

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD110857>

# Обоснование нового подхода к критериям оценки дозы облучения пациентов при компьютерной томографии

Е.И. Маткевич<sup>1, 2</sup>, В.Е. Сеницын<sup>2, 3</sup>, И.В. Иванов<sup>4, 5</sup>

<sup>1</sup> Государственный научный центр Российской Федерации — Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, Москва, Российская Федерация

<sup>2</sup> Городская клиническая больница имени И.В. Давыдовского, Москва, Российская Федерация

<sup>3</sup> Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва, Российская Федерация

<sup>4</sup> Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация

<sup>5</sup> Государственный научно-исследовательский испытательный институт военной медицины, Санкт-Петербург, Российская Федерация

## АННОТАЦИЯ

**Обоснование.** В период резкого возрастания количества исследований с применением компьютерной томографии (КТ) повышается актуальность совершенствования методов контроля дозы облучения пациентов в целях превышения рекомендуемых уровней.

**Цель** — проанализировать зависимость эффективной дозы при компьютерной томографии различных областей тела от массы пациента и рассчитать стандартную эффективную дозу для пациентов массой 70 кг и 80 кг.

**Материалы и методы.** Проанализированы протоколы КТ-исследований — однофазных (209 пациентов) и многофазных (114 пациентов). Эффективную дозу рассчитывали в соответствии с нормализованными коэффициентами для каждой области тела (голова, грудная клетка, брюшная полость и малый таз). Значения стандартной эффективной дозы рассчитывали путём аппроксимации данных с использованием линейной функции эффективной дозы относительно массы тела для стандартного пациента массой 70 кг или 80 кг для каждого типа КТ-сканера и сканируемой области тела.

**Результаты.** Установлено, что при КТ-исследовании эффективная доза увеличивается пропорционально массе тела пациентов. Рассчитаны и сопоставлены значения средней эффективной дозы, медианной эффективной дозы, референтных диагностических уровней (мЗв) со стандартной эффективной дозой (мЗв) при однофазной и многофазной компьютерной томографии. Во всех сравниваемых группах эти показатели были несколько выше, чем стандартная эффективная доза, если критерием была масса 70 кг, и были близки к стандартной эффективной дозе, если критерием была масса 80 кг. Показана возможность использования для расчёта стандартной эффективной дозы не только данных пациентов, отобранных по стандартной массе тела, но и всего массива данных методом аппроксимации. Это может быть использовано для совершенствования руководящих принципов сравнения и стандартизации доз облучения при компьютерной томографии у пациентов по изученным областям тела.

**Заключение.** В исследовании описана методика оценки и сравнения дозы КТ-излучения на примере двух больниц и двух КТ-сканеров с учётом массы стандартного пациента. Результаты показывают, что расчёт и анализ стандартной эффективной дозы для каждой области тела вместо средней эффективной дозы, медианной эффективной дозы или 75-го квантиля эффективной дозы помогают более корректно сравнивать радиационное облучение в разных медицинских учреждениях и анализировать причины превышения региональных или национальных референтных диагностических уровней. В условиях резкого увеличения числа КТ-исследований в последнее время невыполнение при компьютерной томографии референтных диагностических уровней, рассчитанных по критерию стандартной эффективной дозы, призвано снизить отдалённые последствия в виде онкологической патологии среди населения.

**Ключевые слова:** компьютерная томография; радиационное облучение; эффективная доза, референтные диагностические уровни; масса тела; корреляционный анализ.

## Как цитировать

Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Иванов И.В. Обоснование нового подхода к критериям оценки дозы облучения пациентов при компьютерной томографии // *Digital Diagnostics*. 2022. Т. 3, № 4. С. 344–361. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD110857>

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD110857>

# Substantiation of a new approach to the criteria for assessing the radiation dose of patients during computed tomography

Elena I. Matkevich<sup>1, 2</sup>, Valentin E. Sinitsyn<sup>2, 3</sup>, Ivan V. Ivanov<sup>4, 5</sup>

<sup>1</sup> State Research Center – Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russian Federation

<sup>2</sup> I.V. Davydovsky City Clinical Hospital, Moscow, Russian Federation

<sup>3</sup> Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

<sup>4</sup> Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

<sup>5</sup> State Scientific-Research Test Institute of Military Medicine, Saint Petersburg, Russian Federation

## ABSTRACT

**BACKGROUND:** In accordance with the requirements of the IAEA basic safety standards and the International Commission on Radiation Protection, comparing the radiation dose for patients undergoing computed tomography (CT) in diagnostic and treatment clinics with national or international DRLs is important for controlling medical radiation doses. The search for ways to improve DRLs calculations determines the relevance of such studies.

**AIM:** To analyze the dependence of effective doses (EDs) in CT of different body parts on patient's weight and to calculate the standard ED for the patient (70 and 80 kg).

**MATERIALS AND METHODS:** CT acquisition protocols in 209 patients were single phase (SP) CT, while 114 patients underwent multi-phase (MP) CT. ED was calculated according to the normalized coefficients for each body area. The values of standard ED was calculated by data approximation using linear function of ED relatively body weight for each type CT scanner and body area scanned.

**RESULTS:** The increase in ED following a CT examination was proportional to the body weight of patients. For SP and MP CT scans, the standard EDs were calculated according to all body areas. The mean ED, median ED, and DRLs (mSv) in these groups was slightly higher than standard ED (mSv) if the criterion was 70 kg and were close to standard ED if the criterion was 80 kg. These values give a basis for improving the guidelines concerning the recommended limits of radiation doses for CT in individual patients according to indications and body parts studied.

**CONCLUSIONS:** In the study, a methodology for assessing and comparing the dose of CT-radiation at two hospitals in the two CT scanners, considering weight of a standard patient, is described. Our results show that the calculation and analysis of the standard ED of CT-examining areas of the body instead of mean ED and median ED help to compare the radiation exposure in different medical facilities more properly. Given the recent sharp increase in the number of CT studies, not exceeding the standard ED for patients with CT will reduce the long-term consequences in the form of oncological pathology among the population.

**Keywords:** computed tomography; radiation dose; effective dose; diagnostic reference levels; body weight; correlation of data.

## To cite this article

Matkevich EI, Sinitsyn VE, Ivanov IV. Substantiation of a new approach to the criteria for assessing the radiation dose of patients during computed tomography. *Digital Diagnostics*. 2022;3(4):344–361. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD110857>

Received: 09.09.2022

Accepted: 28.11.2022

Published: 15.12.2022

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD110857>

# 在计算机断层扫描中估计病人剂量的标准的新方法的论证

Elena I. Matkevich<sup>1,2</sup>, Valentin E. Sinitsyn<sup>2,3</sup>, Ivan V. Ivanov<sup>4,5</sup><sup>1</sup> State Research Center - Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russian Federation<sup>2</sup> I.V. Davydovsky City Clinical Hospital, Moscow, Russian Federation<sup>3</sup> Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation<sup>4</sup> Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation<sup>5</sup> State Scientific-Research Test Institute of Military Medicine, Saint Petersburg, Russian Federation

## 结构化简评

**论证。**在计算机断层扫描（CT）检查数量急剧增加的时候，改进监测病人剂量的方法越来越迫切，不要超过推荐水平。

**目的是**分析身体各部分CT的有效剂量（ED）对病人体重的依赖性，并计算体重70公斤和80公斤的病人的标准ED。

**方法。**我们分析了CT检查的协议——单相（SP）（209名患者）和多相（MP）（114名患者）。ED是根据身体各部分（头部、胸部、腹部和骨盆）的归一化系数计算的。对于每一种CT扫描仪和扫描的身体面积，使用线性ED函数与体重的关系来计算标准的ED值，标准的ED值是通过近似的数据，对于体重70公斤或80公斤的标准病人。

**结果。**在CT扫描中发现，ED的增加与病人体重成正比。计算了平均ED、中位ED、DRLs（mSv），并与SP和MP CT的标准ED值（mSv）进行了比较。在所有比较组中，如果标准是体重70公斤，这些指标略高于标准ED，如果标准是体重80公斤，这些指标接近标准ED。同时表现了，不仅可以按标准体重取样的病人的数据，而且可以通过近似法使用整个数据集来计算标准ED。按所研究的身体部分，这可以用于改进比较准则和使患者的CT辐射剂量标准化。

**结论。**该研究描述了一种评估和比较CT辐射剂量的方法，以两家医院和两台CT扫描仪为例，考虑到一个标准病人的体重。结果显示，不是平均ED、中位ED或75分位ED，而是计算和分析每个身体部分的标准ED，有助于更正确地比较不同医疗机构的辐射量，分析超过区域或国家的参考诊断水平（DRLs）的原因。随着最近CT检查数量的急剧增加，为了减少人口中癌症病理形式的长期后果，应该不超过CT中使用标准ED标准计算的DRLs。

**关键词：**CT扫描；射线照射；有效剂量；参考诊断水平；身体质量；相关性分析。

## To cite this article

Matkevich EI, Sinitsyn VE, Ivanov IV. 在计算机断层扫描中估计病人剂量的标准的新方法的论证. *Digital Diagnostics*. 2022;3(4):344-361. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD110857>

收到: 09.09.2022

接受: 28.11.2022

发布日期: 15.12.2022

## Список сокращений

КТ — компьютерная томография

ОБП — органы брюшной полости

ОБП+ОМТ — органы брюшной полости и органы малого таза

ОГК — органы грудной клетки

ОМТ — органы малого таза

ЭД — эффективная доза (мЗв)

CTDIvol (Computed tomography dose index — объёмный взвешенный индекс дозы КТ) — мера поглощённой дозы облучения в одном томографическом срезе (мГр)

DLP (dose length product) — произведение поглощённой дозы (мГр) на длину области сканирования (см)

DRLs (diagnostic reference levels) — референтные диагностические уровни

ICRP (International Commission on Radiological Protection) — международная комиссия по радиационной защите

SSDE (size-specific dose estimate) — оценка дозы, зависящей от размера (мГр)

## ОБОСНОВАНИЕ

В последние годы наблюдается тенденция к увеличению дозовой нагрузки от компьютерной томографии (КТ) на население как во всём мире, так и в России. В 2020 г. в России было зафиксировано резкое (на 30%) возрастание среднегодовых эффективных доз медицинского облучения на одного жителя (2019 г. — 0,6 мЗв, 2020 г. — 0,81 мЗв) [1], при этом вклад КТ в коллективную дозу от медицинского облучения увеличился с 22,1% в 2010 г. до 73,5% в 2020 г. и в настоящее время занимает первое место среди других видов рентгенологических и радиологических исследований. В долгосрочной перспективе следует ожидать увеличения суммарных доз облучения пациентов при проведении скрининговых КТ-сканирований для диагностики последствий COVID-19, рака лёгкого и молочной железы, а также повторных КТ-сканирований для установления динамики патологического процесса, в том числе КТ с использованием рентгеноконтрастных средств.

В соответствии с требованиями основных стандартов безопасности Международного агентства по атомной энергии (МАГАТЭ, International Atomic Energy Agency, IAEA) [2] и Международной комиссии по радиационной защите (International Commission on Radiological Protection, ICRP) [3–7] сравнение дозы облучения для пациентов, проходящих КТ в диагностических и лечебных клиниках, с национальными или международными референтными диагностическими уровнями (Diagnostic reference levels, DRLs) имеет важное значение для контроля доз медицинского облучения. Поиск направлений совершенствования расчётов DRLs обуславливает актуальность подобных исследований.

**Цель исследования** — проанализировать зависимость эффективной дозы (ЭД) при КТ различных областей тела от массы пациента и рассчитать стандартную ЭД для пациентов массой 70 кг и 80 кг.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### Дизайн исследования

Ретроспективное исследование выполнено на материалах электронных баз данных КТ-обследований пациентов при однофазных и многофазных КТ-исследованиях головы, органов грудной клетки (ОГК), органов брюшной полости (ОБП) и малого таза (ОМТ).

### Критерии соответствия

*Критерии включения:* пациенты в возрасте от 17 до 95 лет, которые проходили диагностическое КТ-исследование по направлению лечащего врача.

*Критерии исключения:* пациенты с отсутствием данных о массе тела.

### Условия проведения

Исследованием охвачены пациенты двух многопрофильных лечебных заведений — «Лечебно-реабилитационный центр» Минздрава России (далее «больница 1») и «Городская клиническая больница имени И.В. Давыдовского Департамента здравоохранения г. Москвы» (далее «больница 2») — с использованием стандартных протоколов проведения КТ-исследований данных областей тела.

### Продолжительность исследования

Проанализированы данные электронных архивов о дозовых нагрузках пациентов при КТ-исследованиях за 2015–2018 гг.

### Описание медицинского вмешательства

КТ-исследования проводили на двух КТ-сканерах (в больнице 1 — GE Discovery CT750 HD, 64-срезовый, GE Healthcare, США; в больнице 2 — Toshiba Aquilion Prime, 80-срезовый, Toshiba, Япония) по стандартному протоколу сканирования [8]: напряжение на трубке составляло 100

или 120 кВ с автоматической модуляцией силы тока, толщина среза — 0,5; 0,625; 1,25 и 1,5 мм. Основные параметры протоколов КТ представлены в табл. 1. При проведении данного исследования при всех КТ-сканированиях использовали однотипные алгоритмы шумоподавления для соответствующей области тела.

Из отчётов КТ каждого пациента в базу данных были внесены значения параметров, определяющих лучевую нагрузку: CTDIvol (объёмно-взвешенный компьютерно-томографический индекс дозы, мГр) и DLP (поглощённая

доза за всё КТ-исследование, мГр×см). Индивидуальные ЭД пациентов оценивали по формуле [5]:

$$\text{ЭД (мЗв)} = K_{\text{ЭД DLP}} \times \text{DLP}, \quad (1)$$

где ЭД — эффективная доза; K — коэффициент; DLP (dose length product) — произведение поглощённой дозы (мГр) на длину области сканирования (см).

При расчёте использовали коэффициенты пересчёта  $K_{\text{ЭД DLP}}$  (мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup>) [4]: голова — 0,0023, ОГК — 0,017, ОБП — 0,015, ОМТ — 0,019.

**Таблица 1.** Общая характеристика пациентов и параметров протоколов при однофазных и многофазных КТ-исследованиях

Показатели	Обследуемая область	Однофазное КТ		Многофазное КТ	
		Больница 1	Больница 2	Больница 1	Больница 2
<i>Общая характеристика пациентов</i>					
Число пациентов, n	Голова	18	32	14	8
	ОГК	25	38	11	27
	ОБП+ОМТ	75	21	30	24
	Всего	118	91	55	59
Соотношение мужчины/женщины	Голова	8/10	9/23	6/8	5/3
	ОГК	9/16	17/21	6/5	15/12
	ОБП+ОМТ	33/42	10/11	12/18	7/17
	Всего	50/68	36/55	24/31	27/32
Возраст, M±m, лет	Голова	52,1±3,2	66,3±2,5	52,5±3,0	56,8±7,2
	ОГК	57,6±2,7	51,9±3,0	58,6±4,7	62,7±3,2
	ОБП+ОМТ	57,5±5,3	65,3±4,8	57,6±2,5	55,5±3,5
Масса тела, M±m, кг	Голова	79,8±3,2	77,0±2,0	81,2±3,8	86,6±3,5
	ОГК	76,1±4,0	76,3±2,3	75,5±5,0	91,6±3,2
	ОБП+ОМТ	75,5±2,0	83,1±3,5	79,7±2,9	80,7±2,7
<i>Основные параметры протоколов КТ</i>					
Коллимация, мм	Голова, ОГК, ОБП, ОМТ	64×0,6	80×0,5	64×0,6	80×0,5
Модуляция тока трубки	Голова, ОГК, ОБП, ОМТ	Автоматическая	Автоматическая	Автоматическая	Автоматическая
Напряжение на трубке, кВ*	Голова	120	120	120	120
	ОГК	120	120	100; 120	120
	ОБП+ОМТ	120	120	100; 120	120
Питч	Голова	0,531	0,625	0,531	0,625
	ОГК	1,375	1,388	0,984; 1,375	1,388
	ОБП+ОМТ	1,375	0,813	0,984; 1,375	0,813
Время ротации, сек	Голова	0,8	0,5; 0,75	0,8	0,5; 0,75
	ОГК	0,6; 0,7	0,5	0,6; 0,7	0,5
	ОБП+ОМТ	0,7	0,5	0,7	0,5
Толщина среза, мм	Голова	1,25	0,5	1,25	0,5
	ОГК	1,25	0,5	0,625; 1,25	0,5
	ОБП+ОМТ	1,25	0,5	0,625; 1,25	0,5

*Примечание.* \* В проведённых исследованиях низкодозные протоколы и специальные алгоритмы шумоподавления не применялись, использована технология обратной прямой проекции FBP (Filtered BackProjection). КТ — компьютерная томография; ОГК — органы грудной клетки; ОБП — органы брюшной полости; ОМТ — органы малого таза.

## Основной исход исследования

Настоящее исследование посвящено изучению зависимости ЭД, полученной пациентами при КТ различных областей тела, от массы тела пациента и расчёту стандартной ЭД для «стандартных пациентов» массой 70 кг и 80 кг. В качестве метода сравнения использовали оценку в этих же группах пациентов средней ЭД, медианы ЭД и 75% квантиля ЭД.

## Дополнительные исходы исследования

Проведены оценка распределения массы тела пациентов в группах и анализ особенностей динамики средней массы пациентов в нашей популяции.

## Анализ в подгруппах

В исследовании были сформированы и сравнивались 2 группы пациентов: обследованные в больнице 1 (КТ-сканер GE Discovery CT750 HD, 64-срезовый) и обследованные в больнице 2 (КТ-сканер Toshiba Aquilion Prime, 80-срезовый). Каждая из этих групп была разбита на 3 подгруппы по областям КТ-исследования (голова, ОГК, ОБП+ОМТ). В каждой из 3 подгрупп анализировали дозы облучения пациентов отдельно при проведении однофазных и многофазных КТ.

## Этическая экспертиза

Вследствие ретроспективного дизайна исследований на обезличенных наборах данных заключения этического комитета не требовалось.

## Статистический анализ

Размер групп пациентов определялся количеством пациентов за период, охваченный сроками исследования, у которых при КТ-исследовании регистрировались не только доза облучения, но и масса тела. Для анализа были отобраны КТ-исследования с хорошим качеством изображения в соответствии с Европейскими руководящими принципами по критериям качества КТ [4]. В соответствии с этим под хорошим качеством изображения понимали «визуально чёткое воспроизведение структуры органов, тканей и т.д., границ между ними, а также образований и очагов».

Мы специально измеряли массу тела каждого пациента с точностью  $\pm 3$  кг, во всех группах были рассчитаны средние значения массы тела ( $M \pm m$ , кг). Различия средних значений регистрируемых показателей для каждой области КТ-сканирования между больницей 1 и больницей 2 оценивали по Т-критерию Стьюдента ( $p \leq 0,05$ ). Для установления зависимости дозы облучения от массы тела пациента был проведён корреляционно-регрессионный анализ с использованием программного обеспечения STATISTICA (v. 10.0).

В нашем исследовании были определены по формуле (1) индивидуальные ЭД пациентов (в миллизивертах, мЗв) для больницы 1 и больницы 2, затем рассчитаны

средняя эффективная доза (средняя ЭД, мЗв) как среднее арифметическое ( $M$ ) и стандартные отклонения ( $\pm m$ ); медиана, 25-й и 75-й квантили ЭД (мЗв) ( $Me$  [25th, 75th]) и DRLs (мЗв;  $ЭД_{75th}$ ) для каждой области сканирования с использованием пакета программ Microsoft Excel 2013.

При расчёте стандартной ЭД исходили из положения [4, 7, 9, 10], что это средняя ЭД у взрослых пациентов обоего пола с массой тела  $70 \pm 3$  кг. При проведении выбранной рентгенодиагностической процедуры в типичном режиме работы данного рентгеновского аппарата с типичным протоколом её выполнения стандартная  $ЭД_{70 \text{ кг}}$  (мЗв) и стандартная  $ЭД_{80 \text{ кг}}$  (мЗв) были рассчитаны путём аппроксимации данных для каждой из трёх областей сканирования (голова, ОГК, ОБП+ОМТ) линейными функциями ЭД от массы тела, при этом использовали уравнение регрессии:

$$ЭД \text{ (мЗв)} = a + b \times M \text{ (кг)}, \quad (2)$$

где ЭД — эффективная доза (мЗв), полученная пациентом;  $a$ ,  $b$  — коэффициенты уравнения регрессии;  $M$  — масса тела пациента (кг).

Коэффициенты « $a$ » и « $b$ » для этих уравнений были получены с использованием программного обеспечения STATISTICA для каждой области сканирования (голова, ОГК, ОБП+ОМТ) в больнице 1 и больнице 2 для однофазных и многофазных КТ. Затем путём решения уравнения (2) для  $M=70$  кг и  $M=80$  кг были рассчитаны значения стандартной  $ЭД_{70 \text{ кг}}$  (ЭД для стандартного пациента с массой тела 70 кг) и стандартной  $ЭД_{80 \text{ кг}}$  (ЭД для стандартного пациента с массой тела 80 кг).

## РЕЗУЛЬТАТЫ

### Объекты (участники) исследования

Для статистического анализа были использованы результаты 323 компьютерных томографических исследований (137 мужчин и 186 женщин в возрасте от 17 до 93 лет). КТ выполнялись по стандартным протоколам. Всего проанализировано 209 однофазных КТ и 114 многофазных КТ.

Как видно из табл. 1, сформированные группы пациентов были в основном сопоставимы по половозрастному составу и массе тела, которая варьировала от 42 до 129 кг.

### Основные результаты исследования

На первом этапе исследования были определены средние значения показателей дозы облучения (CTDIvol, DLP и ЭД при одном КТ-исследовании) для однофазной и многофазной КТ головы, ОГК, ОБП и ОМТ (табл. 2). При одном однофазном КТ-исследовании пациента средняя ЭД составила для головы 1,8–2,0 мЗв, для ОГК — 2,4–5,3 мЗв, для ОБП+ОМТ — 7,5–8,2 мЗв, при одном многофазном КТ-исследовании — 2,4–4,6; 7,9–8,4 и 27,4–33,0 мЗв соответственно.

Можно видеть (см. табл. 1), что средняя масса тела в сравниваемых группах больницы 1 и больницы 2 отличалась незначительно, за исключением групп однофазных КТ ОБП+ОМТ (75,5±2,0 и 83,1±3,5 кг соответственно) и многофазных КТ ОГК (75,5±5,0 и 91,6±3,2 кг соответственно).

На втором этапе исследования проведённый корреляционный анализ позволил установить зависимость ЭД от массы тела пациента: коэффициенты корреляции составили 0,66–0,70 при однофазных и 0,59–0,68 при многофазных КТ ОГК; для ОБП+ОМТ коэффициенты

корреляции при однофазных/многофазных КТ составили 0,37/0,59; для головы при однофазных/многофазных КТ коэффициенты корреляции были чрезвычайно низкими — 0,05–0,09/0,11–0,18 соответственно.

На третьем этапе были рассчитаны медиана ЭД (Me [25th, 75th]) и DRLs (ЭД<sub>75th</sub>); табл. 3. Для каждой области сканирования с использованием функции регрессии дозы от массы тела были рассчитаны стандартные ЭД для пациентов массой 70 кг и 80 кг при однофазных и многофазных КТ-исследованиях (рис. 1, 2).

**Таблица 2.** Дозы облучения при однофазном и многофазном КТ-исследовании головы, органов грудной клетки, органов брюшной полости и органов малого таза в больнице 1 и больнице 2

Показатели	Обследуемая область	Однофазное КТ		Многофазное КТ	
		Больница 1	Больница 2	Больница 1	Больница 2
ЭД при одном КТ-исследовании пациента, М±m, мЗв	Голова	1,8±0,1	2,0±0,03	2,4±0,3	4,6±0,3*
	ОГК	5,3±0,5	2,4±0,2*	7,9±1,7	8,4±0,7
	ОБП+ОМТ	7,5±1,1	8,2±0,7	33,0±1,8	27,4±2,4
DLP, М±m, мГр×см	Голова	771,9±38,8	899,2±10,8	1033,3±109,8	1988,7±131,1*
	ОГК	309,1±30,6	141,9±10,6*	466,9±97,6	494,3±48,4
	ОБП+ОМТ	449,0±67,3	491,1±51,9	1964,1±108,2	1623,7±144,4
CTDIvol, М±m, мГр	Голова	40,1±1,4	51,5±1,0*	-	-
	ОГК	8,3±0,9	3,8±0,3*	-	-
	ОБП+ОМТ	9,4±1,5	13,7±1,1*	-	-
Количество фаз при 1 КТ-исследовании пациента, М±m	Голова	1	1	2,1±0,1	2,5±0,2
	ОГК	1	1	1,4±0,2	2,0±0
	ОБП+ОМТ	1	1	3,8±0,1	3,8±0,1

*Примечание.* \* Различия средних для данной области КТ-сканирования между больницей 1 и больницей 2 ( $p < 0,05$ ). ЭД — эффективная доза; КТ — компьютерная томография; ОГК — органы грудной клетки; ОБП — органы брюшной полости; ОМТ — органы малого таза.

**Таблица 3.** Эффективные дозы (мЗв) при однофазном и многофазном КТ-исследовании головы, органов грудной клетки, органов брюшной полости и органов малого таза

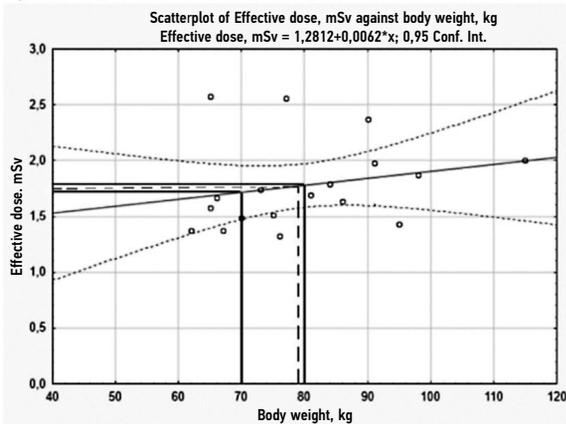
Обследуемая область	Средняя ЭД		Медиана ЭД (Me [25th, 75th])		DRLs (ЭД <sub>75th</sub> )		Стандартная ЭД <sub>70 кг</sub> *		Стандартная ЭД <sub>80 кг</sub> **		
	Больница 1	Больница 2	Больница 1	Больница 2	Больница 1	Больница 2	Больница 1	Больница 2	Больница 1	Больница 2	
<i>Однофазный протокол (SP-CT)</i>											
Голова	1,8±0,1	2,1±0,03	1,7 [1,5; 1,9]	2,1 [2,0; 2,2]	1,9	2,2	1,72	2,06	1,78	2,07	
ОГК	5,3±0,4	2,4±0,2	4,9 [2,9; 7,6]	1,9 [1,8; 2,4]	7,6	2,4	4,53	2,09	5,71	2,60	
ОБП+ОМТ	7,5±1,1	<b>8,2±0,7</b>	<b>6,5 [5,8; 8,4]</b>	<b>10,3 [4,4; 10,8]</b>	<b>8,4</b>	<b>10,8</b>	<b>7,19</b>	<b>5,89</b>	7,83	7,63	
<i>Многофазный протокол (MP-CT)</i>											
Голова	2,4±0,3	4,6±0,3	2,2 [2,0; 2,3]	4,6 [4,0; 5,4]	2,3	5,4	1,94	3,61	2,33	3,77	
ОГК	<b>7,9±1,7</b>	<b>8,4±0,7</b>	<b>6,2 [4,4; 10,0]</b>	<b>8,9 [5,5; 11,0]</b>	<b>10,0</b>	<b>11,0</b>	<b>6,55</b>	<b>5,28</b>	9,09	6,74	
ОБП+ОМТ	33,0±1,8	27,4±2,4	31,4 [27,1; 35,7]	26,6 [17,9; 40,1]	<b>35,7</b>	<b>40,1</b>	<b>29,99</b>	<b>21,63</b>	33,11	26,91	

*Примечание.* \* Стандартная ЭД<sub>70 кг</sub> (ЭД для стандартного пациента со стандартной массой тела 70 кг) вычисляется по уравнению регрессии:  $ED_{70\text{ кг}} (\text{мЗв}) = a + b \times M (\text{кг})$  для  $M = 70$  кг; коэффициенты «a» и «b» — из уравнений рис. 3, a–f (однофазная КТ) и рис. 4, a–f (многофазная КТ).

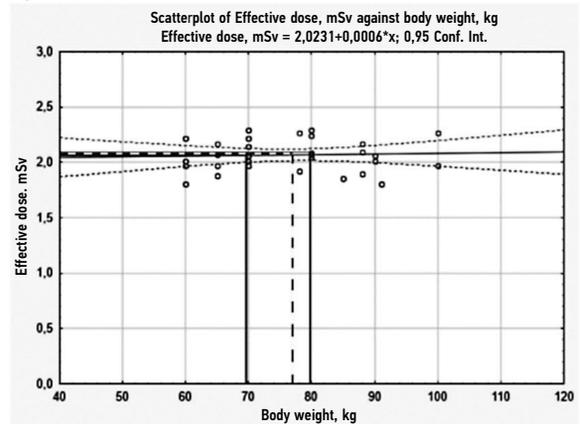
\*\* Стандартная ЭД<sub>80 кг</sub> (ЭД для стандартного пациента со стандартной массой тела 80 кг) вычисляется по уравнению регрессии:  $ED_{80\text{ кг}} (\text{мЗв}) = a + b \times M (\text{кг})$  для  $M = 80$  кг; коэффициенты «a» и «b» — из уравнений рис. 3, a–f (однофазная КТ) и рис. 4, a–f (многофазная КТ).

Полужирным шрифтом выделены отличия в значениях средней ЭД, медианы и DRLs между больницами 1 и 2, которые разнонаправлены с отличиями стандартных ЭД<sub>70 кг</sub> между этими больницами. ЭД — эффективная доза; КТ — компьютерная томография; ОГК — органы грудной клетки; ОБП — органы брюшной полости; ОМТ — органы малого таза.

## Больница 1 (GE Discovery CT750)

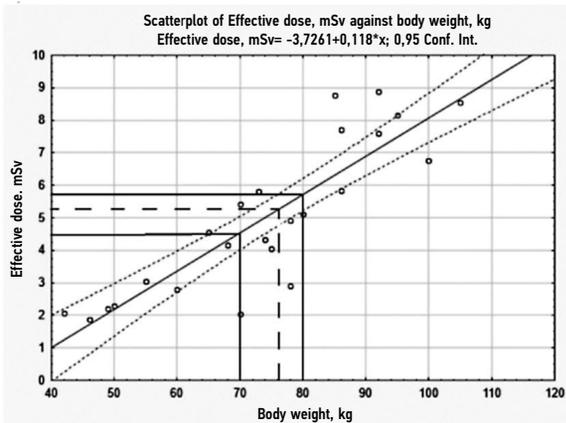
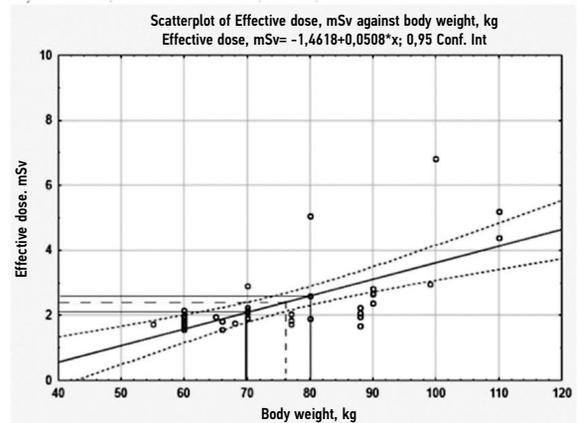
a)  $n=18$ ,  $M \pm m = 79,8 \pm 3,2$  кг

## Больница 2 (Toshiba Aquilion Prime)

b)  $n=32$ ,  $M \pm m = 77,0 \pm 2,0$  кг

Голова

ОГК

c)  $n=25$ ,  $M \pm m = 76,1 \pm 4,0$  кгd)  $n=38$ ,  $M \pm m = 76,3 \pm 2,3$  кг

ОБП+ОМТ

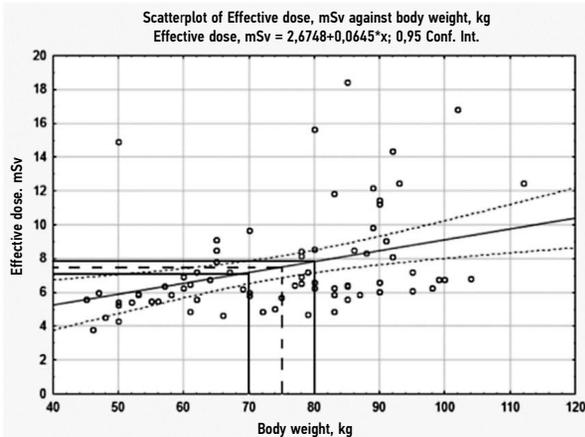
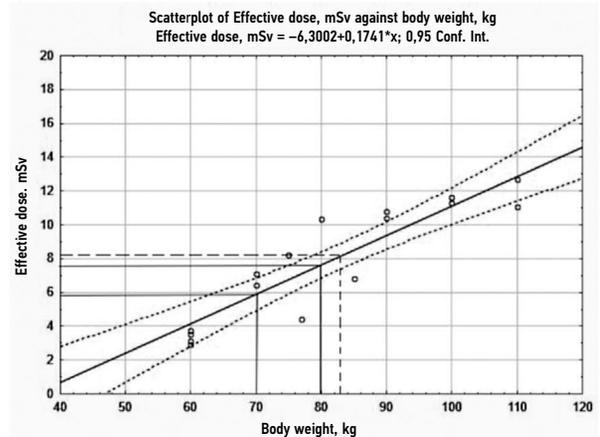
e)  $n=75$ ,  $M \pm m = 75,5 \pm 5,5$  кгf)  $n=21$ ,  $M \pm m = 83,10 \pm 3,5$  кг

Рис. 1. Результаты регрессионного анализа зависимости эффективной дозы от массы тела пациентов при однофазной компьютерной томографии головы, органов грудной клетки, органов брюшной полости + органов малого таза. По оси Y — эффективная доза, мЗв; по оси X — масса тела пациентов, кг.

Условные обозначения: сплошная линия — линия графика регрессии; линиями из точек указаны доверительные интервалы линии графика регрессии,  $p=0,95$ ; сплошные линии, перпендикулярные к осям — стандартная ЭД<sub>70 кг</sub> и стандартная ЭД<sub>80 кг</sub> (мЗв), рассчитанные для пациента массой 70/80 кг; пунктирные линии — средняя ЭД (мЗв), соответствующая средней массе тела пациентов в группе.

ЭД — эффективная доза; КТ — компьютерная томография; ОГК — органы грудной клетки; ОБП — органы брюшной полости; ОМТ — органы малого таза.

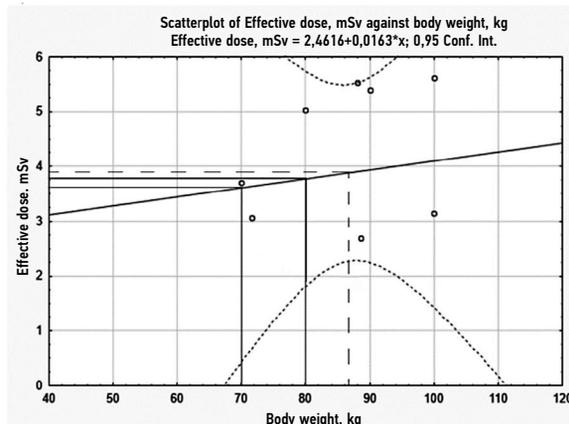
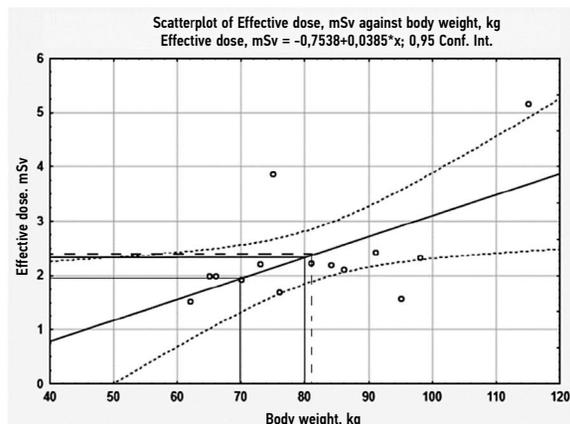
**Больница 1 (GE Discovery CT750)**

**Больница 2 (Toshiba Aquilion Prime)**

**Голова**

a)  $n=14$ ,  $M \pm m = 81,2 \pm 3,8$  кг

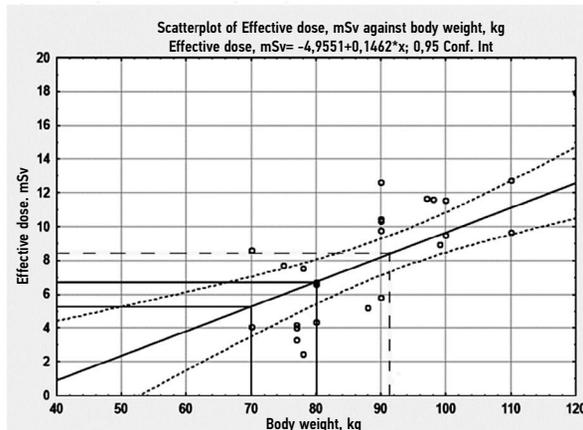
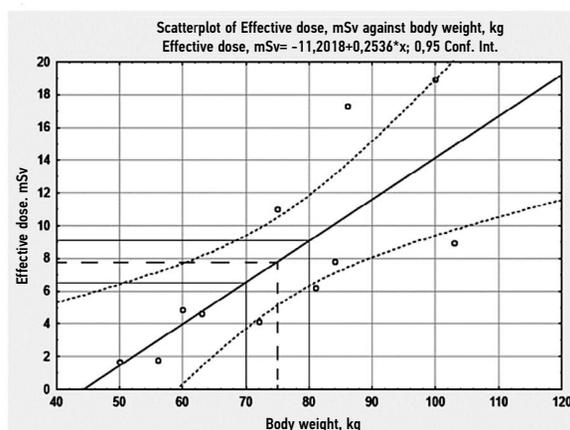
b)  $n=8$ ,  $M \pm m = 86,6 \pm 3,5$  кг



**ОГК**

c)  $n=11$ ,  $M \pm m = 75,5 \pm 5,0$  кг

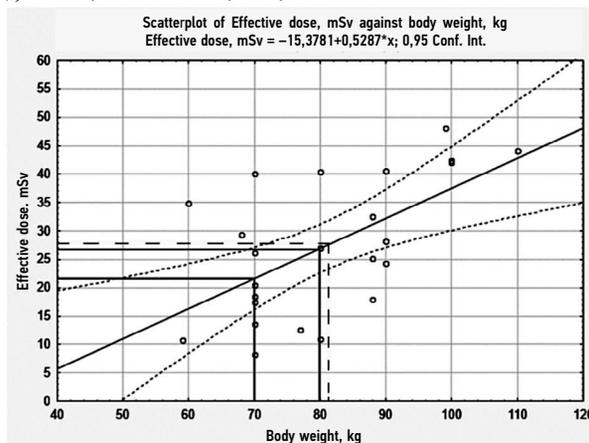
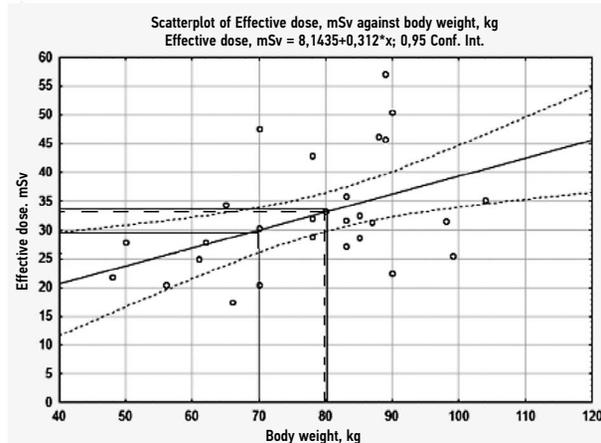
d)  $n=27$ ,  $M \pm m = 91,6 \pm 3,6$  кг



**ОБП+ОМТ**

e)  $n=30$ ,  $M \pm m = 79,7 \pm 2,9$  кг

f)  $n=24$ ,  $M \pm m = 80,7 \pm 2,7$  кг



**Рис. 2.** Результаты регрессионного анализа зависимости эффективной дозы от массы тела пациентов при многофазной компьютерной томографии головы, органов грудной клетки, органов брюшной полости + органов малого таза. По оси Y — эффективная доза, мЗв; по оси X — масса тела пациентов, кг.

*Условные обозначения:* сплошная линия — линия графика регрессии; линиями из точек указаны доверительные интервалы линии графика регрессии,  $p=0,95$ ; сплошные линии, перпендикулярные к осям — стандартная ЭД<sub>70 кг</sub> и стандартная ЭД<sub>80 кг</sub> (мЗв), рассчитанные для пациента массой 70/80 кг; пунктирные линии — средняя ЭД (мЗв), соответствующая средней массе тела пациентов в группе.

ЭД — эффективная доза; КТ — компьютерная томография; ОГК — органы грудной клетки; ОБП — органы брюшной полости; ОМТ — органы малого таза.

Мы сравнили среднюю ЭД, медиану ЭД и DRLs (ЭД<sub>75th</sub>) со стандартной ЭД для этих групп (см. табл. 3). Как видно, нет существенных различий в средней ЭД, медиане ЭД и DRLs (ЭД<sub>75th</sub>) со стандартной ЭД для головы. Эти значения не зависели от массы тела пациентов и составляли 1,7–1,9 мЗв для больницы 1 и 2,1–2,2 мЗв для больницы 2.

Для других областей тела масса тела пациентов важна с точки зрения оценки ЭД. Когда средние массы тела пациентов близки (например, для однофазных КТ ОГК в больнице 1 — 76,1±4,0 кг, в больнице 2 — 76,3±2,3 кг), то различия в значениях средней ЭД, медиане ЭД, DRLs (ЭД<sub>75th</sub>) и стандартной ЭД однонаправлены: все показатели ЭД в больнице 1 превышали показатели ЭД в больнице 2 в 2,2–3,2 раза.

В группе однофазных КТ ОБП+ОМТ в больнице 2 средняя масса пациента (83,1 кг) превышала среднюю массу пациента в больнице 1 (75,5 кг), поэтому средняя ЭД для больницы 2 (8,2±0,7 мЗв) несколько выше, чем средняя ЭД для больницы 1 (7,5±1,1 мЗв), как и DRLs (ЭД<sub>75th</sub>) для больницы 2 (10,8 мЗв) больше, чем для больницы 1 (8,4 мЗв). В то же время рассчитанная стандартная ЭД<sub>70 кг</sub> в больнице 2 (5,89 мЗв) меньше, чем рассчитанная стандартная ЭД<sub>70 кг</sub> в больнице 1 (7,19 мЗв).

В группе многофазных КТ ОГК в больнице 2 средняя масса пациента (91,6 кг) превышает среднюю массу пациента в больнице 1 (75,5 кг), поэтому средняя ЭД для больницы 2 (8,4±0,7 мЗв) немного выше, чем средняя ЭД для больницы 1 (7,9±1,7 мЗв). DRLs (ЭД<sub>75th</sub>) для больницы 2 (11,0 мЗв) немного больше, чем для больницы 1 (10,0 мЗв). В то же время рассчитанная стандартная ЭД<sub>70 кг</sub> в больнице 2 (5,28 мЗв) меньше, чем рассчитанная стандартная ЭД<sub>70 кг</sub> в больнице 1 (6,55 мЗв).

Видно, что на показатель DRLs (ЭД<sub>75th</sub>) влияет не только масса тела, но и аномальные значения дозы облучения у отдельных пациентов. Так, в группе многофазных КТ ОБП+ОМТ средние массы тела пациентов в больнице 1 и больнице 2 были близки (79,7±2,9 и 80,7±2,7 кг соответственно), но у 5 пациентов в больнице 1 значения ЭД аномально превышали 45 мЗв (см. рис. 2, е), поэтому 75-е квантили ЭД, или DRLs (ЭД<sub>75th</sub>), в больнице 2 были больше (40,1 мЗв), чем в больнице 1 (35,7 мЗв). В то же время стандартные ЭД<sub>70 кг</sub> для больниц 1 и 2 составляли 29,99 и 21,63 мЗв соответственно.

### Дополнительные результаты исследования

Полученные данные позволили установить, что средняя масса пациентов в сравниваемых группах приближалась к 80 кг (см. табл. 1), что связано с максимальным количеством пациентов практически во всех группах с массой около 80 кг. Поэтому средние ЭД и DRLs (ЭД<sub>75th</sub>) в данных выборках пациентов всегда превышали значения стандартной ЭД<sub>70 кг</sub> и были ближе к стандартной ЭД<sub>80 кг</sub> (см. табл. 3). В связи с этим мы считаем, что в нашей

популяции разумно в качестве критерия оценки ЭД принимать значения стандартной ЭД<sub>80 кг</sub>, а не стандартной ЭД<sub>70 кг</sub>, так как стандартная ЭД<sub>80 кг</sub> из-за изменений в антропологических данных на протяжении последних лет лучше отражает распределение массы тела в нашей популяции. В то же время при близости в группах сравнения средней массы тела к стандартной массе тела 80 кг можно использовать значения средней ЭД в обследованных группах пациентов для сравнения ЭД на разных компьютерных томографах.

## ОБСУЖДЕНИЕ

### Резюме основного результата исследования

Конечной целью нашего исследования было обоснование важности расчёта стандартной ЭД при КТ-исследованиях, что позволит более корректно сравнивать уровни облучения пациентов в разных лечебно-диагностических учреждениях, поскольку сравниваемые выборки пациентов могут значительно отличаться по массе тела. Выполненный корреляционный анализ свидетельствует, что когорте пациентов с более высокой средней массой тела соответствует более высокая средняя доза облучения. Значения DRLs отражают 75-й квантиль значений дозы облучения и пропорциональны средней массе тела пациентов в группах, что не позволяет по DRLs корректно сравнить дозы облучения пациентов, обследованных в этих учреждениях, если группы пациентов резко отличаются по средней массе тела.

Проведённый в нашем исследовании корреляционный анализ показал общую закономерность увеличения дозы облучения пропорционально массе тела пациента при однофазных и многофазных КТ при обследовании ОГК (см. рис. 1, с, d; рис. 2, с, d), ОБП+ОМТ (см. рис. 1, е, f; рис. 2, е, f); корреляция дозы при КТ от массы тела пациента была максимальной для ОГК (0,59–0,70), ОБП+ОМТ (0,37–0,59) и минимальной для КТ головы (0,05–0,18) (см. рис. 1, а, b; рис. 2, а, b). Величина полученных коэффициентов корреляции согласуется с относительной массой сегментов тела человека [11–14]: масса верхней части туловища от общей массы тела составляет 15,9%, средней части туловища — 16,3%, нижней части туловища — 11,2%, а масса головы — лишь 6,9%.

Зависимость ЭД от массы тела пациента обусловлена конструктивными особенностями датчиков и автоматическим регулированием тока в трубке КТ-сканера. Это означает, что сравнение средней ЭД и медианы ЭД в различных медицинских учреждениях не может быть корректным, если средняя масса тела в сравниваемых группах пациентов резко отличается. Следовательно, для такого сравнения доз при КТ-исследованиях правильнее, как показано в нашем исследовании, рассчитывать и сопоставлять в сравниваемых группах стандартную ЭД<sub>70 кг</sub> или стандартную ЭД<sub>80 кг</sub>.

## Обсуждение основного результата исследования

Проблеме оценки дозы облучения пациентов при КТ посвящено большое количество исследований. В качестве критерия, который помогает оптимизировать защиту при медицинском воздействии на пациентов при проведении диагностических и интервенционных процедур, установлен показатель «диагностический референтный уровень» (DRLs) [7]. Понятие DRLs было введено ICRP с 1996 г. и постоянно развивается [2, 6, 7]. В настоящее время ICRP рекомендует оценивать медианное значение дозы излучения при одной процедуре для каждого из объектов, включённых в исследование [7]: национальные DRLs должны быть установлены как 75-й процентиль медианных значений DLP или ЭД, полученных в выборке репрезентативных центров. Однако при этом не учитываются возможные различия в дозах, обусловленные разной массой тела пациентов в сравниваемых группах.

Известно, что значения DRLs для одной и той же области КТ подвержены большой вариабельности, что затрудняет их корректное сопоставление. Так, в обзорном исследовании [15] была отмечена 2–3-кратная разница в значениях DRLs между исследованиями для одной и той же процедуры. При этом к возможным причинам различий относят дизайн исследования, технологию сканирования, использование различных параметров облучения и различных индексов дозы. Мнения о причинах этих различий расходятся. В исследовании [16] оценивали факторы пациента, оборудования и учреждения, влияющие на дозу КТ-излучения. Обнаружено, что размер пациента (размер тела с точки зрения размера футболки), протоколы, специфичные для учреждения, и многофазное сканирование были наиболее важными предикторами дозы (R2 8–32%), за ними следуют производитель оборудования и итеративная реконструкция (R2 0,2–15%). В другом исследовании [17] показано, что дозы КТ-излучения сильно различаются в разных странах, но утверждается, что это связано, в первую очередь, с местным выбором технических параметров КТ-сканирования, а не с характеристиками пациента, учреждения или оборудования.

Вопрос о стандартной ЭД становится всё более актуальным в связи с постоянным уточнением критериев оценки дозы облучения пациентов в разных медицинских организациях. Так, в международных документах [4, 7] указано, что DRLs должны быть стандартизованы, т.е. приведены, насколько это возможно, для «пациента стандартного размера» для каждого рассматриваемого типа КТ-исследования с учётом того, что «стандартная доза — это средняя доза у взрослых пациентов обоёго пола с массой тела  $70 \pm 3$  кг при проведении выбранной рентгенодиагностической процедуры в типичном режиме работы данного рентгеновского аппарата с типичным протоколом её выполнения» [4, 8, 10]. Указано, что выбранная средняя масса должна быть близка к средней

массе в рассматриваемой популяции, и для некоторых стран может быть приемлемым средняя масса пациента  $70 \pm 10$  кг [7]. Но на практике в лечебных учреждениях DRLs рассчитываются по средним или медианным значениям дозы облучения в общей выборке пациентов без учёта размеров и массы тела.

Лишь небольшое число авторов учитывало «размер пациента» для этих анализов: например, A.J. van der Molen и соавт. [18] привели дозы для «пациента стандартного размера» (рост 1,74 м, масса 77 кг, индекс массы тела  $25,4 \text{ кг/м}^2 \pm 15\%$ ) или пациента с массой тела  $70 \pm 15$  кг [19]. Можно предположить, что разброс данных был бы меньше, и сравнение DRLs было бы более корректным, если сопоставлялись не средние или медианные дозы, а стандартные дозы облучения для «стандартного пациента» массой 70 или 80 кг. Эта методика расчёта должна быть одинаковой для всех медицинских учреждений.

Проведённый анализ (табл. 4) показал, что в разных странах ЭД (мЗв) при однофазных КТ исследуемых областей могли отличаться в несколько раз, и у разных авторов составляли для головы 1,5–2,3 мЗв, ОГК 4,0–7,9 мЗв, ОБП 2,4–10,0 мЗв, ОБП+ОМТ 4,1–11,7. При многофазных КТ исследуемых областей ЭД у разных авторов во многом зависела от количества этапов исследования и отличалась в большей степени: ОГК 5,1–9,5 мЗв, ОБП 3,6–23,1 мЗв, ОБП+ОМТ 6,3–24,5. Расчёты стандартных ЭД для пациента со стандартным весом (70 кг) в настоящем исследовании в больнице 1 и больнице 2 при однофазных и многофазных КТ исследуемых областей сопоставимы со средним или медианным ЭД других авторов для головы и ОГК и несколько превышают дозы для многофазных КТ ОБП+ОМТ (см. табл. 4).

Наши данные подтверждаются результатами других исследований. Так, стратификация данных по двум подгруппам пациентов (без избыточного веса, с избыточным весом) позволила лучше оптимизировать дозы КТ и возможность устанавливать DRLs на основе класса индекса массы тела [37].

Другие авторы [38] для КТ ОГК взрослых провели сравнение индекса дозы объёмной КТ (CTDIvol), произведения дозы на длину (DLP) и оценок дозы в зависимости от размера (size specific dose estimate, SSDE) с китайскими DRLs 2017 года. Пациенты были разделены на 4 группы в зависимости от диаметра грудной клетки, эквивалентного воде (Dw). Установлено, что параметры CTDIvol, DLP и SSDE увеличивались пропорционально показателю Dw.

Было изучено влияние размера пациента на дозу облучения при КТ [39]. Основываясь на эффективном диаметре, оценённом по результатам КТ тела взрослого человека, каждая КТ была классифицирована по размеру футболки, как XXS, XS, S, M, L, XL и XXL. Было выполнено сравнение показателя дозы облучения для каждого размера и каждого типа обследования, и установлены значения CTDIvol для размеров XXS (~60%), XS (~65%), S (~75%), M (100%), L (~130%), XL (~165%), XXL (~210%).

**Таблица 4.** Эффективные дозы облучения пациентов при КТ-исследовании головы, органов грудной клетки, органов брюшной полости и органов малого таза

Показатели ЭД	ЭД (мЗв) для КТ обследованных областей <sup>a, b</sup>				Страна
	Голова	ОГК	ОБП	ОБП+ОМТ	
Медиана	1,5/-	4,0/5,1	2,4/3,6	4,4/6,3–13,3	Австралия [20]
Среднее	2,0 (n=50) [21]; 1,99 [22]	4,99 (n=43) [23]; 9,84 [22]	10,44 (n=43) [23]	11,7 [22]	Канада [21–23]
Среднее	-	7,9–9,5 (n=81) [24]	-	6,15 (n=85) [25]	Китай [24, 25]
Среднее	2,1–4,2	2,9–5,2	3,3–7,3	4,1–9,2	Германия [26]
Среднее	1,2	5,9	8,2	-	Греция [27]
Среднее	-	6,04 (n=50)	6,89 (n=51)	-	Индия [23]
Медиана	2,3 (n=26 965)	4,6 (n=6542)	-	9,7 (n=1692)	Италия [28]
Среднее	-	-	7,7/23,1 (n=44) [29]	8,0 (n=447) [30]	Корея [29, 30]
Медиана, только стандартные пациенты (1,74 м, 77 кг, ИМТ 25,4 кг/м <sup>2</sup> ±15%)	1,5	4,6	8/13,2–19,4	-	Нидерланды [18]
Среднее	1,21 (n=52)	7,60 (n=38)	8,25 (n=54)	-	Польша [23]
Медиана, пациенты с массой тела 70±15 кг	-	5,4 (ОГК, n=39)	-/8,1 (аппендицит, n=100)	-/24,5 (КТ ОБП для выявления метастазов в печень и брюшную полость при колоректальном раке, n=40)	Катар [19]
Стандартная ЭД <sub>70 кг</sub>	1,7/1,9 (n=18/n=14)	4,5/6,6 (n=25/n=11)	-	7,2/30,0 (n=75/n=30)	Россия, данное исследование, больница 1 <sup>c</sup>
Стандартная ЭД <sub>70 кг</sub>	2,1/3,6 (n=32/n=8)	2,1/5,3 (n=38/n=27)	-	5,9/21,6 (n=21/n=24)	Россия, данное исследование, больница 2 <sup>d</sup>
Среднее	0,89 (n=36)	4,20 (n=32)	6,03 (n=66)	-	Таиланд [23]
Среднее (n=340)	1,36/1,79	4,34	-	11,6/13,26	ОАЭ [31]
Среднее	1,66 (n=10) [23]	3,45 (n=30) [23]	2,4–6,04/ 8,4–15,33 [32]	6,69 (n=25) [23]	Великобритания [23, 32]
Среднее	2	7	7,3–8,0/15	10	США [33, 34]
Среднее	2,7	5,8	22,3	-	Эфиопия [35]
Медиана	2,1	4,4	6,8	-	Турция [36]

Примечание. n — число наблюдений. ЭД — эффективная доза; КТ — компьютерная томография; ОГК — органы грудной клетки; ОБП — органы брюшной полости; ОМТ — органы малого таза, ИМТ — индекс массы тела.

<sup>a</sup>  $K_{эд, ДЛР}$  (мЗв×мГр<sup>-1</sup>×см<sup>-1</sup>) [4]: голова 0,0023, ОГК 0,017, ОБП 0,015, ОМТ 0,019; <sup>b</sup> однофазное/многофазное КТ; <sup>c</sup> больница 1, КТ-сканер GE Discovery CT750 HD, 64-срезовый; <sup>d</sup> больница 2, КТ-сканер Toshiba Aquilion Prime, 80-срезовый.

Таким образом, молодые пациенты (XXS) получали 60% дозы по сравнению с пациентами размера М, а пациентам размера XXL требовалось удвоение дозы (~210%). Авторы утверждают, что новый подход, выражающий размеры тела с точки зрения размера футболки, достаточно прост и предоставляет инструмент для демонстрации различий в дозах между пациентами разного телосложения. Однако, по нашему мнению, этот подход применим только для КТ ОГК; кроме того, масса тела более точно отражает

индивидуальные особенности организма пациента, чем размер футболки.

### Ограничения исследования

Одним из ограничений исследования является то, что для учёта размера пациента при контроле дозы облучения в процессе КТ может применяться также концепция SSDE (оценка дозы, зависящей от размера). Но SSDE учитывает только поправки, основанные

на геометрических размерах пациента — линейных размерах, измеренных или определённых у пациента или на его изображениях [7]. Концепция SSDE направлена на корректировку стандартных параметров протокола КТ в зависимости от размера области КТ (эффективный диаметр области сканирования), чтобы минимизировать поглощённую дозу излучения (мГр) [40], но не учитывает массу тела пациента и не предназначена для оценки ЭД (мЗв) и рисков долгосрочных радиационных последствий.

Учитывая это, в настоящее время SSDE не считается подходящим критерием для использования в качестве DRLs [7]. В подтверждение этому в систематическом обзоре [15] по данным анализа 54 научных статей указано, что концепция SSDE широко не используется. Так, среди всех используемых комбинаций критериев дозы облучения пациентов показатели CTDIvol и/или DLP применяли в 87% исследований, а показатели DLP+SSDE — только в 1% исследований [15]. Наиболее часто SSDE использовали для моделирования дозы при КТ ОГК и документирования результатов стратегий снижения дозы для конкретного (особенно педиатрического) пациента [41–43].

Другим ограничением работы являются различные подходы к расчётам стандартной ЭД. В нашем исследовании для расчёта стандартной ЭД мы использовали метод линейной аппроксимации (формула 2) зависимости дозы от массы тела пациентов (уравнения линейной регрессии). Проведённый регрессионный анализ позволил установить коэффициенты уравнений регрессии для зависимостей дозы облучения от массы тела для каждой области КТ для больницы 1 и больницы 2. Затем эти коэффициенты были использованы для расчёта значений стандартной ЭД<sub>70 кг</sub> для «стандартного пациента» массой 70 кг и стандартной ЭД<sub>80 кг</sub> для «стандартного пациента» массой 80 кг (см. табл. 3).

Нелинейная модель (степенная функция) также может быть использована при описании зависимости дозы облучения при КТ от размера или массы тела пациента для конкретных областей тела. Например, в отчёте [23] при КТ брюшной полости линейную функцию использовали для расчёта зависимости нормализованного шума от индекса массы тела, а степенную функцию — для расчёта зависимости нормализованного шума от переднезаднего диаметра пациента.

Однако, по нашему мнению, линейная аппроксимация — более приемлемый вариант для практических рентгенологов. Если в каждой больнице врачи будут использовать свою собственную модель нелинейной аппроксимации зависимости ЭД от массы тела, это приведёт к разным математическим зависимостям и внесёт дополнительную несистематическую ошибку в такое сравнение стандартных ЭД. В связи с этим нам представляется, что использование линейной регрессии приемлемо для рутинной практической работы

рентгенологов в качестве единообразного метода такой аппроксимации.

Наше мнение совпадает с мнением, изложенным в [23]: «...наилучшая корреляция между нормализованным шумом и размером пациента была получена с использованием эффективных диаметров пациента и степенной функции. Однако определение переднезаднего и боковых диаметров (которые должны быть известны для расчёта эффективного диаметра) на практике может быть более сложным с точки зрения логистики работы рентген-отделения, чем взвешивание пациента. Именно поэтому принято решение [23] использовать взвешивание пациента из-за простоты измерения веса по сравнению с измерением указанных выше его диаметров, а также использовать доступную приемлемую линейную корреляцию, а не более сложную для вычисления степенную функцию.

Таким образом, в настоящее время национальные DRLs установлены как 75-й процентиль медианных значений дозы облучения пациентов, полученных в выборке репрезентативных центров [7]. Если в лечебном учреждении DRLs превышает региональный уровень, это является поводом к анализу технологии выполнения КТ (напряжение на трубке, протяжённость области сканирования и другие параметры протокола КТ) для поиска путей его снижения. Однако это превышение может быть обусловлено не только техническими параметрами КТ-исследования, но и большей средней массой пациентов в одном из лечебных учреждений. По нашему мнению, для корректного сравнения дозовой нагрузки в группах пациентов, которые значительно отличаются по средней массе тела, рекомендуется использовать рассчитанные в группах сравнения стандартные ЭД<sub>70 кг</sub> или стандартные ЭД<sub>80 кг</sub>. Даже при значительных различиях в средней массе тела пациентов, если при КТ стандартная ЭД в больнице 1 выше, чем в больнице 2, можно с уверенностью полагать, что это превышение не связано с массой пациентов, а связано со спецификой КТ-сканеров и протоколов сканирования, а для снижения дозы требуется их модификация.

Таким образом, методы расчёта DRLs постоянно совершенствуются [44–48], и полученные результаты важны для установления правильного DRLs лучевого воздействия на пациентов. Стандартная ЭД может быть использована в будущем для расчёта DRLs для КТ-сканеров по регионам страны, однако для этого требуется регистрировать массу тела пациента в каждом протоколе КТ.

В условиях резкого увеличения числа КТ-исследований в последнее время непревышение DRLs, установленной по стандартной ЭД, для пациентов при КТ-исследованиях уменьшит отдалённые последствия в виде онкологической патологии среди населения [49–51]. Мероприятия по контролю дозы облучения являются важной задачей для общественного здравоохранения [44, 45, 52, 53]

и отвечают целям сотрудничества с международными проектами EUROSAFE.

На практике может быть использована описанная методика оценки стандартной ЭД для каждой области тела и сравнения ЭД КТ-излучения на примере двух больниц и двух КТ-сканеров с учётом массы стандартного пациента. Расчёт и анализ стандартной ЭД для каждой области тела, а не только средней ЭД, медианной ЭД и 75-го квантиля ЭД, помогает более корректно сравнивать радиационное облучение в разных медицинских учреждениях и точнее анализировать причины превышения региональных или национальных DRLs.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Эффективные дозы облучения при КТ пропорциональны массе тела пациента.

Сравнение средних и медианных доз облучения в группах пациентов, резко отличающихся по средней массе тела, является некорректным.

Обоснован метод сопоставления доз облучения пациентов на основе расчёта стандартной эффективной дозы для двух областей КТ (органы грудной клетки, органы брюшной полости и малого таза).

## ДОПОЛНИТЕЛЬНО

**Источник финансирования.** Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. О состоянии санитарно-эпидемиологического благополучия населения в Российской Федерации в 2021 году. Государственный доклад. Режим доступа: [https://www.rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT\\_ID=21796](https://www.rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT_ID=21796). Дата обращения: 25.10.2022.
2. IAEA [Интернет]. Radiation protection and safety of radiation sources: International Basic Safety Standards, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3. IAEA, Vienna, 2014. Режим доступа: <https://www.iaea.org/publications/8930/radiation-protection-and-safety-of-radiation-sources-international-basic-safety-standards>. Дата обращения: 25.10.2022.
3. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection // Ann ICRP. 1991. Vol. 21, N 1-3. P. 1–201.
4. EUR16262 [Интернет]. European guidelines on quality criteria in Computed Tomography. Brussels, Belgium: European Commission, Report EUR 16262. 1999. Режим доступа: <https://op.europa.eu/da/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>. Дата обращения: 25.10.2022.
5. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103 // Ann ICRP. 2007. Vol. 37, N 2-4. P. 1–332. doi: 10.1016/j.icrp.2007.10.003
6. Radiation protection in medicine. ICRP Publication 105 // Ann ICRP. 2007. Vol. 37, N 6. P. 1–63. doi: 10.1016/j.icrp.2008.08.001

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Вклад авторов.** Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией). Наибольший вклад распределён следующим образом: Е.И. Маткевич — концепция исследования, сбор и обработка материалов, анализ полученных данных, оформление таблиц, написание текста; В.Е. Синицын — супервизия, анализ материалов и их редакция; И.В. Иванов — дизайн исследования, подготовка иллюстраций.

## ADDITIONAL INFORMATION

**Funding source.** This study was not supported by any external sources of funding.

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

**Authors' contribution.** All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work. E.I. Matkevich — concept of the study, collection and processing of materials, analysis of the obtained data, design of tables, writing of the text; V.E. Sinitsyn — supervision, analysis of materials and their editing; I.V. Ivanov — study design, preparation of illustrations.

7. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135 // Ann ICRP. 2017. Vol. 46, N 1. P. 1–144. doi: 10.1177/0146645317717209
8. Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография: учебное пособие. В 2 т. / пер. с англ. Ш.Ш. Шотемора. 3-е изд. Москва: МЕДпресс-информ, 2011.
9. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента в рентгенологических исследованиях общего назначения. Изменения в МР 2.6.1.0066-12. 2.6.1. Ионизирующее излучение, радиационная безопасность. Режим доступа: [https://www.rospotrebnadzor.ru/upload/iblock/71e/mu-2.6.1.3584\\_19-izmeneniya-v-mu-2.6.1.2944\\_11.pdf](https://www.rospotrebnadzor.ru/upload/iblock/71e/mu-2.6.1.3584_19-izmeneniya-v-mu-2.6.1.2944_11.pdf). Дата обращения: 25.10.2022.
10. МР 2.6.1.0066-12. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента в рентгенологических исследованиях общего назначения. Режим доступа: [https://rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT\\_ID=4456](https://rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT_ID=4456). Дата обращения: 25.10.2022.
11. Hinrichs R.N. Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969) // J Biomech. 1990. Vol. 23, N 9. P. 949–951. doi: 10.1016/0021-9290(90)90361-6
12. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика. Москва: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. 550 с.

13. Ozlib.com [Интернет]. Общий центр масс, общий центр тяжести, геометрия масс, антропометрия // Биомеханика. Познавание телесно-двигательного упражнения. Режим доступа: [https://ozlib.com/801945/sport/obschiy\\_tsentr\\_mass\\_obschiy\\_tsentr\\_tyazhesti\\_geometriya\\_mass\\_antropometriya](https://ozlib.com/801945/sport/obschiy_tsentr_mass_obschiy_tsentr_tyazhesti_geometriya_mass_antropometriya). Дата обращения: 25.10.2022.
14. Helpiks.org [Интернет]. Распределение массы в теле человека. Режим доступа: <https://helpiks.org/6-6110.html>. Дата обращения: 25.10.2022.
15. Garba I., Zarb F., McEntee M.F., Fabri S.G. Computed tomography diagnostic reference levels for adult brain, chest and abdominal examinations: A systematic review // *Radiography (Lond)*. 2021. Vol. 27, N 2. P. 673–681. doi: 10.1016/j.radi.2020.08.011
16. Smith-Bindman R., Wang Y., Yellen-Nelson T.R., et al. Predictors of CT radiation dose and their effect on patient care: a comprehensive analysis using automated data // *Radiology*. 2017. Vol. 282, N 1. P. 182–193. doi: 10.1148/radiol.2016151391
17. Smith-Bindman R., Wang Y., Chu P., et al. International variation in radiation dose for computed tomography examinations: prospective cohort study // *BMJ*. 2019. N 364. P. k4931. doi: 10.1136/bmj.k4931
18. Van der Molen A.J., Schilham A., Stoop P., et al. A national survey on radiation dose in CT in The Netherlands // *Insights Imaging*. 2013. Vol. 4, N 3. P. 383–390. doi: 10.1007/s13244-013-0253-9
19. Al Naemi H., Tsapaki V., Omar A.J., et al. Towards establishment of diagnostic reference levels based on clinical indication in the state of Qatar // *Eur J Radiol Open*. 2020. N 7. P. 100282. doi: 10.1016/j.ejro.2020.100282
20. Heggie J.C. Patient doses in multi-slice CT and the importance of optimization // *Australas Phys Eng Sci Med*. 2005. Vol. 28, N 2. P. 86–96. doi: 10.1007/BF03178698
21. Rivers-Bowerman M.D., Shankar J.J. Iterative reconstruction for head CT: Effects on radiation dose and image quality // *Can J Neurol Sci*. 2014. Vol. 41, N 5. P. 620–625. doi: 10.1017/cjn.2014.11
22. MacGregor K., Li I., Dowdell T., Gray B.G. Identifying institutional diagnostic reference levels for CT with radiation dose index monitoring software // *Radiology*. 2015. Vol. 276, N 2. P. 507–517. doi: 10.1148/radiol.2015141520
23. IAEA-TECDOC-1621 [Интернет]. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/Demonstration Study. IAEA, Vienna, 2009. Available from: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te\\_1621\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1621_web.pdf). Дата обращения: 25.10.2022.
24. Qi L.P., Li Y., Tang L., et al. Evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction with the same group of patients // *Br J Radiol*. 2012. Vol. 85, N 1018. P. e906–e911. doi: 10.1259/bjr/66327067
25. Yasaka K., Katsura M., Akahane M., et al. Model-based iterative reconstruction for reduction of radiation dose in abdominopelvic CT: Comparison to adaptive statistical iterative reconstruction // *Springerplus*. 2013. Vol. 2, N 1. P. 209. doi: 10.1186/2193-1801-2-209
26. Hofer M. CT teaching manual: a systematic approach to CT reading. Thieme, 2005. 208 p.
27. Tsapaki V., Aldrich J.E., Sharma R., et al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project // *Radiology*. 2006. Vol. 240, N 3. P. 828–834. doi: 10.1148/radiol.2403050993
28. Calderoni F., Campanaro F., Colombo P.E., et al. Analysis of a multicentre cloud-based CT dosimetric database: Preliminary results // *Eur Radiol Exp*. 2019. Vol. 3. N 1. P. 27. doi: 10.1186/s41747-019-0105-6
29. Shin H.J., Chung Y.E., Lee Y.H., et al. Radiation dose reduction via sinogram affirmed iterative reconstruction and automatic tube voltage modulation (CARE kV) in abdominal CT // *Korean J Radiol*. 2013. Vol. 14, N 6. P. 886–893. doi: 10.3348/kjr.2013.14.6.886
30. Kim K., Kim Y.H., Kim S.Y., et al. Low-dose abdominal CT for evaluating suspected appendicitis // *N Engl J Med*. 2012. Vol. 366, N 17. P. 1596–1605. doi: 10.1056/NEJMoa1110734
31. Abuzaid MM, Elshami W, Tekin HO, et al. Computed tomography radiation doses for common computed tomography examinations: a nationwide dose survey in United Arab Emirates. *Insights Imaging* 11, 88 (2020). doi: 10.1186/s13244-020-00891-6
32. 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. Vol. 79, N 948. P. 968–980. doi: 10.1259/bjr/93277434
33. Mettler F., Huda W., Yoshizumi T., Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog // *Radiology*. 2008. Vol. 248, N 1. P. 254–263. doi: 10.1148/radiol.2481071451
34. Pickhardt P.J., Lubner M.G., Kim D.H., et al. Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): Initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging // *Am J Roentgenol*. 2012. Vol. 199, N 6. P. 1266–1274. doi: 10.2214/AJR.12.9382
35. Zewdu M., Kadir E., Tesfaye M., Berhane M. Establishing local diagnostic reference levels for routine computed tomography examinations in JIMMA university medical center south West Ethiopia // *Radiat Prot Dosimetry*. 2021. Vol. 193, N 3-4. P. 200–206. doi: 10.1093/rpd/ncab028
36. Atlı E., Uyanık S.A., Öğüşlü U., et al. Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations: An institutional dose report // *Diagn Interv Radiol*. 2021. Vol. 27, N 1. P. 147–151. doi: 10.5152/dir.2020.19560
37. Brat H., Zanca F., Montandon S., et al. Local clinical diagnostic reference levels for chest and abdomen CT examinations in adults as a function of body mass index and clinical indication: A prospective multicenter study // *Eur Radiol*. 2019. Vol. 29, N 12. P. 6794–6804. doi: 10.1007/s00330-019-06257-x
38. Hu X., Gou J., Lin W., et al. Size-specific dose estimates of adult, chest computed tomography examinations: Comparison of Chinese and updated 2017 American College of Radiology diagnostic reference levels based on the water-equivalent diameter // *PLoS One*. 2021. Vol. 16, N 9. P. e0257294. doi: 10.1371/journal.pone.0257294
39. Li X., Steigerwalt D., Rehani M. T-shirt size as a classification for body habitus in computed tomography (CT) and development of size-based dose reference levels for different indications // *Eur J Radiol*. 2022. Vol. 151, N 3. P. 110289. doi: 10.1016/j.ejrad.2022.110289
40. Westra S.J., Li X., Gulat K., et al. Entrance skin dosimetry and size-specific dose estimate from pediatric chest CTA // *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2014. Vol. 8, N 2. P. 97–107. doi: 10.1016/j.jcct.2013.08.002
41. Strauss K.J. CT: Size Specific Dose Estimate (SSDE): Why We Need Another CT Dose Index. *Clinical Imaging Physicist Cincinnati Children's Hospital University of Cincinnati College of Medicine* // Boone J., McCollough C., McNitt-Grey M., et al. Acknowledgements. Available from: <https://docplayer.net/20784880-Ct-size-specific-dose-estimate-ssde-why-we-need-another-ct-dose-index-acknowledgements.html>. Дата обращения: 25.10.2022.

42. Özsoykal İ., Yurt A., Akgüngör K. Size-specific dose estimates in chest, abdomen, and pelvis CT examinations of pediatric patients // *Diagn Interv Radiol*. 2018. Vol. 24, N 4. P. 243–248. doi: 10.5152/dir.2018.17450
43. Lyra M., Rouchota M., Michalitsi M., Boultađaki A. Effective dose and size-specific dose estimate (SSDE) of the torso: In low dose MDCT protocol in multiple myeloma // *Radiol Diagn Imaging*. 2019. doi: 10.15761/RDI.1000146
44. Matkevich E.I., Sinitsyn V.E., Ivanov I.V. [Health prediction indices obtained with low-dose computer tomography scans] // *Aviakosm Ekolog Med*. 2015. Vol. 49, N 6. P. 61–67. Russian.
45. Применение референтных диагностических уровней для взрослых пациентов в лучевой диагностике. Методические рекомендации. Москва, 2020. 38 с.
46. Damilakis J., Vassileva J. The growing potential of diagnostic reference levels as a dynamic tool for dose optimization // *Physica Medica*. 2021. Vol. 84. P. 285–287. doi: 10.1016/j.ejmp.2021.03.018
47. Moghadam N., Lecomte R., Mercure S., et al. Simplified size adjusted dose reference levels for adult CT examinations: A regional study // *Eur J Radiol*. 2021. Vol. 142. P. 109861. doi: 10.1016/j.ejrad.2021.109861
48. Almén A., Guđjónsdóttir J., Heimland N., et al. Establishing paediatric diagnostic reference levels using reference curves: A feasibility study including conventional and CT examinations // *Phys Med*. 2021. Vol. 87. P. 65–72. doi: 10.1016/j.ejmp.2021.05.035
49. Smith-Bindman R., Lipson J., Marcus R., et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer // *Arch Intern Med*. 2009. Vol. 169, N 22. P. 2078–2086. doi: 10.1001/archinternmed.2009.427
50. Smith-Bindman R. Environmental causes of breast cancer and radiation from medical imaging: Findings from the institute of medicine report // *Arch Intern Med*. 2012. Vol. 172, N 13. P. 1023–1027. doi: 10.1001/archinternmed.2012.2329
51. Linet M.S., Slovis T.L., Miller D.L., et al. Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging procedures // *CA Cancer J Clin*. 2012. Vol. 62, N 2. P. 75–100. doi: 10.3322/caac.21132
52. Голиков В.Ю., Водоватов А.В., Чипига Л.А., Шацкий И.Г. Оценка радиационного риска у пациентов при проведении медицинских исследований в Российской Федерации // *Радиационная гигиена*. 2021. Т. 14, № 3. С. 56–68. doi: 10.21514/1998-426X-2021-14-3-56-68
53. Дружинин Ю.В., Рыжов С.А., Водоватов А.В., и др. Влияние COVID-19 на динамику изменений дозовой нагрузки на пациентов при проведении компьютерной томографии в медицинских организациях Москвы // *Digital Diagnostics*. 2022. Т. 3, № 1. С. 5–15. doi: 10.17816/DD87628

## REFERENCES

1. On the state of sanitary and epidemiological welfare of the population in the Russian Federation in 2021. State report. Available from: [https://www.rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT\\_ID=21796](https://www.rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT_ID=21796). Accessed: 25.10.2022.
2. IAEA [Internet]. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3. IAEA, Vienna, 2014. Available from: <https://www.iaea.org/publications/8930/radiation-protection-and-safety-of-radiation-sources-international-basic-safety-standards>. Accessed: 25.10.2022.
3. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP*. 1991;21(1-3):1–201.
4. EUR16262 [Internet]. European guidelines on quality criteria in Computed Tomography. Brussels, Belgium: European Commission, Report EUR 16262. 1999. Available from: <https://op.europa.eu/da/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>. Accessed: 25.10.2022.
5. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*. 2007;37(2-4):1–332. doi: 10.1016/j.icrp.2007.10.003
6. Radiation protection in medicine. ICRP Publication 105. *Ann ICRP*. 2007;37(6):1–63. doi: 10.1016/j.icrp.2008.08.001.
7. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. *Ann ICRP*. 2017;46(1):1–144. doi: 10.1177/0146645317717209
8. Prokop M, Galanski M. Spiral and multislice computed tomography of the body. Vol. 2. Germany: Stuttgart, Verlag KG, cop. 2002.
9. Monitoring of the effective doses of patient due to medical x-ray examinations. Changes in Methodical guidelines MU 2.6.1.2944-11. 2.6.1. Ionizing radiation, radiation safety. Available from: [https://www.rospotrebnadzor.ru/upload/iblock/71e/mu-2.6.1.3584\\_19-izmeneniya-v-mu-2.6.1.2944\\_11.pdf](https://www.rospotrebnadzor.ru/upload/iblock/71e/mu-2.6.1.3584_19-izmeneniya-v-mu-2.6.1.2944_11.pdf). Accessed: 25.10.2022.
10. The application of reference diagnostic levels for optimization of patient's radiation protection during X-ray examinations of general purpose. Methodological recommendations MR 2.6.1.0066-12. Available from: [https://rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT\\_ID=4656](https://rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT_ID=4656). Accessed: 25.10.2022.
11. Hinrichs RN. Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969). *J Biomech*. 1990;23(9):949–951. doi: 10.1016/0021-9290(90)90361-6
12. Dubrovsky VI, Fedorova VN. Biomechanics: Textbook. For secondary and higher educational institutions. Moscow: VLADOS-PRESS; 2003. 550 p.
13. Ozlib.com [Internet]. Common center of mass, common center of gravity, geometry of masses, anthropometry. In: Biomechanics. Knowledge of body-motor exercises. 2013. Available from: [https://ozlib.com/801945/sport/obschiy\\_tsentr\\_mass\\_obschiy\\_tsentr\\_tyazhesti\\_geometriya\\_mass\\_antropometriya](https://ozlib.com/801945/sport/obschiy_tsentr_mass_obschiy_tsentr_tyazhesti_geometriya_mass_antropometriya). Accessed: 25.10.2022.
14. Helpiks.org [Internet]. Distribution of mass in the human body. Available from: <https://helpiks.org/6-6110.html>. Accessed: 25.10.2022.
15. Garba I, Zarb F, McEntee MF, Fabri SG. Computed tomography diagnostic reference levels for adult brain, chest and abdominal examinations: a systematic review. *Radiography (Lond)*. 2021;27(2):673–681. doi: 10.1016/j.radi.2020.08.011
16. Smith-Bindman R, Wang Y, Yellen-Nelson TR, et al. Predictors of CT radiation dose and their effect on patient care: a comprehensive analysis using automated data. *Radiology*. 2017;282(1):182–193. doi: 10.1148/radiol.2016151391
17. Smith-Bindman R, Wang Y, Chu P, et al. International variation in radiation dose for computed tomography examinations: prospective cohort study. *BMJ*. 2019;(364):k4931. doi: 10.1136/bmj.k4931
18. Van der Molen AJ, Schilham A, Stoop P, et al. A national survey on radiation dose in CT in The Netherlands. *Insights Imaging*. 2013;4(3):383–390. doi: 10.1007/s13244-013-0253-9
19. Al Naemi H, Tsapaki V, Omar AJ, et al. Towards establishment of diagnostic reference levels based on clinical indica-

- tion in the state of Qatar. *Eur J Radiol Open*. 2020;7:100282. doi: 10.1016/j.ejro.2020.100282
20. Heggje JC. Patient doses in multi-slice CT and the importance of optimisation. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2005;28(2):86–96. doi: 10.1007/BF03178698
21. Rivers-Bowerman MD, Shiva Shankar JJ. Iterative reconstruction for head CT: Effects on radiation dose and image quality. *Can J Neurol Sci*. 2014;41(5):620–625. doi: 10.1017/cjn.2014.11
22. MacGregor K, Li I, Dowdell T, Gray BG. Identifying institutional diagnostic reference levels for CT with radiation dose index monitoring software. *Radiology*. 2015;276(2):507–517. doi: 10.1148/radiol.2015141520
23. IAEA-TECDOC-1621 [Internet]. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/Demonstration Study. IAEA, Vienna; 2009. Available from: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te\\_1621\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1621_web.pdf). Accessed: 25.10.2022.
24. Qi LP, Li Y, Tang L, Li YL, et al. Evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction with the same group of patients. *Br J Radiol*. 2012;85(1018):e906–e911. doi: 10.1259/bjr/66327067
25. Yasaka K, Katsura M, Akahane M, et al. Model-based iterative reconstruction for reduction of radiation dose in abdominopelvic CT: Comparison to adaptive statistical iterative reconstruction. *Springerplus*. 2013;2(1):209. doi: 10.1186/2193-1801-2-209
26. Hofer M. CT teaching manual: a systematic approach to CT reading. Thieme; 2005. 208 p.
27. Tsapaki V, Aldrich JE, Sharma R, et al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project. *Radiology*. 2006;240(3):828–834. doi: 10.1148/radiol.2403050993
28. Calderoni F, Campanaro F, Colombo PE, et al. Analysis of a multicentre cloud-based CT dosimetric database: Preliminary results. *Eur Radiol Exp*. 2019;3(1):27. doi: 10.1186/s41747-019-0105-6
29. Shin HJ, Chung YE, Lee YH, et al. Radiation dose reduction via sinogram affirmed iterative reconstruction and automatic tube voltage modulation (CARE kV) in abdominal CT. *Korean J Radiol*. 2013;14(6):886–893. doi: 10.3348/kjr.2013.14.6.886
30. Kim K, Kim YH, Kim SY, et al. Low-dose abdominal CT for evaluating suspected appendicitis. *N Engl J Med*. 2012;366(17):1596–1605. doi: 10.1056/NEJMoa1110734
31. Abuzaid MM, Elshami W, Tekin HO et al. Computed tomography radiation doses for common computed tomography examinations: a nationwide dose survey in United Arab Emirates. *Insights Imaging* 11, 88 (2020). <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00891-6>
32. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol*. 2006;79(948):968–980. doi: 10.1259/bjr/93277434
33. Mettler F, Huda W, Yoshizumi T, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. *Radiology*. 2008;248(1):254–263. doi: 10.1148/radiol.2481071451
34. Pickhardt PJ, Lubner MG, Kim DH, et al. Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): Initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging. *Am J Roentgenol*. 2012;199(6):1266–1274. doi: 10.2214/AJR.12.9382
35. Zewdu M, Kadir E, Tesfaye M, Berhane M. Establishing local diagnostic reference levels for routine computed tomography examinations in JIMMA university medical center south West Ethiopia. *Radiat Prot Dosimetry*. 2021;193(3-4):200–206. doi: 10.1093/rpd/ncab028
36. Atlı E, Uyanık SA, Ögüçlü U, et al. Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations: An institutional dose report. *Diagn Interv Radiol*. 2021;27(1):147–151. doi: 10.5152/dir.2020.19560
37. Brat H, Zanca F, Montandon S, et al. Local clinical diagnostic reference levels for chest and abdomen CT examinations in adults as a function of body mass index and clinical indication: A prospective multicenter study. *Eur Radiol*. 2019;29(12):6794–6804. doi: 10.1007/s00330-019-06257-x
38. Hu X, Gou J, Lin W, et al. Size-specific dose estimates of adult, chest computed tomography examinations: Comparison of Chinese and updated 2017 American College of Radiology diagnostic reference levels based on the water-equivalent diameter. *PLoS One*. 2021;16(9):e0257294. doi: 10.1371/journal.pone.0257294
39. Li X, Steigerwalt D, Rehani M. T-shirt size as a classification for body habitus in computed tomography (CT) and development of size-based dose reference levels for different indications. *Eur J Radiol*. 2022;151(3):110289. doi: 10.1016/j.ejrad.2022.110289
40. Westra SJ, Li X, Gulat K, et al. Entrance skin dosimetry and size-specific dose estimate from pediatric chest CTA. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2014;8(2):97–107. doi: 10.1016/j.jcct.2013.08.002
41. Strauss KJ. CT: Size Specific Dose Estimate (SSDE): Why We Need Another CT Dose Index. Clinical Imaging Physicist Cincinnati Children's Hospital University of Cincinnati College of Medicine. In: Boone J, McCollough C, McNitt-Grey M, et al. Acknowledgements. Available from: <https://docplayer.net/20784880-Ct-size-specific-dose-estimate-ssde-why-we-need-another-ct-dose-index-acknowledgements.html>. Accessed: 25.10.2022.
42. Özsoykal İ, Yurt A, Akgüngör K. Size-specific dose estimates in chest, abdomen, and pelvis CT examinations of pediatric patients. *Diagn Interv Radiol*. 2018;24(4):243–248. doi: 10.5152/dir.2018.17450
43. Lyra M, Rouchota M, Michalitsi M, Boultadaki A. Effective dose and size-specific dose estimate (SSDE) of the torso: In low dose MDCT protocol in multiple myeloma. *Radiol Diagn Imaging*. 2019. doi: 10.15761/RDI.1000146
44. Matkevich EI, Sinitsyn VE, Ivanov IV. Health prediction indices obtained with low-dose computer tomography scans. *Aviakosm Ekolog Med*. 2015;49(6):61–67. (In Russ).
45. The use of reference diagnostic levels for adult patients in radiation diagnostics. Methodological recommendations. Moscow; 2020. 38 p. (In Russ).
46. Damilakis J, Vassileva J. The growing potential of diagnostic reference levels as a dynamic tool for dose optimization. *Physica Medica*. 2021;84:285–287. doi: 10.1016/j.ejmp.2021.03.018
47. Moghadam N, Lecomte R, Mercure S, et al. Simplified size adjusted dose reference levels for adult CT examinations: A regional study. *Eur J Radiol*. 2021;142:109861. doi: 10.1016/j.ejrad.2021.109861
48. Almén A, Guðjónsdóttir J, Heimland N, et al. Establishing paediatric diagnostic reference levels using reference curves: A feasibility study including conventional and CT examinations. *Phys Med*. 2021;87:65–72. doi: 10.1016/j.ejmp.2021.05.035
49. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med*. 2009;169(22):2078–2086. doi: 10.1001/archinternmed.2009.427
50. Smith-Bindman R. Environmental causes of breast cancer and radiation from medical imaging: Findings from the institute

of medicine report. *Arch Intern Med.* 2012;172(13):1023–1027. doi: 10.1001/archinternmed.2012.2329

**51.** Linet MS, Slovis TL, Miller DL, et al. Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging procedures. *CA Cancer J Clin.* 2012;62(2):75–100. doi: 10.3322/caac.21132

**52.** Golikov VY, Vodovатов AV, Chipiga LA, Shatsky IG. Assessment of radiation risk in patients during medical research in the Rus-

sian Federation. *Radiation hygiene.* 2021;14(3):56–68. (In Russ). doi: 10.21514/1998-426X-2021-14-3-56-68

**53.** Druzhinin YV, Ryzhov SA, Vodovатов AV, et al. The influence of COVID-19 on the dynamics of changes in the dose load on patients during computed tomography in medical organizations in Moscow. *Digital Diagnostics.* 2022;3(1):5–15. doi: 10.17816/DD87628

## ОБ АВТОРАХ

\* **Иванов Иван Васильевич**, д.м.н., профессор;  
адрес: Россия, 105275, Москва, Проспект Будённого, д. 31;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7729-2724>;  
eLibrary SPIN: 9888-2780; e-mail: ivanov-iv@yandex.ru

**Маткевич Елена Ивановна**, к.м.н.;  
ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-5917-7706>;  
eLibrary SPIN: 5546-4830; e-mail: pencil\_red@mail.ru

**Синицын Валентин Евгеньевич**, д.м.н., профессор;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5649-2193>;  
eLibrary SPIN: 8449-6590; e-mail: vsini@mail.ru

## AUTHORS' INFO

\* **Ivan V. Ivanov**, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor;  
address: 31, Prospect Budennogo, 105275, Moscow, Russia;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7729-2724>;  
eLibrary SPIN: 9888-2780; e-mail: ivanov-iv@yandex.ru

**Elena I. Matkevich**, MD, Cand. Sci. (Med.);  
ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-5917-7706>;  
eLibrary SPIN: 5546-4830; e-mail: pencil\_red@mail.ru

**Valentin E. Sinitsyn**, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5649-2193>;  
eLibrary SPIN: 8449-6590; e-mail: vsini@mail.ru

\* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author