

КОНВЕРСИОННЫЕ КОЭФФИЦИЕНТЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ ДОЗОВЫХ НАГРУЗОК НА ПАЦИЕНТА ПРИ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

К.О. Макаревич, В.Ф. Миненко, С.А. Кутень, К.А. Веренич
Институт ядерных проблем Белорусского государственного
университета, Минск, Белоруссия

Представлены конверсионные коэффициенты для оценки поглощенной дозы в органах и тканях, а также эффективной дозы облучения пациента при рентгенологических исследованиях, рассчитанные по величине радиационного выхода рентгеновского аппарата. Конверсионные коэффициенты определены для референсных фантомов мужчины и женщины, рекомендованных МКРЗ для дозиметрических расчетов. Рассмотрены 12 основных анатомических областей рентгенологических исследований для разных значений анодного напряжения (60–100 кВ), пульсации напряжения (0–5 %) и фильтрации излучения (0–5 мм Al). Рассмотрена зависимость конверсионных коэффициентов от параметров рентгенологической процедуры, технических характеристик рентгеновского аппарата и антропометрических показателей пациента.

Ключевые слова: *рентгенологические исследования, поглощенная доза, эффективная доза, радиационный выход, конверсионные коэффициенты, референсный фантом*

Введение

Улучшение качества медицинской помощи населению во многом достигается за счет своевременной диагностики заболевания. При этом большую роль играют методы лучевой диагностики с использованием рентгеновского излучения. Однако интенсивное применение таких исследований закономерно приводит к повышению дозы облучения на душу населения. Несмотря на то, что ионизирующее излучение в ситуациях медицинского облучения выступает как инструмент, который несет больше пользы, чем вреда, следует избегать ненужного облучения, т.к. рост лучевой нагрузки на население ведет к росту стохастических эффектов радиации. По этой причине необходимо развивать методы оценки и контроля доз облучения пациентов с целью оптимизации лучевых нагрузок от диагностических процедур.

В настоящее время инструментом для сравнения различных диагностических процедур или одних и тех же технологий и процедур, используемых различными лечебными учреждениями или в разных странах, а также при использовании разных технологий для проведения одного и того же медицинского исследования является эффективная доза. Дополнительно в Белоруссии для сравнительных оценок польза/риск при планировании облучения пациента рекомендуется использовать значение поглощенной дозы в облучаемых органах или тканях [1].

Указанные величины невозможно напрямую измерить в теле пациента, подвергнувшегося облучению. Их оценивают с помощью измеряемых параметров. Для этого используются конверсионные коэффициенты (КК), связывающие между собой значения поглощенных (эквивалентных) доз в органах и тка-

нях или эффективной дозы, с величинами, измеряемыми на практике (радиационный выход рентгеновского аппарата, или падающая/входная доза на один снимок, или произведение дозы на площадь). Первые оценки КК для расчета доз на органы при рентгенологических исследованиях на основе измерения падающей дозы были опубликованы Drexler с соавт. [2], а для расчета эффективной дозы на основе измерений входной дозы или произведения дозы на площадь были представлены Hart с соавт. [3]. Авторы этих публикаций связали измеряемые дозиметрические величины с расчетными при помощи КК, которые были рассчитаны путем Монте-Карло (МК) моделирования процедуры облучения с использованием математических фантомов человека. В 2009 г. Международная комиссия по радиационной защите (МКРЗ) предложила использовать для целей дозиметрии более совершенные референсные цифровые фантомы мужчины и женщины [4]. Наличие подробных фантомов мужчины и женщины позволяет не только рассчитать обширный набор КК для оценки поглощенных доз в критических органах и тканях, но также определить значения КК для эффективной дозы облучения в соответствии с рекомендациями Публикации 103 МКРЗ [5].

Цель данной работы заключается в оценке дозовых КК для основных рентгенодиагностических исследований для используемых на практике проекций и укладок, а также для разных рентгеновских спектров, используя результаты Монте-Карло-моделирования транспорта рентгеновского излучения в референсных антропоморфных фантомах.

Материал и методы

Модель тела человека

Для определения поглощенной дозы в органах и тканях были использованы референсные фантомы мужчины и женщины, рекомендуемые МКРЗ для расчета дозиметрических величин [4]. Данные фантомы основаны на томограммах реальных людей и являются цифровыми трехмерными моделями тела человека. Они соответствуют анатомическим данным условного мужчины и условной женщины, представленным в Публикации 89 МКРЗ [6].

Референсные фантомы представляют собой упорядоченные определенным образом трехмерные массивы вокселей. Каждому вокселу соответствует номер органа, к которому он принадлежит, а каждому органу соответствует своя среда, описывающая содержимое этого вокселя. Общее количество вокселей в мужском фантоме около 7 млн. Размеры каждого вокселя составляют $2,137 \times 2,137 \times 8$ мм. Высота фантома 1,77 см, масса тела 73 кг. В женском фантоме содержится примерно 14 млн вокселей размерами $1,775 \times 1,775 \times 4,84$ мм. Высота фантома 1,63 см, масса тела 60 кг. В каждом фантоме сегментировано 136 разных структур, которые состоят из 53 различных тканей.

Референсные фантомы содержат органы и ткани, дозы в которых включены в расчет эффективной дозы облучения, за исключением эндоста и красного костного мозга, которые из-за малых размеров в явном виде не представлены в фантомах.

Эндост представляет собой слой ткани толщиной около 50 мкм [4, 7], выстилающий изнутри костную ткань трубчатых костей, а также внутреннюю поверхность костномозговых полостей длинных костей скелета. Клетки красного костного мозга в реальных костях находятся преимущественно в губчатой костной ткани ближе к поверхности кости. В фантомах МКРЗ скелеты мужчины и женщины описываются вокселями, принадлежащими либо кортикальному костному слою, либо различным костномозговым полостям, либо разным типам трабекулярной губчатой ткани. В зависимости от типа кости массовая плотность и элементный состав губчатой ткани, а также костномозговой полости изменяются, что связано с различным процентным содержанием костного мозга в губчатой ткани, а также желтого костного мозга и эндоста в костномозговых полостях костей. Таким образом, учет наличия красного костного мозга и эндоста проведен путем адаптации плотностей и элементного состава костей фантомов к значениям для реальных костей стандартного человека, при этом воксели вышеупомянутых тканей в фантомах отсутствуют. Поэтому поглощенные дозы в данных тканях были рассчитаны из значений поглощенной энергии в вокселях, принадлежащих губчатой ткани и костномозговым полостям в соответствии с Публикацией 116 МКРЗ [7].

Модель источника излучения

Для расчета дозиметрических величин был использован транспортный код MCNP [8]. При МК-моделировании переноса фотонного излучения в транспортном коде для энергий фотонов, используемых в рентгенодиагностике, учитываются все процессы взаимодействия с веществом: когерентное и некогерентное (комптоновское) рассеяние, а также фотоэффект. Для образовавшихся вторичных фотоэлектронов и комптоновских электронов также проводится расчет их траекторий.

Расчет дозы ионизирующего излучения проводился с использованием функционала *F8, который позволяет рассчитать поглощенную энергию в единицах МэВ даже при отсутствии электронного равновесия на границах сред [8].

Для моделирования излучения рентгенодиагностического аппарата были использованы готовые спектры излучения рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом. В качестве источника излучения выступало эффективное фокальное пятно рентгеновской трубки, испускающее фотоны с заданным энергетическим спектром. В данной работе результаты представлены только для случая точечного источника, т.е. рассмотрена идеальная ситуация.

Энергетические спектры рентгеновской трубки были получены по алгоритму TASMIP [9], реализованному в компьютерной программе ХОР 2.4 [10]. Конечный спектр имел вид табулированной функции $\Phi(E, V, \zeta, d)$, задающей флюенс фотонов на расстоянии 1 м от фокуса трубки, испускаемый источником в энергетическом интервале $(E, E+1 \text{ кэВ})$, и нормированный на 1 мА·с при заданном анодном напряжении V , его пульсации ζ и фильтрации излучения, выраженной толщиной d мм Al [9]. Таким образом, учитывалось влияние на конечный спектр излучения таких параметров, как анодное напряжение, пульсация напряжения и фильтрация излучения. Постоянная фильтрация моделируемого рентгеновского излучения составляла 1,1 мм Al при анодном напряжении 62,5 кВ [9].

Модель источника также включала в себя систему коллиматоров в виде двух пар свинцовых шторок, которые путем их перемещения в двух взаимно перпендикулярных плоскостях формировали прямоугольное поле облучения.

Для верификации разработанной модели проведено сравнение результатов оценок радиационного выхода, полученного с использо-

Таблица 1
Радиационный выход (мГр·м²)/(мА·с),
рассчитанный с помощью МК-моделирова-
ния для пульсации напряжения $\zeta=5\%$

V, кВ	60	70	80	90	100
D, мм Al					
0	0,045	0,060	0,077	0,095	0,114
1	0,029	0,041	0,055	0,069	0,085
2	0,021	0,030	0,042	0,054	0,068
3	0,016	0,024	0,033	0,044	0,056
4	0,012	0,019	0,027	0,037	0,047
5	0,010	0,015	0,026	0,031	0,041

ванием настоящей модели, со значениями радиационного выхода, рассчитанными по известной полиномиальной функции, полученной на основе прямых измерений [9]. Результаты сравнения значений радиационного выхода для 5 значений анодного напряжения (от 60 до 140 кВ с шагом 20 кВ), 6 значений фильтрации излучения (от 0 до 5 мм Al с шагом 1 мм) и пульсации напряжения $\zeta < 2\%$ показали хорошее совпадение. Разница между сравниваемыми данными находилась, в основном, в пределах 1%, а максимальное различие не превысило 2% [11].

В табл. 1 приведены некоторые значения радиационного выхода построенной модели рентгеновского аппарата для параметров рентгеновской трубки, которые использованы для МК-моделирования рентгенологического исследования.

Необходимо отметить, что на практике не следует ожидать точного совпадения значений радиационного выхода, полученных с использованием представленной модели и измеренных для реального рентгеновского аппарата. Различия могут быть вызваны следующими факторами:

- ✓ степень шероховатости поверхности анода рентгеновской трубки (особенно сильное влияние для старых рентгеновских трубок);
- ✓ анодный угол, который является фиксированным в алгоритме TASMIP [9];
- ✓ афокальное излучение и его ослабление системой коллиматоров;
- ✓ различия между заданными и фактически значениями анодного напряжения, тока, времени облучения, фильтрации излучения.

Таблица 2

Параметры рентгенологических исследований, использованные в МК моделировании

Область исследования	Проекция*	Размеры поля облучения, см×см	РИП, см	V, кВ
Легкие	ЗП	30×40	100, 150	80, 90
Легкие	БП, БЛ	30×40	150	90, 100
Легкие	ЗП	35×35	100	80, 85
Череп	ПЗ, БП, БЛ	24×30	100	60, 70
Шейный отдел позвоночника	ПЗ, ЗП, БП, БЛ	18×24	80	70, 80
Грудной отдел позвоночника	ПЗ, БП, БЛ	15×40, 24×30	100	80, 85
Поясничный отдел позвоночника	ПЗ	24×30, 15×40	100	80, 85
Поясничный отдел позвоночника	БП, БЛ	24×30, 15×40	100	90, 95
Ребра, грудина	ПЗ	24×30, 30×40	100	80, 85
Таз, крестец	ПЗ	40×30	100	80, 90
Таз, крестец	БП, БЛ	30×24	100	90, 100
Желудок	ЗП, БП, БЛ	18×24	100	70, 80
Кишечник	ЗП, БП, БЛ	30×40	100	90, 100
Холецистография	ЗП	18×24, 24×30	100	90, 100
Урография	ЗП	40×30	100	80, 90
Цистография	ЗП	30×40	100	70, 80

*ЗП – задне-передняя; ПЗ – передне-задняя; БЛ – боковая левая, БП – боковая правая

Для согласования измеренных и рассчитанных значений радиационного выхода был использован следующий подход: в модельном источнике для заданных значений анодного напряжения и его пульсации изменяется величина фильтрации излучения таким образом, чтобы среднеквадратичное отклонение между измеренными значениями радиационного выхода и значениями радиационного выхода, полученными для построенной модели, было минимальным. При этом такая процедура не вносит заметных изменений в энергетический спектр моделируемого излучения.

Моделирование облучения пациента при рентгенологическом исследовании

Моделирование транспорта рентгеновского излучения проведено для укладок и проекций облучения при различных расстояниях источник–поверхность приемника изображения (РИП), размерах поля облучения на приемнике изображения в соответствии с методическими указаниями [12]. В табл. 2 для каждой укладки и проекции показаны параметры рассчитанных укладок, включая значения анодного напряжения, которые были использованы для подготовки соответствующего энергетического спектра источника излучения. Для каждого значения анодного напряжения использо-

валось 2 значения пульсации напряжения (0 % и 5 %) и 6 значений дополнительной фильтрации излучения (0–5 мм Al с шагом 1 мм).

Поскольку процесс вычисления транспорта рентгеновского излучения в областях, расположенных на больших расстояниях вне прямого поля облучения, занимал продолжительное время счета, были введены ограничения на размеры моделируемого объема облучения [13]. Для этого при моделировании процедур облучения с использованием воксельных фантомов МКРЗ принимались во внимание только те органы и ткани, которые непосредственно попадали в поле облучения вместе с геометрической областью рассеянного излучения размером 15 см от каждого края поля.

Для каждого из рассмотренных рентгенологических исследований (см. табл. 2) был определен геометрический центр исследуемого органа. Центр пучка рентгеновского излучения задавался таким образом, чтобы он попадал в геометрический центр исследуемого органа. Следует отметить, что даже небольшие изменения размеров поля облучения или его положения относительно органов могут приводить к заметным изменениям поглощенных доз, особенно для малых по размеру органов, расположенных на границе поля облучения [14].

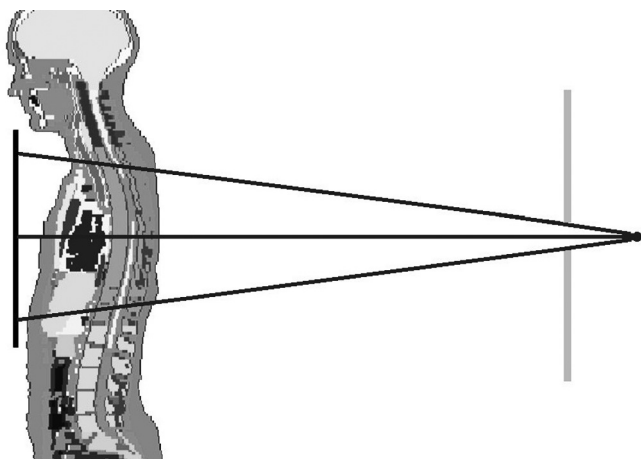


Рис. 1. Модель геометрии облучения при рентгенографии легких

На рис. 1 показано моделирование процедуры облучения женщины при рентгенографии легких в ЗП проекции. Геометрические условия моделирования ЗП проекции облучения: РИП=100 см, размеры поля облучения 30×40 см×см, положение центра пучка на теле фантома находится на расстоянии 38 см от макушки.

МК-моделирование рентгенографии мужского фантома выполнено для $5 \cdot 10^7$ испущенных источником фотонов. Для женского фантома ввиду меньшего размера вокселей количество испущенных фотонов составило 10^8 из расчета на одно исследование. Статистические неопределенности в значениях поглощенной дозы в органах и тканях, расположенных в прямом поле облучения, составили не более 1 %. Для небольших по размеру органов, расположенных на границе области, учитываемой при моделировании, статистические неопределенности не превышали 10%. При этом значения поглощенной энергии для органов в поле прямого облучения и для органов, находящихся на границе области, отличались более чем на 2 порядка.

Результаты и обсуждение

По созданному алгоритму обработано 2064 выходных файла, полученных по результатам МК-моделирования переноса рентгеновского излучения. Таким образом, имелось по 1032 набора значений КК, связывающих радиационный выход с поглощенной дозой, для

27 критических органов и тканей референсных фантомов мужчины и женщины. Аналогично рассчитано 1032 КК K_e , связывающих радиационный выход с эффективной дозой для всех рассмотренных рентгенологических исследований. Для каждой рентгенологической процедуры по найденным точкам построена аппроксимирующая поверхность $K_e(V, \zeta, d)$, с помощью которой можно определить значение K_e для заданных значений величины анодного напряжения, пульсации напряжения и фильтрации излучения.

Сравнение с другими результатами

Проведено сравнение рассчитанных $\langle K_e \rangle$ со значениями, рекомендуемыми радиологам для оценок дозовых нагрузок на пациентов в МУ [12].

Рассчитаны усредненные значения КК $\langle K_e \rangle$ в соответствии с выражением:

$$\langle K_e \rangle = \frac{1}{V_{\max} - V_{\min}} \cdot \frac{1}{\zeta_{\max}} \cdot \frac{1}{d_{\max}} \cdot \int_{V_{\min}}^{V_{\max}} \int_0^{\zeta_{\max}} \int_0^{d_{\max}} K_e(V, \zeta, d) dV d\zeta dd, \quad (1)$$

где V_{\max} и V_{\min} – максимальное и минимальное значения анодного напряжения; $\zeta_{\max}=5\%$ – максимальное значение пульсации напряжения; $d_{\max}=5$ мм Al – максимальное значение фильтрации излучения.

Для соответствия коэффициентов $\langle K_e \rangle$, рассчитанных согласно (1), значениям, представленным в МУ, фильтрация усреднялась по диапазону от 3 до 5 мм Al, а напряжение – по значениям, которые показаны в МУ. Для боковых проекций коэффициенты $\langle K_e \rangle$ определялись как средние арифметические КК, рассчитанных для БЛ и БП проекций. В табл. 3 показаны результаты сравнения, дополненные информацией о КК отдельно для мужского ($\langle K_e^M \rangle$) и женского ($\langle K_e^F \rangle$) фантомов.

Из табл. 3 видно, что только для некоторых областей исследования наблюдается определенное согласие $\langle K_e \rangle$ со значениями K_e , представленными в МУ. При этом K_e в МУ были рассчитаны для антропоморфного гетерогенного фантома взрослого человека, имеющего полный набор мужских и женских органов [12]. В то же время настоящие расчеты проведены в соответствии с рекомендациями Публикации

Таблица 3

Сравнение рассчитанных значений $\langle K_e \rangle$ ($\text{мкЗв}/(\text{мГр}\cdot\text{м}^2)$) с результатами, приведенными в МУ [12], для РИП=100 см

Область исследования	Проекция	Размеры поля облучения, см×см	V, кВ	$\langle K_e \rangle$	$\langle K_e^F \rangle$	$\langle K_e^M \rangle$	K_e [11]
Легкие	РА	30×40	80–90	299	352	246	240
Легкие	РА	35×35	80	272	320	225	220
Грудной отдел позвоночника	АР	15×40	80	332	365	299	87
Грудной отдел позвоночника	LAT	15×40	80	115	156	75	85
Кишечник	РА	30×40	90–100	255	295	215	250
Кишечник	LAT	30×40	100	241	232	250	160
Урография	РА	40×30	80–90	232	243	222	160
Цистография	РА	30×40	70–80	142	175	109	180

103 МКРЗ [5] путем усреднения расчетов для референсных фантомов мужчины и женщины. При этом параметры референсных фантомов (рост, толщина в передней и боковой проекциях), а также массы органов отличаются от параметров антропоморфного гетерогенного фантома.

Влияние параметров фантома на величину КК становится очевидным при сравнении рассчитанных нами величин поглощенной дозы в органах и тканях со значениями, полученными с помощью коммерческой компьютерной программы РСХМС [15], в которой дозовые нагрузки рассчитываются для математического гетерогенного фантома [16]. В математических фантомах форма тела и внутренние органы человека задаются комбинацией математических уравнений, описывающих плоскости и поверхности второго порядка. Такое описание не позволяет точно воспроизвести все анатомические особенности строения тела человека, в отличие от воксельных фантомов. Поэтому референсные фантомы и математический фантом различаются размерами и формой органов, а также их относительным расположением. Ввиду этого сравнение дозовых нагрузок было сделано только для тех органов и тканей, которые полностью попали в поле облучения.

Результаты расчета поглощенных доз в отдельных органах для референсных фантомов мужчины и женщины вместе с расчетами с помощью РСХМС для математического фантома, приведены в табл. 4. Все величины нормированы на величину падающей на фантом кермы в воздухе. Результаты РСХМС для математиче-

ского фантома удовлетворительно согласуются с результатами для референсного фантома мужчины и гораздо хуже согласуются с результатами для фантома женщины. Эти различия могут быть объяснены тем, что параметры математического фантома (размеры и масса тела) гораздо ближе к аналогичным параметрам референсного фантома мужчины, чем к параметрам женского фантома.

Проведенные сравнения показывают важность влияния антропометрических показателей на величину оценок КК и $\langle K_e \rangle$.

Зависимость КК от антропометрических показателей

Данные табл. 3 и 4 показывают, что при одних и тех же исходных параметрах излучения в большинстве случаев дозовые нагрузки, рассчитанные для референтного фантома женщины, превышают величины, полученные для референтного фантома мужчины. Это связано с различиями в конституции мужского и женского тела. Более сильное ослабление излучения в теле мужчины приводит к меньшим лучевым нагрузкам на внутренние органы по сравнению с нагрузками на аналогичные органы женщины. Так, например, при исследовании легких в ЗП проекции при $V=80$ кВ, $\zeta=0$ % и $d=3$ мм Al поглощенная доза в легких женского фантома на 70 % превышает ее значение в легких мужского фантома.

Если сравнить дозовые нагрузки для органов, попадающих в прямое поле облучения и не экранируемых вышележащими тканями па-

Таблица 4

Поглощенные дозы в отдельных органах и тканях, рассчитанные для референсных фантомов мужчины и женщины и гетерогенного математического фантома

Исследование и параметры его проведения	Орган/ткань	Поглощенная доза, мГр		
		Женский фантом	Мужской фантом	РСХМС
Череп, AP проекция, РИП=100 см, поле 24×30 см×см, V=80 кВ, $\zeta=0\%$, d=3 мм Al	Головной мозг	0,176	0,138	0,165
Желудок, PA проекция, РИП=100 см, поле 18×24 см×см, V=80 кВ, $\zeta=0\%$, d=3 мм Al	Желудок	0,220	0,140	0,130
	Селезенка	0,662	0,545	0,519
Легкие, LLAT проекция, РИП=150 см, поле 30×40 см×см, V=100 кВ, $\zeta=0\%$, d=3 мм Al	Легкие	0,450	0,328	0,294
	Сердце	0,621	0,395	0,248
	Тимус	0,195	0,142	0,158
	Молочная железа	0,511	0,597	0,369
	Пищевод	0,297	0,241	0,184
	Легкие	0,451	0,317	0,330
Легкие, RLAT проекция, РИП=150 см, поле 30×40 см×см, V=100 кВ, $\zeta=0\%$, d=3 мм Al	Сердце	0,303	0,209	0,150
	Тимус	0,165	0,127	0,188
	Молочная железа	0,480	0,558	0,370
	Пищевод	0,232	0,192	0,167

циента, то в этом случае расхождения не так велики. Например, при исследовании шейного отдела позвоночника в ПЗ проекции поглощенная доза для щитовидной железы женского фантома превышает аналогичную дозу для мужского фантома на 4 % (для V=70 кВ, $\zeta=0\%$, d=0 мм Al). При увеличении анодного напряжения и фильтрации излучения указанная разница уменьшается до 2 % (при V=80 кВ, $\zeta=0\%$ и d=5 мм Al).

В случае исследования ребер в ПЗ проекции КК, рассчитанный для легких мужчины, больше КК для легких женщины на 6 % (V=80 кВ, $\zeta=0\%$, d=0 мм Al). Это объясняется частичным экранированием легких женщины жировой тканью молочной железы.

Приведенные данные показывают, что для более адекватной оценки доз облучения на органы и ткани человека с помощью КК следует учитывать зависимость последних от параметров тела человека (рост, масса).

Зависимость КК от проекции облучения

На рис. 2 показано отношение КК для критических органов и тканей для ПЗ к ЗП и для БЛ к БП проекций при рентгенодиагностике легких, выполняемой при следующих параметрах: РИП=150 см, размеры поля облучения 30×40 см. Моделирование проводилось

для значений анодного напряжения 90 кВ с нулевой пульсацией и фильтрации 3 мм Al.

Сравнивая результаты, представленные на рис. 2, можно отметить следующие закономерности:

- ✓ дозовые нагрузки на большинство органов и тканей, полученные в ПЗ проекции, выше дозовых нагрузок на те же органы, полученных в ЗП проекции. Поэтому отношение конверсионных коэффициентов ПЗ к ЗП проекции, как правило, больше единицы;
- ✓ для боковых проекций различия в величине конверсионных коэффициентов для БП и БЛ проекций облучения не так велики, как для передней и задней проекций. Поэтому для оценки эффективной дозы допустимо использование среднего конверсионного коэффициента для боковых проекций. Это является прямым следствием того, что эффективная доза определяется как средневзвешенное значение по всем критическим органам и тканям.

В табл. 5 приведены результаты оценки значений $\langle K_e \rangle$ для БЛ и БП проекций для разных областей исследования. Из анализа приведенных данных следует, что различия в $\langle K_e \rangle$ для определения эффективной дозы облучения невелики по сравнению с различиями КК для поглощенной дозы в отдельных органах.

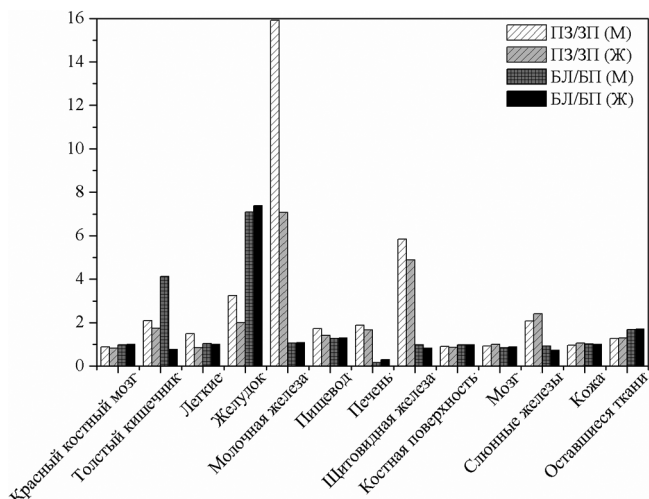


Рис. 2. Отношения K_e , связывающих значения радиационного выхода с величинами поглощенных доз в органах и тканях, для ПЗ-ЗП и БЛ-БП проекций в мужском (М) и женском (Ж) фантомах (область исследования – легкие)

Таким образом, вследствие несимметричного расположения внутренних органов человека относительно сагиттальной и фронтальной плоскостей наблюдается явная зависимость величины доз облучения органов и тканей от проекции выполняемого рентгенологического исследования. Величина эффективной дозы оказывается менее информативной по сравнению с величинами поглощенной дозы в органах и тканях. Поэтому исследование зависимости поглощенной дозы от проекции облучения заслуживает внимания для решения за-

дач сравнения и выбора сопоставимых дозовых нагрузок на органы и ткани пациентов разного пола и конституции при выполнении однотипных процедур облучения.

Зависимость K_e от технических характеристик рентгеновской трубки

Зависимости $\langle K_e \rangle$ от величины приложенного к рентгеновской трубке напряжения, пульсации напряжения и фильтрации излучения для исследования таза и крестца в ПЗ проекции показаны на рис. 3.

Для всех рассмотренных рентгенологических исследований, представленных в табл. 2, наблюдаются следующие взаимосвязи:

- ✓ с увеличением пульсации напряжения в диапазоне 0–10 % $\langle K_e \rangle$ уменьшается по линейному закону (рис. 3а);
- ✓ с увеличением фильтрации излучения $\langle K_e \rangle$ возрастает в соответствии с полиномом третьего порядка (рис. 3б);
- ✓ с увеличением напряжения, приложенного к рентгеновской трубке в диапазоне применяемых в медицине значений, величина $\langle K_e \rangle$ возрастает практически линейно (рис. 3в).

Заключение

K_e , связывающие между собой простые измеряемые дозиметрические величины с дозами, получаемыми органами и тканями человека при рентгенографии, применяются для оценки лучевой нагрузки на пациента. В настоящей работе представлены результаты

Таблица 5

$\langle K_e \rangle$ (мкЗв/(мГр·м²)) для БЛ и БП проекций облучения

Область исследования	БЛ $\langle K_e \rangle$	БП $\langle K_e \rangle$
Легкие	153	116
Череп	43	44
Шейный отдел позвоночника	85	99
Грудной отдел позвоночника (поле облучения 15×40 см)	120	88
Грудной отдел позвоночника (поле облучения 24×30 см)	133	102
Поясничный отдел позвоночника (поле облучения 15×40 см)	131	104
Поясничный отдел позвоночника (поле облучения 24×30 см)	154	123
Таз, крестец	56	54
Желудок	206	116
Кишечник	241	187

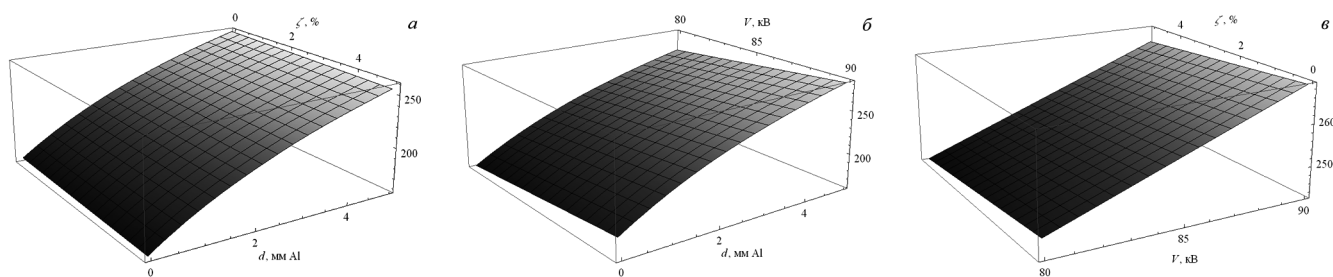


Рис. 3. Зависимость $\langle K_e \rangle$ от значений: а – фильтрации излучения и пульсации напряжения при $V=80$ кВ; б – фильтрации излучения и анодного напряжения при $\zeta=0\%$; в – анодного напряжения и пульсации напряжения при $d=4$ мм Al

оценки КК, связывающих значение радиационного выхода рентгеновского аппарата с поглощенной дозой в органах и тканях, а также с величиной эффективной дозы облучения пациента, для основных рентгенодиагностических исследований. Указанные КК учитывают зависимость величины дозы облучения от технических характеристик рентгеновского аппарата (напряжение на аноде рентгеновской трубки, пульсация напряжения, фильтрация), антропометрических характеристик пациента (относительное расположение внутренних органов, масса, размеры), геометрических характеристик рентгенологического исследования (анатомическая область исследования, проекция облучения, размеры и положение поля облучения).

Рассчитанные КК могут быть полезны для уточнения диагностических референсных уровней для групп пациентов, близких по своим антропометрическим данным к параметрам референсных фантомов мужчины и женщины.

Список литературы

1. Постановление Министерства здравоохранения Республики Беларусь 28.12.2012 №213. Санитарные нормы и правила "Требования к радиационной безопасности".
2. Drexler G., Panzer W., Widenmann L. et al. Die Bestimmung von Organdosen in der Roentgen-diagnostik. GSF-S-1026. – Berlin: Hoffmann. 1985. 42 pp.
3. Hart D., Jones D.G., Wall B.F. Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements. NRPB-R262. – Chilton: National Radiological Protection Board. 1994.
4. ICRP, Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110 // Ann. ICRP. 2009. Vol. 39. № 2.
5. ICRP, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103 // Ann. ICRP. 2007. Vol. 37. № 2–4.
6. ICRP, Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89 // Ann. ICRP. 2002. Vol. 32. № 3–4.
7. ICRP, Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116 // Ann. ICRP. 2010. Vol. 40. № 2–5.
8. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B. / Ed. by Briestmeister J.F. – Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory. 1997. 736 pp.
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. Vol. 24. № 11. P. 1661–1670.
10. <http://www.esrf.eu/Instrumentation/software/data-analysis/xop2.4>.
11. Makarevich K., Minenko V., Kuten S. X-ray source model for modern diagnostic X-ray sets // Materials, Methods & Technologies, 2017. Vol. 11. P. 370–377.
12. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований: Методические указания. МУ 2.6.1.2944-11.
13. Макаревич К.О., Миненко В.Ф., Кутень С.А. К вопросу оценки доз облучения пациентов при рентгенологических исследованиях //

- VI Конгресс физиков Беларуси: Сб. научн. трудов. 2017. С. 319–320.
14. Zankl M. Computational models employed for dose assessment in diagnostic radiology // Radiat. Prot. Dosimetry, 1993. Vol. 49. № 1–3. P. 339–344.
15. Тапюваара М., Сиiskonen Т. PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations (2nd Ed.). – STUK-A231. 2008. 49 pp.
16. Cristy M., Eckerman K.F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods. Report ORNL/TM-8381/V1. – Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory. 1987. 100 pp.

CONVERSION COEFFICIENTS FOR ESTIMATION OF RADIATION DOSES TO PATIENT DURING DIAGNOSTIC X-RAY EXAMINATIONS

K.O. Makarevich, V.F. Minenko, S.A. Kuten, K.A. Verenich

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

Conversion coefficients for estimation of the absorbed doses to organs and tissues, as well as the effective dose to patient during diagnostic X-ray examinations based on the value of the X-ray apparatus radiation output are presented. Conversion coefficients were determined for male and female reference phantoms recommended by International Commission on Radiological Protection for dosimetric calculations. 12 commonly performed X-ray examinations were considered for different values of anode voltage (60–100 kV), voltage ripple (0–5 %) and filtration (0–5 mm Al). Dependence of conversion coefficients on parameters of X-ray procedure, technical characteristics of X-ray unit and anthropomorphic parameters of patient was considered.

Key words: X-ray examinations, absorbed dose, effective dose, radiation output, reference phantom, conversion coefficients

E-mail: kristinanevdokh@tut.by