

# Основы дозиметрии и оптимизации дозовой нагрузки при проведении мультиспиральной компьютерной томографии

А.С. Краснов, Д.О. Кабанов, Г.В. Терещенко

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Дмитрия Рогачева» Минздрава России, Москва

В статье описаны современные подходы к расчету дозовых нагрузок при выполнении мультиспиральных компьютерных томографических исследований (МСКТ), дана краткая характеристика основных параметров сканирования, влияющих на величину дозы, описаны подходы к комплексному решению вопроса оптимизации дозовых нагрузок в условиях отдельно взятого учреждения.

**Ключевые слова:** ионизирующее излучение, лучевая нагрузка, доза, оптимизация, снижение, МСКТ

Краснов. А.С. и соавт. Вопросы гематологии/онкологии и иммунопатологии в педиатрии, 2018; 17 (3): 127–132.

DOI: 10.24287/1726-1708-2018-17-3-127-132

## Контактная информация:

Краснов Алексей Сергеевич, врач-рентгенолог, научный сотрудник отдела лучевой диагностики НИИЦ детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Дмитрия Рогачева Минздрава России. Адрес: 117997, Москва, ГСП-7, ул. Саморы Машела, 1 E-mail: radiology@fnkc.ru

## Dosimetry basics and dose optimization strategies for CT examinations

A.S. Krasnov, D.O. Kabanov, G.V. Tereschenko

Dmitriy Rogachev National Medical Research Center of Pediatric Hematology, Oncology, Immunology Ministry of Healthcare of Russian Federation, Moscow

This article describes basic approaches to CT dose calculations. Basic scan parameters and their influence on the dose are described, as are the typical strategies for dose saving in the single medical hospital environment.

**Key words:** ionizing radiation, radiation exposure, dose, optimization, CT

Krasnov A.S., et al. Pediatric hematology/oncology and immunopathology, 2018; 17 (3): 127–132.

DOI: 10.24287/1726-1708-2018-17-3-127-132

© 2018 by NMRC PHOI

## Correspondence:

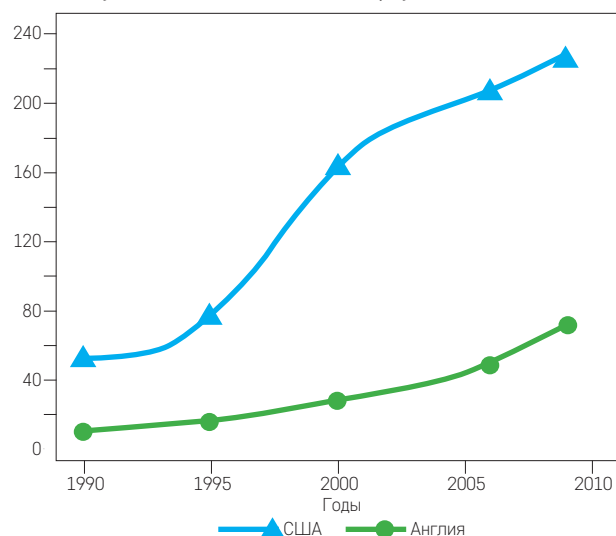
Alexey S. Krasnov, MD, radiologist, Dmitriy Rogachev National Medical Research Center of Pediatric Hematology, Oncology, Immunology Ministry of Healthcare of Russian Federation. Address: Russia, 117997, Moscow, Samory Mashela st., 1 E-mail: radiology@fnkc.ru

Компьютерная томография (КТ) после внедрения ее в практику в 1972 году развивалась стремительно. Совершенствовались оборудование для проведения КТ, скорость сканирования аппаратов, детализация диагностических изображений, что значительно расширило показания для использования этого метода и его диагностическую эффективность. За прошедшие годы существенно возросло количество проводимых исследований и их вклад в лучевую нагрузку населения всех возрастных групп (рисунок 1). Так, по данным Национальной палаты по радиационной защите США, вклад КТ в общую нагрузку от медицинских воздействий составляет 24% [1].

В России последнее 10-летие ознаменовалось существенным ростом объема финансирования закупок медицинского оборудования. Эти изменения значительным образом повлияли на оснащенность медицинских учреждений современными медицинскими рентгеновскими компьютерными томографами

## Рисунок 1

Рост количества КТ-исследований в США и Англии с 1990 по 2010 год; количество исследований на 1000 человек (Kristinaitytė K., Gricienė B., et al. Medphys, 2012)



ми, что в свою очередь привело к резкому увеличению количества исследований. Совершенствование навыков персонала кабинетов КТ также способствовало увеличению количества исследований в условиях контрастирования. Такие исследования включают несколько последовательных сканирований пациента с целью фиксации положения контрастного агента в сосудах в различных фазах кровообращения. В совокупности эти факторы привели к значительному росту лучевой нагрузки на пациентов всех возрастных групп. Последствия для здоровья, связанные с ростом лучевой нагрузки от диагностических исследований в пределах малых (до 100 мЗв) доз излучения, пока малоизучены, что обуславливает необходимость контроля и учета дозовой нагрузки при проведении этих исследований. Кроме того, необходим расчет референтных значений дозовой нагрузки при выполнении исследований в различных областях медицинской науки для всех возрастных групп. Учет дозовых нагрузок следует вести в том числе и в целях приведения полученных в конкретном ЛПУ значений к уровню национальных референтных. В случае значительного их расхождения должны быть предприняты меры по снижению соответствующих значений путем оптимизации исследований. Возможные базовые подходы к такой оптимизации рассмотрены в этой статье.

**Способы расчета дозовой нагрузки, полученной при выполнении мультиспиральных компьютерных томографических исследований (МСКТ).** Распределение поглощенной дозы в теле пациента при проведении МСКТ значительно отличается от такового при классической рентгенографии или рентгеноскопии. В случае МСКТ такое распределение более однородно за счет ротационной геометрии. Перепад дозы от края к центру объема отличается в 2–3 раза, а аналогичный перепад в передне-заднем направлении при рентгеновских классических методах – в 5–10 раз [2, 3].

В настоящее время при проведении МСКТ дозовая нагрузка основана на расчете значений специфических дозиметрических показателей – CTDI и DLP.

CTDI – томографический индекс дозы, мера поглощенной дозы облучения в одном томографическом срезе, – рассчитывается по формуле:

$$CTDI = 1/d \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(x) \cdot dx;$$

где  $D(x)$  – распределение дозы вдоль направления, перпендикулярного плоскости сканирования;  $d$  – ширина одного скана.

При выполнении практических измерений необходимо использовать величину, которую описывает практический томографический индекс дозы (CTDI<sub>w</sub>); от теоретического аналога он отличается ограниченными пределами интегрирования распределения поглощенной дозы (100 мм):

$$CTDI_w = 1/d \cdot \int_{-50}^{+50} D(x) \cdot dx$$

Данное ограничение достаточно для обычной толщины отдельных сканов (от 2 до 10 мм).

Метод определения эффективной дозы основан на измерениях в физических фантомах, выполненных из полиметилметакрилата, имитирующих тело пациента. В ходе исследования изучают распределение дозы при выполнении одного скана в исследуемом и близлежащем к нему предполагаемых участках тела с целью определения величины CTDI<sub>w</sub> с последующими применением специальных дозовых коэффициентов и оценкой полученного значения эффективной дозы. Для имитирования тела ребенка используют фантом диаметром 16 см и длиной 15 см; для имитирования тела взрослого человека – два фантома: один, диаметром 16 см, отвечает за голову и шею, а второй, диаметром 32 см, – за туловище. Измерения производят в 4 точках на глубине 1 см и в центре фантома.

$$CTDI_w = 2/3 \cdot CTDI_{100, c} + 1/3 \cdot CTDI_{100, p}$$

где CTDI<sub>100, c</sub> – результат измерения в центре фантома (мГр); CTDI<sub>100, p</sub> – результат измерений в 4 точках на глубине 1 см по периферии фантома (мГр).

Значение CTDI<sub>w</sub> зависит от технических характеристик томографа и пропорционально значению мАс.

Для спиральных и мультиспиральных аппаратов используется так называемый объемный взвешенный томографический дозовый индекс:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / p$$

где CTDI<sub>vol</sub> – объемный взвешенный CTDI (мГр); CTDI<sub>w</sub> – взвешенный CTDI (мГр);  $p$  – питч (отношение сдвига стола к коллимации среза за полный оборот трубки).

Параметр DLP – это произведение дозы на длину сканирования заданной анатомической секции (области сканирования), или «произведение дозы на длину».

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

где DLP – произведение дозы на длину (мГр × см);

$CTDI_{vol}$  – объемный взвешенный CTDI (мГр);  $L$  – длина зоны сканирования (см).

На заключительном этапе для расчета эффективной дозы ( $E$ ) у детей используют формулу:

$$E = DLP \times E_{dip} \times k;$$

где  $DLP$  – произведение дозы на длину (мГр  $\times$  см);  $E_{dip}$  – значение дозового коэффициента для соответствующей анатомической зоны (области сканирования), нормированное на значение  $DLP$  в стандартном дозиметрическом фантоме;  $k$  – коэффициент перехода от значения  $DLP$  в фантоме диаметром 16 см к значению эффективной дозы у детей разного возраста (таблица).

Таким образом, эффективная доза зависит от технических особенностей оборудования, возраста и размера пациента, а также от целого ряда экспозиционных параметров, используемых при сканировании. Современные томографы, как правило, показывают значения  $CTDI$  и  $DLP$  в специальных файлах – отчетах по дозе (*dose report*), которые входят в состав DICOM-файла исследования. Это позволяет сравнивать различные протоколы сканирования с позиции генерируемой дозовой нагрузки, а также формировать референтные значения нагрузок для различных нозологических и/или возрастных групп пациентов.

Однако многие исследователи в мире считают, что эффективную дозу нельзя использовать как меру простой оценки дозы, так как изначально она была предназначена для описания дозы для популяции пациентов. Расчет эффективной дозы основан на изме-

рениях идеализированной фантомной модели с учетом взвешенных тканевых коэффициентов, но без использования индивидуальных морфометрических параметров пациента, которые могут колебаться в значительных пределах. Кроме того, некоторые авторы рассматривают параметры  $DLP$  или  $CTDI_{vol}$  в качестве основных измерений, характеризующих дозу, однако они являются лишь мерой измерений выхода рентгеновского излучения. Таким образом, значения экспозиции искусственного объекта, например, куска дерева или человеческого торса, будут идентичны при использовании этих параметров [4].

В 2011 году группа исследователей при Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM) выпустила доклад № 204 [5], в котором предложено использовать новый способ расчета дозовой нагрузки при исследованиях на МСКТ – так называемую размер-специфичную оценочную дозу (PCOD). Суть метода заключается в перемножении величины  $CTDI_{vol}$ , взятой из показаний оборудования, и специального коэффициента (фактора конверсии), полученного экспериментально при исследованиях стандартных дозиметрических фантомов диаметрами 32 и 16 см (рисунок 2). Необходимый коэффициент выбирают из специальной таблицы в соответствии с величиной линейных размеров тела пациента при сканировании. Пример подобного вычисления представлен на рисунке 3.

Данный метод, по мнению группы авторов, имеет погрешность измерений не более 20%. Он позволяет оценить дозу в центре определенного сканируемого диапазона МСКТ, однако не позволяет оценить и

Таблица

**Коэффициенты перехода от значения DLP в фантоме диаметром 16 см к значению эффективной дозы у детей разного возраста**

Область исследования	$e_{DLP}$ для взрослых, мЗв $\cdot$ мГр <sup>-1</sup> $\cdot$ см <sup>-1</sup>	Множитель в зависимости от возраста, лет					
		> 15	15	10	5	1	0
Голова	0,0023	1,0	1,2	2,0	3,2	5,1	9,5
Туловище	0,0081	1,0	1,2	1,8	2,6	4,0	7,9

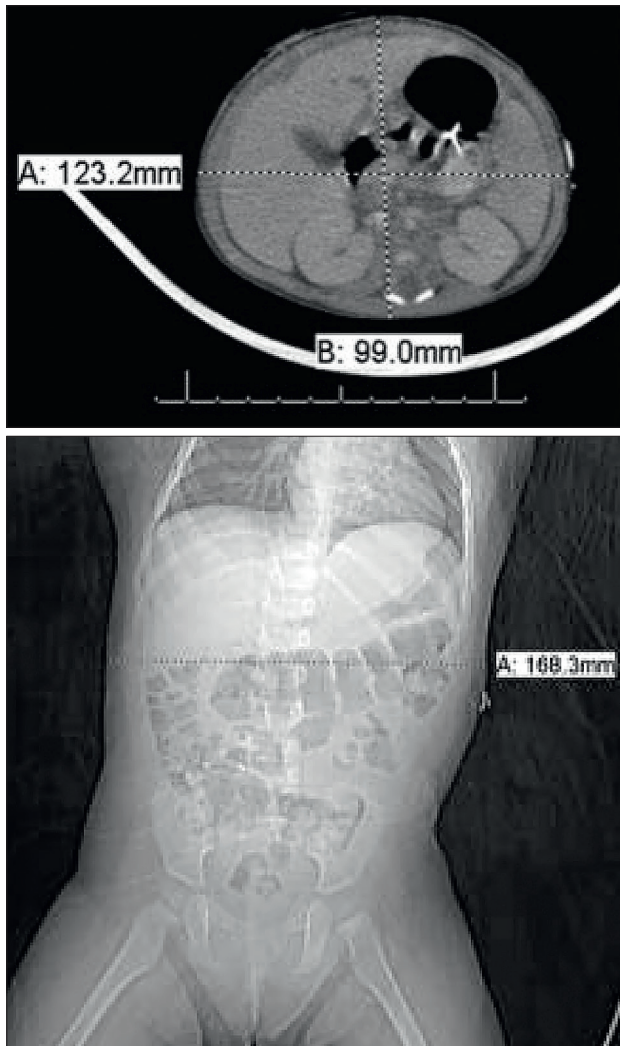
**Рисунок 2**

Физические антропоморфные и стандартные полиметилметакрилатные дозиметрические фантомы



**Рисунок 3**

Пример вариантов измерения размеров туловища пациента для подбора фактора конверсии при расчете дозы методом определения размер-специфичной оценочной дозы



учесть вариативность дозы, основанной на вариативности длины сканирования. При данном расчете за аксиому принимают центральное расположение пациента на столе, а это означает, что эффекты проекционного увеличения считаются минимальными.

И наконец, этот метод нельзя использовать для расчета дозы, полученной конкретным органом. Ведутся работы по поиску возможности определения эффективной дозы на основании имеющейся РСОД.

**Параметры сканирования, влияющие на дозовую нагрузку при МСКТ-исследованиях.** Выбор оптимальных параметров сканирования с точки зрения дозовой нагрузки и диагностического результата – сложная задача, во многом это зависит от конкретных возможностей имеющегося оборудования, размера и возраста пациента, а также его заболевания. Многие из этих параметров поддаются ручной коррекции оператором томографа. Это крайне важный этап при выполнении исследований, так

как количество цифрового шума на изображении, которое зависит от этих параметров, во многом определяет качество исследования.

Основные параметры, подконтрольные оператору МСКТ

**kVp** – напряжение на трубке; этот параметр определяет качество и количество радиации. Интенсивность излучения обычно пропорциональна квадрату напряжения, приложенного к рентгеновской трубке. Даже незначительные изменения этого параметра могут привести к существенным изменениям уровня шума и размера лучевой нагрузки. Так, по данным некоторых авторов, большинство МСКТ-исследований брюшной полости можно выполнять, используя напряжение 120 kVp. При такой установке достигается снижение дозы от 20 до 40% по сравнению с аналогичным исследованием, выполненным при 140 kVp. Показано, что педиатрические исследования можно с успехом выполнять при 80 kVp, обеспечивая приемлемое качество изображения [6–8].

**mAs, mAc** – миллиамперы в секунду; этот параметр характеризует силу тока, отнесенную ко времени. Это очень значимый параметр, который существенно влияет на качество изображения и лучевую нагрузку при исследовании. Так, лучевая нагрузка находится в линейной зависимости от этого параметра при фиксированном напряжении и фильтрации излучения. Этот параметр также обратно пропорционально влияет на величину шума на изображении. Например, сокращение на 50% значения mAc увеличивает на 50% количество шума на конечном изображении. Очень большое количество исследований показало эффективность снижения mAc как меры оптимизации лучевой нагрузки при МСКТ [9–11]. Тем не менее манипуляции с mAc следует проводить с осторожностью, особенно при исследованиях брюшной полости. Дело в том, что сильные значения цифрового шума снижают вероятность заметить очаговые изменения в печени, селезенке и поджелудочной железе.

**Pitch** – питч, этот параметр выражает отношение коллимации среза к шагу стола при исследовании. Ускорение движения стола увеличивает питч и снижает время сканирования, уменьшая таким образом лучевую нагрузку исследования. Однако ускорение движения стола может привести к появлению артефактов, что ухудшает качество изображения при исследовании, хотя и не во всех случаях. Так, например, в исследовании *M.K. Karla* [12] на группе пациентов показано отсутствие значительной разницы в визуализации брюшной полости при снижении питча с 1,5 до 0,75, дозовая нагрузка при этом уменьшилась на 50%. Что касается коллимации среза, то уменьшение значения этого параметра вызывает повышение mAc как меру поддержания качества изображения на прежнем уровне, что приводит к увеличению дозы облучения.

**Длина сканирования** – параметр, характеризующий физическую длину тела пациента, которое подвергается сканированию с заданными оператором или протоколом параметрами. Этот параметр не влияет на CTDI, но влияет на DLP. Он вариабелен и зависит от многих параметров. Разумеется, его увеличение приводит к увеличению лучевой нагрузки при исследовании. Следует всегда использовать минимально необходимую длину сканирования [13–14].

**Практические пути оптимизации дозы при сканировании.** На сегодняшний день все еще актуален подход ALARA (*в пер. с англ.* – меньше настолько, насколько возможно, при достижении необходимого результата). Этот принцип был предложен в середине XX века, однако и производители оборудования, и радиологическое медицинское сообщество по-прежнему следуют ему при производстве и применении техники. Важно использовать все диагностические возможности, в приоритетном порядке применяя те методы исследования, которые не предполагают лучевой нагрузки, такие как МРТ и ультразвук. Если же пациенту назначена МСКТ, то каждое исследование должно давать новую необходимую информацию и ощутимо влиять на ход лечебного процесса. Помимо избирательного, взвешенного подхода к назначению исследований, существует целый ряд других методологических подходов к снижению нагрузки.

Начальный этап любой стратегии по оптимизации дозовой нагрузки – создание специальной группы, включающей несколько человек; их зоной ответственности будет погружение в вопросы лучевой нагрузки. В этой группе обязательно должны быть руководитель, ведущий рентгенолаборант, а в идеале и медицинский физик. В зависимости от размера учреждения в группу могут быть включены специалисты различных подспециальностей лучевой диагностики. Группа должна на постоянной основе проводить мониторинг, оценку действующих рекомендаций и принятых в учреждении диагностических протоколов; экспериментальным путем определять размер дозы при различных исследованиях на конкретном оборудовании и предлагать пути оптимизации работы, а также вносить предложения по изменению имеющихся подходов к диагностике в тех или иных ситуациях. При этом ведущий рентгенолаборант доносит необходимые знания о формировании протоколов исследования до остальных работников отделения в целях обеспечения необходимой для такой работы стандартизации. После создания команды следует определить средне- и долгосрочные цели ее работы. Обычно главная цель деятельности подобных групп – формирование условий для обеспечения минимально необходимого качества исследований в зависимости от диагностической задачи. Прото-

колы делятся на два типа: исследования, при которых качество визуализации имеет принципиальное значение (например, при исследовании печени или поджелудочной железы), и те, для которых оно менее принципиально. Для каждого конкретного протокола в условиях конкретного учреждения вырабатывают дозосохраняющие протоколы с учетом возможностей имеющегося оборудования и специфики контингента больных в данном учреждении.

После выработки всех механизмов оптимизации необходимо создать систему мониторинга трендов доз, а также встроиться в систему референтных дозовых значений, чтобы иметь возможность сравнения с дозами аналогичных пациентов на межцентровом общенациональном уровне [15–16]. Последнее необходимо не только для расширения такого подхода, но и для возможности сравнительной оценки эффективности дозосохраняющих мероприятий в условиях конкретного учреждения. В педиатрии учет дозовой нагрузки особенно важен, поэтому педиатрическое сообщество лучевых диагностов должно стать локомотивом в борьбе за снижение дозовой нагрузки на пациентов.

---

## ВЫВОДЫ

---

В последние десятилетия доля МСКТ в структуре медицинских исследований значительно возросла. Во многих отраслях медицины МСКТ-исследования стали рутинным диагностическим методом, что резко увеличило вклад этой методики в общую лучевую нагрузку от медицинских исследований на население. На сегодняшний день не существует устоявшихся, распространенных и используемых повсеместно методик оценки эффективной дозы облучения при выполнении МСКТ-исследований. Большинство принятых методик использует параметры, основанные на расчете значений специфических дозиметрических показателей CTDI и DLP. Такие способы имеют ряд ограничений и определенную погрешность, связанную с методологией расчетов, однако они подходят для сравнения доз, полученных при определенных равных условиях, что может быть использовано для работы по контролю дозовых нагрузок.

Существует целый ряд механизмов, направленных на снижение дозовой нагрузки при МСКТ-исследованиях. На реализацию этих механизмов влияет множество факторов, начиная от качества диагностического оборудования, его возможностей, заложенных в него технологий снижения дозовой нагрузки и заканчивая организацией процесса, формированием специальных рабочих групп внутри учреждений, в задачи которых должна входить работа по дозосохранению. Обязательным условием работы, направленной на снижение дозовой нагрузки на пациентов

при МСКТ, должно стать формированием национального реестра референтных значений нагрузки для исследований. Для решения этой задачи требуются значительные усилия со стороны всех профильных учреждений. Создание реестра позволит активным учреждениям сравнивать свои успехи по дозосохранению с показателями других учреждений, постоянно совершенствовать свои подходы и в конечном счете добиваться минимально возможных значений нагрузки для своих пациентов.

#### ИСТОЧНИК ФИНАНСИРОВАНИЯ

Не указан.

#### КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

#### ORCID

**Krasnov A.S.** ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-1099-9332>

**Kabanov D.O.** ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-3550-0139>

**Tereschenko G.V.** ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-7317-7104>

## Литература

1. NCRP Report No. 93. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States: Bethesda Publishers 1987.
2. Контроль эффективных доз пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. Методические указания. – М.: Федеральный радиологический центр при Спб НИИРГ; Спб НИИРГ, кафедра радиационной гигиены РМАПО; Департамент Госсанэпиднадзора Минздрава РФ и др., 2004.
3. Радиационная защита детей в лучевой диагностике. Методические указания. – М.: Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2016.
4. Brick J., Morin R. Size-specific Dose Estimation for CT: How Should It Be Used and What Does It Mean? *Radiology* 2014; 256 (3).
5. Samuel L. Brady and Robert A. Kaufman- Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 Size-specific Dose Estimates for Pediatric CT Implementation. *Radiology* 2012; 265 (3): 832–40.
6. Fearon T., Vucich J. Pediatric patient exposures from CT examinations: GE CT/T 9800 scanner. *AJR Am J Roentgenol* 1985; 144 (4): 805–9.
7. Kamel I.R., Hernandez R.J., Martin J.E., et al. Radiation dose reduction in CT of the pediatric pelvis. *Radiology* 1994; 190(3): 683–7.
8. Lucaya J., Piqueras J., Garcia-Pena P., Enriquez G., Garcia-Marcias M., Sotil J., et al. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 175 (4): 985–92.
9. Tsapaki V., Aldrich J.E., Sharma R., Staniszevska M.A., Krisanachinda A., Rehani M., Hufton A., 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): 828–34.
10. Greess H., Wolf H., Baum U., Lell M., Pirkl M., Kalender W., Bautz W.A. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol* 2000; 10: 391. <https://doi.org/10.1007/s003300050062>.
11. Huda W., Scalzetti E.M., Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 2000; 217 (2): 430–5.
12. Kalra M.K., Maher M.M., Toth T.L., Hamberg L.M., Blake M.A., Shepard J.-A., Saini S. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004; 230 (3): 619–28.
13. Tsapaki V., Rehani M. Dose management in CT facility. *Biomedical Imaging and Intervention Journal* 2007; 3 (2): e43.
14. Costello J.E., Cecava N.D., Tucker J.E., Bau J.L. CT radiation dose: current controversies and dose reduction strategies. *Am J Roentgenol* 2013; 201: 1283–90.
15. Kanal K.M., Butler P.F., Sengupta D., Bhargavan-Chatfield M., Coombs L.P., Morin R.L. U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations. *Radiology* 2017; 284 (1): 120–33.
16. Strauss K.J., Goske M.J., Towbin A.J., Sengupta D., Callahan M.J., Darge K., Podberesky D.J., et al. Pediatric Chest CT Diagnostic Reference Ranges: Development and Application. *Radiology* 2017; 284 (1): 219–27.