

## Эффективные дозы облучения пациентов при компьютерной томографии сочетанных областей тела по данным фантомной дозиметрии

Маткевич Е.И., Ганцовский П.П., Сивенков А.Г., Комаров А.Ю., Юрина И.Л., Цовьянов А.Г., Башков А.Н.

Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна  
Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

Целью исследования являлось выполнение фантомной дозиметрии органов и тканей для оценки эффективных доз облучения пациентов при компьютерной томографии сочетанных областей тела и сравнение их с дозами, рассчитанными по показателям на консоли сканера. Методика. Исследование выполнено на 64-срезовом компьютерном сканере Toshiba Aquilion 64 с использованием антропоморфного тканезквивалентного фантома с параметрами взрослого пациента массой 73,5 кг и термолуминесцентных дозиметров с детекторами с ДТГ-4 на основе кристаллического LiF. Детекторы размещали в местах расположения органов и тканей при стандартных протоколах компьютерной томографии двух сочетанных областей тела: 1) органы грудной клетки, брюшной полости и малого таза; 2) органы брюшной полости и малого таза. При вычислении эффективной дозы облучения использовали взвешивающие коэффициенты ткани по НРБ-99/2009 и по Публикации 103 МКРЗ. Результаты исследования и обсуждение: Наибольший вклад в эффективную дозу облучения выявлен для гонад, красного костного мозга, толстого кишечника, лёгких и желудка (в сумме 71,8 – 76,2 %). Установлено, что эффективные дозы облучения пациентов, рассчитанные по результатам фантомной дозиметрии, больше значений полученным по данным DLP на консоли компьютерного сканера при использовании взвешивающих коэффициентов ткани по Публикации 103 МКРЗ для области 1 в 1,12, для области 2 – в 1,13 раза, по НРБ-99/2009, соответственно, – в 1,30 и в 1,38 раза. Заключение: При компьютерной томографии дозиметрия на антропоморфном тканезквивалентном фантоме термолуминесцентными дозиметрами демонстрирует несколько более высокие дозы облучения по сравнению со значениями доз, рассчитанных по DLP на консоли. Это свидетельствует о важности периодического сопоставления доз облучения пациентов, рассчитанных по DLP на консоли томографа, с дозами, зарегистрированными в ходе прямой дозиметрии при реальных условиях компьютерной томографии в отделениях и центрах лучевой диагностики.

**Ключевые слова:** компьютерная томография, отделения и центры лучевой диагностики, радиационная безопасность, фантомная дозиметрия, термолуминесцентные детекторы, эффективная доза.

### Введение

Контроль за дозами облучения пациентов при компьютерной томографии (КТ) очень важен [1–3], так как в последние годы в России и в зарубежных странах значительно увеличивается количество КТ-исследований, в том числе у одного и того же пациента [4]. Каждое такое исследование сопровождается значительными дозами облучения, особенно

при КТ сочетанных областей тела, что приводит к увеличению популяционной дозы и рисков отдаленных последствий у пациентов. Необходимость постоянного контроля за соответствием доз облучения при рентгенологических процедурах референтным диагностическим уровням (РДУ), в том числе при КТ, определена в методических документах<sup>1-3</sup>.

В последние годы в научной литературе и при разработке РДУ для КТ в зарубежной практике лучевой диагно-

<sup>1</sup> МР 2.6.1.0296-22. Оптимизация радиационной защиты пациентов в лучевой диагностике посредством применения референтных диагностических уровней: 2.6.1. Радиационная гигиена. Ионизирующее излучение, радиационная безопасность. М.: Роспотребнадзор, 2022. 57 с. [MR 2.6.1.0296-22 Optimization of radiation protection of patients in radiodiagnosics by using reference diagnostic levels: 2.6.1. Radiation hygiene. Ionizing radiation, radiation safety, Moscow: Rospotrebнадzor; 2022. 57 p. (In Russ.)]

<sup>2</sup> МУ 2.6.1.2944-11. Ионизирующее излучение, радиационная безопасность. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. Методические указания. М.: Роспотребнадзор, 2011. 32 с. (в ред. МУ 2.6.1.3584-19, М.: Роспотребнадзор, 2019) [MU 2.6.1.2944-11 Methodical guidelines ionizing radiation, radiation safety. Control of effective doses of radiation to patients during medical X-ray examinations. Moscow: Rospotrebнадzor; 2011. 32 p. (as amended by MU 2.6.1.3584-19, Moscow: Rospotrebнадzor, 2019. 32 p.) (In Russ.)]

<sup>3</sup> МУ 2.6.7.3652-20. Методы контроля в КТ-диагностике для оптимизации радиационной защиты. М.: Роспотребнадзор, 2020. 28 с. [MU 2.6.7.3652-20. Methodical guidelines. Control methods in CT diagnostics for optimization of radiation protection. Moscow: Rospotrebнадzor; 2020. 28 p. (In Russ.)]

**Маткевич Елена Ивановна**

Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна

Адрес для переписки: 123098, Россия, Москва, ул. Маршала Новикова, д. 23; E-mail: ei.matkevich@yandex.ru

стики всё шире применяются различные методы оценки дозовой нагрузки: модельные расчёты на основе математических и воксельных фантомов, исследования с использованием физических антропоморфных фантомов, в том числе с применением термолюминесцентных детекторов, а также расчёты методом Монте-Карло [5–10]. Однако в рутинной практике КТ-диагностики в России эти методы не применяются. Врачи-рентгенологи для учета доз облучения при КТ любой анатомической области и их сочетаний используют показания на консоли КТ-сканера, в частности величину DLP (dose-length product – произведение дозы на длину сканирования). В доступной литературе крайне редко встречаются публикации о сравнении эффективной дозы облучения пациентов, рассчитанной с помощью значений DLP на консоли КТ-сканера, с дозами облучения, непосредственно зарегистрированными детекторами при фантомной дозиметрии.

Как показано в исследовании [11], основной вклад в суммарную дозу облучения персонала, работающего с источниками ионизирующего излучения и проходившего диагностические КТ в 2020–2024 гг., вносили дозы от КТ-исследований. Средняя доза облучения при КТ в зависимости от области сканирования варьировала от 2,22 до 34,33 мЗв, что значительно превышает профессиональные дозы облучения этих лиц в производственных условиях (0,35 – 2,41 мЗв). При этом у направляемых на КТ-исследования работников преобладала (76 – 85 %) доля сочетанной области сканирования (органы грудной клетки, брюшной полости забрюшинного пространства и малого таза). При КТ-сканировании этой области средняя доза составляла от 10,54 до 34,33 мЗв.

Периодическая оценка эффективной дозы на основе суммы доз облучения органов и тканей важна для корректности учета доз облучения всех пациентов и, особенно, пациентов из числа персонала, работающего с источниками ионизирующего излучения, что определяет актуальность проведенного исследования.

**Цель исследования** – выполнить фантомную дозиметрию органов и тканей для оценки эффективных доз облучения пациентов при КТ сочетанных областей тела (органы грудной клетки, брюшной полости и забрюшинного пространства, малого таза).

### Задачи исследования

1. Оценить дозы облучения в радиочувствительных органах и тканях при КТ выбранных сочетанных областей на тканезквивалентном фантоме с использованием термолюминесцентных детекторов и установить органы и ткани с наибольшим вкладом в дозу облучения пациента.

2. При КТ выбранных сочетанных областей сканирования сравнить эффективную дозу облучения по результатам измерений на тканезквивалентном фантоме и рассчитанную по значениям DLP на консоли КТ-сканера.

3. Вычислить дозовые коэффициенты ( $e^i_{DLP}$ , мЗв/(мГр×см)) для КТ выбранных сочетанных областей на сканере Toshiba Aquilion 64 при использовании взвешивающих коэффициентов тканей по НРБ-99/2009 и по Публикации 103 МКРЗ (ICRP-103) и сравнить их с дозовыми коэффициентами из методических указаний МУ 2.6.1.2944-11.

### Материалы и методы

*Параметры гетерогенного антропоморфного фантома RANDO (ART Phantom, Alderson Radiation Therapy, Radiology Support Devices, CLLIA)*

Используемый фантом (рис. 1) моделирует взрослого мужчину ростом 175 см и массой 73,5 кг. Фантом выполнен из тканезквивалентных материалов, имитирующих плотность и рентгеновские характеристики мягких тканей, костей и лёгких, с учетом стандартов ICRU-44 [12] (International Commission on Radiation Units and Measurements – Международная комиссия по радиационным единицам и измерениям). Фантом [11] состоит из 35 горизонтальных слоёв, каждый слой толщиной 2,5 см содержит отверстия и гнёзда для установки детекторов.

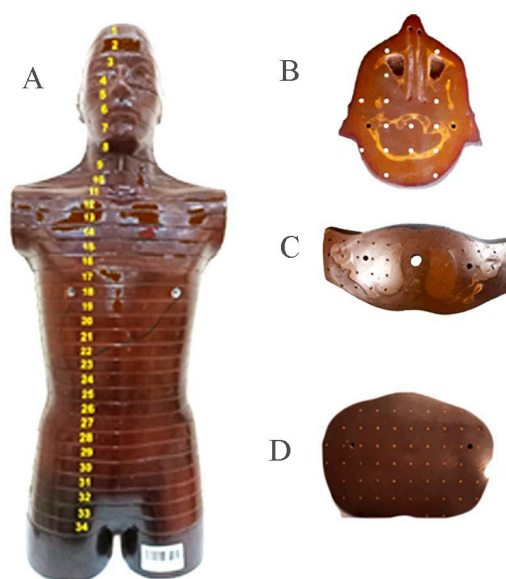


Рис. 1. Гетерогенный-антропоморфный фантом мужского типа. А – фантом в собранном виде; слои фантома на уровнях: В – голова, С – верхняя треть легких, D – уровень малого таза

[Fig. 1. Heterogeneous anthropomorphic male-type phantom. A – assembled phantom; B – head level; C – upper third of the lungs; D – pelvic level]

### Термолюминесцентные дозиметры и их калибровка

В гнёзда слоев фантома устанавливались детекторы ДТГ-4 на основе кристаллического фтористого лития (LiF), активированного Mg, Ti [13]. Они предназначены для регистрации индивидуального эквивалента дозы фотонного (рентгеновского и гамма-) излучения, в том числе в органах и тканях, в диапазоне от 20 мкЗв до 10 Зв при энергии излучения от 15 до 18000 кэВ и являются основной составной частью термолюминесцентных дозиметров (ТЛД) DTU-1. Для измерений использовали 95 детекторов, которые были равномерно распределены по 5 анатомическим областям: голова, шея, органы грудной клетки (ОГК), органы брюшной полости и забрюшинного пространства (ОБП и ЗП), органы малого таза (ОМТ). В парных органах детекторы устанавливали в правой и левой половинах фантома в равных количествах.

Дозиметрические измерения проводились на термолюминесцентном комплексе «ДВГ-02ТМ» (рис. 2) [13], который проходит регулярные поверки с оценкой метрологических характеристик.

Калибровка детекторов производилась на эталонных установках ООО НПО «Спектр» в поле изотопного источника гамма-излучения <sup>137</sup>Cs с учетом рассеяния излучения от водного фантома, погрешность оценки коэффициента калибровки составляла 10 % (P=95 %). Для определения поправочного коэффициента, учитывающего энергетическую зависимость и отличие чувствительности ТЛД детекторов в поле изотопного источника <sup>137</sup>Cs (с энергией 661,7 кэВ) по сравнению с рентгеновским излучением КТ-сканера Toshiba Aquilion 64 при напряжении на трубке 120 кВ (средняя энергия 60-80 кэВ), было проведено четыре сеанса облучения прямоугольного водного фантома в поле КТ-сканера Toshiba Aquilion 64: два сеанса облуче-

ния при КТ-сканировании с ТЛД детекторами и два сеанса с использованием универсального дозиметра ДКС-101 с ионизационной камерой БМК-06 [14] (бесконтактная многофункциональная камера с рабочим объемом 0,6 см<sup>3</sup>).<sup>3,4</sup> При этих четырех сеансах параметры КТ-протоколов были идентичны последующим экспериментальным КТ-сканированиям на тканеэквивалентном фантоме. Общий бюджет неопределенности результата оценки поглощенной дозы не превышал 10 %.

*Расположение детекторов в слоях фантома*

Детекторы были размещены в тканеэквивалентном антропоморфном фантоме (табл. 1, рис. 2) в зонах расположения органов и тканей человека, перечисленных в рекомендациях НРБ-99/2009<sup>5</sup> и ICRP-103 [15]. Их размещение внутри фантома позволяло учитывать реальные условия КТ-сканирования, включая рассеянное излучение в тканях.

Таблица 1. Размещение ТЛД детекторов и взвешивающие коэффициенты тканей для расчета дозы облучения органов и тканей [Table 1. Placement of TLD detectors and tissue weighting factors for calculating the dose to organs and tissues]

№	Орган / ткань [Organs / tissues]	Номера слоёв фантома [Phantom slice numbers]	Количество детекторов [Number of detectors]	Взвешивающий коэффициент ткани [Tissue weighting factor]	
				НРБ-99/2009 [NRB-99/2009]	ICRP-103
1	Гонады (яичники и семенники) [Gonads (ovaries and testes)]	26–29, 34	6	0,2	0,08
2	Красный костный мозг [Red bone marrow]	14–16, 28–30	7 <sup>a)</sup>	0,12	0,12
3	Толстый кишечник [Colon (large intestine)]	21–26	9	0,12	0,12
4	Легкое [Lung]	11–18	11	0,12	0,12
5	Желудок [Stomach]	19–20	6	0,12	0,12
6	Мочевой пузырь [Urinary bladder]	28–30	3	0,05	0,04
7	Печень [Liver]	19–23	3	0,05	0,04
8	Пищевод [Esophagus]	12–16	3	0,05	0,04
9	Щитовидная железа [Thyroid gland]	8–9	4	0,05	0,04
10	Кожа груди, живота и таза [Skin of the chest, abdomen, and pelvis]	12–34	24 <sup>b)</sup>	0,01	0,01
11	Клетки костной поверхности [Bone surface cells]	14–16, 28–30	7 <sup>a)</sup>	0,01	0,01
12	Остальное [Remainder tissues] <sup>c)</sup>	1–5, 16–18, 31–33	19	0,05	0,12
13	Всего [Total]	1–35	95 / 102 <sup>d)</sup>	1,0	1,0

<sup>a)</sup> Для расчетов использованы показания трех детекторов из области ОГК и четырех из области ОБП и ОМТ [The readings from 3 detectors in the thoracic region and 4 detectors in the abdominal and pelvic region were used for calculations].

<sup>b)</sup> Для расчетов использованы показания восьми детекторов из области ОГК и 16 детекторов из области ОБП и ОМТ [The readings from 8 detectors in the thoracic region and 16 detectors in the abdominal and pelvic region were used for calculations].

<sup>c)</sup> В «Остальное» входили согласно ICRP-103 - надпочечники, экстрагортальный отдел органов дыхания, желчный пузырь, сердце, почки, лимфоузлы, мышцы, слизистая рта, поджелудочная железа, простата, тонкий кишечник, селезенка, тимус, матка/шейка матки; согласно НРБ-99/2009 – надпочечники, головной мозг, экстрагортальный отдел органов дыхания, тонкий кишечник, почки, мышечную ткань, поджелудочную железу, селезенка, тимус и матка [According to ICRP Publication 103, the remainder tissues included the adrenal glands, extrathoracic airways, gallbladder, heart, kidneys, lymph nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate, small intestine, spleen, thymus, and uterus/cervix. According to NRB-99/2009, the remainder tissues included the adrenal glands, brain, extrathoracic airways, small intestine, kidneys, muscle tissue, pancreas, spleen, thymus, and uterus].

<sup>d)</sup> Количество детекторов, с учетом того, что их показания были использованы дважды для оценки дозы разных тканей [Number of detectors, taking into account those used twice to assess the dose of different tissues].

<sup>4</sup>ГОСТ 27451-87 Средства измерений ионизирующих излучений. Общие технические условия. М, 1987 (редакция 1994). URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200015371> (Дата обращения: 17.03.2026) [GOST 27451-87 Ionizing radiation measuring means. General specifications. Moscow, 1987 (1994 edition). <https://docs.cntd.ru/document/1200015371> (Accessed: 17.03.2026). (In Russ.)]

<sup>5</sup>СанПиН 2.6.1.2523-09. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). М.: Роспотребнадзор, 2009. 225 с. [Sanitary Regulations and Standards 2.6.1.2523-09. Radiation safety standards (NRB-99/2009). Moscow: Rosпотребнадзор; 2009. 225 p. (In Russ.)]

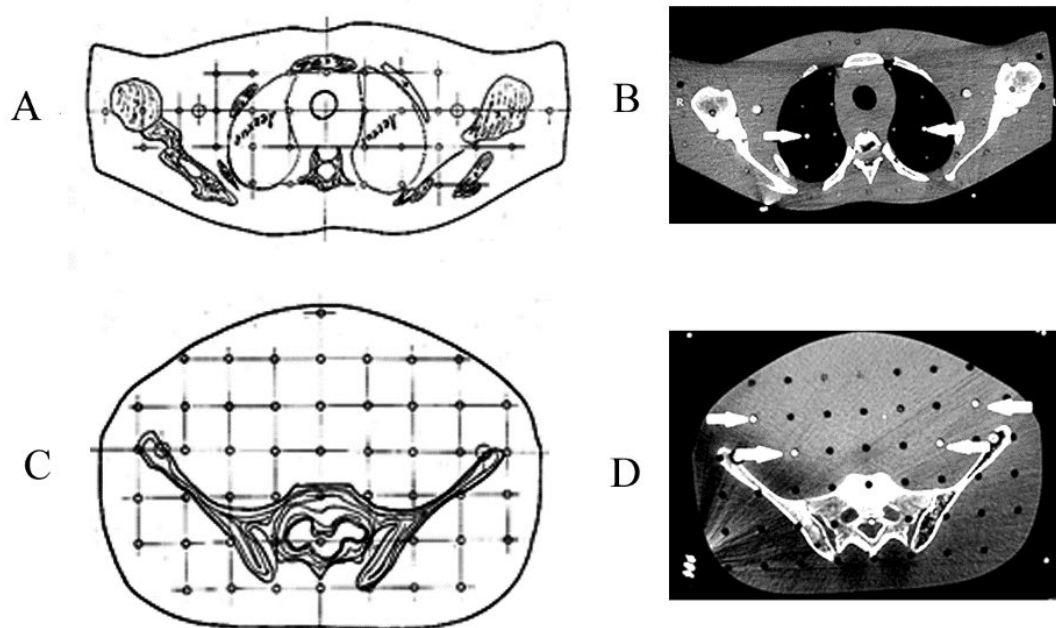


Рис. 2. Пример расположения детекторов в слоях и на КТ изображениях фантома: А – схема 11-го слоя фантома (верхушка лёгких), В – КТ-изображение на уровне 11-го слоя фантома (стрелками указаны детекторы), С – схема 27-го слоя фантома (на уровне седалищных костей), D – КТ- изображение на уровне 27-го слоя фантома (стрелками указаны детекторы в проекции гонад (яичников))

[Fig. 2. Example of detectors placement in the phantom: А – diagram of slice 11 (lung apex level); В – CT image at slice 11 (arrows indicate the detectors in the projection of the gonads); С – diagram of slice 27 (ischial bone level); D – CT image at slice 27 (arrows indicate the detectors in the projection of the gonads)]

Параметры облучения и оценка доз

Количество светового излучения (светосумма), испущенного термомлюминесцентным детектором при нагревании детекторов в процессе считывания показаний, прямо пропорционально значению поглощенной дозы ионизирующего излучения. После каждого КТ-исследования ТЛД-детекторы извлекали из фантома и на комплексе «ДВГ-02ТМ» измеряли этот показатель для каждого детектора. Затем его переводили в поглощенную дозу (мГр) и по ней рассчитывали эквивалентную дозу (взвешивающий коэффициент рентгеновского излучения  $W_R = 1,0$ ). В последующем были определены эффективные дозы ( $D_{eff}$ ) как суммы вклада доз органов и тканей, вычисленных с использованием взвешивающих коэффициентов ткани ( $W_T$ ) в соответствии с НРБ-99/2009 или с рекомендациями ICRP-103 (табл. 1).

Всего было проведено 2 экспериментальных КТ-сканирования (рис. 3А, рис. 3В) сочетанных областей тканеэквивалентного фантома.

Первое экспериментальное КТ-сканирование (КТ-1) было проведено от уровня нижнего края щитовидного хряща до седалищных бугров и включало анатомические области ОГК, ОБП и ЗП, ОМТ (рис. 3С). Второе экспериментальное КТ-сканирование (КТ-2) было проведено от уровня верхнего края реберной дуги до седалищных бугров и включало те же органы, что и при КТ-1, за исключением ОГК (рис. 3D).

Оба экспериментальных исследования были выполнены на 64 срезовом КТ-сканере Toshiba Aquilion 64 с использова-

нием параметров КТ, которые применяются в типичной клинической практике учреждения (табл. 2). Использовалась автоматическая настройка силы тока (мА) рентгеновской трубки, которая зависит от толщины и плотности тканей области сканирования.

Таблица 2. Характеристика КТ-сканера и параметры использованных протоколов

[Table 2. Characteristics of the CT-scanner and parameters of the protocols used]

Параметры [Parameters]	КТ-сканер [CT-scanner] Toshiba Aquilion 64
Количество рядов детекторов [Number of detector rows]	64
Год установки [Year of installation]	2008
Питч [Pitch]	0,5
Время ротации трубки, с [Tube rotation time, s]	0,5
Напряжение, кВ [Voltage, kV]	120
Толщина среза, мм [Slice thickness, mm]	1
Сила тока на трубке, мАс [Amperage on the tube, mAs]	Automatic Exposure Control system (AEC) SUREExposure 3D

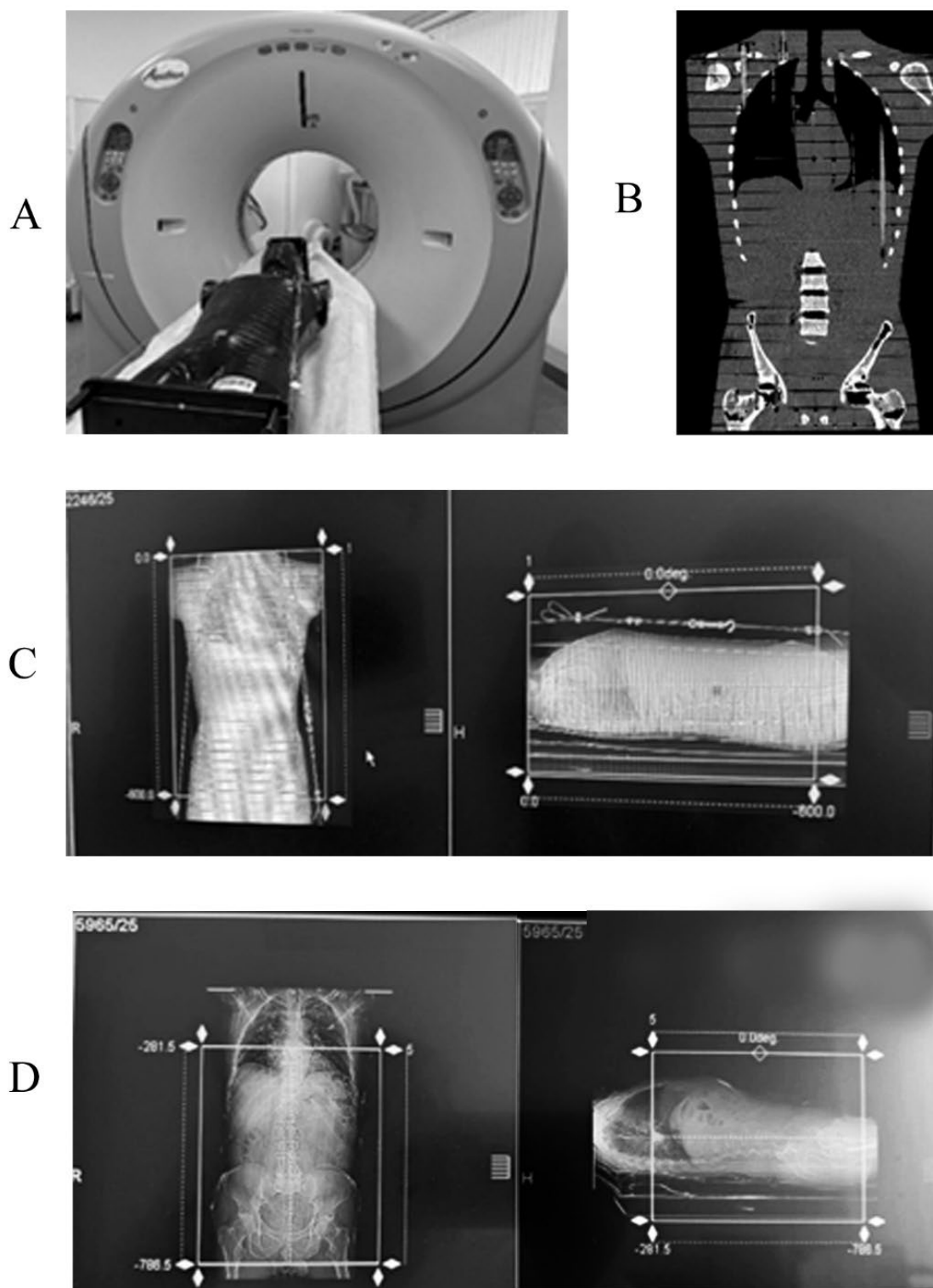


Рис. 3. Методика выполнения КТ-1 и КТ-2: размещение фантома на столе КТ-сканера непосредственно перед началом процедуры (А), коронарная проекция облученного фантома (В), примеры сканограмм фронтальной и сагиттальной проекций зон облучения при КТ-1 (С) и при КТ-2 (D)

[Fig. 3. CT-1 and CT-2 scanning protocols: A – positioning of the phantom on the CT scanner table immediately before the procedure, B – coronal projection of irradiated phantom, C – frontal and sagittal scout views showing the irradiation area for CT-1, D – corresponding scout views for CT-2]

При фантомной дозиметрии вычисляли среднюю поглощённую дозу излучения (мГр) в органах и тканях и стандартную ошибку среднего арифметического ( $M \pm m$ ). Затем по этим значениям рассчитывали эквивалентные дозы (мЗв) для каждого органа (ткани). Эффективные дозы (мЗв) облучения пациентов при КТ-1 и КТ-2 определяли путём суммирования вклада доз облучения органов и тканей, указанных в таблице 1.

При регистрации дозовой нагрузки на фантом по параметрам, выводимым при завершении каждого исследования на консоль КТ-сканера, использовали значения CTDIvol (мГр) (Computed Tomography Dose Index, компьютерно-томографический объёмный взвешенный индекс дозы) и DLP (мГр×см) (Dose Length Product, произведение дозы на длину сканирования) (рис. 4А, рис. 4В).

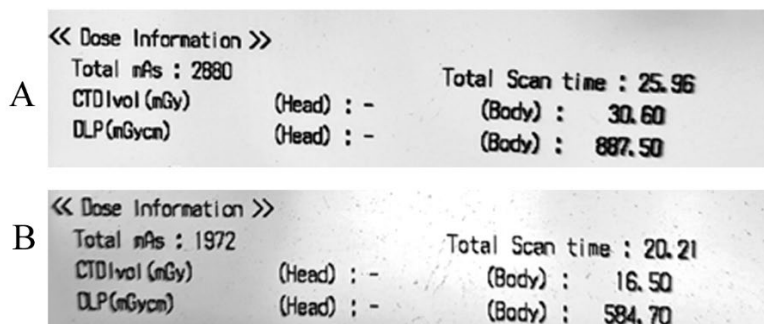


Рис. 4. Отчеты о значениях CTDIvol и DLP на консоли КТ-сканера при КТ-1 (А) и КТ-2 (В)  
 [Fig. 4. CT scanner console report showing CTDIvol and DLP values for CT-1 (A) and CT-2 (B)]

Эффективную дозу облучения пациента ( $D_{eff}$ ) вычисляли по формуле:

$$D_{eff} = DLP_i \cdot e^i_{DLP}, \text{ мЗв},$$

где  $e^i_{DLP}$  – дозовый коэффициент для  $i$ -й анатомической области, мЗв/(мГр×см). В соответствии с методическими указаниями МУ 2.6.1.2944-11 (в редакции МУ 2.6.1.3584-19): для КТ-1  $e^i_{DLP} = 0,014$  мЗв/(мГр×см), для КТ-2  $e^i_{DLP} = 0,015$  мЗв/(мГр×см).

В последующем эффективные дозы облучения, рассчитанные на основании проведенной фантомной дозиметрии, сопоставляли с эффективными дозами, рассчитанными по DLP на консоли КТ-сканера.

Статистическую обработку данных проводили в электронных таблицах MS Excel ver. 16.

### Результаты и обсуждение

По результатам измерений (табл. 3) к органам и тканям с наибольшим вкладом в эффективную дозу облучения можно отнести гонады, красный костный мозг, толстый кишечник, лёгкое, желудок, дозы облучения которых составляли от общей дозы при КТ-1 75,9 % при оценке по НРБ 99/2009 и 72,1 % при оценке по ICRP-103; при КТ-2 составляли, соответственно, 76,2 % и 71,8 %. На вторую по величинам доз облучения группу (мочевой пузырь, печень и пищевод) от общей дозы облучения при КТ-1 приходилось 16,5 % при оценке по НРБ 99/2009 и 15,0 % при оценке по ICRP-103; при КТ-2 приходилось, соответственно, 19,9 % и 19,4 %. На третью группу (кожа груди, живота и таза, клетки костной поверхности и «остальное») от общей дозы облучения при КТ-1 приходилось 5,6 % при оценке по НРБ 99/2009 и 11,1 % при оценке по ICRP-103; при КТ-2 приходилось, соответственно, 3,8% и 8,7%.

Таблица 3. Оценка эквивалентных доз и вклада органов и тканей в эффективную дозу по результатам фантомной дозиметрии при экспериментальных исследованиях КТ-1 и КТ-2

[Table 3. Estimation of equivalent doses and the contribution of organs and tissues to the effective dose based on the results of phantom dosimetry in experimental studies of CT-1 and CT-2]

№	Органы/ткани [Organs/tissues]	Эквивалентная доза ( $M \pm m$ ), мЗв [Equivalent dose ( $M \pm m$ ), mSv]		Дозы облучения органов и тканей ( $M \pm m$ ), мЗв (с расчетами по взвешивающим коэффициентам ткани) [Dose organs and tissues ( $M \pm m$ ), mSv (calculated using tissue weighting factors)]			
		КТ-1 [CT-1]	КТ-2 [CT-2]	НРБ-99/2009 [NRB-99/2009]		ICRP-103	
				КТ-1 [CT-1]	КТ-2 [CT-2]	КТ-1 [CT-1]	КТ-2 [CT-2]
1	Гонады (яичники и семенники) [Gonads (ovaries and testes)]	18 ± 3,5	17,6 ± 1,4	3,6 ± 0,7	3,5 ± 0,3	1,44 ± 0,3	1,41 ± 0,08
2	Красный костный мозг [Red bone marrow]	20,7 ± 1,4	9,0 ± 1,6	2,5 ± 0,2	1,1 ± 0,16	2,5 ± 0,16	1,1 ± 0,2

№	Органы/ткани [Organs/tissues]	Эквивалентная доза (M ± m), мЗв [Equivalent dose (M ± m), mSv]		Дозы облучения органов и тканей (M ± m), мЗв (с расчетами по взвешивающим коэффициентам ткани) [Dose organs and tissues (M ± m), mSv (calculated using tissue weighting factors)]			
		КТ-1 [CT-1]	КТ-2 [CT-2]	НРБ-99/2009 [NRB-99/2009]		ICRP-103	
				КТ-1 [CT-1]	КТ-2 [CT-2]	КТ-1 [CT-1]	КТ-2 [CT-2]
3	Толстый кишечник [Colon]	16,6 ± 0,4	15,8 ± 0,9	2,0 ± 0,08	1,9 ± 0,1	1,99 ± 0,08	1,89 ± 0,1
4	Легкое [Lung]	15,8 ± 1,7	5,6 ± 1,2	1,9 ± 0,16	0,7 ± 0,2	1,89 ± 0,16	0,67 ± 0,2
5	Желудок [Stomach]	17,8 ± 0,6	17,0 ± 0,6	2,1 ± 0,08	2,0 ± 0,1	2,1 ± 0,1	2,0 ± 0,1
6	Мочевой пузырь [Urinary bladder]	19,8 ± 1,3	17,3 ± 0,5	0,99 ± 0,08	0,87 ± 0,02	0,8 ± 0,08	0,7 ± 0,02
7	Печень [Liver]	19,8 ± 0,6	16,4 ± 0,9	0,99 ± 0,03	0,82 ± 0,08	0,8 ± 0,03	0,7 ± 0,04
8	Пищевод [Esophagus]	15,4 ± 1,8	14,3 ± 31	0,8 ± 0,1	0,7 ± 0,3	0,62 ± 0,19	0,57 ± 0,36
9	Щитовидная железа [Thyroid gland]	5,8 ± 1,0	0,3 ± 0,1	0,3 ± 0,08	0,02 ± 0,02	0,23 ± 0,1	0,01 ± 0,01
10	Кожа груди, живота и таза [Skin of the chest, abdomen, and pelvis]	18,7 ± 1,7	14,4 ± 1,4	0,19 ± 0,02	0,14 ± 0,01	0,19 ± 0,02	0,14 ± 0,01
11	Клетки костной поверхности [Bone surface cells]	20,7 ± 1,4	8,9 ± 1,6	0,21 ± 0,03	0,09 ± 0,02	0,21 ± 0,03	0,09 ± 0,01
12	Остальное [Remainder tissues]	9,3 ± 3,2	5,4 ± 1,8	0,5 ± 0,2	0,3 ± 0,1	1,1 ± 0,4	0,7 ± 0,2
13	Всего [Total]	198,4	142,1	16,08	12,14	13,87	9,98

Сравнение доз облучения органов и тканей между двумя экспериментальными КТ-исследованиями (табл. 3) показало снижение вклада облучения красного костного мозга и лёгких в  $D_{\text{эфф}}$  облучения пациента при КТ-2 по сравнению с КТ-1: доза облучения уменьшилась в красном костном мозге с  $20,7 \pm 1,4$  мЗв до  $9,0 \pm 1,6$  мЗв, в лёгких – с  $15,8 \pm 1,7$  мЗв до  $5,6 \pm 1,2$  мЗв. Для остальных органов и тканей (гонады, толстый кишечник, желудок, мочевой пузырь и др.), расположенных в одинаковых для КТ-1 и КТ-2 зонах сканирования, значения доз близки.

Сравнение доз, рассчитанных с учетом различий взвешивающих коэффициентов тканей по НРБ-99/2009 и по рекомендациям ICRP-103 показало, что для гонад доза по НРБ-99/2009 составила 3,5 – 3,6 мЗв, а по ICRP-103 – 1,41 – 1,44 мЗв. Это объясняется тем, что в НРБ-99/2009 взвешивающий коэффициент ткани для гонад существенно выше (0,20), чем в ICRP-103 (0,08). Для других органов и тканей (красного костного мозга, толстого кишечника, лёгких, желудка, кожи и клеток костной поверхности) дозы при КТ-1 и при КТ-2 при расчётах с использованием взвешивающих коэффициентов ткани как по НРБ-99/2009, так и по ICRP-103 совпадают между собой или близки.

Результаты дозиметрических измерений при КТ-1 и КТ-2 показали, что уменьшение протяженности зоны облучения фантома при КТ-2 по сравнению с КТ-1 приводит к статистически значимому снижению эквивалентной дозы облучения для органов, которые не попадали или частично попадали в область сканирования (щитовидная железа, легкие, красный костный мозг, клетки костной поверхности). В то же время, при обоих вариантах КТ для органов, находившихся в пределах сочетанной области облучения (желудок, печень,

мочевой пузырь и толстый кишечник), различия между эквивалентными дозами были не велики (в среднем не более  $\pm 11,2\%$ ) и статистически не значимы.

В повседневной практике врачи-рентгенологи используют значение DLP на консоли КТ-сканера. Данный показатель доступен всем врачам-рентгенологам сразу после каждого КТ-исследования и используется для оценки  $D_{\text{эфф}}$  при КТ любой анатомической области, а также при сопоставлении дозы облучения пациента с референтными диагностическими уровнями согласно МР 2.6.1.0296-22 и [16]. Это делает показатель DLP удобным оперативным инструментом для оптимизации протоколов КТ-сканирований, а также для ретроспективной оценки доз облучения пациентов.

Результаты сравнения значений эффективной дозы при КТ-1 и КТ-2, полученных по результатам фантомной дозиметрии ( $D_{\text{эфф}2}$  и  $D_{\text{эфф}3}$ ), с расчётами на основе значений DLP на консоли КТ-сканера ( $D_{\text{эфф}1}$ ) представлены в таблице 4. При этом следует учесть, что DLP с консоли отражает дозу облучения не отдельных органов и тканей, а всей сканируемой анатомической области. Для расчета  $D_{\text{эфф}1}$  взвешивающие коэффициенты для анатомических областей приведены в ICRP-87 [5] и в МУ 2.6.1.2944-11 (в редакции МУ 2.6.1.3584-19)<sup>2</sup>. При фантомной дозиметрии эффективная доза облучения рассчитывалась как сумма доз облучения органов и тканей с учетом взвешивающих коэффициентов для этих органов и тканей отдельно по коэффициентам из НРБ-99/2009 ( $D_{\text{эфф}2}$ ) и по коэффициентам из ICRP-103 ( $D_{\text{эфф}3}$ ). Эффективные дозы  $D_{\text{эфф}2}$  и  $D_{\text{эфф}3}$  сравнивались с установленной по DLP на консоли КТ-сканера  $D_{\text{эфф}1}$  (рассчитана по коэффициентам из ICRP-87 / МУ 2.6.1.2944-11).

Таблица 4. Сопоставление доз, рассчитанных по значениям DLP на консоли КТ-сканера и по результатам фантомной дозиметрии, при КТ-1 и КТ-2

[Table 4. Dose values on the CT scanner console and obtained from phantom dosimetry data during CT-1 and CT-2]

КТ-исследование [CT scan]	Расчеты $D_{\text{eff}}^{1(a)}$ по данным на консоли КТ –сканера [From console of the CT scanner]			Расчеты $D_{\text{eff}}^{2(b)}$ и $D_{\text{eff}}^{3(c)}$ по результатам фантомной дозиметрии [Based on phantom dosimetry]						$e^{i}_{\text{DLP}}$ по результатам данного исследования, мЗв/(мГр×см) [ $e^{i}_{\text{DLP}}$ based on the research result, mSv/(mGy×cm)]	
	CTDIvol, мГр [CTDIvol, mGy]	DLP, мГр×см [DLP, mGy×cm]	$e^{i}_{\text{DLP}}$ , мЗв/(мГр×см) ICRP-87 / MU 2.6.1.2944-11 [mSv/(mGy×cm) ICRP-87 / MU 2.6.1.2944-11]	$D_{\text{eff}}$ , мЗв [mSv]			Разность <sup>d)</sup> с консолью, мЗв [Difference with console, mSv]			ICRP-103 [NRB 99/2009]	НРБ-99/2009 [NRB 99/2009]
				$D_{\text{eff}}^{1(b)}$	$D_{\text{eff}}^{2(b)}$	$D_{\text{eff}}^{3(c)}$	$D_{\text{eff}}^{2} - D_{\text{eff}}^{1}$	$D_{\text{eff}}^{3} - D_{\text{eff}}^{1}$			
КТ-1 [CT-1]	30,6	887,5	0,014	12,4	16,08	13,87	+3,68	+1,47	0,018	0,016	
КТ-2 [CT-2]	16,5	584,7	0,015	8,8	12,14	9,98	+3,34	+1,18	0,021	0,017	

<sup>a)</sup>  $D_{\text{eff}}^{1}$  – эффективная доза рассчитана по данным на консоли КТ–сканера с использованием взвешивающих коэффициентов ткани из ICRP-87/ MU 2.6.1.2944-11 [Calculation using coefficients from ICRP-87/ MU 2.6.1.2944-11].

<sup>b)</sup>  $D_{\text{eff}}^{2}$  – эффективная доза рассчитана на основании фантомной дозиметрии с использованием взвешивающих коэффициентов ткани из НРБ 99/2009 [Calculation using coefficients from NRB 99/2009].

<sup>c)</sup>  $D_{\text{eff}}^{3}$  – эффективная доза рассчитана на основании фантомной дозиметрии с использованием взвешивающих коэффициентов ткани из ICRP-103 [Calculation using coefficients from ICRP Publication 103].

<sup>d)</sup> Разность между значениями эффективных доз в абсолютных единицах [Difference in absolute units].

Как видно из таблицы 4, дозы, рассчитанные по результатам фантомных измерений, несколько выше, чем значения, полученные исходя из DLP на консоли КТ-сканера: при КТ-1 по НРБ 99/2009 в 1,30 раза и по ICRP-103 в 1,12 раза; при КТ-2 по НРБ 99/2009 в 1,38 раза и по ICRP-103 в 1,13 раза (с учетом разных взвешивающих коэффициентов ткани). То есть превышения  $D_{\text{eff}}$  при выполненных фантомных измерениях по сравнению с оценками по DLP на консоли при КТ-1 и КТ-2 были сходны и составляли при использовании взвешивающих коэффициентов ткани из НРБ-99/2009 30 – 38 % и из ICRP-103 – от 12 до 13 %.

Различия доз фантомных и вычисленных по DLP с консоли может быть связано с тем, что DLP рассчитывается на основе CTDIvol, а CTDIvol оценивается при периодической калибровке КТ-сканеров на стандартных (цилиндрических) фантомах диаметрами 32 см и 16 см. Однако пациенты значительно отличаются от таких фантомов по размеру и форме, в связи с чем значения CTDIvol не отражают среднюю дозу для большинства пациентов. Как указано в [5], при длине фантома 10 см исключается оценка доз от хвостов рассеяния и поэтому недооценивается поглощенная доза для типичных длин сканирования тела от 25 см и более, хотя фактическая доза будет увеличиваться в зависимости от длины сканирования. Для более точного измерения требуется фантом длиной почти 45 см, что позволяет лучше учитывать пространственное распределение облучения.

Выполненные фантомные измерения позволили определить дозовые коэффициенты  $e^{i}_{\text{DLP}}$  (мЗв/(мГр×см)) на области сканирования по методике [5, 15]: для КТ-сканера Toshiba Aquilion 64 они составили для величин взвешивающих коэффициентов ткани из НРБ 99/2009 и ICRP-103 при КТ-1 0,018 и 0,016, при КТ-2 0,021 и 0,017, соответственно. Оказалось, что полученные значения превышают дозовые коэффициенты, которые приводятся в методических указаниях МУ 2.6.1.2944-11 (приведенные значения в МУ 2.6.1.2944-11 составляют 0,014 мЗв/(мГр×см) для КТ-1 и 0,015 мЗв/(мГр×см) для КТ-2).

В нашем исследовании применялись прямые измерения дозы с помощью ТЛД, установленных в тканезквивалентном фантоме, приближенном к телосложению взрослого пациента, и к цилиндрическому фантому шириной 45 см. Такой подход позволил учесть реальные условия КТ-сканирования, включая рассеянное излучение, и продемонстрировал более высокие значения доз по сравнению со значениями, рассчитанными по DLP на консоли КТ-сканера. Ограничением метода прямой дозиметрии остаётся возможный разброс показаний ТЛД и необходимостью увеличения числа детекторов как в целом, так и в каждом органе для повышения точности. CTDIvol и DLP являются универсальными критерияльными параметрами для сопоставления доз облучения от разных КТ-сканеров, но для оценки индивидуальной дозовой нагрузки на пациента важно периодически уточнять алгоритм их расчетов на основе дозиметрических измерений [15, 17–19], в том числе, по нашему мнению, и на тканезквивалентном фантоме.

Таким образом, в ходе выполненного исследования установлено, что расчёт эффективной дозы облучения из показателя DLP, автоматически отображаемого на консоли КТ-сканера после каждого КТ-сканирования, может занижать реальную индивидуальную дозовую нагрузку на пациента от 12 до 38 %. В исследовании [20] была выявлена сходная ситуация: консольные показатели занижали фактическую дозу до 70 % либо завышали почти в два раза при среднем расхождении 10–12 %. Важность оценки таких расхождений особенно актуальна при повторных КТ сочетанных областей тела, при которых органы дозы облучения могут достигать до 100 – 200 мГр [9].

Зависимость результатов расчетов доз излучения для органов и тканей при фантомной дозиметрии от величин взвешивающих коэффициентов тканей по НРБ-99/2009 и по ICRP-103 подчёркивает важность единообразия использования этих коэффициентов для корректного сравнения результатов между разными КТ-исследованиями.

По результатам выполненных исследований органы и ткани по уровням доз облучения при КТ сочетанных анатомических областей тела можно разделить на 3 группы в зависимости от вклада в дозу на всё тело: 1) гонады, красный костный мозг, толстый кишечник, лёгкое, желудок – вклад 71,8 – 76,2 %; 2) мочевого пузыря, печень и пищевод – вклад 15,0 – 19,9 %; 3) кожа груди, живота и таза, клетки костной поверхности и «остальное» – вклад 3,8 – 11,1 %.

Уточненные в ходе фантомной дозиметрии дозовые коэффициенты  $e_{DLP}^i$  (мЗв/(мГр×см)) для двух исследованных сочетанных анатомических областей могут быть использованы при переоценке накопленных доз облучения за предшествующие годы при обследованиях на данном КТ-сканере персонала, работающего с источниками ионизирующего излучения. Это позволит скорректировать коллективные оценки уровней риска отдаленных последствий облучения при КТ и, при необходимости, спланировать ограничительные меры по радиационному воздействию на пациентов при последующем облучении с медицинскими целями в ходе использования методов лучевой диагностики.

### Заключение

1. Дозиметрическая оценка с использованием тканеэквивалентного фантома и термолюминесцентных детекторов, выполненная при КТ сочетанной области (КТ-1) по коэффициентам из ICRP-103, позволила установить органы и ткани с наибольшим вкладом в дозу облучения пациента – красный костный мозг ( $2,5 \pm 0,16$  мЗв), желудок ( $2,1 \pm 0,1$  мЗв), толстый кишечник ( $1,99 \pm 0,08$  мЗв), лёгкое ( $1,89 \pm 0,16$  мЗв) и гонады ( $1,44 \pm 0,3$  мЗв).

2. Эффективная доза облучения пациента по результатам измерений на тканеэквивалентном фантоме RANDO с использованием ТЛД детекторов была несколько выше, чем рассчитанная по значениям DLP на консоли КТ-сканера в 1,12 – 1,13 раза при использовании взвешивающих коэффициентов ткани по ICRP-103 и в 1,30 – 1,38 раза при использовании взвешивающих коэффициентов ткани по НРБ-99/2009. Это может быть связано с особенностями оценки СТДlvoI на стандартных фантомах диаметрами 16 и 32 см толщиной 10 см, используемых при калибровке доз облучения КТ-сканеров, по сравнению с тканеэквивалентным фантомом RANDO, который по своим размерам соответствует телу стандартного мужчины.

3. Фантомные измерения с использованием ТЛД детекторов позволили уточнить для КТ-сканера Toshiba Aquilion 64 дозовые коэффициенты ( $e_{DLP}^i$ , мЗв/(мГр×см)) на изученные сочетанные области сканирования; они составили при использовании взвешивающих коэффициентов тканей по НРБ-99/2009 и по ICRP-103: при КТ-1, соответственно, 0,018 и 0,016; при КТ-2, соответственно, 0,021 и 0,017, в то время как в методических указаниях МУ 2.6.1.2944-11 дозовые коэффициенты равны 0,014 мЗв для КТ-1 и 0,015 мЗв для КТ-2.

### Сведения о личном вкладе авторов в работу над статьей

Маткевич Е.И. – разработка дизайна исследования, определение цели и задач, обработка результатов, формирование таблиц и иллюстраций, их описание, подготовка промежуточного и окончательного варианта рукописи.

Ганцовский П.П. – дозиметрические исследования на тканеэквивалентном фантоме, калибровка ТЛД детекторов, обработка результатов дозиметрии.

Сивенков А.Г. – статистическая обработка результатов, подготовка рабочих таблиц с данными исследования.

Комаров А.Ю. – дозиметрические исследования на тканеэквивалентном фантоме.

Юрина И.Л. – подготовка ТЛД-детекторов и регистрация показаний.

Цовьянов А.Г. – согласование методик дозиметрии, редактирование промежуточного варианта рукописи.

Башков А.Н. – согласование протоколов КТ-сканирования, редактирование промежуточного варианта рукописи.

### Благодарности

Авторы благодарят профессора А.Ю. Бушманова за организационную помощь при проведении исследования, профессора В.А. Резонтова за высокопрофессиональные рекомендации по доработке статьи, доктора биологических наук В.Ю. Соловьёва за намеченные перспективы продолжения исследований, начальника отдела дозиметрического контроля и медицинской физики ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ» З.А. Лантух за ценные консультации по методологии дозиметрических измерений.

### Информированное согласие

Информированного согласия пациентов не требовалось, так как в исследовании не использовались данные пациентов.

### Информация о конфликте интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

### Сведения об источнике финансирования

Исследование не имело спонсорской поддержки.

### Литература

- Valentin J., International Commission on Radiation Protection. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102 // Annals of the ICRP. 2007. Vol. 37, № 1. P. 1-79. DOI: 10.1016/j.icrp.2007.09.001.
- Report to the General Assembly, Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2020/2021. United Nations, New York, 2022. [https://www.unscear.org/unscear/publications/2020\\_2021\\_1.html](https://www.unscear.org/unscear/publications/2020_2021_1.html) (Дата обращения: 17.03.2026).
- Балонов М.И., Голиков В.Ю., Водоватов А.В. и др. Научные основы радиационной защиты в современной медицине. Лучевая диагностика: Монография, пособия. СПб.: НИИРГ, 2019. Т. 1. 320 с.
- Дружинина П.С. Накопленные дозы пациентов при проведении КТ-исследований в российской клинической практике // Радиационная гигиена. 2025. Т. 18, № 2. С. 131-140. DOI: 10.21514/1998-426X-2025-18-2-131-140.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report No. 87: Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography // International Commission on Radiation Units and Measurements. 2012. Vol. 12, № 1. P. 1-149. DOI: 10.1093/jicru/ndt007.
- Lee C., Won T., Yeom Y.S. et al. Organ dose conversion coefficients in CT scans for Korean adult males and females // Nuclear Engineering and Technology. 2022. Vol. 54, № 2. P. 681-688. DOI: 10.1016/j.net.2021.08.008.
- Cakmak E.D., Tuncel N., Sindir B. Assessment of Organ Dose by Direct and Indirect Measurements for a Wide Bore X-Ray Computed Tomography Unit That Used in Radiotherapy // International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology. 2015. Vol. 4. P. 132-142. DOI:10.4236/ijmpcero.2015.4.2017.

8. Lawson M., Berk K., Badawy M. et al. Comparison of organ and effective dose estimations from different Monte Carlo simulation-based software methods in infant CT and comparison with direct phantom measurements // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2022. Vol. 23, № 6. P. e13625. DOI: 10.1002/acm2.13625.
9. Zewde N., Ria F., Rehani M.M. Organ doses and cancer risk assessment in patients exposed to high doses from recurrent CT exams // *European Journal of Radiology*. 2022. Vol. 149, P. 110224. DOI: 10.1016/j.ejrad.2022.110224.
10. Gao Y., Mahmood U., Liu T. et al. Patient-Specific Organ and Effective Dose Estimates in Adult Oncologic CT // *American journal of roentgenology*. 2020. Vol. 214, № 4. P. 738-746. DOI: 10.2214/AJR.19.21197.
11. Маткевич Е.И., Сивенков А.Г., Самойлов А.С. Структура заболеваемости и дозовые нагрузки персонала, работающего с техногенными источниками излучения, направляемых на компьютерную томографию в ФМБЦ им. А.И. Бурназяна в 2020 -2024 гг. // *Радиационная биология. радиоэкология*. 2025. Т. 65, № 6. С. 597–613. DOI: 10.7868/S3034590125060031.
12. The Alderson Radiation Therapy Phantom URL: <https://rsdphantoms.com/product/the-alderson-radiation-therapy-phantom/> (Дата обращения: 17.03.2026).
13. Установки дозиметрические термолюминесцентные «ДВГ-02ТМ». Описание типа средства измерений. Приложение к свидетельству №45087 об утверждении типа средств измерений. ФГУП НИИ промышленной и морской медицины (НИИПММ). С.Пб.: 2011. 5 с. <https://fgis.gost.ru/fundmetrology/cm/mits/497e715c-7627-eb6c-396a-dd2871f03517> (Дата обращения: 17.03.2026).
14. Дозиметр универсальный ДКС-101. Руководство по эксплуатации. ГКПС13.00.00.000РЭ. М., 2009. 32 с. <https://ntcexpert.ru/images/stories/radiograf/dks-101-manual.pdf?ysclid=ml2vbiefj491548903> (Дата обращения: 17.03.2026).
15. Публикация 103 МКРЗ. Рекомендации Международной Комиссии по Радиологической защите 2007 года. М.: Алана, 2009. 344 с.
16. Дружинина Ю.В., Лантух З.А., Водоватов А.В. и др. Разработка и применение референсных диагностических уровней для взрослых пациентов в лучевой диагностике // *Медицинская физика*. 2022. Т. 93, № 1. С. 81-96. DOI:10.52775/1810-200X-2022-93-1-81-96.
17. Чипига Л.А., Голиков В.Ю., Шлеенкова Е.Н., Поздняков А.В. Оценка коэффициентов перехода от произведения дозы на длину сканирования к эффективной дозе для КТ всего тела путем фантомных экспериментов // *Медицинская физика*. 2016. Т. 72, № 4. С. 55-62.
18. Дружинина П.С., Чипига Л.А., Водоватов А.В. и др. Определение коэффициентов перехода от произведения дозы на длину сканирования к эффективной дозе для компьютерно-томографических исследований всего тела с захватом нижних конечностей пациента // *Радиационная гигиена*. 2024. Т. 17, № 4. С. 126-134. DOI:10.21514/1998-426X-2024-17-4-126-134.
19. Brenner D.J. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimization. For the proposition // *Medical Physics*. 2006. Vol. 33, № 5. P.1189-90. DOI: 10.1118/1.2173933.
20. Parsi M., Sohrabi M., Mianji F., Paydar R. A «Quality-control-based correction method» for displayed dose indices on CT scanner consoles in patient dose surveys // *Physica Medica*. 2017. Vol. 38. P. 88-92. DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.05.054.

Поступила: 10.11.2025

**Маткевич Елена Ивановна** – кандидат медицинских наук, врач-рентгенолог, заведующая отделением МРТ-диагностики Центра лучевой диагностики, Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна Федерального медико-биологического агентства. **Адрес для переписки:** 123098, Россия, Москва, ул. Маршала Новикова, д.23. E-mail: ei.matkevich@yandex.ru

ORCID: 0000-0001-5917-7706

**Ганцовский Павел Павлович** – научный сотрудник лаборатории радиационно-гигиенических исследований, Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

ORCID: 0000-0002-4600-247X

**Сивенков Александр Геннадиевич** – инженер лаборатории радиационно-гигиенических исследований отдела ионизирующих и неионизирующих излучений Центра специальных исследований, Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

ORCID: 0000-0001-7980-7680

**Комаров Артём Юрьевич** – научный сотрудник лаборатории радиационно-гигиенических исследований, Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

ORCID: 0000-0003-1057-0181

**Юрина Ирина Леонидовна** – инженер лаборатории радиационно-гигиенических исследований, Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

ORCID: 0009-0006-0559-5711

**Цовьянов Александр Георгиевич** – кандидат биологических наук, заведующий лабораторией радиационно-гигиенических исследований, Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

ORCID: 0000-0001-6994-0701

**Башков Андрей Николаевич** – кандидат медицинских наук, врач-рентгенолог, руководитель центра лучевой и радиоизотопной диагностики, Центра лучевой диагностики, Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

ORCID: 0000-0002-4560-6415

**Для цитирования:** Маткевич Е.И., Ганцовский П.П., Сивенков А.Г., Комаров А.Ю., Юрина И.Л., Цовьянов А.Г., Башков А.Н. Эффективные дозы облучения пациентов при компьютерной томографии сочетанных областей тела по данным фантомной дозиметрии // *Радиационная гигиена*. 2026. Т. 19, № 1. С. 44–55. DOI: 10.21514/1998-426X-2026-19-1-44-55

## Effective radiation doses of patients in computed tomography of combined body areas according to phantom dosimetry

Elena I. Matkevich, Pavel P. Gantsovsky, Alexander G. Sivenkov, Artem Yu. Komarov, Irina L. Yurina, Alexander G. Tsovyanov, Andrey N. Bashkov

State Research Center - Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russia

*The aim of the study was to perform phantom dosimetry of organs and tissues to assess effective radiation doses to patients during computed tomography of combined areas of the body and calculated based on the readings on the scanner console. Materials and Methods: The study was performed on CT-scanner Toshiba Aquilion 64 an anthropomorphic tissue-equivalent phantom weighing 73.5 kg using thermoluminescent detectors located in the locations of organs and tissues, under standard computed tomography protocols of two combined body regions: 1 – organs of thorax, abdomen and pelvis; 2 – organs of abdomen and pelvis. The effective radiation dose was calculated using tissue weighting factors according to NRB-99/2009 and ICRP Publication 103 recommendations. Results and Discussion: The largest contribution to the total radiation dose was found for the gonads, red bone marrow, colon, lungs and stomach (71.8-76.2% in total). It was established that the effective radiation doses to patients during computed tomography, calculated based on the results of phantom dosimetry with TLD detectors, are higher than the values obtained from DLP data on the console of a computer scanner using tissue weighting factors according to ICRP Publication 103 for CT-1 by 1.12 times, for CT-2 by 1.13 times, according to NRB-99/2009 for CT-1 by 1.30 times, for CT-2 by 1.38 times. Conclusion: Dosimetry on an anthropomorphic tissue-equivalent phantom demonstrates higher patient radiation doses during computed tomography compared to dose values calculated by DLP on the computed tomography scanner console. This demonstrates the importance of periodically comparing patient doses calculated by DLP on the computed tomography scanner console with doses recorded by direct dosimetry under real computed tomography scanning conditions in radiology departments and centers.*

**Key words:** *computed tomography, departments and centers of radiation diagnostics, radiation safety, phantom dosimetry, thermoluminescent detectors, effective dose.*

### Authors' personal contribution

Matkevich E.I. – development of the study design, defined the goals and objectives, design of tables and illustrations, prepared illustrations, preparation of the intermediate and final version of the manuscript.

Gantsovsky P.P. – dosimetric measurements using the tissue-equivalent phantom.

Sivenkov A.G. – statistical analysis of the results and preparation of working data tables.

Komarov A.Yu. – dosimetric measurements using the tissue-equivalent phantom.

Yurina I.L. – preparation of TLD dosimeters and recording of measurements.

Tsovyanov A.G. – coordination of dosimetry methodology and editing of the final version of the manuscript.

Bashkov A.N. – coordination of CT scan protocols, editing of the draft of the manuscript.

### Acknowledgments

The authors thank Professor A.Yu. Bushmanov for organizational assistance in conducting the study, Professor V.A. Rezonov for highly professional recommendations on finalizing the article, Doctor of Biological Sciences V.Yu. Solovoyov for the planned prospects for continuing the research, Z.A. Lantukh - Head of the Department of Dosimetric Control and Medical Physics of the State Budgetary Healthcare Institution «Research and Clinical Center for Dosimetric Control and Medical Physics of the Department of Health of the City of Moscow» - for valuable consultations on the methodology of dosimetric measurements.

### Informed consent

Informed consent from patients was not required, since the study did not use patient data.

### Conflict of interests

Authors declare the absence of conflict of interest.

### Sources of funding

The study was not supported by sponsorship.

### References

1. Valentin J. International Commission on Radiation Protection. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. *Annals of the ICRP*. 2007;37(1): 1-79. DOI: 10.1016/j.icrp.2007.09.001.
2. Report to the General Assembly, Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2020/2021. United Nations, New York; 2022. [https://www.unscear.org/unscear/publications/2020\\_2021\\_1.html](https://www.unscear.org/unscear/publications/2020_2021_1.html) (Accessed: 17.03.2026).
3. Balonov MI, Golikov VYu, Vodovatov AV, Chipiga LA, Zvonova IA, Kalnitsky SA, et al. Scientific foundations of radiation protection in modern medicine. Diagnostic radiology: Monograph, manuals. Vol.1. St. Petersburg; 2019. 320 p. (In Russian).
4. Druzhinina PS. Patients' cumulative doses during CT-examinations in Russian clinical practice. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2025;18(2): 131-140. DOI:10.21514/1998-426X-2025-18-2-131-140. (In Russian).
5. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report No. 87: Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. *Journal*

**Elena I. Matkevich**

State Research Center - Burnasyan Federal Medical Biophysical Center

Address for correspondence: 23, Marshal Novikov Str., Moscow, 123098, Russia; E-mail: ei.matkevich@yandex.ru

- International Commission on Radiation Units and Measurements.* 2012;12(1): 1-149. DOI: 10.1093/jicru/ndt007. DOI: 10.1093/jicru/ndt007.
6. Lee C, Won T, Yeom YS, Griffin K, Lee Ch, Kim KP. Organ dose conversion coefficients in CT scans for Korean adult males and females. *Nuclear Engineering and Technology.* 2022;54(2): 681-688. DOI: 10.1016/j.net.2021.08.008.
  7. Cakmak ED, Tuncel N, Sindir B. Assessment of Organ Dose by Direct and Indirect Measurements for a Wide Bore X-Ray Computed Tomography Unit That Used in Radiotherapy. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology.* 2015;4: 132-142. DOI:10.4236/ijmpcero.2015.42017.
  8. Lawson M, Berk K, Badawy M, Yujin Qi, Kuganesan Ah, Metcalfe P. Comparison of organ and effective dose estimations from different Monte Carlo simulation-based software methods in infant CT and comparison with direct phantom measurements. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2022;23(6): e13625. DOI: 10.1002/acm2.13625.
  9. Zewde N, Ria F, Rehani MM. Organ doses and cancer risk assessment in patients exposed to high doses from recurrent CT exams. *European Journal of Radiology.* 2022;149: 110224. DOI: 10.1016/j.ejrad.2022.110224.
  10. Gao Y, Mahmood U, Liu T, Quinn B, Gollub MJ, Xu XG, et al. Patient-Specific Organ and Effective Dose Estimates in Adult Oncologic CT. *American journal of roentgenology.* 2020;214(4): 738 – 746. DOI: 10.2214/AJR.19.21197.
  11. Matkevich EI, Sivenkov AG, Samoylov AS. The Morbidity Structure of Personnel Working with Man-Made Radiation Sources Referred for Computed Tomography at the State Research Center — Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency in 2020–2024. *Radiatsionnaya biologiya. Radioekologiya = Radiation biology. Radioecology.* 2025;65(6): 597-613. DOI: 10.7868/S3034590125060031. (In Russian).
  12. The Alderson Radiation Therapy Phantom. Available from: <https://rsdphantoms.com/product/the-alderson-radiation-therapy-phantom/> (Accessed: 17.03.2026).
  13. Thermoluminescent Dosimetric Units «DVG-02TM». Description of the Measuring Instrument Type. Appendix to Certificate No. 45087 on Approval of the Measuring Instrument Type. Federal State Unitary Enterprise Research Institute of Industrial and Marine Medicine (NIIPMM). St. Petersburg: 2011. <https://fgis.gost.ru/fundmetrology/cm/mits/497e715c-7627-eb6c-396a-dd2871f03517> (Accessed: 17.03.2026). (In Russian).
  14. Universal dosimeter DKS-101. Operation manual. GKPS13.00.00.000RE. Moscow, 2009. <http://медтехатом.рф/upload/iblock/1e0/1e0571199faeb4116640a1fbf1666162.pdf> (Accessed: 17.03.2026). (In Russian).
  15. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Annals of the ICRP.* 2007;37(2-4): 1-332. DOI: 10.1016/j.icrp.2007.10.003. (In Russian).
  16. Druzhinina YuV, Lantukh ZA, Vodovatov AV, Morozov SP, Ryzhov SA, Sokolov EN, et al. Development and Application of Diagnostic Reference Levels for Adult Patients in Diagnostic Radiology. *Meditsinskaya Fizika = Medical Physics.* 2022;93(1): 81-96. DOI: 10.52775/1810-200X-2022-93-1-81-96. (In Russian).
  17. Chipiga L, Golikov V, Shleenkova E, Pozdnyakov A. Estimation of the conversion coefficients from dose length product to effective dose from whole body computed tomography examination using anthropomorphic phantoms. *Meditsinskaya Fizika = Medical Physics.* 2016;72(4): 55-62. (In Russian).
  18. Druzhinina PS, Chipiga LA, Vodovatov AV, Soldatov IV, Lantukh ZA, Tolkachev KV. Determination of the conversion coefficients from the dose-length product to the effective dose for CT-examinations of the whole body including lower extremities. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene.* 2024;17(4): 126-134. DOI:10.21514/1998-426X-2024-17-4-126-134. (In Russian).
  19. Brenner DJ. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimization. For the proposition. *Meditsinskaya Fizika = Medical Physics.* 2006;33(5): 1189-90. DOI: 10.1118/1.2173933.
  20. Parsi M, Sohrabi M, Mianji F, Paydar R. A «Quality-control-based correction method» for displayed dose indices on CT scanner consoles in patient dose surveys. *Physica Medica.* 2017;38: 88-92. DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.05.054.

Received: November 10, 2025

**For correspondence: Elena I. Matkevich** – Candidate of Medical Sciences, Radiologist, Head of the Department of MRI Diagnostics of the Radiology Center based on State Research Center - Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency. (23, Marshal Novikov str., Moscow, 123098, Russia; E-mail: ei.matkevich@yandex.ru)  
ORCID: 0000-0001-5917-7706

**Pavel P. Gantsovsky** – Research Associate at the Laboratory of Radiation and Hygienic Research of the A.I. Burnazyan Federal Medical and Biological Center of Federal Medical and Biological Agency, Moscow, Russia  
ORCID: 0000-0002-4600-247X

**Alexander G. Sivenkov** – Engineer of Laboratory No. 25 (Laboratory of Radiation and Hygienic research) of the Department of Ionizing and non-ionizing Radiation on State Research Center - Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russia  
ORCID: 0000-0001-7980-7680

**Artem Yu. Komarov** – Researcher at the Laboratory of Radiation and Hygienic Research at the A.I. Burnazyan Federal Medical and Biological Center of the Federal Medical and Biological Agency, Moscow, Russia  
ORCID: 0000-0003-1057-0181

**Irina L. Yurina** – Engineer at the Laboratory of Radiation and Hygienic Research at the A.I. Burnazyan Federal Medical and Biological Center of Federal Medical and Biological Agency, Moscow, Russia  
ORCID: 0009-0006-0559-5711

**Alexander G. Tsovyanov** - Candidate of Biological Sciences, Head of the Laboratory of Radiation and Hygienic Research, A.I. Burnazyan Federal Medical and Biological Center of Federal Medical and Biological Agency, Moscow, Russia  
ORCID: 0000-0001-6994-0701

**Andrey N. Bashkov** – Candidate of Medical Sciences, Radiologist, Head of the Radiology Center based on State Research Center - Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russia  
ORCID: 0000-0002-4560-6415

**For citation: Matkevich E.I., Gantsovsky P.P., Sivenkov A.G., Komarov A.Yu., Yurina I.I., Tsovyanov A.G., Bashkov A.N. Effective radiation doses of patients in computed tomography of combined body areas according to phantom dosimetry. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene.* 2026. Vol. 19, No. 1. P. 44–55. (In Russian). DOI: 10.21514/1998-426X-2026-19-1-44-55**