

## СРАВНЕНИЕ ДОЗОВОЙ НАГРУЗКИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ СТАНДАРТНОЙ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ, ТОМОСИНТЕЗА И МУЛЬТИСРЕЗОВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ИССЛЕДОВАНИИ ДЕТСКОГО АНТРОПОМОРФНОГО ФАНТОМА

**А.Ю. Васильев**, д. м. н., профессор кафедры лучевой диагностики;  
**С.С. Карпов**, аспирант кафедры лучевой диагностики

ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова» Министерства здравоохранения РФ,  
ул. Вучетича, 9а, Москва, 127206, Российская Федерация

## COMPARISON OF A RADIATION DOSE DURING STANDARD DIGITAL RADIOGRAPHY, TOMOSYNTHESIS, AND MULTISLICE SPIRAL COMPUTED TOMOGRAPHY IN AN EXPERIMENTAL STUDY OF PEDIATRIC ANTHROPOMORPHIC PHANTOM

**A.Yu. Vasil'ev**, MD, PhD, DSc, Professor of Department of Radiation Diagnosis;  
**S.S. Karpov**, Postgraduate of Department of Radiation Diagnosis

A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry,  
Ministry of Health of the RF,  
ul. Vucheticha, 9a, Moscow, 127206, Russian Federation

*Цель исследования* – сравнение дозовой нагрузки, получаемой при использовании стандартной цифровой рентгенографии, томосинтеза и мультисрезовой компьютерной томографии (МСКТ).

*Материал и методы.* Детский антропоморфный макет человека в натуральную величину был обследован на рентгенодиагностическом аппарате Fujifilm FDR AcSelerate 200 и мультисрезовом компьютерном томографе Toshiba Aquilion Prime 64 с применением дозиметрического оборудования Piranha, а также плоскостной миры Gammex для сравнения разрешающей способности аппаратуры. С помощью формул, предлагаемых в методических указаниях, и коэффициентов  $K$  и  $K_d$  были рассчитаны значения эффективной дозы для разных анатомических областей.

*Результаты.* Представлены сравнительные таблицы и графики, демонстрирующие дозовую нагрузку при использовании различных методик лучевой диагностики. Проведено сравнение разрешающей способности стандартной цифровой рентгенографии и томосинтеза. Анализ показал, что колебания полученных доз связаны с разницей объема облучаемых тканей и нахождением в зоне облучения органов с высокой радиочувствительностью (в таких тканях и органах происходят наибольшие морфологические изменения после облучения). Были определены оптимальные физико-технические параметры съемки, позволяющие редуцировать дозовую нагрузку на пациента, без значимой потери качества снимков.

*Заключение.* При томосинтезе эффективные дозы были достоверно выше, чем при стандартной цифровой рентгенографии ( $p < 0,05$ ), а при МСКТ – выше, чем при обеих этих ме-

*Objective:* to compare a radiation dose obtained during standard digital radiography, tomosynthesis, and multislice spiral computed tomography (MSCT).

*Material and methods.* Life-size full body pediatric anthropomorphic mannequin phantom was examined with a Fujifilm FDR Ac Selerate 200 X-ray diagnostic apparatus and a Toshiba Aquilion Prime 64 computed scanner using the Piranha dosimetry equipment, as well as Gammex planar target, for comparison of the resolution of the apparatus. The effective radiation doses were calculated for different anatomical regions with the formulas specified in the methodical instructions, using the coefficients  $K$  and  $K_d$ .

*Results.* The tables and graphs comparing the radiation dose when using different radiation diagnostic techniques were presented. The resolution of standard digital radiography versus that of tomosynthesis was analyzed. Fluctuations of the doses obtained were associated with the difference in the volume of irradiated tissue and in the presence of the doses in the irradiated volume of organs with high radiosensitivity. Optimal physical and technical parameters of photography were proposed, which could reduce a dose load on the patient, without significantly losing the quality of films.

*Conclusion.* The effective doses of tomosynthesis were significantly higher than those of standard digital radiography ( $p < 0.05$ ) while those of (MSCT) were above those of both X-ray and tomosynthesis, and the resolution of the latter was slightly lower.

*Index terms:* effective radiation dose; tomosynthesis; radiography; multislice spiral computed tomography; anthropomorphic phantom.

тодиках. В то же время разрешающая способность методики томосинтеза несколько ниже.

**Ключевые слова:** эффективная доза облучения; томосинтез; рентгенография; мультисрезовая компьютерная томография; антропоморфный фантом.

**Для цитирования:** Васильев А.Ю., Карпов С.С. Сравнение дозовой нагрузки при проведении стандартной цифровой рентгенографии, томосинтеза и мультисрезовой компьютерной томографии в экспериментальном исследовании детского антропоморфного фантома. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2017; 98 (1): 23–9. DOI: 10.20862/0042-4676-2017-98-1-23-29

**Для корреспонденции:** Карпов Сергей Сергеевич; E-mail: sergey.s.karpov@gmail.com

**For citation:** Vasil'ev A.Yu., Karpov S.S. Comparison of a radiation dose during standard digital radiography, tomosynthesis, and multislice spiral computed tomography in an experimental study of pediatric anthropomorphic phantom. *Vestnik Rentgenologii i Radiologii (Russian Journal of Radiology)*. 2017; 98 (1): 23–9 (in Russ.). DOI: 10.20862/0042-4676-2017-98-1-23-29

**For correspondence:** Sergey S. Karpov; E-mail: sergey.s.karpov@gmail.com

**Information about authors:**

Vasil'ev A.Yu., <http://orcid.org/0000-0002-0635-4438>

Karpov S.S., <http://orcid.org/0000-0002-0163-8335>

**Acknowledgements.** The study had no sponsorship.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

Received 22 August 2016

Accepted 30 September 2016

## Введение

В настоящее время все большее распространение получает такая рентгенологическая методика исследования, как томосинтез. Однако на сегодняшний день недостаточно разработаны аспекты применения данной методики в педиатрии [1]. Актуальность нашего исследования обусловлена отсутствием в отечественной и зарубежной литературе точных данных о разрешающей способности, а также достоверно зафиксированной дозовой нагрузке изучаемой методики. Практически единственное упоминание о дозовой нагрузке приводят S. Ohno et al. (2013 г.): в собственном сравнительном исследовании мультисрезовой компьютерной томографии (МСКТ) и томосинтеза авторы приходят к выводу, что последний сопровождается меньшей лучевой нагрузкой, которая составляет примерно 1/10 от таковой при МСКТ [2]. Похожие данные приводят V.K. von Steyern et al. (2014 г.), отмечая преимущества томосинтеза в педиатрии [3]. Исследователи H. Wu et al. (2014 г.) в результате сравнительного анализа трех групп пациентов с патологией тазобедренного сустава пришли к выводу, что, меняя параметры сканирования при использовании методики томосинтеза, можно значительно снизить дозовую нагрузку [4]. Тем не менее авторы не указывают конкретных значений эффективной дозы. Учитывая тот факт, что

ионизирующее излучение негативно отражается на растущем организме, который гораздо более чувствителен к воздействию ионизирующей радиации, необходимо использовать принцип ALARA (As Low As Reasonably Achievable – так мало, насколько это разумно достижимо) и максимально ограничивать дозовую нагрузку на пациента.

## Материал и методы

Проведено исследование детского фантома RBU-70 (Kyoto Kagaku, Япония). Фантом представляет собой детский антропоморфный макет человека в натуральную величину, массой 30 кг, что примерно соответствует ребенку 5 лет (рис. 1).

Модель содержит искусственный скелет, легкие, печень, средостение и почки, покрытые составом, который по способности пропускать рентгеновские лучи близок к строению ткани человека. В фантоме имеются 10 от-

дельных подвижных частей, отсутствуют металлические и жидкостные структуры. Отличия данного фантома от аналогов обусловлены его полноразмерным вариантом, анатомической схожестью деталей со структурами живого человека, а также максимально приближенным соответствием костной и легочной тканей, наличием органов и систем органов. Также фантом не содержит каких-либо отклонений от нормы.

В ходе исследования были выполнены: стандартная рентгенография и томосинтез на рентгенодиагностическом комплексе AcSelerate 200 (Fujifilm, Япония), мультисрезовая компьютерная томография на аппарате Aquilion Prime 64 (Toshiba, Япония). Для определения пространственного разрешения использовалась плоскостная мира Gammex, 0,03 mm Pb (Nuc. Accsoc., США).

В рамках эксперимента оценивались следующие анатомические области: позвоночник, кости



Рис. 1. Общий вид антропоморфного детского фантома

**Коэффициент перехода от ПДП к эффективной дозе  
согласно МУ 2.6.1. 2944-11**

Область исследования	Проекция	$K_d, \frac{\text{мкЗв}}{\text{сГр} \cdot \text{см}^2}$
Шейный отдел позвоночника	ЗП	0,56
	Б	0,49
Грудной отдел позвоночника	ПЗ	6,1
	Б	2,7
Поясничный отдел позвоночника	ПЗ	6,2
	Б	2,7
Плечо, ключица	ПЗ	3,5
	ПЗ	5,9
Тазобедренные суставы	ПЗ	1,2
	ПЗ	1,2
Плечевой сустав	Аксиальная	1,2
	Плечо	ПЗ/Б
Локтевой сустав	ПЗ	0,1
	Б	0,1
Кисть	Б/косая	0,1
	Коленный сустав	ПЗ
Голеностопный сустав	Б	0,1
	ПЗ	0,1
Стопа	Б	0,1
	Б	0,1

Примечание. ПЗ – переднезадняя проекция; ЗП – заднепередняя проекция; Б – боковая проекция.

верхней конечности, таза и нижней конечности. Исследуемую часть фантома укладывали на стол рентгенодиагностического комплекса, согласно принципам, разработанным для укладки пациентов для стандартной рентгенографии, выставляли рентгеновский целевой коллиматор на минимальное открытие, захватывая только исследуемую область (с целью снижения дозы облучения), после чего проводили стандартную цифровую рентгенографию.

Алгоритм сканирования для томосинтеза был аналогичен стандартной рентгенографии, однако при этом дополнительно выставляли ряд параметров:

- расстояние облучения (SID) – расстояние сканирования от трубки до плоской панели (от 100 до 130 см);
- угол отклонения трубки (от 20° до 60°);
- расстояние центрального среза (мм);
- высоту сканируемого объекта (мм);
- интервал между срезами – толщину среза (мм);
- режим реконструкции.

Временной промежуток сканирования составлял от 3 до 7 с в зависимости от выбранных параметров. Полученные «сырые данные» реконструировали по алгоритму FBP (filtered back projection – алгоритм обратных проекций с фильтрацией), который является оптимальным для изучения костной структуры.

Таким образом, были проанализированы все исследуемые анатомические области. Полученные данные отправлены на рабочую станцию Synapse для последующего анализа, который включал:

- визуальную оценку качества полученных изображений;
- сравнение разрешающей способности рентгенограмм, полученных при стандартной цифровой рентгенографии, и томограмм, полученных при томосинтезе с помощью миры;

– установление наличия или отсутствия артефактов.

При мультисрезовой компьютерной томографии сканирование проводилось с использованием педиатрических протоколов, позволяющих снизить дозовую нагрузку, в частности использовался подход для редукции мА в зависимости от массы тела ребёнка:

- менее 15 кг: 100 кВ, 40 мА;
- 15–24 кг: 100 кВ, 50 мА;
- 25–34 кг: 100 кВ, 60 мА;
- 35–44 кг: 100 кВ, 80 мА;
- 45–54 кг: 100 кВ, 95 мА;
- 55–64 кг: 100 кВ, 120 мА.

Укладка фантома проводилась в зависимости от зоны исследования – в соответствии с вышеописанными правилами.

С целью оптимального пространственного разрешения и минимизации дозы облучения должен использоваться минимально возможный размер поля исследования (FOV).

Расчёт эффективной дозы облучения проводился согласно МУ 2.6.1. 2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований». В соответствии с этими

указаниями значение эффективной дозы (Е) облучения пациента данного возраста при проведении рентгенологического исследования определяется по формуле:

$$E = \Phi \times K_d,$$

где  $\Phi$  – измеренная величина произведения дозы на площадь (ПДП), выраженная в  $\text{сГр} \times \text{см}^2$ ;  $K_d$  – коэффициент перехода от значения ПДП к эффективной дозе у пациента данного возраста с учетом вида проведенного рентгенологического исследования, проекции, размеров поля, фокусного расстояния и анодного напряжения на рентгеновской трубке,  $\text{мкЗв}/(\text{сГр} \times \text{см}^2)$  (табл. 1).

При оценке доз рентгеновских исследований и томосинтеза из тегов DICOM-файла, содержащего снимок, выбирался параметр Image and Fluoroscopy Area Dose Product (код 0018, 115 E), в котором регистрировалось ПДП – дозиметрический параметр, используемый в методических указаниях для расчёта дозы. Следует отметить, что в DICOM-файле единицы изме-

Таблица 2

Дозовые и поправочные коэффициенты для расчёта дозовой нагрузки МСКТ		
Область исследования	$e_{DLP}$ мЗв/(мГр•см)	К
Голова	0,0023	1,7
Шея	0,0054	1,7
Грудная клетка	0,017	1,6
Брюшная полость	0,015	1,6
Малый таз	0,019	1,6

рения ПДП (дГр×см<sup>2</sup>) отличаются от принятых в МУ (сГр×см<sup>2</sup>), что потребовало их перевода (1 дГр×см<sup>2</sup> = 10 сГр×см<sup>2</sup>).

Коэффициент  $K_d$  определялся согласно таблицам 1.3. и 1.7. приведенного МУ в соответствии с выбранным параметром возраста.

При МСКТ расчёт эффективной дозы осуществлялся по значениям параметра DLP – dose length product (произведение дозы на длину), который был отображён на экране монитора станции управления, с применением коэффициента перехода  $e_{DLP}$  (согласно приведённой таблице) и поправочного коэффициента К на массу и размер тела ребёнка 5 лет (табл. 2).

При расчёте использовалось следующее уравнение:

$$E = DLP \times e_{DLP} \times K.$$

## Результаты

Эффективная доза при стандартной цифровой рентгенографии колебалась в пределах 0,05–241 мкЗв в зависимости от исследуемого участка и выбранных размеров снимка. Среднее значение составляло 15 мкЗв. При томосинтезе средняя доза составляла 88,7 мкЗв, однако при некоторых исследованиях могла достигать 545 мкЗв. Средняя доза при МСКТ составила 3451,9 мкЗв и варьировала от 688,5 до 7289,6 мкЗв в зависимости от выбранных параметров исследования.

Таблица 3

Сводная таблица средних значений эффективных доз при исследовании костного скелета пациента 5 лет

Область исследования	Усреднённая эффективная доза, мкЗв		
	Рентгенография	Томосинтез	МСКТ
Шейный отдел позвоночника	0,70	3,93	688,5
Грудной отдел позвоночника	84,50	275,02	7289,6
Поясничный отдел позвоночника	20,10	177,24	6064,8
Плечевой сустав	0,27	1,92	5051,7
Локтевой сустав	0,13	0,28	2416,1
Кисть	0,14	0,95	1448,6
Тазобедренные суставы	23,40	778,7	3170,7
Коленный сустав	0,27	0,43	2573,1
Стопа	0,10	0,38	2364,8

Сводные данные средних значений эффективных доз приведены в таблице 3.

При этом колебания полученных доз связаны с разницей объёма облучаемых тканей, нахождением в облучаемом объёме органов с высокой радиочувствительностью. Отмечается, что при томосинтезе дозы были достоверно выше, чем при рентгенографии (тест Вилкоксона для связанных пар,  $p < 0,05$ ), а при компьютерной томографии выше, чем при рентгенографии и томосинтезе (рис. 2).

Выявлена средняя и сильная корреляция между эффективной дозой и техническими параметрами проведения съёмки: временем экспозиции (0,57,  $p < 0,05$ ), током трубки (0,66,  $p < 0,05$ ) и анодным напряжением (0,83,  $p < 0,05$ ).

Рассчитанная эффективная доза сравнивалась со значениями поглощённой дозы, измеренной при помощи внешнего дозиметра Piranha (рис. 3–10). Дозиметр подключался по беспроводному каналу к портативному компьютеру, имеющему программное обеспечение Ocean Connect, которое позволяло наблюдать за результатами измерений в режиме online.

При сравнении результатов поглощённой дозы, измеренной при помощи внешнего дозиметра, определялись параметры входной и выходной поглощённых доз, при расположении дозиметра на оси пучка излучения на поверхности тканеэквивалентного фантома и по его задней поверхности. Была выявлена сильная корреляция с поглощённой

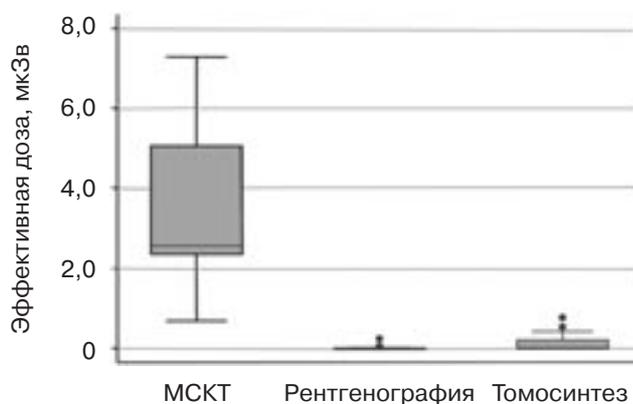
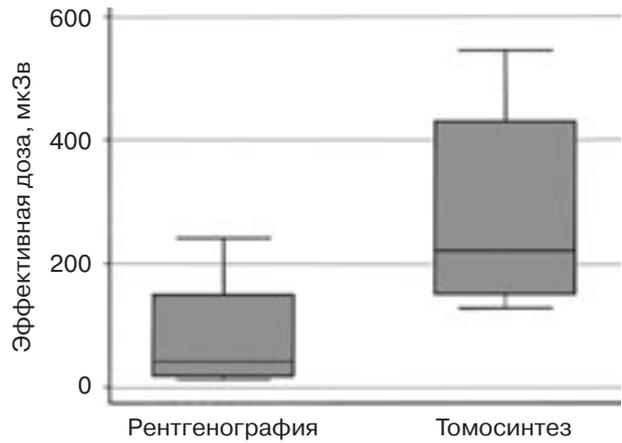


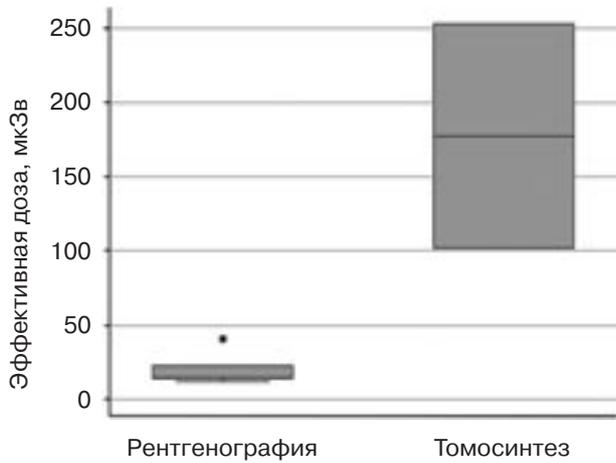
Рис. 2. Сравнение рассчитанных эффективных доз облучения пациентов для разных видов исследований (точками обозначены единичные значения, полученные в ходе эксперимента, выходящие за пределы квартилей)



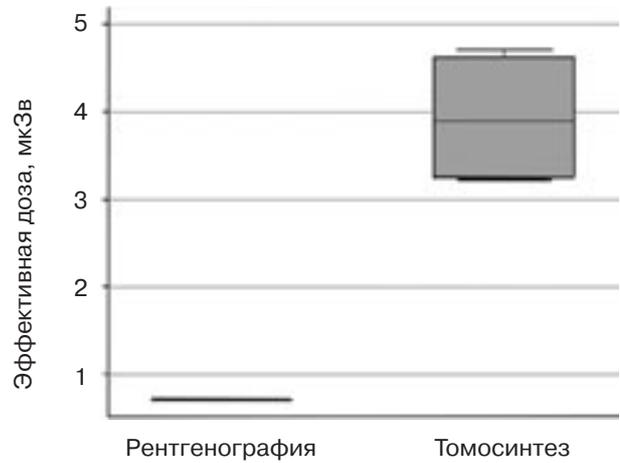
**Рис. 3.** Общий вид дозиметра



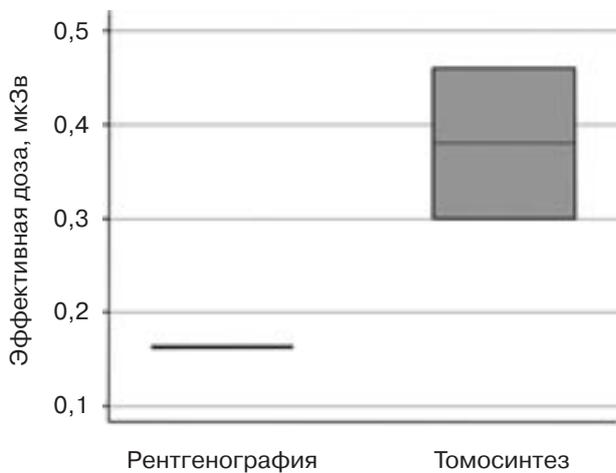
**Рис. 4.** Эффективная доза при рентгенографии и томосинтезе грудного отдела позвоночника. Указаны медиана (горизонтальная линия), 25–75% квантили и разбросы



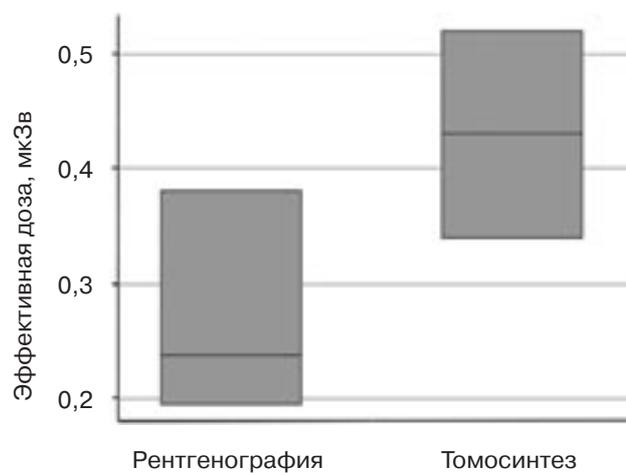
**Рис. 5.** Эффективная доза при рентгенографии и томосинтезе поясничного отдела позвоночника. Указаны медиана (горизонтальная линия), 25–75% квантили и разбросы



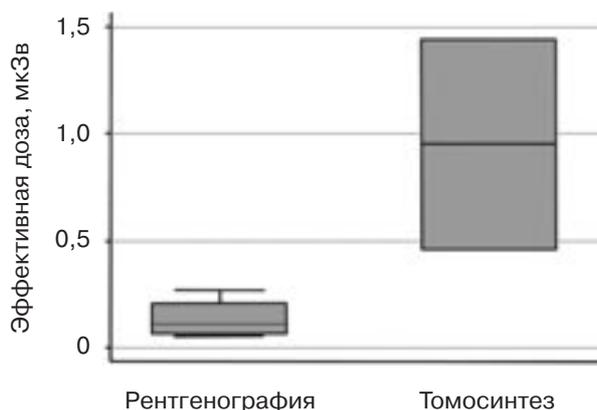
**Рис. 6.** Эффективная доза при рентгенографии и томосинтезе шейного отдела позвоночника. Указаны медиана (горизонтальная линия), 25–75% квантили и разбросы



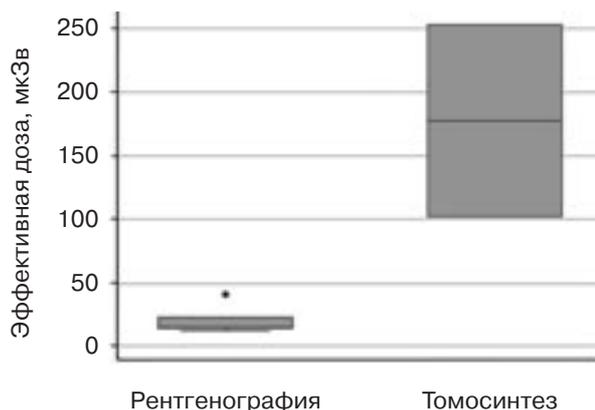
**Рис. 7.** Эффективная доза при рентгенографии и томосинтезе голеностопного сустава. Указаны медиана (горизонтальная линия), 25–75% квантили и разбросы



**Рис. 8.** Эффективная доза при рентгенографии и томосинтезе коленного сустава. Указаны медиана (горизонтальная линия), 25–75% квантили и разбросы



**Рис. 9.** Эффективная доза при рентгенографии и томосинтезе кисти. Указаны медиана (горизонтальная линия), 25–75% квантили и разбросы



**Рис. 10.** Эффективная доза при рентгенографии и томосинтезе тазобедренных суставов. Указаны медиана (горизонтальная линия), 25–75% квантили и разбросы

Таблица 4

**Оптимальные технические параметры проведения радиологических процедур**

Область исследования	Рентгенография			Томосинтез		
	Размер кадра, см	Ток трубки, мА	Напряжение, кВ	Размер кадра, см	Ток трубки, мА	Напряжение, кВ
Шейный отдел позвоночника	14×10	80	56	18×14	203	61
Грудной отдел позвоночника	21×6	170	81	26×20	252	69
Поясничный отдел позвоночника	20×50	288	81	22×9	252	96
Плечевой сустав	19×15	171	71	11×20	252	61
Локтевой сустав	17×11	80	56	13×18	211	66
Голеностопный сустав	16×17	84	58	17×8	255	66
Кисть	18×12	89	56	16×10	254	66
Тазобедренные суставы	20×24	170	81	11×16	252	81
Коленный сустав	29×17	166	71	25,3×13,7	211	66

фракцией дозы. Поглощённая фракция дозы рассчитывалась как разность между входной и выходной дозами, измеренными в одинаковых условиях (0,74,  $p=0,002$ ).

**Обсуждение**

Среднее значение лучевой нагрузки при томосинтезе составляет ~9,8% от таковой при компьютерной томографии, что соответствует литературным данным.

При проведении томосинтеза и рентгенографии подбирались оптимальные величины технических параметров проведения сканирования, сокращающие лучевую нагрузку, но не ухудшающие

качество извлекаемой диагностической информации.

Технические параметры исследований с минимальной лучевой нагрузкой представлены в таблице 4.

Дополнительно была проведена оценка разрешающей способности аппарата при стандартной цифровой рентгенографии и томосинтезе с использованием рентгеновского тест-объекта пространственного разрешения (мира), представляющего собой алюминиевую пластину (алюминий используется в качестве тканеэквивалентного материала) с нанесенными на нее вертикальными и горизонтальными высококонтрастными штрихами различной

толщины из свинца. Оценка разрешающей способности проводилась визуально (рис. 11).

Установлено, что при использовании стандартной цифровой рентгенографии разрешающая способность составляет ~3 пары линий на миллиметр, в то время как при использовании томосинтеза (при оптимальных настройках) разрешающая способность достигала ~2,5 пары линий на миллиметр.

**Заключение**

Анализ результатов эксперимента показал, что колебания дозовой нагрузки связаны с разницей объёма облучаемых тканей, а также зависят от нахождения в облу-

чаемой области органов с высоким риском наличия заболевания.

При томосинтезе дозы достоверно выше рентгенографических (тест Вилкоксона для связанных пар,  $p < 0,05$ ), а при МСКТ выше как рентгенографических, так и получаемых при томосинтезе (см. рис. 2).

Разрешающая способность аппарата при стандартной цифровой рентгенографии выше примерно на 0,5 пары линий на миллиметр, однако при использовании томосинтеза, за счет наличия большего количества томограмм, удается преодолеть эффект суммации и тем самым повысить качество изображения.

#### Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

#### Финансирование

Исследование не имело спонсорской поддержки.

#### Литература

1. Карпов С.С. Возможности методики томосинтеза в исследовании костей и суставов у детей и подростков. *Радиология-практика*. 2016; 4 (58): 42–9.
2. Ohno S., Nagano J., Sasaki K. et al. How tomosynthesis changes the evaluation of PLIF bone union. *Medical Now*. 2013; 74: 176–80.
3. Von Steyern V.K., Björkman-Burtscher I.M., Weber L. et al.

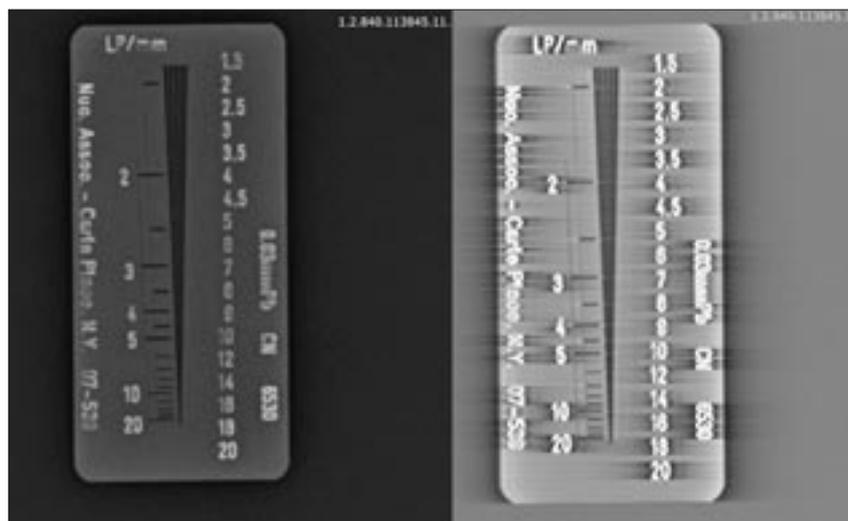


Рис. 11. Сравнение разрешающей способности при использовании стандартной цифровой рентгенографии (слева) и томосинтеза

- Effective dose from chest tomosynthesis in children. *Radiat. Prot. Dosim.* 2014; 158 (3): 290–8.
4. Wu H., Wu W., Song Y., Lu J., Fuo Z., Zhang Z. Low-dose radiation in the hip digital tomosynthesis. *Chinese J. Radiol. Med. Protect.* 2015; 35 (2): 153–6.
5. Нечаев В.А., Бажин А.В., Новоселова Е.В. Применение томосинтеза в диагностике заболеваний органов грудной полости. *Радиология-практика*. 2015; 5 (53): 14–20.
2. Ohno S., Nagano J., Sasaki K. et al. How tomosynthesis changes the evaluation of PLIF bone union. *Medical Now*. 2013; 74: 176–80.
3. Von Steyern V.K., Björkman-Burtscher I.M., Weber L. et al. Effective dose from chest tomosynthesis in children. *Radiat. Prot. Dosim.* 2014; 158 (3): 290–8.
4. Wu H., Wu W., Song Y., Lu J., Fuo Z., Zhang Z. Low-dose radiation in the hip digital tomosynthesis. *Chinese J. Radiol. Med. Protect.* 2015; 35 (2): 153–6.
5. Nechaev V.A., Bazhin A.V., Novoselova E.V. Application of tomosynthesis in the diagnosis of diseases of the chest cavity. *Radiologiya-Praktika (Radiology-practice, Russian journal)*. 2015; 5 (53): 14–20 (in Russ.).

#### References

1. Karpov S.S. Tomosynthesis in the study of the musculoskeletal system in children and adolescents. *Radiologiya-Praktika (Radiology-practice, Russian journal)*. 2016; 4 (58): 42–9 (in Russ.).

Поступила 22.08.2016  
Принята к печати 30.09.2016