ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ ДОЗОВЫХ НАГРУЗОК НА ОРГАНЫ И ТКАНИ ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

С. А. Кутень, А. А. Хрущинский, В. Ф. Миненко*, Т. С. Кухта*

В настоящее время широкое применение для целей дозиметрии рентгенологических исследований в медицине приобрели численные методы расчета переноса ионизирующего излучения, в частности метод Монте-Карло [1]. Это было обусловлено бурным развитием вычислительной техники и созданием весьма эффективных программных продуктов, таких как EGS [2], MCNP [3] и MCNPX [4]. Для работы названных программных продуктов требуются такие исходные данные для расчета дозы в теле человека, как модель объекта облучения и модель источника рентгеновского излучения.

Настоящая работа посвящена моделированию источника рентгеновского излучения и созданию программы оценки дозы облучения различных органов во время типичных рентгенологических исследований (требуемый для таких исследований энергетический диапазон лежит выше 40 кэВ и не охватывает маммографию).

Анализ вопросов, связанных с разработкой эффективной модели спектра рентгеновской трубки для дозовых вычислений, показал, что проблему вычисления дозовых нагрузок на все тело человека и его отдельные органы во время радиологических процедур целесообразно решать в два этапа. На первом этапе рассчитывается распределение дозы для моноэнергетического источника гамма-квантов. На втором этапе проводится свертка моноэнергетического отклика со спектром излучения реального рентгеновского источника. Это разбиение обусловлено исключительно сложностью разработки эффективной модели рентгеновской трубки, справедливой для широкой области изменения более чем десятка параметров, описывающих различные режимы работы рентгеновских аппаратов разного типа.

Таким образом, на первом этапе для заданных геометрических параметров рентгенологической процедуры (расстояние источник-поверхность объекта облучения (РИП), пол облучения, координаты центрации пучка, угол проекции и наклон в вертикальной плоскости, размер фокуса) рассчитываются дозовые распределения $D(\mathbf{r},E)$ для любой выбранной точки $\mathbf{r}$ облучаемого объекта при фиксированной энергии источника гамма-квантов E. Предполагается, что испускаемые источником гамма-кванты равномерно распределены по фокусному пятну трубки.

На этапе разработки, в качестве объекта облучения был взят антропоморфный физический фантом типа Алдерсона – Рендо. Фантом просканировали на компьютерном томографе с целью получения его томографических изображений. Томограммы были затем использованы для создания воксельной модели фантома. Дальнейшая работа проводилась с использованием разработанной воксель-

***** ГУО БелМАПО, Минск.

ной модели фантома. Соответствующая система координат, принятая при описании фантома Алдерсона – Рендо, показана на рис. 1. Один из вариантов базовой координатной сетки для вычисления объемных дозовых распределений в воксельной модели фантома типа Алдерсона – Рендо (приведен на рис. 2 для сечения z = 46 см, соответствующего разрезу на уровне легких). Точками обозначены места локализации детекторов определенного типа. В задаче оценки поглощенной дозы различными тканями при рентгенографических исследованиях разумно выбрать в качестве элементарного детектора точечный детектор MCNP с неаналоговым ускорением набора необходимой статистики. В указанном слое размещено 108 точечных детекторов MCNP.

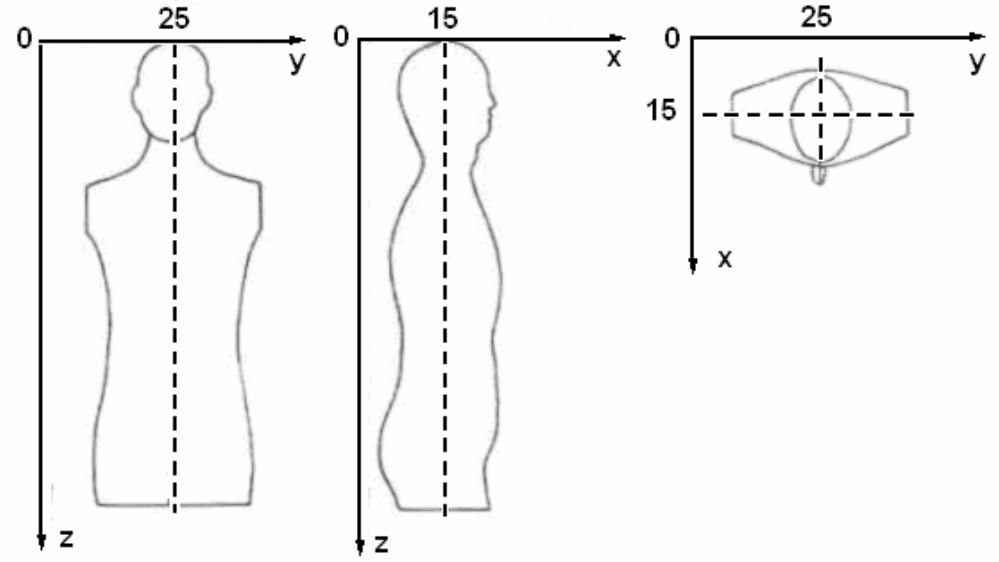

Рис. 1. Система координат для фантома Алдерсона – Рендо

Дискретный шаг в пространстве определяется схемой размещения точечных детекторов MCNP в облучаемом теле.

Выбор шага дискретизации энергетической области определяется спектром рентгеновской трубки, который зависит от анодного напряжения. Этот шаг должен быть подобран таким образом, чтобы воспроизводились все особенности спектра рентгеновской трубки, в частности пики характеристического рентгеновского излучения. Это означает, что для практических целей дискретный шаг в энергетической области должен быть неравномерным – сравнительно большим в области вне пиков характеристического излучения и достаточно мелким в области этих пиков. Окончательный результат для пространственного распределения поглощенной дозы в фантоме будет являться интегральной сверткой моноэнергетического отклика $D(\mathbf{r},E)$ с энергетическим спектром $G_0(E)$ рентгеновской установки в ее фокусе:

$$D(\vec{r}) = \int D(\vec{r}, E) G_0(E) dE \, . \qquad (1)$$

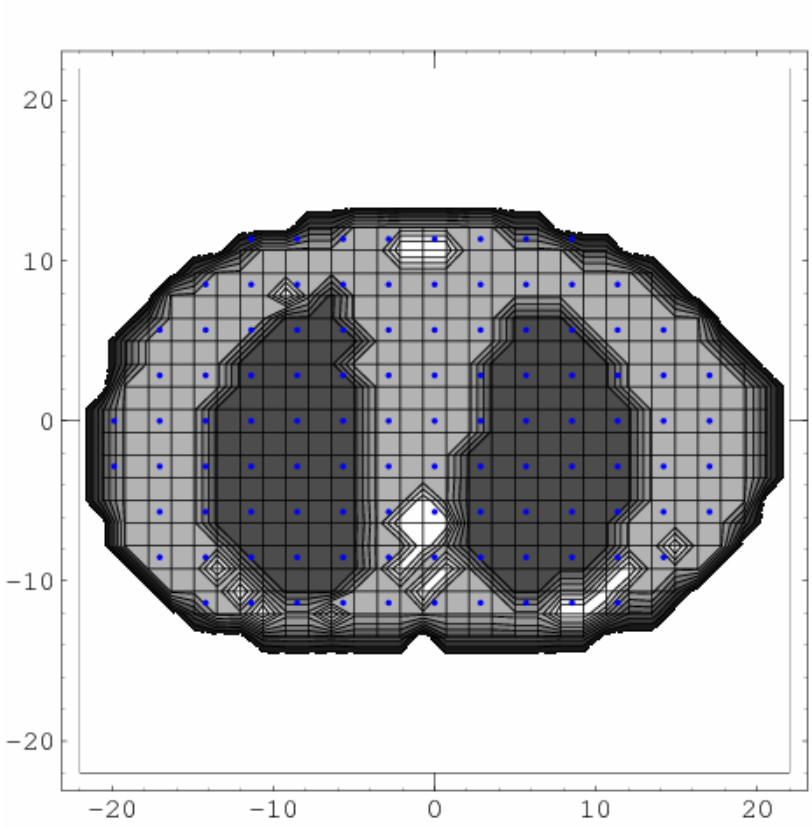

Рис. 2. Один из вариантов базовой координатной сетки для вычисления объемных дозовых распределений в фантоме Алдерсона – Рендо z = 46 см (108 точечных детекторов MCNP в слое)

Фактически, в связи с использованием воксельного фантома, дозовые распределения $D(\mathbf{r},E)$ должны быть рассчитаны для сетки точечных детекторов MCNP для параллелепипеда, разбитого на множество объемных вокселей. Пространственное распределение $D(\mathbf{r},E)$ затем используется для расчета соответствующей дозы в выделенном органе.

Несмотря на то что формула (1) в принципе решает задачу вычисления поглощенной дозы в органе от любого источника рентгеновского излучения путем разбиения ее на две части: вычисление дозы от моноэнергетического источника и последующую ее свертку с выбранным модельным спектром рентгеновского аппарата, она оказалась практически неприменимой по техническим причинам. К сожалению, на компьютере с частотой процессора 3 ГГц расчет дозового распределения $D(\mathbf{r},E)$ для моноэнергетического источника с энергией E для одной проекции облучения при фиксированных остальных параметрах длится семь дней. Поэтому в связи с практической невозможностью проведения расчетов с моноэнергетическим источником основное внимание было уделено разработке эффективной модели рентгеновского источника.

1. Физико-математическая модель рентгеновского источника для моделирования работы рентгеновской трубки с учетом ее характеристик

Для моделирования работы рентгеновской трубки с учетом ее характеристик нами была использована «TASMIP»-модель рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом, работающей в диапазоне анодных напряжений 30–140 кВ [5]. Наше описание рентгеновского аппарата, основанное на «TASMIP»-модель рентгеновской трубки, в настоящий момент включает следующие параметры:
напряжение на аноде;

- размер и форма фокусного пятна;
- расстояние «источник – поверхность фантома» (РИП);
- поле облучения;
- толщина основного и дополнительного фильтров;
- пульсация анодного напряжения (риппл);
- ток в цепи катод – анод;
- расстояние «источник – формирующее устройство»;
- характеристики формирующего устройства;
- «TASMIP»-модель рентгеновской трубки.

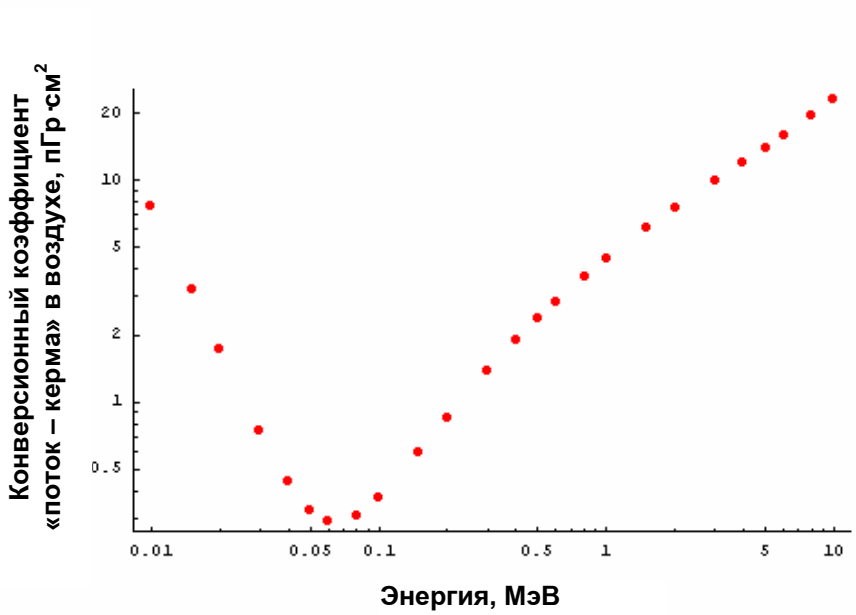

Рис. 3. Энергетическая зависимость конверсионного коэффициента «поток – керма» *F(E)* в воздухе [2]

Проведена верификация модели рентгеновской трубки путем оценки интенсивности потока излучения и путем расчета дозы. Верификация интенсивности излучения основана на сравнении экспозиционной дозы, создаваемой модельным источником на расстоянии *R* в воздухе, и измеренной в этой точке аналогичной экспериментальной величиной.

Любой модельный источник рентгеновского излучения оперирует с величиной, близкой к потоку квантов, которую необходимо конвертировать в дозовую величину типа кермы. Энергетическая зависимость конверсионного коэффициента «поток – керма» для фотонов в воздухе, взятая из работы [6] (см. рис. 3), проинтерполирована аналитической функцией *F(E)* (пГр*см^2), используемой далее как при верификации интенсивности рентгеновского источника, так и при дозовых расчетах в воздухе.

В модели «TASMIP» число фотонов, испускаемых источником в энергетическом интервале (*E*, *E*+*dE*), *dE* = 1 кэВ за 1 с на расстоянии R_0 = 100 см от фокуса, приходящихся на 1 мм^2 площади и на 1 мА анодного тока при заданном напряжении *V* и его пульсации (ripple) ζ,, дается табулированной функцией I_0 *(V, ζ, E, d)* (фотон/(мАс*кэВ*мм^2) для заданного фильтра (эквивалентная толщина *d* мм алюминия). Для примера на рис. 4 приведен спектр рентгеновской трубки в «TASMIP»-модели для параметров трубки V = 120 кВ, ζ = 0 в отсутствие фильтра и с типичным фильтром 2.5 мм Al. Пики на рис. 4 соответствуют K-линиям характеристического рентгеновского излучения вольфрамового анода. Мягкое характеристическое рентгеновское излучение L-линий в области 8–11 кэВ для целей рентгеновской диагностики несущественно и не рассматривается в рамках «TASMIP»-модели.

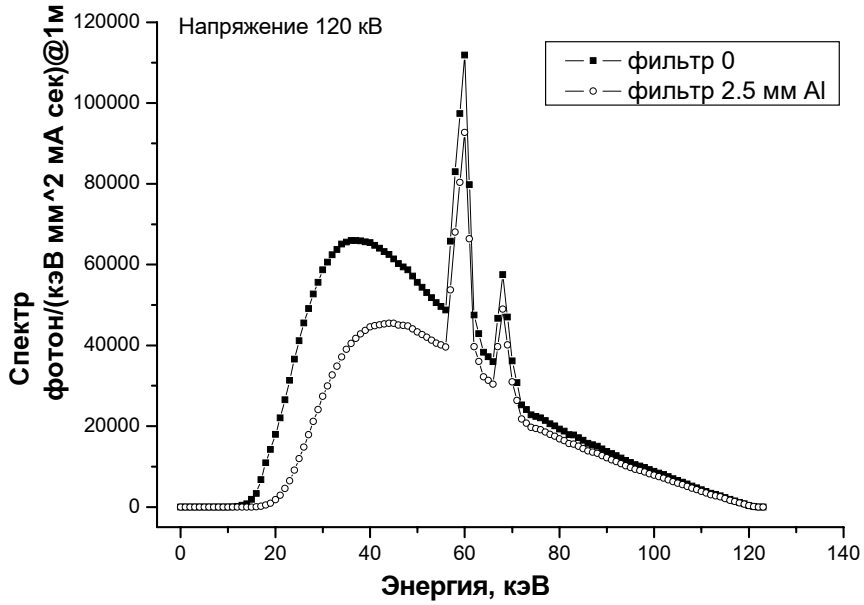

Рис. 4. Энергетический спектр рентгеновской трубки в «TASMIP»-модели для параметров трубки V=120 кВ, ζ=0, в отсутствие фильтра *d* =0 и с фильтром *d* =2.5 мм Al

Интегрируя эту функцию источника, фактически являющейся плотностью потока фотонов на расстоянии R_0 от фокуса трубки, с зависящим от энергии конверсионным коэффициентом $F(E)$, мы получим керму в воздухе. Окончательное выражение зависит от выбора единиц измерения кермы. Если ее измерять в мГр, то величина кермы, даваемая «TASMIP» источником на расстоянии R от фокуса и приходящаяся на 1 мАс, будет определяться выражением:

$$K^{'}(V,\zeta,d)(мГр/мАс) = 10^{-4}\frac{R_0^2}{R^2}\int_{E_1}^{E_2} I_0(V,\zeta,E,d)F(E)dE\,, \qquad (2)$$

где числовые множители обусловлены согласованием единиц измерения конверсионного коэффициента «поток – керма» и потока в «TASMIP»-модели. E_1 и E_2 – начальная и граничная энергии спектра рентгеновского источника. Первая из них определяется фильтрами аппарата, вторая – анодным напряжением.

Ради краткости назовем величину $K^{'}(V,\zeta,d)$ (мГр/мАс) «удельной» кермой. Зависимость «удельной» кермы от анодного напряжения в модели «TASMIP» имеет параболический характер и приведена на рис. 5 для различной фильтрации на расстоянии 1 м от фокуса в отсутствие пульсации напряжения $\zeta = 0$.

Этому теоретическому значению «удельной» кермы в воздухе может быть поставлен в соответствие аналогичный параметр $K(\mu)$, извлекаемый из экспериментальной зависимости кермы от величины произведения тока трубки на длительность экспозиции в мАс, μ, измеряемой на расстоянии R от фокуса. Как правило, для нормально функционирующих рентгеновских трубок эта зависимость

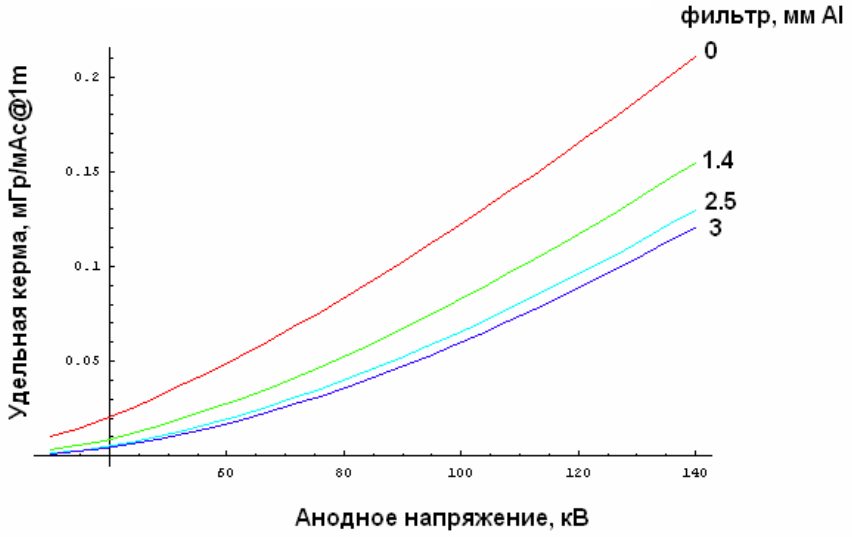

Рис. 5. Зависимость «удельной» кермы (мГр/мАс) от анодного напряжения в модели «TASMIP» при различной фильтрации (нулевой риппл ζ=0)

очень слабо отличается от линейной, и функция $K(\mu)$ может быть аппроксимирована первыми двумя членами своего разложения в ряд Тейлора:

$$K(\mu) = K_0 + K'(0)\mu + 1/2K''(0)\mu^2, \quad (3)$$

где K_0 – некоторая постоянная, характеризующая трубку. Пример такой экспериментальной зависимости $K(\mu)$ приведен на рис. 6 для рентгеновского аппарата Mevasim при анодном напряжении 85 кВ (РИП = 100 см, поле облучения 5 см × 5 см). Здесь же представлен результат сглаживания (фитирования) ее параболой:

$$K(x) = -0.0158 + 0.0375x - 8.6556 \cdot 10^{-7} x^2.$$

Нелинейность параметра $K(\mu)$, определяемая вторым членом (3), чрезвычайно мала.

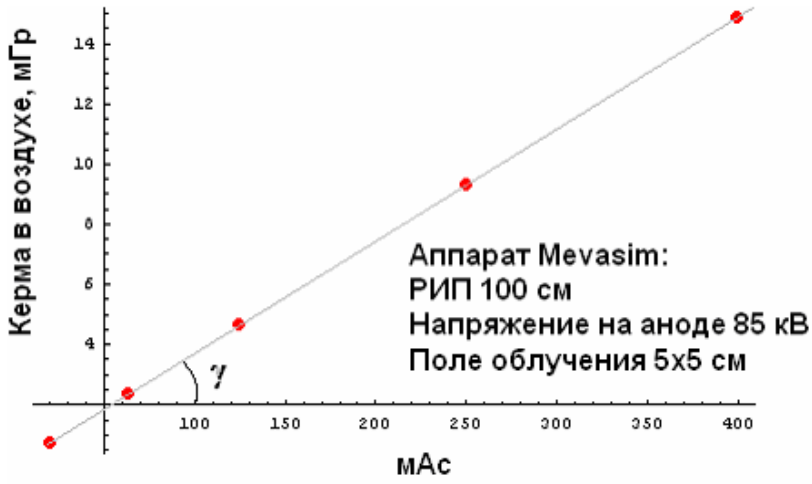

Рис. 6. Экспериментальная зависимость «воздушная керма – мАс» для рентгеновского аппарата Mevasim

При корректном описании работы рентгеновской трубки модельным источником «TASMIP» величина $K'(V,\zeta, d)$ (1) должна совпадать с производной $K'(0) = \left.\frac{dK}{d\mu}\right|_{\mu=0}$ или с тангенсом угла $tg\gamma$ наклона экспериментальной характеристики $K(\mu)$:

$$K'(V,\zeta,d) = tg\gamma = K'(0) \quad (4)$$

Одна из верификаций интенсивности в модели «TASMIP» рентгеновской трубки основана на проверке равенства (4) для различных режимов работы трубки.

Следует отметить, что хорошо себя зарекомендовавшая для дозиметрических расчетов полуэмпирическая модель «TASMIP» рентгеновской трубки основана на анализе экспериментальных данных для конкретной рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом [5].

2. О влиянии пульсаций анодного напряжения

Пульсации анодного напряжения (или риппл) количественно характеризуются риппл-фактором (*RF*) вида:

$$RF = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}} 100\ \%, \qquad (5)$$

где V_{max} и V_{min} – максимальное и минимальное значение анодного напряжения соответственно.

Самый значительный эффект от наличия пульсаций напряжения, типичные значения которого составляют *RF* ~5 – 10 % [7], по-видимому, все же заключается не в энергетическом перераспределении поглощения излучения в фантоме, а в относительном уменьшении радиационного выхода источника при наличии риппла. Это видно из рис. 7, где приведены спектры «TASMIP»-источника в отсутствие и при наличии риппла для напряжения 80 кВ при отсутствии фильтрации и для типичного фильтра 2.5 мм. Наличие риппла практически не изменяет положение максимума спектра, но заметно уменьшает его амплитуду, и как следствие, интенсивность излучения, в грубом приближении пропорциональную площади под спектром. Количественно уменьшение площади под спектром зависит от фильтрации.

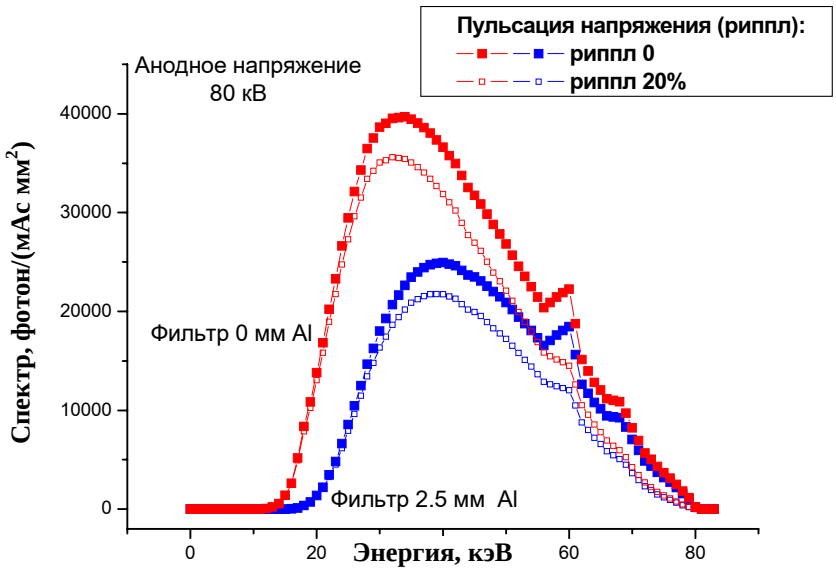

Рис. 7. Влияние риппла на форму спектра излучения для «TASMIP»-источника (анодное напряжение 80 кВ)

теории и эксперимента, расчет F5 функционала MCNP для продольного и поперечного распределения поглощенной дозы в водном и тканеэквивалентном фантомах. Результаты верификации интенсивности в модели «TASMIP» для аппарата Mevasim приведены на рис. 9, где показана зависимость удельной воздушной кермы (мГр/мАс) от анодного напряжения. Для удобства приведен также ряд теоретических кривых $K'(V,\zeta,d)$ (1) при различной фильтрации. Напомним, что в соответствии с документацией полный внутренний фильтр аппарата Mevasim соответствует эффективной толщине 2.5 мм Al. Следует отметить, что существует известное смешение понятий при определении точного значения толщины эквивалентного алюминиевого фильтра для конкретной установки. Часто используемые термины «основной» фильтр и «дополнительный» в русско-язычном варианте не совсем соответствуют английским терминам inherent and additional filters. На рис. 9 видно, что если предположить, что установка Mevasim характеризуется суммарным фильтром 3мм Al, то в целом наблюдается хорошее согласие между рассчитанной и экспериментально измеренной удельной воздушной кермы для разных напряжений. С ростом напряжения различие между ними слегка увеличивается.

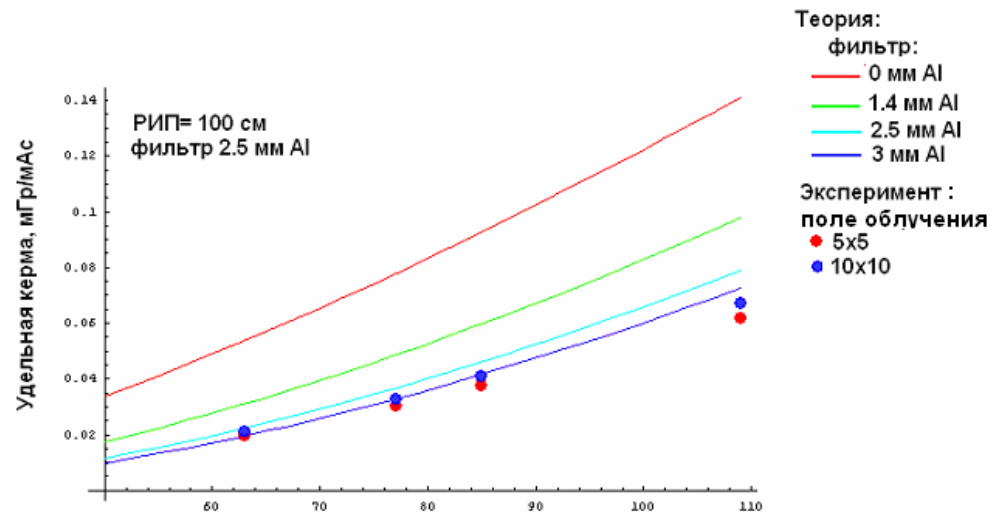

Рис. 9. Сравнение теоретической и экспериментальной зависимости удельной воздушной кермы от анодного напряжения для рентгеновского аппарата Mevasim (РИП 100 см, фильтр 2.5 мм Al)

Приведенная интерпретация показывает реальную возможность коррекции модели рентгеновского источника с целью соответствия ее предсказаний экспериментальным данным конкретной установки. Другая интерпретация этих данных, на наш взгляд, более соответствующая действительности, состоит в том, что мы имеем конкретное различие в предсказанной и измеренной удельной керме, вызванное разными причинами. Отношения теоретически рассчитанной и экспериментально измеренной удельной воздушной кермы для разных напряжений и полей облучения систематизированы в табл. 2 и показаны для удобства на рис. 10 (отношение «теория/эксперимент» ТЕ).

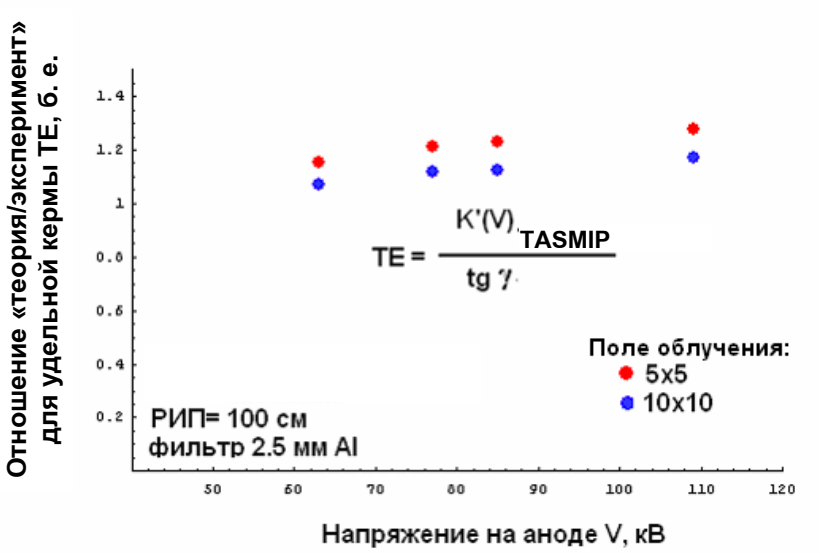

Рис. 10. Отношение «теория/эксперимент» для удельной воздушной кермы (мГр/мАс) для рентгеновского аппарата при различных анодных напряжениях и полях облучения (РИП 100 см, фильтр 2.5 мм Al)

Обратим внимание, что в соответствии с рис. 9, 10, измеренная в воздухе керма на расстоянии РИП = 1 м от источника зависит от поля облучения, хотя такой зависимости в модели «TASMIP» не предусматривается. Физически керма в воздухе определяется только расстоянием до источника и не может зависеть от поля облучения, что и содержится в модели «TASMIP». Однако измерения кермы проводятся на рентгеновской установке с формирующим устройством на некотором расстоянии от него. В этом случае вклад в показания будут давать процессы рассеяния излучения на формирующем устройстве и воздухе.

Таблица 2

Отношение «теория/эксперимент» *TE* для удельной воздушной кермы (мГр/мАс) для рентгеновского аппарата при различных анодных напряжениях и полях облучения (РИП 100 см, фильтр 2.5 мм Al)

Напряжение на аноде, кВ	Отношение «теория/эксперимент» *TE*, б. е $TE=K'(V)_{TASMIP}/tg(\gamma)$			
	63	77	85	109
Поле облучения 5×5 см	1.153	1.214	1.230	1.279
Поле облучения 10×10 см	1.072	1.117	1.126	1.174

Для характеристики эффекта поля облучения при измерении кермы в воздухе на рентгеновском аппарате введем количественный показатель F_{field} – фактор поля облучения, равный относительной разности удельной воздушной кермы для двух полей облучения:

$$F_{field} = \frac{tg(\gamma_1) - tg(\gamma_2)}{tg(\gamma_1)}, \quad (6)$$

где $\gamma_{1,2}$ – угол наклона характеристики «керма – мАс» для двух полей облучения 1 и 2 соответственно.

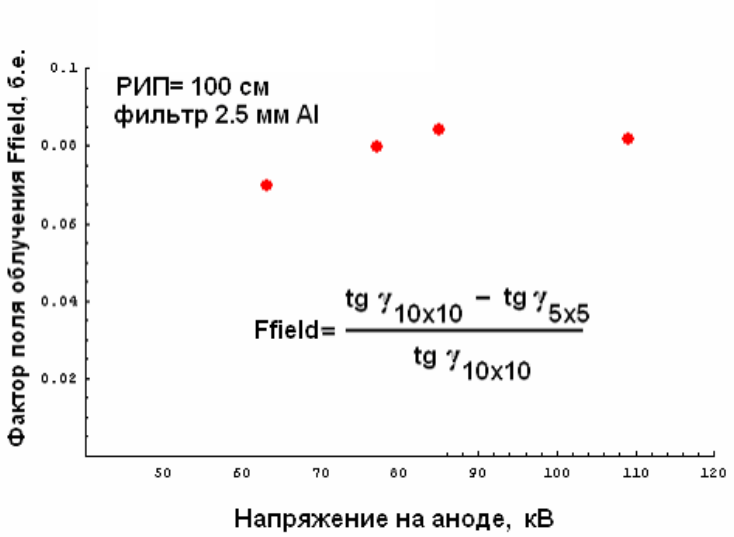

Рис. 11. Зависимость фактора поля облучения для удельной воздушной кермы от анодного напряжения для рентгеновского аппарата Mevasim (РИП 100 см, фильтр 2.5 мм Al)

Зависимость фактора поля облучения F_{field} от анодного напряжения для рентгеновского аппарата Mevasim (РИП 100 см, фильтр 2.5 мм Al) приведена на рис. 11. В среднем он составляет 7–9 % в области напряжений 63–110 кВ. По-видимому, величина F_{field} обусловлена в большей степени процессами рассеяния квантов в воздухе, чем процессами рассеяния их в Pb диафрагме.

Действительно, типичная толщина диафрагмы формирующего устройства составляет порядка 1 мм Pb, что составляет свыше 5 длин свободного пробега фотона в Pb для энергии кванта 63 кэВ. По этой причине рассеяние излучения как таковое сильно подавлено в Pb диафрагме. В то же время длина свободного пробега фотона в воздухе составляет 185 см для энергии 63 кэВ. В этом случае при расстоянии 1 м от источника до детектора (ионизационная камера) процессы рассеяния квантов в воздухе будут давать вклад в показание детектора. Чем больше поле облучения, тем больше воздуха вовлекается в процессы рассеяния, тем больше керма, показываемая прибором. Такое поведение кермы, измеренной в воздухе на рентгеновском аппарате, согласуется с рис. 9–11.

4. О модификации «TASMIP»-модели для описания рентгеновских трубок с W-Re анодом

Иллюстративные материалы (см. табл. 2 и рис. 10) свидетельствуют о возрастании отношения «теория/эксперимент» *TE* для удельной воздушной кермы с ростом напряжения с 15 % при низких напряжениях (63 кВ) до 28 % при высоких напряжениях (109 кВ), причем величина *TE* больше единицы. Такое расхождение может быть лишь частично компенсировано за счет изменения толщины

фильтра (см. рис. 9). Даже если компенсировать величину *TE* изменением фильтра на низких энергиях, расхождение останется порядка 10 %. Такое расхождение может быть обусловлено естественными причинами: «TASMIP»-модель описывает спектр рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом, в то время как анод в аппарате Mevasim сделан из сплава вольфрама с рением с примесью молибдена и графита. Типичное массовое отношение рения к вольфраму есть 0.1 (оно практически фиксировано, т. к. диктуется различными техническими причинами). Поскольку заряды W и Re практически одинаковы, тормозное излучение, создаваемое 10 % сплавом вольфрама с рением, будет таким же, как и создаваемое 100 % вольфрамом. В то же время амплитуда характеристического излучения, создаваемого 10 % сплавом вольфрама с рением, будет на 10 % меньше амплитуды характеристического излучения от 100 % вольфрама (характеристическое излучение молибдена лежит в низкоэнергетичной области спектра и не представляет интереса для диагностических рентгенологических обследований). По этой причине, чтобы «TASMIP»-модель описывала рентгеновскую трубку с W-Re анодом, амплитуду всех линий характеристического излучения (линии W) в «TASMIP»-модели необходимо уменьшить на 10 %.

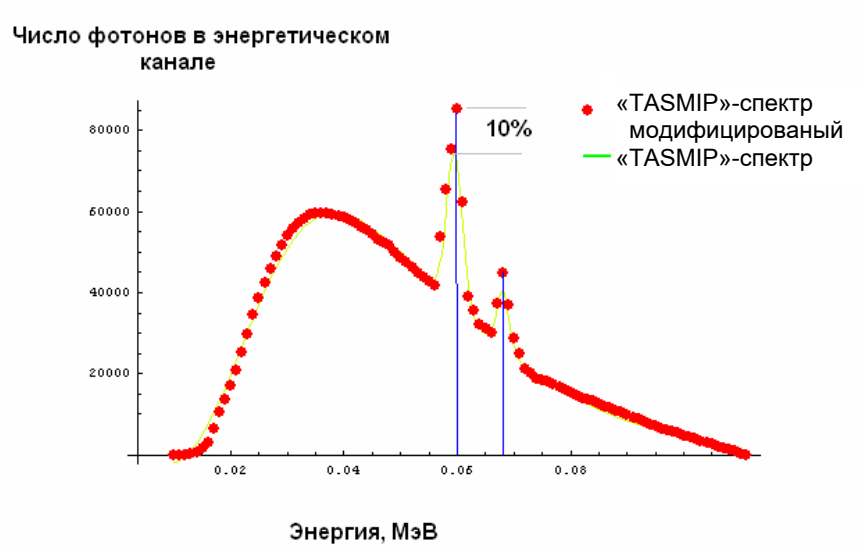

Рис. 12. Модификация «TASMIP»-модели для рентгеновской трубки с W-Re анодом

Пример такой модификации спектра «TASMIP»-источника показан на рис. 12 для напряжения 109 кВ. Для этого форма спектра представлялась в аналитическом виде посредством фитирования его с помощью двух гауссианов, описывающих характеристическое излучение вольфрама, и подставки типа импульса с затянутым задним фронтом. Последний может быть описан различными математическими полиномиальными представлениями. В данном случае подставка хорошо описывается логнормальным распределением. В модифицированном спектре амплитуды обоих пиков уменьшены на 10 %.

Для отработки вопросов, связанных с верификацией модели рентгеновской трубки при расчетах глубинных распределений поглощенной дозы в водном и тканеэквивалентных фантомах, разработана программа автоматической генерации входного файла в коде MCNP. В коде MCNP проведены вычисления мощности поглощенной дозы на глубинах 2, 5, 10, 15, 22, 26 см в водном фантоме при различных напряжениях на аноде и различных полях облучения с точностью от 0.5 % до 2.5 %. Сравнение экспериментального значения мощности поглощенной дозы, создаваемой рентгеновской трубкой OPTILIX в водном фантоме, с расчетной величиной, основанной на «TASMIP»-модели рентгеновской трубки, показывает их совпадение на глубине 10 см в пределах ошибки измерений для всего диапазона анодных напряжений 63–109 кВ (диапазон имеющихся измерений).

Сравнение как удельной кермы в воздухе, так и глубинных распределений мощности поглощенной дозы в водном фантоме, даваемых другими типами рентгеновских трубок, требует отдельного обсуждения. В целом соответствующие расчеты выполнены для трех типов рентгеновских трубок.

5. Определение доз облучения в органах

В принципиальном плане определение дозовых нагрузок на орган не сильно отличается от определения его объема. Схематично объем в одном слое определяется характерным сечением в данном слое и высотой слоя. При расчете площади контура, используя метод накопленной фазы, суммируются все центры прямоугольников внутри контура. Суммирование прямоугольников (их центров) происходит с единичным весом (все прямоугольники эквивалентны между собой). При расчете дозовой нагрузки на какой-либо слой органа, указанные прямоугольники должны суммироваться с весом, равным значению дозы в данной точке (центр прямоугольника), полученной в результате MCNP вычислений с решеткой точечных детекторов. В общем случае шаг на сетке прямоугольников не обязан совпадать с шагом решетки точечных детекторов (шаг MCNP вычислений). В таком случае мы будем вынуждены проводить интерполяцию MCNP результатов, чтобы получить их величины в центрах прямоугольников. В первом приближении в качестве шага на сетке прямоугольников можно использовать шаг MCNP решетки. Тогда подсчитывая точки внутри контура с соответствующими весами, получим дозовую нагрузку на данный слой органа. Суммируя их по слоям с соответствующим элементарным объемом (элементарный объем в MCNP решетке), получим дозу на орган размерности доза × объем. В итоге, разделив полученную величину на объем органа, получим среднюю дозовую нагрузку на орган.

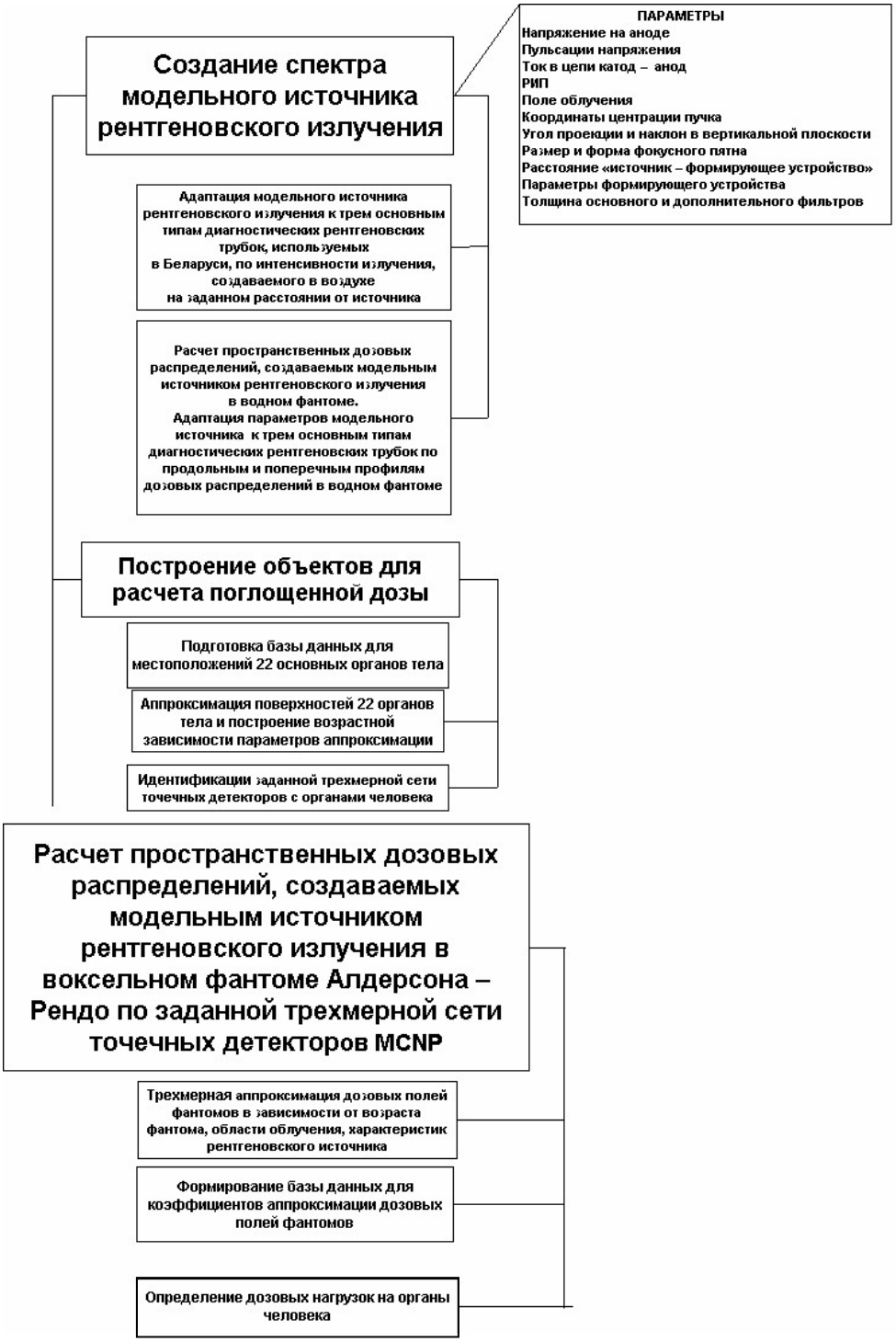

Рис. 13. Блок-схема алгоритма определения доз облучения в органах и тканях пациента

Оказалось, что такая процедура эффективно работает для больших органов, в отдельный слой которого попадает хотя бы одна точка MCNP решетки. Для малых органов типа тимуса, сам орган целиком лежит внутри одной полоски MCNP решетки, т. е. в него не попадает ни одна точка из этой решетки. В этом случае отыскиваются ближайшие к центру органа (или центру его ветви, если орган в слое состоит из нескольких ветвей как для тимуса или щитовидной железы) в данном слое MCNP результаты и производится их двумерная интерполяция на центр ветви или центр органа. Основанием для элемента объема в этом случае служит площадь контура ветви или органа.

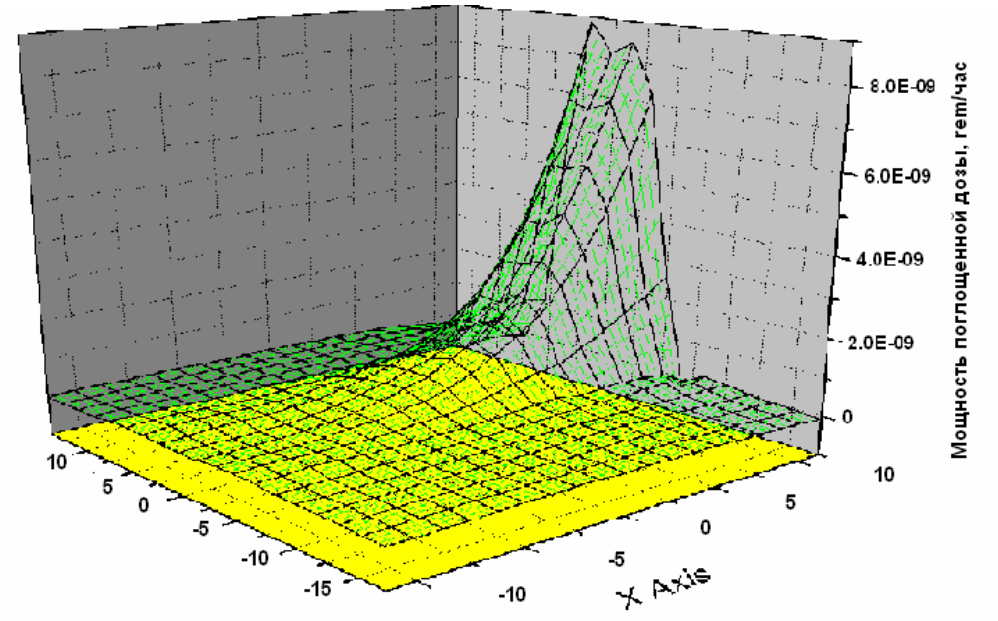

Рис. 14. Распределение мощности эквивалентной дозы (сЗв/ч) в слое z = 46 см в фантоме Алдерсона – Рендо для «TASMIP»-модели рентгеновской трубки (РИП 75 см, напряжение 109 кВ, поле облучения 10 × 10 см, фильтр 2.5 мм Al)

6. Алгоритм определения доз облучения в органах и тканях пациента в зависимости от характеристик источника излучения

Изложенное выше составляет основу алгоритма определения доз облучения в органах и тканях пациента в зависимости от характеристик источника излучения. Обобщенная блок-схема алгоритма определения доз облучения в органах и тканях пациента с учетом параметров источника приведена на рис. 13. В соответствии с вышесказанным алгоритм определения доз облучения в органах и тканях пациента состоит из трех основных блоков:

- создание спектра модельного источника рентгеновского излучения;
- построение объектов для расчета поглощенной дозы;

- расчет пространственных дозовых распределений, создаваемых модельного источника рентгеновского излучения в воксельном фантоме Алдерсона – Рендо по заданной трехмерной сети точечных детекторов MCNP;
- блок непосредственного расчета дозовых нагрузок на органы.

На рисунках 14 и 15 приведено распределение мощности эквивалентной дозы (сЗв/ч) в показанном на рис. 1 слое z = 46 см фантома Алдерсона – Рендо для «TASMIP»-модели рентгеновской трубки, выполненное посредством Монте-Карло моделирования процессов переноса излучения в фантоме.

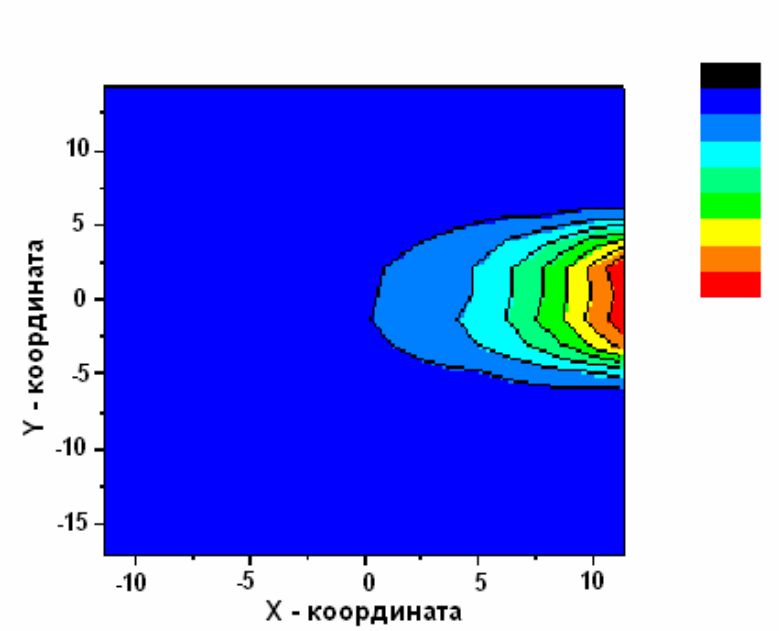

Рис. 15. Контурное распределение мощности эквивалентной дозы (сЗв/ч) в слое z = 46 см в фантоме Алдерсона – Рендо для «TASMIP»-модели рентгеновской трубки (РИП 75 см, напряжение 109 кВ, поле облучения 10 × 10 см, фильтр 2.5 мм Al)

7. Определение дозовых нагрузок на пациентов с различными физиологическими данными

Изменение алгоритма и соответствующих программ для пациентов различного возраста производится в соответствии с методикой [8, 9]. Исходный фантом Алдерсона – Рендо с критическими органами преобразуется новый фантом в зависимости от роста и веса пациента с новыми размерами по методике [8, 9].

В соответствии с [8, 9], в работе используется соотношение между весом и ростом пациента и размером области таза, талии и торса пациента, характерное для жителей Беларуси. Аналитически коррекция стандартного фантома производится методом подбора линейной зависимости размеров тела от веса и роста. Преобразование контуров тела и органов в зависимости от веса и роста производится в следующей последовательности:

1) пропорциональное увеличение (уменьшение) расстояния между слоями;

2) вычисление на основе линейной зависимости стандартного веса от роста определяются весовая категория пациента (избыточный вес, стандарт, недостаточный вес);

3) для стандартного пациента производится послойная коррекция тела и органов пропорционально отличию роста от стандарта;

4) для пациента с избыточным весом производится дополнительная коррекция контура тела с использованием уравнений регрессии, определяющих зависимость увеличения размеров торса, талии и таза в зависимости от избыточного веса. Внутренние органы в этом случае дополнительно не корректируются, предполагая, что увеличение размеров тела и веса происходит за счет жировой ткани;

5) для пациента с недостаточным весом производится одновременная коррекция контуров тела и внутренних органов по аналогичной зависимости;

6) зависимость размеров тела от веса и роста используется отдельно для мужчины и женщины;

7) область бюста и таза в базовом фантоме различны для мужчины и женщины.

Вышеописанные изменения для пациента с другими, нежели у стандартного фантома Алдерсона – Рендо, характеристиками требуют перестройки самого воксельного фантома и соответственно новой решетки MCNP детекторов. Хотя алгоритм и реализован в программе Mathematica, соответствующие MCNP расчеты не проводились по причине их исключительной трудоемкости даже для стандартного фантома.

8. Тестирование и верификация разработанного программного пакета

Верификация разработанного программного пакета проводилась двумя путями. Было проведено сравнение результатов расчета по известной российско-финской программе «Оргдоза» [10] доз на внутренние органы при рентгенологическом исследовании органов брюшной полости и результатов расчета для тех же условий облучения с помощью нашего пакета. Полученные результаты показаны для сравнения в табл. 3.

Таблица 3

Результаты расчета доз облучения внутренних органов при рентгенологическом исследовании брюшной полости

Орган	Поглощенная доза, мГр			
	Оргдоза		Собственные вычисления	
	Проекция ПЗ	Проекция Б	Проекция ПЗ	Проекция Б
Желудок	0.025	0.018	0.025	0.022
Печень	0.019	0.0053	0.021	0.0037
Пищевод	0.00033	0.00026	0.0043	0.0032
Надпочечники	0.0085	0.0097	0.0076	0.0057
Почки	0.0033	0.01	0.0042	0.012
Поджелудочная железа	0.015	0.016	0.013	0.026
Селезенка	0.0064	0.02	0.0065	0.021
Желчный пузырь	–	–	0.058	0.0053

Полученные результаты показывают хорошее совпадение результатов собственных расчетов с результатами известного программного продукта «Оргдоза». Наблюдаемые несущественные различия скорее всего связаны с различиями в оценках объема облучаемой ткани, а не с описанием модели источника излучения.

Следующий путь верификации состоял в сравнении результатов измерений дозы в органах на физическом фантоме типа Алдерсона – Рендо с результатами оценки доз с помощью разработанного программного пакета. Для сравнения был взят вариант облучения органов брюшной полости в прямой передне-задней проекции. Измерения проводили на рентгеновском аппарате «SIREGRAPH CF». Условия проведения измерений были следующие: анодное напряжение – 70 кВ, произведение тока трубки на экспозицию – 0.9 мАс, фильтр 2.5 мм Al, расстояние источник – поверхность фантома 100 см, размеры поля облучения на поверхности фантома 30 × 24 см, центр поля облучения на 60 см от «макушки» фантома.

В качестве дозиметров были использованы термолюминесцентные детекторы ДТУ-01. Погрешность измерения в диапазоне доз 0.1–10 мГр равна ±30 %. В табл. 4 показаны результаты измерений дозы в отдельных органах и результаты расчета.

Таблица 4

Результаты измерения и расчета поглощенной дозы в отдельных органах

Орган	№ слоя	№ точки	Поглощенная доза, мГр	
			измерения	расчет
Желудок	24	169	0.12	0.138
Поджелудочная железа	22	13	0.6	0.459
Легкое правое	18	87	0.07	0.077
Сердце	18	x	менее 0.1	0.047

В пределах погрешностей измерения дозы с помощью ТЛ дозиметров наблюдается полное совпадение результатов расчета с данными прямых измерений в антропоморфном фантоме взрослого человека типа Алдерсона – Рендо.

9. Заключение

Представленный в данной работе алгоритм определения доз облучения в органах и тканях пациента в зависимости от характеристик источника излучения для пациентов разного возраста для основных видов рентгенологических исследований реализован в виде пакета компьютерных программ вычисления доз облучения в органах и тканях для пациентов разного возраста и пола для основных видов рентгенологических исследований. Весь программный пакет можно представить в виде трех частей: первая из них в коде Mathematica модифицирует стандартный воксельный фантом Алдерсона – Рендо взрослого человека с учетом возрастных и других особенностей пациента и создает входной файл для MCNP кода расчета поглощенной дозы на решетке точечных детекторов MCNP. Необходимый для входного файла спектр излучения рентгеновского источника предоставляется второй частью программного пакета. Запуск входного файла осуществляется под управлением специального Perl-скрипта.

В третьей части программного пакета происходит построение математических образов органов стандартного фантома Алдерсона – Рендо взрослого человека, а также их необходимая коррекция с учетом возрастных и других особенностей пациента. Здесь также происходит расчет дозовых нагрузок на органы, используя результаты MCNP вычислений.

Выполнены расчеты дозовых распределений и определены дозовые нагрузки на органы для стандартного фантома Алдерсона – Рендо взрослого человека для 25 типичных рентгенологических исследований.

Тестирование и верификация разработанного программного пакета позволяют рекомендовать его для широкого применения в рентгенодиагностических кабинетах учреждений здравоохранения.

Литература

1. Ay M., Shahriari M. et al. // Phys. Med. Biol. 2004. Vol. 49. P. 4897.
2. *Nelson W.R., Hirayama H., Rogers W. O.* The EGS Code System. Stanford Linear Accelerator Centre report SLAC-265. 1985.
3. MCNPTM – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C, LA-13709-M. April 2000.
4. MCNPXTM User's Manual, Version 2.4.0, LA-CP-02-408. September 2002.
5. *Boone J. M., Seibert J. A.* // Med. Phys. 1997. Vol. 24. P. 1661.
6. International Commission on Radiological Protection. ICRP-23: Reference man: anatomical, physiological and metabolic characteristics.
7. *Ay M.R., Shahriari M.* et al. //Phys. Med. Biol. 2004. Vol. 49. P. 4897.
8. *Servomaa A., Ranniko S.* et al. A topographically and anatomically unified phantom model for organ dose determination in radiation hygiene. STUK A87. 1989.
9. *Ranniko S., Ermakov I.* et al. // The British J. Radiology. 1997. Vol. 70. P.708.
10. Программный продукт «Расчет эффективных доз и доз на органы пациента за счет рентгенодиагностических процедур «ОРГДОЗА» /ЦНИРРИ МЗ РФ. СПб., 1997.

IMPLEMENTAION OF MONTE CARLO SIMULATIONS FOR ASSESSMENT OF DOSE BURDENS ON THE TISSUES AND ORGANS OF PATIENTS DURING DIAGNOSTIC X-RAY INVESTIGATIONS

S. A. Kutsen, A. A. Khrutchinsky, V. F. Minenko*, T. S. Kuhta*

A voxel model of anthropomorphic tissue-equivalent Rando-like physical phantom has been developed from its CT-scan images for Monte Carlo simulations of transport of Roentgen radiation emitted by typical X-ray apparatus. Apparatus models based on TASMIP model for X-ray tube spectrum are verified using measurements of kerma-in-air and in-depth absorbed dose distribution for physical phantom with three commonly used in Belarus X-ray apparatus. X-ray source model includes an anode high voltage, anode current, voltage ripple, focus, filtration, distance "source – surface", forming device characteristics, irradiation field, X-ray beam position as well as irradiation projection and inclination in a vertical plane.

The package of computer programs of calculation of dose burdens on the tissues and organs of the patients of different age has been developed for the basic types of diagnostic x-ray investigations using preliminary Monte Carlo simulations of transport of X-ray through the voxel model of the patient.

***** Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education, Minsk, Belarus.