомендуемым значениям [10], эти органы были изменены. Изменения были сделаны таким образом, чтобы их объем был близок к рекомендациям Публикации № 89 МКРЗ [10]. Уменьшение или увеличение объема органа происходило за счет изменения конкретного канонического сечения (с сохранением его формы) на величину, пропорциональную площади этого контура.

Поперечное сечение любого органа на произвольной высоте находилось как интерполяция между заданными каноническими сечениями. Если искомое сечение располагалось выше верхнего или ниже нижнего канонических сечений, что соответствует самой верхней или самой нижней части органа, то в этом случае применялось параболическое построение поверхности. А именно, считалось, что самый верх органа представим как гладкая поверхность, верхняя точка которой является точкой, представляющей собой совокупность максимумов парабол, проведенных из каждой точки самого верхнего канонического сечения. В любом промежутке между самым верхним каноническим сечением и вершиной органа могут быть получены контуры среза. Необходимая для этого информация содержится в профиле самого верхнего канонического сечения и высоте верхушки органа над этим сечением. Аналогичная процедура выполнялась при нахождении сечения в самом низу органа.

При расчёте доз на некоторые ткани (поверхность кости, красный костный мозг и кожу) пришлось отказаться от использования понятия вокселя и использовать усреднение однородно-распределённых по объёму ткани сфер. В парных органах (лёгких, почках и надпочечниках) органные дозы рассчитывались как среднее по вокселям, составляющим суммарный объём обоих органов. Все рассчитанные дозы сохранялись в та-

блице для дальнейшего использования в последующих расчетах доз.

Для измерений кермы в воздухе использовался дозиметр UNIDOS немецкой фирмы PTW-Freiburg, оснащённый ионизационной камерой модели 30001.

Результаты исследования

Созданный нами программный комплекс для оценки эквивалентных и эффективных доз облучения человека при проведении рентгенологических исследований получил название «Калькулятор рентгенолога» При разработке «Калькулятора рентгенолога» результаты расчётов верифицировались на каждом этапе. Прежде всего, верифицировалась модель спектра рентгеновского излучения. При одних и тех же параметрах рассчитанная керма в воздухе сравнивалась с кермой в поле облучения нескольких рентгеновских аппаратов.

Разница между результатами расчетов и измерений оказалась в пределах погрешностей эксперимента. В качестве примера на рисунке 1 представлены результаты сравнения распределения измеренной и рассчитанной поглощённых доз в водном фантоме вдоль центральной оси пучка.

На следующем этапе верификации сравнивались результаты расчетов доз в определённых точках фантома с измерениями в физическом фантоме. Измерения проводились с помощью системы HEARSHAW 3500 и литий-фторовых термомолюминесцентных дозиметров (ТЛД). Линейные размеры ТЛД составляли

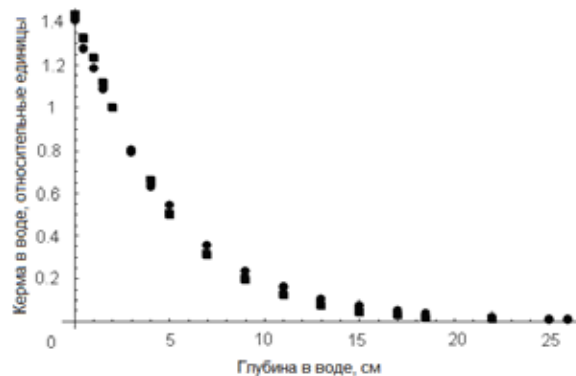


Рисунок 1 – Результаты сравнения измеренного и рассчитанного относительных распределений доз в водном фантоме при напряжении на трубке 63 кВ

4×4×1 мм. На рисунке 2 показано изображение 23-го слоя поперечного среза физического фантома (на уровне печени) с указанием местоположения ячеек ТЛД.

Результаты измерения доз в ТЛД сравнивались с расчётами в соответствующих вокселях. Измерения проводились в точках, соответствующих разным слоям сердца, печени, поджелудочной железы и желудка. Результаты сравнения поглощённой дозы в нескольких точках с рассчитанными значениями приведены в таблице 1.

«Калькулятор рентгенолога» обладает дружественным интерфейсом, который позволяет легко вычислять эффективную дозу для пациентов разного возраста, пола, роста, веса. Главное окно «Калькулятора рентгенолога» показано на рисунке 3.

При расчёте учитываются значения напряжения на трубке, ток и длительность экспозиции (мАс), толщина эквивалентного алюминиевого фильтра и расстояние от источника излучения (фокусного пятна) до плёнки (РИП). Для каждого вновь используемого рентгеновского аппарата предусмотрен ввод радиационного выхода, ха-

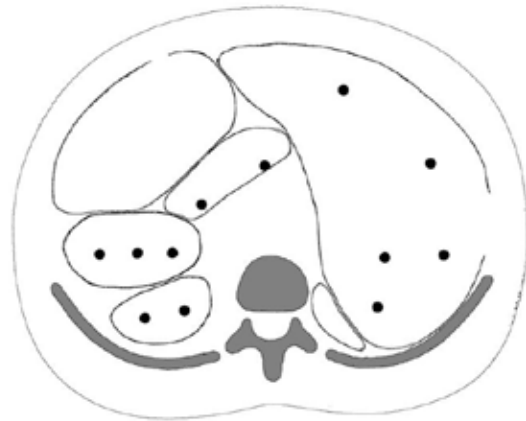


Рисунок 2 – Горизонтальный срез фантома на уровне 60 см от макушки (обозначены контуры почек, печени, селезёнки, желудка, надпочечников и костей)

Таблица 1 – Результаты сравнения поглощённых доз, измеренных в данных ячейках, и рассчитанных доз в соответствующих вокселях

Слой	Номер точки	Поглощенная доза, мГр	
		измеренная	рассчитанная
24	169	0,12	0,138
22	13	0,6	0,459
18	87	0,07	0,077
18	x	<0,1	0,047

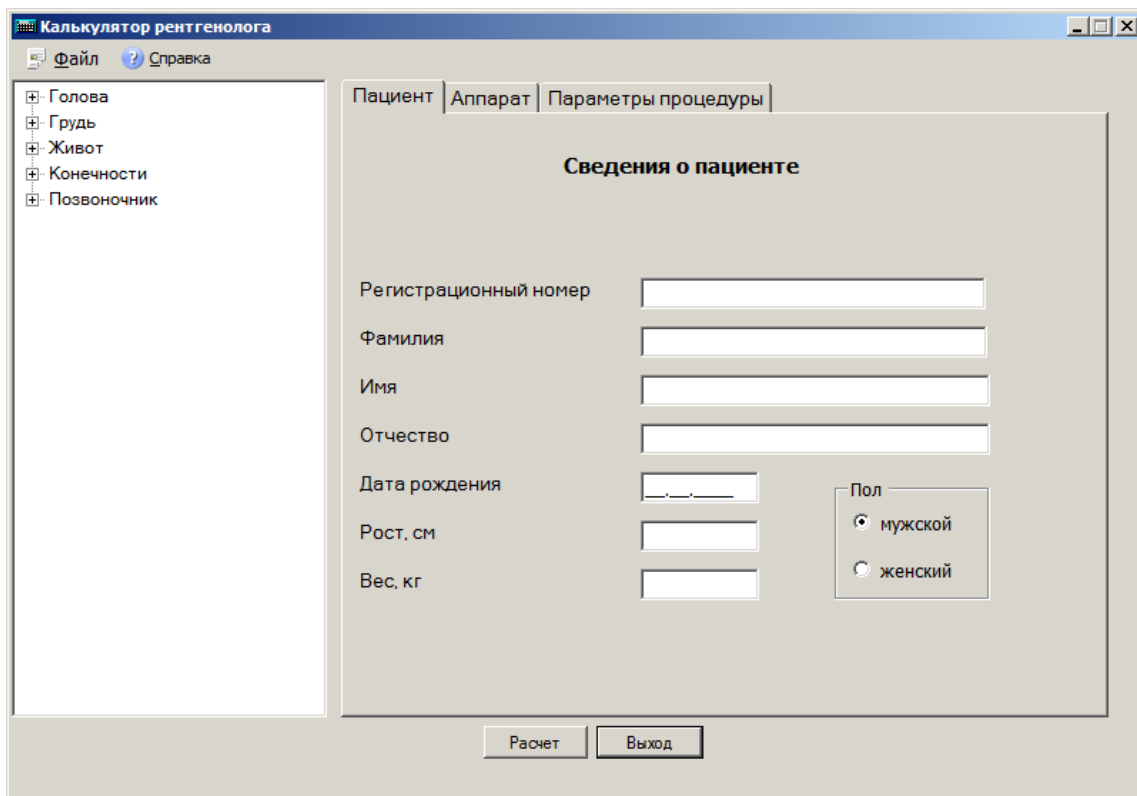


Рисунок 3 – Главное окно «Калькулятора рентгенолога», открытое во вкладке «Пациент», с помощью которого можно задать данные о пациенте

рактически излучательные особенности конкретного аппарата.

Основной составной частью «Калькулятора рентгенолога» является база данных. Она состоит из следующих таблиц: первая таблица «Процедуры», в ней содержатся данные о значениях напряжения на трубке, РИП, толщинах эквивалентного алюминиевого фильтра, и соответствующих значениях роста, веса, возраста и пола; таблица «Дозы» содержит массив предварительно рассчитанных органных доз, связанных с данными из таблицы «Процедура» полем «код процедуры». В ней содержатся данные о 1350 различных процедурах; таблица «Рентгеновские аппараты» содержит список наиболее широко распространенных рентгеновских аппаратов; таблица «Используемые рентгеновские аппараты» хранит список регулярно используемых рентгеновских аппаратов с данными об их радиационном выходе. На основе данных из первых двух таблиц интерполяцией рассчитываются дозы для конкретных параметров исследования. Результаты расчёта эффективных доз могут быть сохранены в отдельной базе данных пользователя, формирование которой предусмотрено в «Калькуляторе рентгенолога».

Для удобства работы с интерфейсом процедуры в главном окне сгруппированы по области обследования: голова, грудь, живот, конечности и позвоночник.

Главное окно «Калькулятора рентгенолога» состоит из дерева, в котором отображены названия рентгенологических процедур, и панели с тремя вкладками, в которые вводится информация о процедурах.

На вкладке «Пациент» вводится информация о пациенте: Ф.И.О., регистрационный номер (или номер медицинской карты), возраст, рост, вес и пол. На вкладке «Аппарат» производится выбор рентгеновского аппарата, на котором проводилось облучение. Если в программе указан пол и возраст пациента, можно выбрать процедуру обследования, для которой требуется рассчитать дозу. Во вкладке «Параметры процедуры» указывается напряжение на трубке, экспози-

ция, толщина эквивалентного алюминиевого фильтра, используемого в данной процедуре и расстояние от источника излучения до плёнки, если они отличаются от значений внесённых по умолчанию. Расчёт органных доз производится с помощью интерполяционных уравнений на основе ранее рассчитанных опорных значений доз.

Расчёт выполняется после нажатия кнопки «Расчёт», в результате чего на экран выводится окно «Результаты расчёта», на котором показаны входные параметры, эффективная доза и эквивалентные дозы на органы и ткани так, как показано на рисунке 4. Если какая-либо доза ниже 1 мкЗв, то в соответствующей строке выводится запись «менее 0,001 мЗв». Эффективная доза рассчитывается на основе доз на 22 органа и ткани согласно публикации МКРЗ №60 [11]. При расчёте эф-

Результаты расчёта

Иванов Иван Иоаннович
 Дата обследования 01/02/2010
 аппарат SIRESCOP CX (к)
 Грудь\Верхние ребра\Боковая правая проекция
 Параметры: мАс=1, РИП=80 см, напряжение=60 кВ, поле облучения 24 см x 30 см, фильтр=2.7 мм Al

Эффективная доза, мЗв	
Орган	Доза, мЗв
Гонады	менее 0,001
Красный костный мозг	0,005
Легкие	0,013
Желудок	0,013
Мочевой пузырь	менее 0,001
Печень	0,007
Пищевод	0,008
Щитовидная железа	0,01
Кожа	0,001
Повехность кости	0,007
Толстый кишечник	менее 0,001
Тонкий кишечник	0,001
Мозг	менее 0,001
Надпочечники	0,011
Почки	0,002
Поджелудочная железа	0,005
Селезенка	0,019
Вилочковая железа	0,006
Мышечная ткань	0,001
Экстраторакальный отдел органов дыхания	0,001

Рисунок 4 – Окно «Результаты расчёта», на котором представлены расчёты доз облучения

эффективной дозы облучения учитываются половые различия. Поэтому для женщин в окне «Результаты расчета» вместо гонад будут указаны дозы на матку, яичники и молочную железу. Возможность расчёта эффективной дозы с дополнительными органами согласно публикации МКРЗ №103 [12] будет добавлена после того, как будут внесены соответствующие изменения в белорусские Нормы радиационной безопасности (НРБ).

Согласно рекомендациям МКРЗ №60 [12], эффективная доза рассчитывается как сумма доз на органы и ткани, умноженных на взвешивающие коэффициенты.

Для всесторонней верификации «Калькулятора рентгенолога» было проведено сравнение его расчётов органных доз с результатами похожей финской программы ODS [13]. Результаты сравнения расчёта доз облучения при обследовании желудка в прямой задней проекции (поле облучения 24×30 см) приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Сравнение доз, рассчитанных «Калькулятором рентгенолога» и ODS

Орган	Доза на орган, мГр	
	ODS	Калькулятор рентгенолога
Лёгкие	0,005	0,0008
Желудок	0,025	0,0243
Печень	0,019	0,0189
Пищевод	0,00033	0,00072
Надпочечники	0,0085	0,0029
Почки	0,0033	0,0035
Поджелудочная железа	0,015	0,0141
Селезёнка	0,0065	0,0069

Как видно из таблицы дозы облучения, рассчитанные в двух программах, практически совпадают. Однако более углубленное сравнение провести не удалось, поскольку в программе ODS не предусмотрен расчет ошибок.

В настоящее время в базе данных «Калькулятора рентгенолога» содержится информация о дозах облучения для 1350 рентгенологических процедур и для шести возрастных категорий в соответствии с Публикацией № 89 МКРЗ [10]. Исходя из этих данных для каждого конкретного

случая, задаваемого пользователем, дозы на органы и ткани и эффективная доза на пациента рассчитываются интерполяцией по входным параметрам: напряжению на трубке, толщине эквивалентного алюминиевого фильтра, РИП, радиационному выходу рентгеновского аппарата, а также росту и весу. Время расчёта «Калькулятором рентгенолога» составляет несколько миллисекунд на компьютере средней мощности. «Калькулятор рентгенолога» удобен и прост в использовании. Кроме того, он может быть установлен как на современных ПЭВМ, так и на старых компьютерах.

Заключение

Разработан специализированный программный комплекс для точной оценки эквивалентных и эффективных доз облучения пациента при проведении рентгенологических исследований. «Калькулятор рентгенолога» может быть использован врачами-рентгенологами и средним медперсоналом для оценки дозы непосредственно после облучения в различных учреждениях здравоохранения Беларуси, что подтверждено результатами внедрения.

Библиографический список

1. IAEA (2002) «Radiological protection for medical exposure to ionizing radiation: safety guide» (No. RS-G-1.5), Vienna, IAEA. Радиологическая защита при медицинском облучении ионизирующим излучением. Руководство МАГАТЭ № RS-G-1.5, Вена, 2004.
2. UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, 2000 Report to the General Assembly, UNSCEAR, New York (2000).
3. Servomaa and M. Tapiovaara. Organ dose calculation in medical X-ray examinations by the program PCXMC // Radiation Protection Dosimetry. – Vol. 80. Nos. 1-3, P. 213-219 (1998).
4. Kramer, R. CALDose_X – a software tool for assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology / R. Kramer,

- H.J. Khoury, J.W. Vieira // Phys. Med. Biol. – 2008. – Vol. 53. – P. 6437-6459.
5. Petoussi-Henß, N. Voxel anthropomorphic models as a tool for internal dosimetry / N. Petoussi-Henß, M. Zankl // Radiat. Prot. Dosim. – 1998. – Vol. 79. – P. 415-418.
6. ICRU Report №74. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, // Journal of the ICRU. – 2005. – Vol. 5, No 2.
7. Boone, J.M. «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. – №24(1). – P. 1661-1670.
8. Gubatova, D. Tissue-Equivalent Phantoms in Radiological Protection / D. Gubatova, V. Varchena, A. Krastinya // Kernenergie 32 (1989) 1, P. 10-11.
9. Goorley, T. (2004) «MCNP5 Tally Enhancements for Lattices (aka Lattice Speed Tally Patch)», Los Alamos national laboratory, Research notes, X-5-RN(U)04-20.
10. ICRP ICRP publication 89. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values, Oxford: Pergamon press. 2003.
11. ICRP ICRP publication 60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Oxford: Pergamon press. 1989.
12. Публикация 103 Международной Комиссии по радиационной защите (МКРЗ). Пер с англ. / Под общей ред. М.Ф. Киселёва и Н.К.Шандалы. М.: Изд.ООО ПКФ «Алана», 2009. – 312 с.
13. Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size- and sex -adjustable phantom. / S. Ranniko [et al.] // The British J. Radiology. – 1997. – Vol. 70. – P. 708-718.

**V.F. Minenko, K.A. Verenich, A.A. Khruschinskiy, S.A. Kuten',
G.V. Gatskevich, T.V. Lazuko**

METHODOLOGY OF ESTIMATION OF PATIENT DOSES DURING X-RAY DIAGNOSTIC PROCEDURES.

A new method estimating the patient doses of radiation during ordinary X-ray diagnostics.

X-ray spectra were modeled. The X-ray spectrum was modeled using semi-empirical TASMIP-model. An anthropomorphic tissue-equivalent phantom which corresponds to an adult with the height of 1,76 m and 73 kg, was digitized using the method of computer tomography. Monte-Carlo method was used to calculate the absorption of energy in human phantom.

3D array of doses in voxels for all main procedures of X-ray diagnostics with their geometry of irradiation was calculated. This array was used to calculate doses for 22 main organs and tissues required for the calculation of effective dose. All the organ doses were stored into a database for further calculation of the doses for every particular patient and irradiation procedure. During the calculations the interpolation on age, height and mass of the patient, high voltage on X-ray tube, Al-equivalent filter thickness, FID and air kerma was used.

The use of voxel phantom gives good compliance with the measurements of doses using thermo luminescent dosimeters in the anthropomorphic phantom.

Key words: *exposure doses, voxel phantom, Monte Carlo method*

Поступила 29.03.10