## РАЗДЕЛ 2

## НАУЧНЫЕ СТАТЬИ

## Расчёт эквивалентных доз в отдельных органах и тканях и величины пожизненного радиационного риска развития рака при проведении типовых обследований с использованием компьютерной томографии

### Кащеев В.В., Пряхин Е.А., Меняйло А.Н., Чекин С.Ю., Иванов В.К.

### ФГБУ МРНЦ Минздрава России, Обнинск

В представленной работе предложен метод расчёта эквивалентных доз в отдельных органах и тканях и величины пожизненного радиационного риска развития рака при проведении типовых обследований с использованием компьютерной томографии (KT). Величина Dose Length Product (DLP) – мера поглощённой дозы облучения за всё КТ-исследование – использовалась для оценки органных доз облучения. Были определены коэффициенты пересчёта величины DLP при проведении КТ-исследования органов грудной полости, брюшной полости и головы в величины эквивалентных доз в отдельных органах и тканях, находящихся под риском. Риски радиационно-индуцированных раков в результате облучения при обследовании на КТ оценивались в зависимости от пола и возраста. Величина пожизненного атрибутивного риска возможной индукции онкологических заболеваний оценивалась согласно международной математической модели МКРЗ (Публикация 103) и с использованием медико-демографических характеристик российской популяции. Пожизненный атрибутивный риск возможной индукции онкологических заболевание органных доз, полученных с использованием DLP, сравнивался с риском, рассчитанным с помощью органных доз, измеренных силиконовыми фотодиодными дозиметрами.

Ключевые слова: радиационный риск, медицинское облучение, компьютерная томография, органные дозы, DLP.

### Введение

В последние годы всё больше внимания уделяется вопросу оценки вреда здоровью пациентов в случаях применения радиационных технологий в диагностических целях в медицине, особенно эта проблема актуальна при использовании компьютерной томографии (КТ). Данная проблема отражена в международных рекомендациях и национальных требованиях в России. Так, в Международных основных нормах безопасности, выпущенных МАГАТЭ в 2011 г. [10], отмечается (п. 3.150), что «ни один пациент ... не подвергается медицинскому облучению, если ... он не информирован ... о рисках, связанных с воздействием излучения». В России это требование отражено в Нормах радиационной безопасности (НРБ-99/2009) [6] и в «Основных санитарных правилах обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ-99/2010)» [7]. Таким образом, впервые на международном и национальном уровнях чётко обозначено требование оценки риска возможных стохастических эффектов при планировании медицинского рентгенорадиологического облучения.

В наших предыдущих работах [2, 4, 11, 12] были предложены способы и получены оценки радиационного риска КТ при её однократном использовании. Были рассмотрены способы оцен-

Кащеев В.В.\* – ст. научн. сотр., к.б.н.; Пряхин Е.А. – аспирант; Меняйло А.Н. – научн. сотр.; Чекин С.Ю. – ст. научн. сотр.; Иванов В.К. – Председатель РНКРЗ, зам. директора по научн. работе, член-корр. РАМН. ФГБУ МРНЦ Минздрава России. \*Контакты: 249036, Калужская обл., Обнинск, ул. Королева, 4. Тел.: (48439) 9-32-47; e-mail: nrer@obninsk.com.

ки величины пожизненного атрибутивного риска онкологической заболеваемости на основе эквивалентных доз в органах и тканях и на основе значения эффективной дозы.

Следует отметить, что согласно Рекомендации МКРЗ (Публикация 103) оценку риска медицинской диагностики и лечения с использованием ионизирующего излучения лучше всего проводить, используя соответствующие значения риска для отдельных тканей под риском. Эффективная доза может быть полезна для относительного сравнения доз от различных диагностических процедур и для сравнения применения аналогичных технологий и процедур исследования в различных лечебных учреждениях и странах, а также для сравнения различных технологий для одинаковых исследований, если же референтные группы пациентов аналогичны по возрасту и полу [18].

В более поздних документах использование эффективной дозы для оценки риска стохастических эффектов было снижено. В Публикации 105 МКРЗ сказано, что «эффективная доза не должна использоваться для оценки риска стохастических эффектов» [15].

Серьёзным вопросом применения на практике врачами-радиологами технологии оценки радиационных рисков на основе органных доз облучения при КТ является сложность оценки эквивалентных доз в органах и тканях. В то же время, величина Dose Length Product (DLP) – мера поглощённой дозы облучения за всё КТ-исследование – сообщается после каждой процедуры сканирования и всегда доступна врачам-радиологам [5].

Основной целью данной работы является разработка метода расчёта эквивалентных доз в отдельных органах и тканях и величины радиационного риска на основе меры поглощённой дозы облучения за всё КТ-исследование – DLP, при проведении типовых процедур компьютерной томографии.

### Материалы и методы

## Расчёт пожизненного атрибутивного риска заболеваемости раком после однократного облучения

В данной работе риски заболеваемости раком, связанные с облучением, которому подвергаются пациенты в результате обследования на компьютерном томографе, оцениваются на основе современной модели МКРЗ (Публикация 103). Ранее в нашей статье [3] была опубликована методика вычисления величины пожизненного атрибутивного риска возможной индукции онкологических заболеваний (LAR) по солидным типам рака после однократного облучения.

Согласно методике, описанной в [3], основываясь на международной математической модели МКРЗ (Публикация 103) [18], можно вычислить избыточный абсолютный риск заболеваемости солидным раком определённой локализации после однократного облучения заданной дозой. Этот риск вычисляется как взвешенное среднее по мультипликативной и аддитивной моделям МКРЗ. Обозначим этот риск как *EAR<sup>sol</sup>*, подчеркнув тем самым, что это избыточный абсолютный риск заболений абсолютный риск заболеваемости солидными типами рака от однократного облучения. *EAR<sup>sol</sup>* зависит от пола, локализации опухоли, возраста на момент облучения, достигнутого возраста и дозы однократного облучения. Формула для вычисления *EAR<sup>sol</sup>* выглядит следующим образом:

**EAR** <sup>sol</sup>  $(g, a, l, s, D) = p(l) \cdot EAR_{mult}^{sol} (g, a, l, s, D) + (1 - p(l)) \cdot EAR_{add}^{sol} (g, a, l, s, D)$ , (1) где p – весовой множитель. В Рекомендациях МКРЗ (Публикация 103) сказано, что параметр p равен 0 для молочной железы и костного мозга, равен 1 для щитовидной железы и кожи, равен 0,3 для лёгкого и равен 0,5 для всех остальных локализаций ([18] А140). *EAR* <sup>sol</sup><sub>mult</sub> – избыточный абсолютный риск заболеваемости солидными раками, рассчитанный по мультипликативной модели МКРЗ:

$$EAR_{mult}^{sol}(g,a,l,s,D) = \frac{\lambda_0^{inc}(l,s,a)}{10^5} \cdot D \cdot \beta_{mult}(l,s) \cdot \left(\frac{a}{70}\right)^{\omega_{mult}(l)} \cdot \exp[\alpha_{mult}(l) \cdot (g-30)].$$
(2)

1.

**EAR** <sup>sol</sup> – избыточный абсолютный риск заболеваемости солидными раками, рассчитанный по аддитивной модели МКРЗ:

$$EAR_{add}^{sol}(g,a,l,s,D) = \cdot D \cdot \frac{\beta_{add}(l,s)}{10^4} \cdot \left(\frac{a}{70}\right)^{\omega_{add}(l)} \cdot \exp[\alpha_{add}(l) \cdot (g-30)].$$
(3)

. .

В формулах (1-3): *I* – локализация опухоли; *s* – пол; *g* – возраст при облучении; *a* – возраст, на который рассчитывается риск; *D* – доза однократного облучения;  $\beta_{mult}$ ,  $\omega_{mult}$ ,  $\alpha_{mult}$  – параметры мультипликативной модели;  $\beta_{add}$ ,  $\omega_{add}$ ,  $\alpha_{add}$  – параметры аддитивной модели;  $\lambda_0^{inc}$  – показатель фоновой заболеваемости раком локализации *I* среди людей пола *s* и возраста *a*, приведённый на 100000 человек. При этом параметры  $\alpha_{mult}$  и  $\alpha_{add}$  вычисляются по следующим формулам:

$$\alpha_{mult}(l) = \frac{1}{10} \cdot \ln\left(1 + \frac{\gamma_{mult}(l)}{100}\right);$$
  
$$\alpha_{add}(l) = \frac{1}{10} \cdot \ln\left(1 + \frac{\gamma_{add}(l)}{100}\right).$$

Параметры  $\beta_{mult}$ ,  $\omega_{mult}$ ,  $\gamma_{mult}$ ,  $\beta_{add}$ ,  $\omega_{add}$ ,  $\gamma_{add}$  для 11 различных опухолевых локализаций (все солидные типы раков, пищевод, желудок, толстый кишечник, печень, лёгкое, молочная железа, яичник, мочевой пузырь, щитовидная железа, остальные солидные) можно найти также в Рекомендациях МКРЗ (Публикация 103, таблицы А4.6, А4.7), в статье [3] (таблица 1).

Таблица 1

Параметры модели для вычисления избыточного абсолютного риска заболеваемости солидными раками различных локализаций

Локализация опухоли	Пол	$\beta_{mult}$	Ymult	<b>W</b> mult	$\beta_{add}$	Yadd	<b>W</b> add
Все солидные	Муж Жен	0,35 0,58	-17	-1,65	43,20 59,83	-24	2,38
Пищевод	Муж Жен	0,40 0,65	-17	-1,65	0,48 0,66	64	2,38
Желудок	Муж Жен	0,23 0,38	-17	-1,65	6,63 9,18	-24	2,38
Толстая кишка	Муж Жен	0,68 0,33	-17	-1,65	5,76 2,40	-24	2,38
Печень	Муж Жен	0,25 0,40	-17	-1,65	4,18 1,30	-24	2,38
Лёгкое	Муж Жен	0,29 1,36	+17	-1,65	6,47 8,97	1	4,25
Молочная железа	Жен	0,87	0	-2,26	10,9	-39	3,5
Яичник	Жен	0,32	-17	-1,65	1,47	-24	2,38
Мочевой пузырь	Муж Жен	0,67 1,10	-17	-1,65	2,00 2,77	-11	6,39
Щитовидная железа	Муж Жен	0,53 1,05	-56	0,00	0,69 2,33	-24	0,01
Остальные солидные	Муж Жен	0,22 0,17	-34	-1,65	7,55 10,45	-24	2,38

Следует также учесть, что после облучения радиационный риск может реализоваться только через определённое время – латентный период *T<sub>LS</sub>*. Латентный период для заболеваемости солидными типами раков в модели МКРЗ равен 10-ти годам. То есть, в течение 10 лет после облучения избыточные риски, как по мультипликативной, так и по аддитивной моделям, принимаются равными нулю. Другими словами:

## EAR<sup>sol</sup>(g,a,I,s,D)=0, если a < g + T<sub>LS</sub>.

Для расчёта избыточного абсолютного риска заболеваемости лейкозами после однократного облучения в МКРЗ применяется модель, опубликованная в [14]. Обозначим этот риск, как *EAR*<sup>*lkm*</sup>. Формула для вычисления *EAR*<sup>*lkm*</sup> выглядит так:

$$EAR^{lkm}(g, a, s, D) = \frac{\beta_{lkm}(g, s)}{10^5} \cdot D \cdot (1 + 0.79 \cdot D) \cdot \exp[\alpha_{lkm}(g, s) \cdot (a - g - 25)].$$
(4)

Здесь *g* – возраст при облучении; *a* – возраст, на который рассчитывается риск; *s* – пол; *D* – доза однократного облучения;  $\beta_{lkm}$ ,  $\alpha_{lkm}$  – параметры модели избыточного абсолютно риска заболеваемости лейкозами.

Параметры  $\beta_{lkm}$ ,  $\alpha_{lkm}$  представлены в таблице 2.

Латентный период для заболеваемости лейкозами T<sub>LL</sub> равен 2 годам, и:

Таблица 2

## Параметры модели для вычисления избыточного абсолютного риска заболеваемости лейкозами после однократного облучения

Возраст	$\beta_{l}$	km	$\alpha_{lkm}$		
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины	
0-19 лет	3,3	6,6	-0,17	-0,07	
20-39 лет	4,8	9,7	-0,13	-0,03	
> 40 лет	13,1	26,4	-0,07	0,03	

Зная величину избыточного абсолютного риска заболеваемости раком после однократного облучения можно определить пожизненный атрибутивный риск заболеваемости раком после однократного облучения с учётом функции здорового дожития путём суммирования *EAR* по достигнутому возрасту *a*. Формула для определения пожизненного атрибутивного риска после однократного облучения выглядит так:

$$LAR^{sol}(g, I, s, D) = \sum_{a=0}^{a_{max}} S^{sol}(s, I, g, a) \cdot EAR^{sol}(g, a, I, s, D).$$
(5)

$$LAR^{lkm}(g,s,D) = \sum_{a=0}^{a_{max}} S^{lkm}(s,l,g,a) \cdot EAR^{lkm}(g,a,l,s,D).$$
(6)

Здесь *I* – локализация солидной опухоли; *s* – пол; *a* – возраст, на который рассчитывается риск *EAR*; *g* – возраст на момент облучения; *D* – доза однократного облучения в возрасте *g*; *a<sub>max</sub>* – максимальный достигнутый возраст, в данной работе – 100 лет;  $S^{sol}(s, I, g, a)$  – функция здорового дожития, обозначающая вероятность индивидуума дожить от возраста *g* до *a* и не заболеть солидным раком локализации *I*.  $S^{lkm}(s, g, a)$  – функция здорового дожития, обозначающая. Формула для вычисления функции здорового дожития выглядит следующим образом:

$$S^{sol}(s,l,g,a) = \exp\left[-10^{-5} \cdot \sum_{k=g}^{a-1} \lambda_0^{tmort}(k,s) - \lambda_0^{mort}(l,s,k) + \lambda_0^{inc}(l,s,k)\right]$$
(7)

$$S^{lkm}(s,g,a) = \exp\left[-10^{-5} \cdot \sum_{k=g}^{a-1} \lambda_0^{tmort}(k,s) - \lambda_0^{mort}(s,k) + \lambda_0^{inc}(s,k)\right]$$
(8)

Здесь  $\lambda_0^{tmort}(k, s)$  – показатели фоновой смертности от всех причин среди людей пола sи возраста k, приведённые на 100000 человек;  $\lambda_0^{inc}(I, s, k)$  и  $\lambda_0^{inc}(s, k)$  – показатели фоновой заболеваемости солидным раком локализации I и лейкемией соответственно среди людей пола s и возраста k, приведённые на 100000 человек;  $\lambda_0^{mort}(I, s, k)$  и  $\lambda_0^{mort}(s, k)$  – показатели фоновой смертности от солидного рака локализации I и от лейкемии соответственно среди людей пола s и возраста k, приведённые на 100000 человек. Для вычисления функций здорового дожития использовались медико-демографические характеристики российской популяции [1].

В итоге можно определить суммарный риск возникновения рака:

$$LAR(g, s, D) = LAR^{lkm}(g, s, D) + \sum_{l=1}^{l_{max}} LAR^{sol}(g, l, s, D), \qquad (9)$$

где суммирование по *I* от 1 до *I<sub>max</sub>* означает суммирование по всем солидным локализациям опухоли.

## Расчёт органных доз на основе величины DLP

На сегодняшний день наиболее часто используемой в практике характеристикой вреда от облучения, наносимого пациенту в результате проведения процедуры КТ, является значение эффективной дозы. Согласно определению МКРЗ [18], эффективная доза рассчитывается как взвешенная сумма доз поглощенных в органах и тканях по следующей формуле:

$$\boldsymbol{E} = \sum_{\boldsymbol{T}} \boldsymbol{w}_{\boldsymbol{T}} \cdot \boldsymbol{H}_{\boldsymbol{T}} , \qquad (10)$$

*w*<sub>*T*</sub> – коэффициент взвешивания для органа (ткани) *T* [18].

Многие современные коммерческие томографы предоставляют информацию о величине эффективной дозы после завершения процедуры сканирования на КТ. Значение эффективной дозы также может быть оценено с использованием меры поглощённой дозы облучения за все КТисследование DLP (мГр×см) и величины нормализованной эффективной дозы (мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup>) [5, 13, 16]. Эти величины нормализованной эффективной дозы зависят от анатомической области исследования и возраста на момент облучения. В соответствии с Методическими указаниями по контролю доз облучения пациентов при КТ-исследованиях, утверждёнными в России в 2011 г. [5], эффективная доза может быть рассчитана по следующей формуле:

$$\boldsymbol{E} = \sum_{\boldsymbol{k}} \boldsymbol{D} \boldsymbol{L} \boldsymbol{P}_{\boldsymbol{k}} \times \boldsymbol{e}_{\boldsymbol{k}}^{\boldsymbol{D} \boldsymbol{L} \boldsymbol{P}}, \tag{11}$$

где *DLP<sub>k</sub>* – величина, равная произведению дозы на длину сканирования *k*-ой анатомической области (мГр×см); *e<sup>DLP</sup><sub>k</sub>* – нормализованная эффективная доза *k*-ой анатомической области взрослого человека (18 лет и старше): 0,0023 мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup> для головы, 0,0054 мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup>

для шейного отдела, 0,017 мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup> для грудного отдела, 0,015 мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup> для брюшной полости и 0,019 мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup> для малого таза.

Используя типичное распределение органных доз для **к**-ой анатомической области сканирования, можно получить значение органной дозы для соответствующего органа или ткани по формуле:

$$H_T^k = f_T^k \times H_N^k \,, \tag{12}$$

где  $H_T^k$  – доза конкретного органа или ткани *T* для *k*-ой анатомической области сканирования;  $f_T^k$  – коэффициент пропорциональности дозы, равный отношению величины органной дозы конкретного органа или ткани *T* к величине органной дозы нормирующего органа для *k*-ой анатомической области сканирования;  $H_N^k$  – доза нормирующего органа или ткани для *k*-ой анатомической области сканирования. Были выбраны следующие нормирующие органы (ткани) в зависимости от области сканирования: лёгкие для грудного отдела, желудок для брюшной полости и мозг при исследовании головы.

Таким образом, при сканировании *k*-ой анатомической области формула (11) может быть представлена в виде:

$$DLP_{k} \times \boldsymbol{e}_{k}^{DLP} = \sum_{T} \boldsymbol{w}_{T} \times \boldsymbol{f}_{T}^{k} \times \boldsymbol{H}_{N}^{k} .$$
<sup>(13)</sup>

И, если *f*<sup>*k*</sup> для конкретного органа или ткани известно, то можно рассчитать дозу нормирующего органа для *k*-ой анатомической области сканирования, используя формулу:

$$H_N^k = \frac{DLP_k \times e_k^{DLP}}{\sum_T w_T \times f_T^k} \,. \tag{14}$$

В нашей работе мы определили коэффициент пропорциональности дозы  $f_T^k$  для трёх анатомических областей сканирования: грудь, брюшная полость и голова. Компьютерная программа CT-Ехро v2.1 была использована для оценки величин органных доз и коэффициентов пропорциональности для 10-ти отобранных коммерческих сканеров (таблица 3). Значения величин органных доз, основанные на методе Монте-Карло, были рассчитаны для фантома взрослого мужчины (Адам, рост 170 см, вес 70 кг) и для фантома взрослой женщины (Ева, рост 160 см и вес 60 кг) [17].

Таблица 3

Модель и фирма-производитель КТ, используемых для оценки органных доз и коэффициентов пропорциональности дозы *f*<sup>k</sup>

Производитель	Модель
Siemens	Emotion 6 Emotion Duo Sensation 16 Sensation 64
GE	LightSpeed 16 LightSpeed VCT
Philips	Briliance 16 Briliance 64
Toshiba	Aquilion 64 Aquilion Premium

Коэффициенты пропорциональности дозы  $f_T^k$  для грудного отдела и брюшной полости рассчитывались как средние значения по всем томографам (таблица 3) и всем вариациям размера сканируемой области с z- до z+ (таблица 4). Для исследования головы коэффициенты пропорциональности дозы  $f_T^k$  рассчитывались только как средние значения по всем томографам.

Таблица 4

Значения координат начала и окончания области сканирования z- и z+
для исследования грудного отдела и брюшной полости

Грудной отдел			Брюшная полость			
Размер исследуе-	Положение от:	Положение до:	Размер исследуе-	Положение от:	Положение до:	
мой области, см	Z-	Z+	мой области, см	Z-	Z+	
26	39	65	32	0	32	
26	42	68	35	0	35	
26	45	71	38	0	38	
26	36	62	41	0	41	
26	33	59	44	0	44	
29	39	68	47	0	47	
32	39	71	35	3	38	
29	36	65	41	3	44	
32	33	65	39	6	47	

## Результаты и их обсуждение

В настоящее время достаточно широкое распространение получили технологии оценки неблагоприятных последствий медицинского облучения с использованием величины эффективной дозы (http://www.xrayrisk.com) [9]. Вместе с тем, принятые недавно международные рекомендации и стандарты не рекомендуют проводить оценку радиационных рисков на основе эффективных доз [15]. В нашей работе риск возможной индукции онкологических заболеваний в результате процедуры КТ был оценён с использованием органных доз облучения и с учётом медико-демографических характеристик российской популяции.

Используя компьютерную программу СТ-Ехро v2.1, были рассчитаны органные дозы и оценены коэффициенты пропорциональности дозы –  $f_T^k$  для трёх анатомических областей сканирования: грудной отдел, брюшная полость и голова женщины. Средние величины коэффициентов пропорциональности дозы  $f_T^k$  и стандартные отклонения –  $\sigma$ , связанные со спецификой дозового распределения, при сканировании грудного отдела, брюшной полости и головы, приведены в таблице 5.

Как видно из таблицы 5, для каждой анатомической области сканирования можно выделить набор органов, для которых характерны наибольшие дозовые нагрузки. Для грудного отдела такими органами являются: лёгкие, щитовидная железа, молочная железа и пищевод. При сканировании брюшной полости наибольшие дозы характерны для желудка, печени, толстого кишечника, яичников и мочевого пузыря. Исследования головы пациентов, в большей степени, приводит к облучению головного мозга. Доза облучения на хрусталик глаза не рассматривалась (хотя сравнима по величине с дозой облучения головного мозга), так как не даёт вклад в суммарную эффективную дозу облучения пациента.

### Таблица 5

#### Коэффициент пропорциональности дозы $f_T^k \pm \sigma$ Орган или ткань Брюшная полость Грудной отдел Голова $0,02 \pm 0,017$ 1\* Мозг 0,01 ± 0,002 $0,32 \pm 0,366$ $0,175 \pm 0,030$ Слюнные железы $0,94 \pm 0,602$ $0,01 \pm 0,005$ $0,045 \pm 0,006$ Щитовидная железа Молочная железа $1,05 \pm 0,030$ $0,35 \pm 0,348$ Пищевод $0,99 \pm 0,058$ $0,05 \pm 0,045$ $0.002 \pm 0.000$ $0.002 \pm 0.000$ Лёгкие 1\* $0.31 \pm 0.214$ 0,47 ± 0,212 Печень $0,94 \pm 0,073$ $0,37 \pm 0,206$ Желудок 1\* Толстый кишечник $0,01 \pm 0,004$ $0,92 \pm 0,197$ Яичники $0,01 \pm 0,004$ 0,96 ± 0,187 Мочевой пузырь $1,03 \pm 0,216$ $\pm 0,001$ Красный костный мозг $0,27 \pm 0,016$ $0,49 \pm 0,061$ $0,111 \pm 0,016$ Поверхность кости $0,72 \pm 0,042$ $0,74 \pm 0,074$ $0,257 \pm 0,037$ Кожа $0,27 \pm 0,020$ $0,41 \pm 0,046$ $0,062 \pm 0,009$ Остальные $0,46 \pm 0,071$ $0,69 \pm 0,039$ $0,020 \pm 0,003$

# Коэффициент пропорциональности дозы ( *f*<sup>k</sup><sub>T</sub> ) органа или ткани *T* относительно дозы на лёгкие, желудок и мозг для процедур сканирования грудного отдела, брюшной полости и головы, соответственно

\* нормирующий орган (ткань) для *k*-ой анатомической области.

## Оценка неопределённости доз облучения и величины пожизненного радиационного риска

Оценка неопределённости величины пожизненного радиационного риска осуществлялась путём оценки 95%-ных доверительных интервалов (ДИ) для среднего значения. Использовался метод прямых статистических испытаний на ЭВМ. При этом по закону нормального распределения разыгрывались все основные параметры модели рисков:  $\beta_{mult}$ ,  $\omega_{mult}$ ,  $\gamma_{mult}$ ,  $\beta_{add}$ ,  $\omega_{add}$ ,  $\gamma_{add}$  для солидных раков и  $\beta_{lkm}$ ,  $\alpha_{lkm}$  для лейкозов, а также доза облучения. Процедура имитационного моделирования проводилась по следующему алгоритму.

Сначала необходимо сгенерировать случайные реализации параметров модели. В таблицах 6 и 7 представлены стандартные ошибки параметров моделей МКРЗ. По закону нормального распределения, где в качестве среднего используются значения из таблиц 1 и 2, а в качестве стандартного отклонения – соответствующие значения из таблиц 6 и 7, на ЭВМ генерируется набор случайных реализаций параметров модели.

Далее генерируются случайные реализации органных доз облучения. При использовании методики вычисления органных доз по известному значению DLP для получения случайных реализаций органных доз используется таблица 5. При этом вначале по закону нормального распределения генерируются случайные реализации коэффициентов  $f_T^k$ , где в качестве среднего и стандартного отклонения выбираются соответствующие значения из таблицы 7. Затем, по описанной выше методике, используя полученные случайные реализации коэффициентов  $f_T^k$ , вычисляются органные дозы для всех рассматриваемых органов и тканей.

Таблица 6

## Стандартные ошибки параметров моделей избыточного относительного и абсолютного рисков для солидных типов раков

Модель	Пол	Ст. ошибка <i>β</i>	Ст. ошибка <i>ф</i>	Ст. ошибка $\gamma$
Мультипликативная	М	0,0457	0,27439	0,05488
Мультипликативная	ж	0,0793	0,27439	0,05488
Аддитивная	М	6,707	0,27439	0,04878
Аддитивная	ж	5,488	0,27439	0,04878

Таблица 7

## Стандартные ошибки параметров модели избыточного абсолютного риска EAR лейкозов

Возраст, лет	Пол	Ст. ошибка <i>β<sub>Ікт</sub></i>	Ст. ошибка <i>α<sub>Ікт</sub></i>
0-19	М	0,56	0
20-39	м	1,31	0
> 39	м	2,63	0
0-19	ж	1,30	0
20-39	ж	1,92	0
> 39	ж	5,15	0

Далее по полученным случайным реализациям параметров модели, а также органных доз вычисляется избыточный абсолютный риск заболеваемости раком для всех рассматриваемых локализаций для конкретного достигнутого возраста *а*. При этом для вычисления избыточного абсолютного риска заболеваемости солидными раками используется формула (1) и соответствующие параметры модели, а для вычисления избыточного абсолютного риска заболеваемости лейкозами применяется формула (4) и соответствующие параметры модели.

Описанная выше процедура повторяется в данной работе 10000 раз. Таким образом, формируется статистическая выборка, состоящая из реализаций величины избыточного абсолютного риска заболеваемости раком в достигнутом возрасте **a**. Затем такие выборки вычисляются для каждого достигнутого возраста большего возраста на момент облучения.

Далее, согласно формулам (5) и (6) производится суммирование избыточных абсолютных рисков по достигнутым возрастам для соответствующих *i*-ых элементов выборок избыточного абсолютного риска. Таким образом, формируются выборки пожизненного атрибутивного риска размером в 10000 элементов для каждой рассматриваемой локализации опухоли. По данным выборкам оценивается верхняя и нижняя 95% доверительные границы.

## Расчёт органных доз и величины радиационного риска на основе DLP

Используя среднее значения коэффициента пропорциональности для конкретного органа или ткани  $f_T^k$ , а также формулы 12-14, оценены эквивалентные органные дозы ( $H_T$ ) и 95%-ный ДИ интервал дозы для значения DLP=100 мГр см<sup>-1</sup> для процедур сканирования грудного отдела, брюшной полости и головы (таблица 8).

Представленная таблица позволяет легко оценивать эквивалентные дозы облучения отдельных органов, получаемые пациентами при процедуре КТ-сканирования грудного отдела брюшной полости, а также головы.

## Таблица 8

	Эквивалентная доза на орган ( <i>Н</i> 7) на DLP <sub>100</sub> , мГр.					
	Грудной отдел		Брюшная полость		Голова	
e <sup>DLP</sup>	0,017		0,015		0,0023	
Орган или ткань	среднее значение	95% ДИ	среднее значение	95% ДИ	среднее значение	95% ДИ
Мозг	0,07	(0,00; 0,17)	-	-	7,02	(6,38; 7,82)
Слюнные железы	1,11	(0,00; 3,23)	0,02	(0,02; 0,03)	1,23	(0,88; 1,58)
Щитовидная железа	3,26	(0,00; 6,17)	0,02	(0,00; 0,04)	0,32	(0,25; 0,39)
Молочная железа	3,65	(3,23; 4,16)	0,85	(0,00; 2,04)	-	-
Пищевод	3,44	(2,96; 4,03)	0,12	(0,00; 0,30)	0,01	(0,01; 0,02)
Лёгкие	3,47	(3,09; 3,97)	0,75	(0,00; 1,52)	0,01	(0,01; 0,02)
Печень	1,63	(0,46; 2,83)	2,27	(1,87; 2,78)	-	-
Желудок	1,28	(0,09; 2,28)	2,42	(2,09; 2,86)	-	-
Толстый кишечник	0,03	(0,01; 0,06)	2,22	(1,52; 2,94)	-	-
Яичники	0,03	(0,01; 0,06)	2,32	(1,60; 3,07)	-	-
Мочевой пузырь	0,03	(0,02; 0,04)	2,49	(1,61; 3,40)	-	-
Красный костный мозг	0,94	(0,81; 1,10)	1,18	(0,91; 1,50)	0,78	(0,66; 0,88)
Поверхность кости	2,50	(2,14; 2,93)	1,79	(1,42; 2,24)	1,80	(1,38; 2,26)
Кожа	0,94	(0,79; 1,11)	0,99	(0,77; 1,26)	0,44	(0,33; 0,56)
Остальные	1,60	(1,19; 2,02)	1,67	(1,40; 1,99)	0,14	(0,11; 0,18)

## Отношение между эквивалентной дозой (*H<sub>T</sub>*) и *DLP*<sub>100</sub> для процедур сканирования грудного и абдоминального отделов, а также головы

Используя предложенный метод для перехода от DLP к органным дозам, в качестве примера мы оценили пожизненный атрибутивный риск возникновения рака для женщины после её однократного облучения на КТ в возрасте 30 лет. Мы сравнили результат с рисками, оценёнными с помощью органных доз, измеренными маленькими (<7 мм в ширине) силиконовыми фотодиодными дозиметрами (34 в общей сложности), которые были имплантированы в различные органы и ткани фантома взрослого человека. Эти величины органных доз были взяты для процедуры сканирования грудного отдела из работы [8] для трёх различных сканеров: A, B, D. Для этих сканеров информация о значениях DLP была зафиксирована на консоли дисплеев во время процедуры сканирования. В таблице 9 приведены результаты оценки величин *LAR* с 95% ДИ, оценённых с использованием расчётных и измеренных органных доз. Величина относительной разницы значений *LAR*, выраженная как

 $\Delta = \left| \frac{(LAR_{FUJII} - LAR_{DLP})}{LAR_{DLP}} \cdot 100\% \right|$ , также представлена в таблице 9.

Таблица 9

Сравнение пожизненных атрибутивных рисков возможной индукции онкологических заболеваний (LAR) женщины в возрасте 30 лет на момент облучения, рассчитанных с использованием органных доз, полученных с использованием DLP и измеренных силиконовыми фотодиодными дозиметрами

Сканер	LAR на 10 <sup>4</sup> человек	95% ДИ	Δ, %
A <sub>Fujii</sub>	25,77	(21,94; 29,72)	29,9%
A <sub>(DLP=672)</sub>	18,07	(15,93; 20,65)	
B <sub>Fujii</sub>	14,03	(12,12; 15,99)	16,5%
B <sub>(DLP=436)</sub>	11,72	(9,66; 13,09)	
D <sub>Fujii</sub>	10,36	(8,91; 11,90)	25,8%
D <sub>(DLP=286)</sub>	7,69	(6,82; 8,83)	

Из таблицы 9 видно, что пожизненный атрибутивный риск, рассчитанный с помощью органных доз, полученных с использованием DLP, сравним с риском, полученным с помощью органных доз, измеренных дозиметрами в фантоме. Отличие не превышает значения 30%.

Предлагаемая в работе методика может позволить врачам-радиологам использовать величину DLP для оценки пожизненного атрибутивного риска возможной индукции онкологических заболеваний.

## Литература

- 1. Злокачественные новообразования в России в 2008 г. (заболеваемость и смертность): справочник /под ред. академика РАМН В.И.Чиссова, профессора В.В.Старинского. М., 2010.
- Иванов В.К., Кащеев В.В., Чекин С.Ю., Меняйло А.Н., Пряхин Е.А., Цыб А.Ф., Меттлер Ф.А. Ограничение использования эффективной дозы в оценке риска медицинского облучения //АНРИ. 2012. № 3(70). С. 35-44.
- 3. Иванов В.К., Меняйло А.Н., Кащеев В.В., Чекин С.Ю., Горский А.И., Максютов М.А., Туманов К.А. Сравнительный анализ современных моделей оценки радиационных рисков МКРЗ и НКДАР ООН //АНРИ. 2011. № 3(66). С. 18-29.
- 4. **Иванов В.К., Цыб А.Ф., Метлер Ф.А., Меняйло А.Н., Кащеев В.В.** Радиационные риски медицинского облучения //Радиация и риск. 2011. Т. 20, № 2. С. 17-28.
- 5. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований: методические указания. М.: Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2011. 38 с.
- Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. М: Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2009. 100 с.
- СП 2.6.1.2612-10. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ-99/2010). Санитарные правила. М.: Центр санитарно-эпидемиологического нормирования, гигиенической сертификации Минздрава России, 2010.
- Fujii K., Aoyama T., Yamauchi-Kawaura C., Koyama S., Yamauchi M., Ko S., Akahane K., Nishizawa K. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adults and paediatric anthrepomorphic phantoms //Br. J. Radiol. 2009. V. 82. P. 1010-1018.
- 9. http://www.xrayrisk.com.
- 10. IAEA Safety Standards. Radiation protection and safety of radiation sources: International Basic Safety Standards, General Safety Requirements, No. GSR, Part 3 (Interim). Vienna: IAEA, 2011.
- Ivanov V.K., Kashcheev V.V., Chekin S.Yu., Menyaylo A.N., Pryakhin E.A., Tsyb A.F., Mettler F.A. Estimation of risk from medical radiation exposure based on effective and organ dose: how much difference is there? //Radiat. Prot. Dosimetry. 2013. V. 155, N 3. P. 317-328.
- 12. **Ivanov V.K., Tsyb A.F., Mettler F.A., Menyaylo A.N., Kashcheev V.V.** Methodology for estimating cancer risks of diagnostic medical exposure: with an example of the risks associated with computed tomography //Health Phys. 2012. V. 103, N 6. P. 732-739.
- Jessen K.A., Panzer W., Shrimpton P.C. et al. EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Paper presented at: Office for Official Publications of the European Communities; Luxembourg, 2000.
- Preston D.L., Kusumi S., Tomonaga M., Izumi S., Ron E., Kuramoto A., Kamada N., Dohy H., Matsuo T., Nonaka H., Thompson D.E., Soda M., Mabuchi K. Cancer incidence in atomic bomb survivors. Part III: Leukemia, lymphoma and multiple myeloma, 1950-1987 //Radiat. Res. 1994. V. 137. P. 68-97.
- 15. Radiological Protection in Medicine. ICRP Publication 105 //Annals of the ICRP. 2007. V. 37, N 8.
- Shrimpton P.C., Hillier M.C., Lewis M.A., Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003 //Br. J. Radiol. 2006. V. 79, N 948. P. 968-980.
- 17. Stamm G., Nagel H.D. CT-expo: a novel program for dose evaluation in CT //Rofo. 2002. V. 174. P. 1570-1576 (in German).
- The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103 //Annals of the ICRP. 2007. V. 37, N 2-4. Elsevier, 2007. 332 p.

## Calculation of equivalent doses to organs and tissues, as well as lifetime attributable risk from typical computed tomography imaging

## Kashcheev V.V., Pryakhin E.A., Menyaylo A.N., Chekin S.Yu., Ivanov V.K.

Medical Radiological Research Center of the Russian Ministry of Health, Obninsk

Calculation of equivalent doses to organs and tissues, as well as lifetime attributable risk from typical computed tomography imaging is given in the article. Dose-length product (DLP) as a measure of absorbed dose was used for estimating organ doses. Coefficients for conversion of DLP for CT scans of thoracic, abdominal and head organs to equivalent doses were determined. Risks of radiation-induced cancer from computed tomography in relation to age and sex were estimated. Lifetime attributable risk of cancer was estimated with ICRP models (Publication 103) and medico-demographic parameters of the Russian population. The risk estimated using organ doses, which were calculated with the use of DLP, was compared with the risk estimated with organ doses measured using silicone photodiode dosimeters.

Key words: radiation risk, medical exposure, computed tomography, organ doses, DLP.

Kashcheev V.V.\* – Senior Researcher, C. Sc., Biol.; Pryakhin E.A. – Postgraduate Student; Menyaylo A.N. – Research Assistant; Chekin S.Yu. – Senior Researcher; Ivanov V.K. – Chairman of RSCRP, Deputy Director, Corresponding Member of RAMS. MRRC. \*Contacts: 4 Korolyov str., Obninsk, Kaluga region, Russia, 249036. Tel.: (48439) 9-32-47; e-mail: nrer@obninsk.com.