

А.Б. Блинов

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Аннотация

В статье рассматриваются методы, позволяющие получить необходимое количество информации на основе определения эквивалентных и эффективных доз облучения пациентов при рентгенохирургических исследованиях. Приводится аналитический алгоритм, базирующийся на методе Монте-Карло. Полученные с его помощью данные контролируются и корректируются при проведении дозиметрического контроля на тканезквивалентных фантомах с помощью дозиметрической аппаратуры на базе ТЛД-LiF-дозиметрии. На основании полученных значений введена поправка в алгоритм оценки эффективных доз. Введена коррекция на изменение поверхностной дозы для реального дозиметрического аппарата.

Эффективная доза является расчетной величиной, используемой для оценки степени неравномерного облучения с учетом вероятности появления стохастических эффектов радиационного воздействия. Для установления эффективных доз можно использовать математический и экспериментальный методы определения эквивалентных доз. В связи с тем, что второй метод исключительно трудоемок, нами (под руководством Л.А. Лебедева) был выбран первый метод оценки эквивалентных доз при рентгенохирургических методах рентгенологических исследований, отличающихся геометрическими условиями расположения исследуемых органов и тканей для пациентов разного возраста (от новорожденных до взрослых).

Набор органов и тканей, необходимых для определения эффективной дозы, представлен в *табл. 1*.

Таблица 1

Дозовые контрольные уровни, рекомендуемые для пациентов при рентгенологических обследованиях

№ п/п	Категория пациентов	Рекомендуемые дозовые контрольные уровни, эффективная доза (мЗв/год)
1	АД	150
2	БД	15
3	ВД*	1,5

* При таком дозовом пределе величина эффективной дозы облучения в среднем для населения страны не превысит 1 мЗв/год.

Определение эффективных доз облучения пациентов, проходящих рентгенологические исследования, основывается на оценке эквивалентных доз в органах и тканях человека. Трудность математического метода определения эквивалентных доз сводится к неопределенности и сложности учета спектрального состава рентгеновского излучения.

Невозможность непосредственного экспериментального определения эквивалентных доз сводится к необходимости обеспечения измерений в тканезквивалентных фантомах человека с учетом его возраста и телосложения, а также к необходимости выбора достаточно чувствительной дозиметрической системы, не обладающей ходом с жесткостью в рабочем диапазоне энергий рентгеновского

излучения. Несмотря на указанные трудности, были решены обе задачи. При этом в качестве основного метода, позволяющего получить необходимое количество информации об эквивалентных дозах, был использован аналитический способ, базирующийся на методе Монте-Карло. Для контроля и коррекции данных, полученных аналитическим методом, применялся дозиметрический контроль с помощью тканезквивалентных фантомов и дозиметрической аппаратуры на базе ТЛД-LiF-дозиметрии с целью измерения эквивалентных доз рентгеновского излучения.

Пространственное, энергетическое и угловое распределение излучения в среде определяли решением стационарного кинетического уравнения переноса излучения – интегро-дифференциального уравнения Больцмана:

$$\begin{aligned} \Omega \nabla \varphi(r, E, \Omega) + \mu(r, E) \varphi(r, E, \Omega) = \int d\Omega' \int dE' \times \\ \times \Sigma(r, E' \rightarrow E, \Omega' \rightarrow \Omega) \varphi(r, E', \Omega') + q(r, E, \Omega), \quad (1) \end{aligned}$$

где $\varphi(r, E, \Omega)$ – дифференциальная плотность потока фотонов в точке r с энергией E и направлением движения Ω ; $\mu(r, E)$ – линейный коэффициент ослабления излучения в точке r для фотонов с энергией E ; $\Sigma(r, E' \rightarrow E, \Omega' \rightarrow \Omega)$ – дифференциальное макроскопическое сечение комптоновского рассеяния r -фотонов; $q(r, E, \Omega)$ – функция источников излучения. Это уравнение переноса излучения описывает баланс фотонов в элементе шестимерного фазового пространства (три пространственные переменные, две – угловые и одна – энергетическая). Аналитическое решение кинетического уравнения в столь сложной геометрии, какой является тело человека, практически не представляется возможным, поскольку коэффициенты этого уравнения – весьма сложные функции большого числа независимых переменных. Даже с помощью ЭВМ уравнение переноса решается лишь для довольно простых геометрий.

В последнее время для расчета полей излучения используют численные методы решения уравнения переноса: метод моментов, метод сферических гармоник, метод дискретных ординат и различные их модификации. Метод моментов обычно использу-

ют для решения задач в бесконечных или полубесконечных однородных средах. Другие методы, успешно применяемые в одномерных задачах, с повышением сложности геометрии становятся малоэффективными. Единственным методом, приспособленным к многомерным задачам со сложной геометрией, является специальный численный метод расчета поля излучения – метод Монте-Карло, представляющий собой метод статистических испытаний. С развитием вычислительной техники метод Монте-Карло, предложенный Д. Найманом и С. Уламом применительно к задачам переноса излучения, применяется все более широко. В основе метода лежит использование стохастического характера процесса переноса излучения через вещество, т. е. прохождение фотона через вещество рассматривается как последовательность конечно-числа случайных событий. Зная вероятность каждого такого события (движение фотона без взаимодействия, поглощение фотона в результате фотоэффекта, упругое или неупругое рассеяние и т. д.), с помощью случайных чисел можно моделировать поведение частицы в среде.

Метод Монте-Карло подобен эксперименту, в котором прослеживается история жизни большого числа фотонов. Обычно при решении задач теории переноса сначала выбирают начальную точку, направление движения и энергию фотона в соответствии с функцией вероятности, характеризующей источник излучения. Затем определяют расстояние до точки следующего взаимодействия, и если фотон не покинул интересующую область, то выбирают тип взаимодействия фотонов с веществом. Далее, в соответствии с заданными вероятностями, определяют угол рассеяния и новую энергию фотона. Процесс либо повторяют, либо, в случае «гибели» фотона (поглощение, вылет из среды и т. д.), рассматривают новую историю.

Поскольку метод Монте-Карло позволяет производить расчеты в сложной геометрии, он используется для расчета характеристик поля фотонов в теле человека. В случае рентгеновского излучения применяют: аналоговые методы Монте-Карло, методы сопряженной оценки потока, методы локальной оценки потока и др. Аналоговые методы позволяют получить данные о дозах в органах человека с погрешностью менее 5%, однако в этом случае требуется проследить несколько миллионов историй, что приводит к многочасовым расчетам даже на самых быстродействующих ЭВМ. Методы сопряженной оценки потока дают возможность уменьшить число разыгрываемых историй, но при этом возникают трудности с вычислением дисперсии. В связи с этим остановимся подробнее на методе локальной оценки потока, идея которого состоит в том, что каждая точка рассеяния рассматривается как источник, дающий вклад в суммарный поток в точке детектирования. Иными словами, при заданном распределении источников находится дифференциальная плотность потока нерассеянного излучения в произвольной точке среды. Для получения функции однократно рассе-

янных источников эта плотность потока интегрируется по энергии и телесному углу с учетом сечения рассеяния. Затем процедура повторяется до заданного порядка рассеяния, давая в сумме полную плотность потока излучения в пределах погрешности, обусловленной нерассчитанными компонентами более высокого порядка. Пространственно-энергетическая плотность потока нерассеянного излучения вычисляется в соответствии с выражением

$$\varphi_0(r, E) = \iint \int_V q_0(r, E, \Omega) \frac{\exp(-\int_0^l \mu(r-l', \Omega, E) dl')}{l^2} dV, \quad (2)$$

где r и r' – векторы положений точек детектора и источника соответственно, $l = |r - r'|$; E – энергия частиц; l, l' – скалярные расстояния от r вдоль Ω ; $q_0(r, E, \Omega)$ – дифференциальная мощность заданного источника, dV – дифференциальный элемент объема; $\mu(r, E)$ – линейный коэффициент ослабления. В сферической системе координат с центром в точке детектора уравнение (2) можно записать в виде

$$\varphi_0(r, E) = \int_4 \int_{\pi_0}^{\infty} q_0(r-l', \Omega, E, \Omega') \times \exp(-\int_0^l \mu(r-l', \Omega, E) dl') \cdot dl \cdot d\Omega, \quad (3)$$

где $r' = r - l'\Omega$; $dV = l^2 dl d\Omega$; $d\Omega = \sin\theta \cdot d\theta d\varphi$; θ – полярный угол; φ – азимутальный угол. Из уравнения (2) следует, что

$$\varphi_0(r, E, \Omega) = \int_0^{\infty} q_0(r-l', \Omega, E, \Omega') \times \exp(-\int_0^l \mu(r-l', \Omega, E) dl') \cdot dl. \quad (4)$$

Тогда плотность однократно рассеянных источников

$$q_1(r, E, \Omega) = \int_4 \int_{\pi_0}^{\infty} q_0(r-E', \Omega, E, \Omega') \times \Sigma(r, E \rightarrow E', \Omega \rightarrow \Omega') dE' d\Omega', \quad (5)$$

где $\Sigma(r, E \rightarrow E', \Omega \rightarrow \Omega')$ – полное дифференциальное сечение рассеяния. Зная плотность однократно рассеянных источников $q_1(r, E, \Omega)$, вычисляют плотность потока однократно рассеянных частиц и т. д.:

$$\varphi_k(r, E, \Omega) = \int_0^{\infty} q_1(r-l', \Omega, E, \Omega') \times \exp(-\int_0^l \mu(r-l', \Omega, E) dl'); \quad (6)$$

$$q_{k+1}(r, E, \Omega) = \int_4 \int_{\pi_0}^{\infty} q_0(r-E', \Omega, E, \Omega') \times \Sigma(r, E \rightarrow E', \Omega \rightarrow \Omega') dE' d\Omega', \quad (7)$$

где k – номер кратности рассеяния частиц.

Рассмотрим последовательность $\{x_k\}$ точек шестимерного фазового пространства, в которых находился фотон в процессе розыгрыша его прохождения через среду: $x_k = (r_k, E_k, \Omega_k)$. Поскольку траектория частицы полностью характеризуется набо-

ром $x_0, x_1, x_2 \dots x_n$, где n – полное число рассеяний, то плотность потока частиц в точке детектирования для заданной последовательности $\{x_k\}$ можно получить суммированием $\varphi_k(r, E, \Omega)$, т. е.

$$\varphi(r, E, \Omega) = \sum_{k=0}^n \varphi_k(r, E, \Omega). \quad (8)$$

Плотность потока, полученная из выражения (8), зависит от выборочной последовательности $\{x_k\}$, поэтому искомая плотность потока фотонов получится осреднением выражения (6) по всевозможным траекториям. Это осреднение, так же как и получение последовательности $\{x_k\}$, осуществляется с использованием метода Монте-Карло. Порядок вероятностной сходимости, осредненной по N траекториям, определяется величиной $N^{-1/3}$ вместо $N^{-1/2}$ при конечной дисперсии. В связи с этим рассмотрены различные модификации метода локальной оценки потока, которые уменьшают порядок расходимости дисперсии или делают ее конечной.

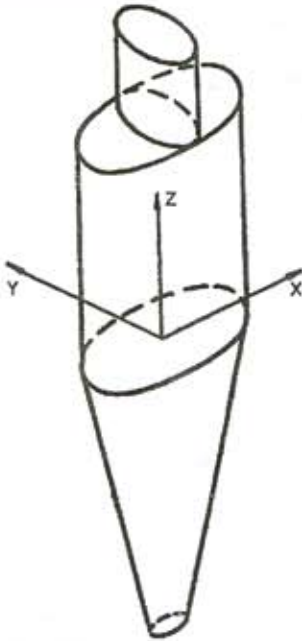


Рис. 1. Общий вид аналитического антропоморфного (гетерогенного) фантома Снайдера (внутренние органы человека не показаны)

При расчете характеристик поля излучения в теле человека важнейшим вопросом является не только правильный выбор метода вычислений, но и достоверность данных (геометрия расчета, элементный состав среды, сечения взаимодействия, спектральный состав излучения и т. п.). Для задания геометрии расчета обычно используют математические фантомы. Математическая модель тела человека должна удовлетворять нескольким требованиям. Во-первых, она должна наиболее полно описывать размеры, форму человека, его органов и тканей. Во-вторых, модель должна быть достаточно проста для реализации в программе расчета. Впервые подобная модель, основанная на данных о строении тела, размерах,

форме, расположении органов и тканей среднего человека европейского типа, была разработана в работах Снайдера. Общий вид фантома показан на рис. 1. Начало системы координат находится в центре туловища. Фантом состоит из трех основных частей: головы, туловища и ног.

Туловище представляет собой эллиптический цилиндр:

$$(x/10)^2 + (y/10)^2 \leq 1; 0 \leq z \leq 70,$$

голова – также эллиптический цилиндр:

$$(x/7)^2 + (y/10)^2 \leq 1; 70 \leq z \leq 94.$$

Ноги описаны с помощью эллиптического усеченного конуса:

$$(x/20)^2 + (y/20)^2 \leq [(100 + z)/100]^2, -80 \leq z \leq 0.$$

Объем головы, туловища, ног и всего тела составляет 5278, 43982, 20776, 70036 см³ соответственно.

В использованном математическом фантоме предусмотрено описание 22 органов и тканей. Математический фантом Снайдера получил дальнейшее развитие в работах Кристи и Крамера, в которых разработаны фантомы мужского и женского пола, а также фантомы для различных возрастных групп. Эти фантомы отличаются от фантома Снайдера формой головы и ног.

Общий вид результирующего математического фантома, использованного в расчетах, показан на рис. 2.

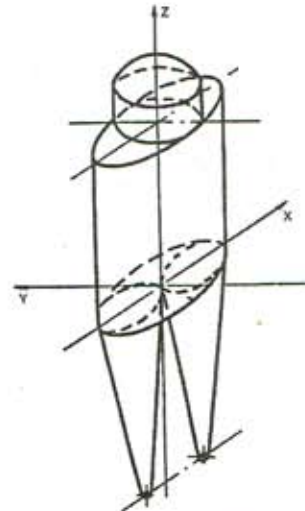


Рис. 2. Общий вид антропоморфного гетерогенного фантома (внутренние органы не показаны)

За основу фантома при описании его внутренних органов нами был взят фантом Снайдера, некоторые органы которого были модифицированы. Модификации были следующими: к туловищу была добавлена ткань женских грудных желез; подобрана усовершенствованная модель сердца; легкие были реконструированы в соответствии с новым сердцем; в новую конструкцию было введено различие в величине правого и левого легкого, не использованное в фантоме Снайдера. Голова была переделана, включая изменение положения щито-

видной железы. Был добавлен желчный пузырь, удалено перекрытие прямой кишки со скелетом таза, и в ней установлены стенки одинаковой толщины.

Для осуществления расчетов методом Монте-Карло в программе было описано 90 поверхностей второго порядка, которые образовали около 60 геометрических зон. С каждой геометрической зоной в математическом фантоме соотносится определенная композиция вещества, соответствующая мягкой биологической ткани, легочной ткани, красному костному мозгу, костномозговой смеси и ткани грудной железы.

Элементный состав перечисленных композиций приведен в табл. 2 и 3.

Таблица 2

Элементный состав различных композиций тканей человека

Элемент	Мягкая биологическая ткань	Легочная ткань	Ткань молочной железы	Костно-мозговая смесь	Красный костный мозг
H	10,47	10,21	11,70	7,04	10,18
C	23,02	10,01	38,04	22,79	47,48
N	2,34	2,80	0,00	3,87	2,18
O	63,21	75,96	0,00	48,56	36,04
Na	0,13	0,19	0,00	0,32	0,008
Mb	0,015	0,0074	0,00	0,11	0,0024
P	0,24	0,081	0,00	6,94	0,028
S	0,22	0,23	0,00	0,17	0,15
Cl	0,14	0,27	0,00	0,14	0,20
K	0,21	0,20	0,00	0,15	0,17
Ca	0,00	0,007	0,00	9,95	0,0004

Таблица 3

Распределение красного костного мозга в костно-суставной системе

Элементы костно-суставной системы	Содержание, %
Череп (черепная коробка плюс скулы)	8,32
Лопатки	2,85
Ключицы	0,79
Позвоночник:	
а) верхний отдел	2,66
б) средний отдел	17,41
в) нижний отдел	9,79
Ребра	19,22
Кости таза	33,31
Кости рук:	
а) верхний отдел	2,29
б) средний отдел	0
в) нижний отдел	0
Кости ног:	
а) верхний отдел	3,35
б) средний отдел	0
в) нижний отдел	0

Преимуществом численных методов расчета полей излучения в теле человека является возможность получения данных для моноэнергетического излучения. В этом случае полученные результаты будут универсальными в том смысле, что могут быть использованы для рентгеновского излучения с произвольным энергетическим спектром.

Пусть $\delta_j(E)$ – удельная нормированная на единичный флюенс фотонов на поверхности фантома эквивалентная доза в j -м органе для фотонов с энергией E , полученная в результате расчетов, а $n(E)$ – нормированное энергетическое распределение фотонов, падающих на фантом:

$$\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} n(E)dE = 1, \quad (9)$$

где E_{\min} и E_{\max} – соответственно минимальная и максимальная энергии фотонов в спектре рентгеновского излучения. Тогда эквивалентная доза в произвольном органе H_j для любого спектра $n(E)$ может быть получена из выражения

$$H_j = F \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} n(E)\delta_j(E)dE, \quad (10)$$

где F – флюенс фотонов на поверхности фантома, $см^{-2}$.

По аналогии с использованным взрослым математическим фантомом были разработаны детские математические фантомы для пяти возрастных групп (новорожденные, 1 год, 5 лет, 10 лет, 15 лет).

Все материалы представлены в виде окончательных таблиц, содержащих эквивалентные дозы облучения 12 органов и тканей, приведенных к экспозиции 1 мА·с. Эти сведения представлены для напряжений на рентгеновской трубке от 60 до 120 кВ.

Были рассмотрены варианты исследований, характеризующиеся разными геометрическими условиями облучения пациентов:

- 1) рентгенография органов грудной клетки;
- 2) телерентгенография органов грудной клетки;
- 3) флюорография органов грудной клетки;
- 4) рентгеноскопия (рентгенография) органов грудной клетки;
- 5) рентгеноскопическое (рентгенографическое) исследование пищевода-желудка;
- 6) рентгеноскопическое (рентгенографическое) исследование тонкой кишки;
- 7) рентгеноскопическое (рентгенографическое) исследование толстой кишки.

Если принять каждую проекцию за метод исследования, то выходит, что для основных видов рентгенологических исследований для 6 возрастных групп пациентов проведено по 12 вариантов расчетов. Таким образом, было проведено 12 методов исследований × 6 возрастных групп × 4 размера поля × 12 энергий = 576 методов расчета.

Результаты расчетов эквивалентных доз в органах и тканях были приведены к удельным значениям эквивалентных доз:

$$H' = H/q \text{ (мкЗв/мА·с)}. \quad (11)$$

Это позволило определить эквивалентные и эффективные дозы, исходя из используемых режимов работы рентгеновской трубки.

Сопоставление полученных расчетных данных с экспериментальными было осуществлено с помощью метода ТЛД-дозиметрии.

Дозиметрические исследования были проведены в рентгенодиагностических кабинетах московских городских больниц № 1, 13, ФГУРЦРР Минздрава России и др. Для выполнения исследований использовался тканезквивалентный фантом «АТОМ 701D» фирмы «CIRS», США.

В качестве ТЛД наиболее широкое применение получили кристаллы следующих веществ: LiF, CaF₂, CaSO₄, Li₂B₄O₇ и др. Добавки (активаторы) не только изменяют выход световой энергии, но и влияют на спектр излучаемого при нагревании света.

В табл. 4-6 приведены примеры расчетов удельных эквивалентных доз для детей и взрослых.

Сопоставление расчетных и экспериментальных данных показало их расхождения в пределах $\pm (23...31) \%$. Учитывая, что, как было отмечено в главе 1, ошибка определения взвешивающего фактора (W_i) при расчете эффективной дозы может достигать $\pm (50...250) \%$, полученное расхождение расчетных и измеренных данных можно считать допустимым. Следует отметить, что в метрологической практике контроля радиационной безопасности допустима погрешность $\pm (20...30) \%$. Результаты расчетов и схемы облучения взрослых и детей представлены на рис. 3-4 и в табл. 4-6.

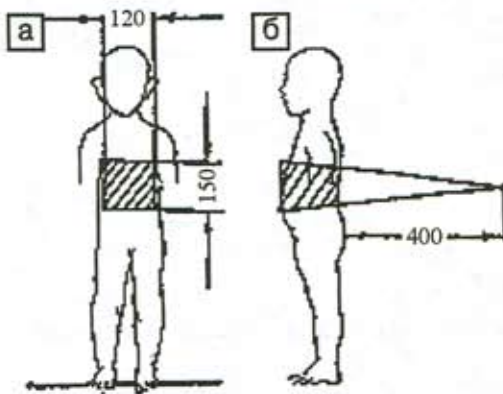


Рис. 3. Геометрические условия (а) и эффективные дозы (б) при проведении исследований желудочно-кишечного тракта детей 1 года

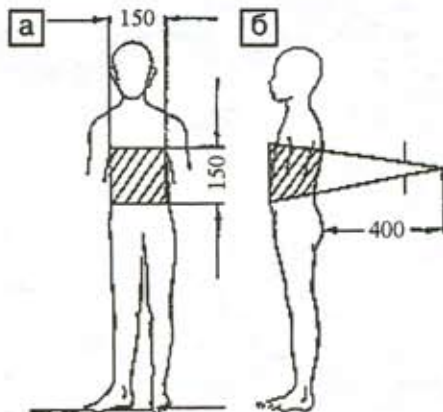


Рис. 4. Геометрические условия (а) и эффективные дозы (б) при проведении исследований желудочно-кишечного тракта детей 5 лет

Таблица 4

Эффективные дозы при исследованиях желудочно-кишечного тракта детей 1 года

Удельные эффективные дозы при проведении исследований желудка

Возраст, лет	Размер поля, см ²	U, кВ	СПО, ммАл	На входе	E, мкЗв/мА·с
1	12x15	60	2,16	280	13,0
		70	2,40	400	15,5
		80	2,62	600	18,0

Удельные эффективные дозы при проведении исследований толстой кишки

Возраст, лет	Размер поля, см ²	U, кВ	СПО, ммАл	На входе	E, мкЗв/мА·с
1	13x18	60	2,16	280	15,4
		70	2,40	400	17,5
		80	2,62	600	19,3

Таблица 5

Эффективные дозы при исследованиях желудочно-кишечного тракта детей 5 лет

Удельные эффективные дозы при проведении исследований желудка

Возраст, лет	Размер поля, см ²	U, кВ	СПО, ммАл	На входе	E, мкЗв/мА·с
5	15x15	60	2,16	280	11,5
		70	2,40	400	14,3
		80	2,62	600	16,7

Удельные эффективные дозы при проведении исследований толстой кишки

Возраст, лет	Размер поля, см ²	U, кВ	СПО, ммАл	На входе	E, мкЗв/мА·с
5	13x18	60	2,16	280	13,0
		70	2,40	400	14,3
		80	2,62	600	16,7

Таким образом, можно считать выполненной задачу по определению эквивалентных и эффективных доз облучения пациентов при рентгенохирургических исследованиях. В связи с этим нами была введена поправка в алгоритм оценки эффективных доз с помощью прибора «ИНДОР-С» (НПО «Защита», МИФИ). Введена коррекция на изменение поверхностной дозы для реального дозиметрического аппарата, что вызвано требованием методических указаний МУК 2.6.1.1797-03 Минздрава России.

Удельные мощности дозы P_d облучения органов при исследовании грудного отдела позвоночника (РИПр = 100 см, $S = 24 \times 40$ см², ДФ = 2 ммАI, P_d , мкГр/мА·с; 10^{-1} мрад/мА·с)

Прямая проекция, РИП = 80 см

U, кВ	ККМ	Легкие	Железы			Печень	Почки	Селезенка	Желудок	Гонады		Толстая кишка
			мол.	щит.	поджел.					муж.	жен.	
60	2	11	45	3	11	12	3	15	4	0,2	0,2	2,8
70	6	23	100	7	27	32	9	35	10	0,4	0,4	3,3
80	8	34	135	11	39	39	12	51	13	0,6	0,5	4,0
90	11	45	165	15	50	45	14	65	15	0,7	0,7	5,7
100	13	56	190	19	60	49	17	78	17	0,7	0,8	7,8
110	15	66	215	23	70	53	19	90	18	0,8	0,9	12,0
120	17	76	240	27	79	56	21	102	20	0,9	1,0	14,0

Боковая проекция, РИП = 60 см

U, кВ	ККМ	Легкие	Железы			Печень	Почки	Селезенка	Желудок	Гонады		Толстая кишка
			мол.	щит.	поджел.					муж.	жен.	
60	1	5	2	1	9	2	5	7	1	0,04	0,07	2,1
70	4	14	6	3	23	4	12	18	2	0,10	0,2	3,9
80	6	20	9	4	34	6	17	27	4	0,20	0,3	4,8
90	8	30	10	6	44	9	21	38	5	0,20	0,3	5,6
100	11	40	14	8	61	12	28	52	7	0,30	0,5	6,4
110	12	52	15	9	73	15	32	61	8	0,30	0,6	7,5
120	15	58	18	11	91	19	37	77	10	0,40	0,8	12,0

Список литературы:

1. Ермаков И.А., Масарский Л.И., Салтыкова Л.М., Червяков А.М. Вопросы клинической дозиметрии. – Л., 1982. С. 46-47.
2. Ермаков И.А., Масарский Л.И., Салтыкова Л.М. // Мед. радиол. 1985. С. 50-56.
3. Иванов В.И., Лебедев Л.А., Сидорин В.П. и др. // Атомная энергия. 1985. Т. 56. № 6. С. 446-447.
4. Методические указания (МУК 2.6.1.1797-03). Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. – М.: МЗ России, 2004.
5. Нормы радиационной безопасности НРБ-99. СП 2.6.1.758-99. – М.: МЗ России, 1999.
6. Рабкин И.Х., Ставицкий Р.В., Блинов Н.Н., Васильев Ю.Д. Тканевые дозы при рентгенологических исследованиях. – М., 1985.
7. Рекомендации МКРЗ. Публикации 51,52. – М.: Энергоатомиздат, 1993. 184 с.
8. Соколов В.В. Состояние кроветворения при хроническом воздействии малых доз ионизирующей радиации / Дисс. ДМН. 1964.
9. Ставицкий Р.В., Ермаков И.А., Лебедев Л.А., Масарский Л.И. и др. Эквивалентные дозы в органах и тканях человека при рентгенологических исследованиях. Справочник. – М.: Энергоатомиздат, 1989. С. 176.
10. Ставицкий Р.В., Блинов Н.Н., Рабкин И.Х., Лебедев Л.А. Радиационная защита в медицинской рентгенологии. – М.: Кабур, 1994. 272 с.
11. Ставицкий Р.В., Павлова М.К., Лебедев Л.А., Кальницкий С.А. Дозовые нагрузки на детей при рентгенологических исследованиях. – М.: Кабур, 1993. 168 с.
12. Cristy M. // Phys. Med. Biol. 1981. Vol. 26. P. 389.
13. Hubbel I.H. // Rad. Res. 1977. Vol. 70. P. 58.
14. Hubbel I.H. // Int. Appl. Radiat. Isot. 1982. Vol. 33. P. 1269.
15. ICRP. Problems Involved in Developing an Index of Harm. ICRP Publication 27. – Pergamon Press. Oxford. 1977.
16. Kitabatake T. // Radiol. 1965. Vol. 25. P. 213-223.
17. Kramer R., Zankl M., Williams G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo method. – GSF-Bericht S-885. ISSN 0721-1794. 1982.
18. Snyder W.S., Fisher H.L., Ford M.R. // J. Nucl. Med. 1969. Vol. 10. Suppl. 3. Pamphlet № 5.
19. Sunshine J.H., Bushe G.R., Mallick R. // Radiology. 1998. Vol. 208. № 1. P. 19-24.

Андрей Борисович Блинов,
канд. техн. наук,
директор,
ООО «Рентген-Комплект»,
г. Москва,
e-mail: andy815@rambler.ru