

## ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ СНИЖЕНИЯ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Маткевич Е.И.<sup>1</sup>, Синицын В.Е.<sup>2</sup>, Зеликман М.И.<sup>3</sup>, Кручинин С.А.<sup>3</sup>, Иванов И.В.<sup>1,4</sup>

**Цель исследования.** Проанализировать и систематизировать основные методы уменьшения дозовой нагрузки на пациентов при компьютерной томографии (КТ) головы, органов грудной клетки, брюшной полости и малого таза.

**Материалы и методы.** Проведен анализ отечественных и зарубежных публикаций по базам данных Scopus, MedLine и РИНЦ о методах уменьшения дозовой нагрузки на пациентов при компьютерной томографии и выполнена их систематизация.

**Результаты.** Проанализированы варианты применения КТ головы, органов грудной клетки, сердца, органов брюшной полости и малого таза в многопрофильных лечебных учреждениях при использовании различных методов снижения дозовой нагрузки на пациентов.

**Выводы.** Факторы, используемые для снижения дозы при КТ, могут быть систематизированы по трем основным направлениям: 1) способы, зависящие от лечащего врача, врача-рентгенолога и сотрудников кабинета КТ-диагностики; 2) параметры протокола исследования; 3) особенности КТ-аппаратов и программного обеспечения. Учет факторов снижения дозы облучения пациентов при обосновании необходимости исследования, выборе параметров протокола, КТ-аппаратов и специализированного программного обеспечения позволяют уменьшить лучевую нагрузку на пациентов без ущерба для качества КТ-изображений на уровне от 10% до 78%. Разработка методов снижения дозы облучения пациентов крайне актуальна, особенно при скрининговых, многократных КТ-исследованиях и КТ-исследованиях с контрастированием.

Ключевые слова: обзор, компьютерная томография, лучевая нагрузка, снижение дозы облучения, протокол исследования, компьютерные томографы, программное обеспечение.

Контактный автор: Иванов И.В., e-mail: ivanov-iv@yandex.ru, Синицын В.Е. e-mail: vsini@mail.ru

Для цитирования: Маткевич Е.И., Синицын В.Е., Зеликман М.И., Кручинин С.А., Иванов И.В. Основные направления снижения дозы облучения пациентов при компьютерной томографии. REJR 2018; 8(3):60-73. DOI:10.21569/2222-7415-2018-8-3-60-73.

Статья получена: 01.06.18

Статья принята: 06.07.18

## MAIN DIRECTIONS OF REDUCING PATIENT IRRADIATION DOSES IN COMPUTED TOMOGRAPHY

Matkevich E.I.<sup>1,2</sup>, Sinitsyn V.E.<sup>3</sup>, Zelikman M.I.<sup>3</sup>, Kruchinin S.A.<sup>3</sup>, Ivanov I.V.<sup>2,4</sup>

**Purpose.** To analyze and organize the basic techniques to reduce radiation exposure to patients with computed tomography (CT) scan of the head, chest, abdomen and pelvis.

**Materials and methods.** The analysis of publications was carried out on the databases Scopus, Web of Science, MedLine and RINC.

**Results.** The variants of the use of CT of the head, chest, heart, abdominal and pelvic organs in multidisciplinary institutions with different methods of reducing the dose burden on patients have been analyzed.

**Conclusion.** The factors used to reduce the dose for CT can be systematized in three main ways: 1) methods that depend on the attending physician, radiologist and CT staff; 2)

1 - ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет).

2 - ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. В. Ломоносова».

3 - ООО «Конструкторское бюро РентгенТест».

4 - ФГБНУ «Научно-исследовательский институт медицины труда им. академика Н.Ф. Измерова».

г. Москва, Россия.

1 - I.M. Sechenov First Moscow State Medical University, Ministry of Health of the Russian Federation.

2 - Lomonosov Moscow State University.

3 - Design office RoentgenTest Co Ltd.

4 - FSBSI «Izmerov Research Institute of Occupational Health». Moscow, Russia

parameters of the research protocol; 3) features of CT-devices and software. Considering the factors reducing the radiation dose of patients in support of the need for CT examination, choice of parameters of the CT protocol, CT devices and software allows to significantly reduce the radiation burden on patients (by 10-78%) without compromising the quality of CT images. The development of methods to reduce the dose of irradiation of patients is extremely urgent, especially in screening, multiple CT studies and CT with contrast.

Keywords: review, radiation exposure, radiation reduction, dose reductions, computed tomography, CT-scanner, study protocol, software.

Corresponding author: Ivan Ivanov; E-mail: ivanov-iv@yandex.ru, Valentin Sinitsyn, E-mail: vsini@mail.ru

For citation: Matkevich E.I., Sinitsyn V.E., Zelikman M.I., Kruchinin S.A., Ivanov I.V. Main directions of reducing patient irradiation doses in computed tomography. REJR 2018; 8 (3):60-73. DOI:10.21569/2222-7415-2018-8-3-60-73.

Received: 01.06.18

Accepted: 06.07.18

**В** последние годы отмечена тенденция к увеличению дозовой нагрузки от компьютерной томографии (КТ) на население, как во всём мире, так и в России [1]. В перспективе к возрастанию суммарных доз облучения пациентов может привести увеличение скрининговых КТ для диагностики рака грудной клетки, повторных КТ для установления динамики патологического процесса и многофазных КТ с применением внутривенного введения рентгеноконтрастных средств.

В то же время «за последние годы в отечественные нормативные документы последовательно внедряется современная международная методология радиационной защиты от медицинского облучения, основой которой являются принципы обоснования назначения диагностических и лечебных процедур с применением ионизирующих излучений (ИИ) и оптимизация их проведения и защиты пациента» [1]. В связи с этим, актуально внедрение в практику КТ-диагностики принципов МКРЗ, направленных на предотвращение случаев избыточного облучения пациентов.

В разделе «Биологические аспекты радиологической защиты» МКРЗ подчеркивает, что в диапазоне доз до 100 мЗв МКРЗ остается приверженным линейной беспороговой модели зависимости эффектов облучения от дозы. Смысл этой концепции состоит в том, что «некоторый конечный риск, пусть даже минимальный, должен быть принят во внимание при любом уровне облучения» [2]. Реализация такого подхода в системе защиты, провозглашаемой МКРЗ, строится «на основе трех фундаментальных принципов: 1) принцип нормирования – не превышение установленного дозового предела для отдельных лиц, 2) принцип оптимизации – поддержание облучения на возможно более низком уровне, 3) принцип обоснования – исключение необоснованных облучений» [3].

В аспекте реализации принципов защиты от излучения МКРЗ **цель обзора** состояла в анализе методик, направленных на уменьшение дозы облучения пациентов при КТ, и их систематизации.

#### **Материалы и методы.**

Для обзора проведен анализ отечественных и зарубежных публикаций о методах уменьшения дозовой нагрузки на пациентов при компьютерной томографии по базам данных Scopus, MedLine и РИНЦ и выполнена их систематизация.

#### **Результаты.**

По результатам анализа факторы, используемые для снижения дозы при КТ, сгруппированы по трем основным направлениям (таб. №1): 1) организационные мероприятия, зависящие от лечащего врача, врача-рентгенолога и других сотрудников кабинета КТ-диагностики; 2) модификация параметров протокола исследования; 3) использование особенностей КТ-аппаратов и программного обеспечения.

Наиболее простой и доступный подход – это соблюдение лечащим врачом показаний к назначению компьютерной томографии конкретному пациенту. Метод компьютерной томографии при некоторых заболеваниях действительно наиболее информативный. Однако при ряде нозологий план обследования должен основываться на методах, не связанных с воздействием ионизирующего излучения, – необходимо включать разнообразные физикальные исследования и лабораторную диагностику. Комплексная оценка всей полученной информации может показать врачу, что КТ-исследование станет сверхдиагностической манипуляцией. Лечащий врач и врач-рентгенолог должны прийти к компромиссу для определения минимально достаточной области интереса для рентгенологического обследования. Исходя из первого направления, комплексная оценка всей полученной информации может показать вра-

чу, что КТ можно заменить на другое исследование, что позволит многократно уменьшить уровень облучения вплоть до полного исключения дозовой нагрузки на пациента. Этому будет способствовать также использование врачами программы по улучшению качества лучевых исследований и повышению их безопасности EuroSafe Imaging Европейского Общества Радиологов (ESR).

Использование программ заблаговременного определения дозы позволяет адаптировать параметры протоколов для конкретного исследования согласно рекомендуемым дозам (Программа ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator) [6].

Факторы второго направления предполагают варьирование медицинским персоналом параметрами протокола КТ-исследования. Например, известно, что снижение напряжения на трубке приводит к снижению дозы облучения, но тем самым ухудшает контраст изображения, однако этот метод может использоваться для выявления высококонтрастных структур [5, 9, 23].

К факторам третьего направления снижения доз облучения можно отнести использование особенностей КТ-аппаратов и программного обеспечения; их определяют производители с обоснованием рациональной геометрии облучения в томографе, конструкции детекторов, расстояния от рентгеновской трубки и др.

При этом следует учитывать, что регулирование значений питча (например, увеличение скорости перемещения стола) снижает дозу, но это приводит к возрастанию артефактов, и поэтому изначально неприемлемо для отдельных вариантов патологии (мелкие метастазы и прочее). Увеличение скорости сканирования на современных томографах позволяет проводить многофазные исследования, в то же время увеличивается доза облучения в соответствии с количеством фаз сканирования [19].

Время экспозиции зависит от ширины коллиматора. При этом возрастает проявление эффекта частичного объема, поэтому ширина коллимации должна быть специфически подобрана для определенного исследования. Целесообразный выбор зерна (ядра свертки) в сочетании с низкими значениями mAs помогает снизить дозу облучения.

Снижение напряжения на трубке при КТ-сканировании высококонтрастных структур приводит к снижению дозы во время исследования и увеличивает контраст изображения. Уменьшение уровня дозы по топограмме с автоматической модуляцией тока на трубке позволяют снизить дозы облучения при КТ-исследованиях на 10-30%, качество изображения не изменяется, а для плечевого пояса и таза даже увеличивается [23].

Следует отметить, что КТ с внутривенным контрастированием при снижении силы тока могут иметь несколько более низкую диагностическую ценность по сравнению со стандартным КТ, но допускаются, например, для скрининговой диагностики острого аппендицита; снижение дозы в низкодозной серии составило 74,8-78,4%, все клинические случаи были диагностированы правильно [27].

Следует отметить, что, к сожалению, большинство методов уменьшения дозы влекут за собой в той или иной мере ухудшение качества получаемого изображения [28, 29]. Кроме того, снижение напряжения и силы тока малоприменимо для пациентов с большой массой тела (с большим поперечным размером исследуемой области тела), так как для таких пациентов требуются параметры, более высокие по сравнению со стандартными протоколами. Это приводит к увеличению дозы облучения и требует использования других методов снижения дозы.

Автоматическую корректировку технических параметров (и в результате DLP) используют все производители КТ-аппаратов для уменьшения дозы с сохранением приемлемого качества изображения. Методы (техники) модуляции и снижения дозы могут варьироваться в зависимости от производителя аппарата, модели и версии программного обеспечения. Как видно из таблицы, факторы 2.1-2.7, а также 3.1-3.4 позволяют за счет изменения параметров исследования снизить дозу облучения пациента лишь на 16-40%. При дальнейшем снижении дозы ухудшается качество изображения и снижается его диагностическая ценность.

Учитывая, что по прогнозам ВОЗ, заболеваемость онкологическими заболеваниями и смертность от них во всем мире за период с 1999 г. по 2020 г. возрастет в 2 раза, возникает необходимость проведения скрининговых КТ-исследований для раннего выявления онкопатологии, в том числе рака легких. Такие КТ должны характеризоваться высокой диагностической ценностью и низким радиационным воздействием на пациента [30, 31]. Этим параметрам отвечают низкодозные методы КТ в сочетании с алгоритмами ИР (см. табл. №1, фактор 3.5), которые могут применяться в качестве скрининга, позволяя существенно снижать дозу облучения по сравнению со стандартными протоколами при хорошем качестве изображений [32].

#### **Обсуждение.**

Рассмотренные подходы дополняют и систематизируют основные направления снижения дозовой нагрузки на пациентов [4, 5, 17, 35], в том числе в отношении влияния на этот процесс (рис. 1) персонала лечебно-профилактического учреждения (ЛПУ). Стрем-

ление к улучшению качества КТ-изображений сопровождается увеличением силы тока и напряжения на трубке и приводит к увеличению дозы облучения пациентов. Одновременно это способствует увеличению вероятности негативных эффектов облучения на здоровье человека. Поскольку повреждение клеток пропорционально уровню дозы, выработанные защитные механизмы организма против повреждающих факторов среды достаточно ограничены и эффективны только до определенного уровня воздействия, называемого «порогом». Выше этого уровня наблюдается невозможность ликвидации всех измененных клеток с нарушенной структурой и функциями, несовместимыми с нормальной жизнедеятельностью. Это ведет к развитию заболеваний, а иногда к гибели организма от развития радиационно обусловленных злокачественных новообразований [33, 34]. Однако и ниже этого критического уровня (в диапазоне доз до 100 мЗв) МКРЗ остается приверженной беспороговой концепции негативного влияния малых доз ионизирующего излучения [2, 3].

Вследствие этого, при проведении КТ-исследований необходимо стремиться к уменьшению дозы облучения пациентов и шире использовать возможности всех направлений оптимизации лучевой нагрузки:

- полноценное осуществление лечащим врачом, врачом-рентгенологом и персоналом кабинета КТ всего возможного комплекса мероприятий по уменьшению лучевой нагрузки на пациентов;

- выполнение КТ только по обоснованным показаниям, для чего, в том числе, необходимо использование современных компьютерных систем рационального выбора методов диагностики и порядка их проведения при направлении пациентов на лучевые диагностические исследования;

- отказ от лишних фаз контрастирования в пределах одного КТ-исследования, а также от выполнения повторных исследований, не приносящих дополнительной диагностической информации;

- учет факторов снижения дозы облучения пациентов при выборе параметров протокола КТ-исследования без ущерба для качества КТ-изображений; в частности, необходимо более широкое применение низкодозных протоколов сканирования в сочетании с алгоритмами итеративной реконструкции изображений для со-

хранения их качества и диагностической информативности;

- своевременная замена устаревших моделей КТ более совершенными моделями с опциями применения низкодозных протоколов КТ в сочетании с алгоритмами итеративной реконструкции;

- переход на современные методы учета дозовой нагрузки, в том числе компьютеризованный учет лучевой нагрузки при всех КТ-исследованиях, выполняемых одному пациенту вне зависимости от места их выполнения.

#### **Выводы.**

1. Факторы, используемые для снижения дозы при КТ, могут быть систематизированы по трем основным направлениям: способы, зависящие от лечащего врача, врача-рентгенолога и сотрудников кабинета КТ-диагностики; параметры протокола исследования; особенности КТ-аппаратов и программного обеспечения.

2. Учет факторов снижения дозы облучения пациентов при обосновании необходимости исследования, выборе параметров протокола, КТ-аппаратов и программного обеспечения позволяют уменьшить лучевую нагрузку на пациентов без ущерба для качества КТ-изображений на 10-78% и более.

3. Разработка методов снижения дозы облучения пациентов крайне актуальна, особенно при скрининговых, многократных КТ-исследованиях и КТ с контрастированием.

#### **Благодарности.**

Авторы признательны за большую информационно-аналитическую и методологическую работу в данной области сотрудникам института Федерального бюджетного учреждения науки «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева» Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека – заведующему лабораторией радиационной гигиены медицинских организаций, кандидату биологических наук Водоватову А.В. и доктору биологических наук, профессору М.И. Балонову – за поддержку работы авторов в выбранном направлении и творческое взаимодействие.

#### **Источник финансирования и конфликт интересов.**

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие финансовой поддержки исследования и конфликта интересов, о которых необходимо сообщить.

**Таблица №1. Направления и факторы, используемые для снижения дозы при КТ.**

Факторы снижения дозы	Краткое описание	Особенности и примеры применения
1	2	3
<b>1. Организационные мероприятия, зависящие от лечащего врача, врача-рентгенолога и других сотрудников кабинета КТ-диагностики</b>		
1.1. Рациональное назначение КТ-исследований	Проводить исследования только по показаниям, оценить возможности методов диагностики, не связанных с ионизирующим излучением (УЗИ, МРТ), не проводить повторные исследования без действительной необходимости [4].	Например, КТ брюшной полости и таза не следует проводить в ближайшем периоде после рентгенологических исследований желудочно-кишечного тракта с барием.
1.2. Соблюдение референтных диагностических уровней	Расчет дозы осуществляется исходя из данных о пациенте (возраст, телосложение), его патологии, на основе этого расчета выставляются технические параметры (сила тока и пр.), чтобы доза облучения не превышала референтные значения; могут использоваться компьютерные программы расчета дозы.	Программа EDEREX (Effective Dose Estimation at Roentgen Examinations), разработанная в СПбНИИ радиационной гигиены, позволяет рассчитать средние дозы в 22 органах и тканях тела человека и ЭД облучения пациентов (с учетом параметров рентгенологической процедуры, возраста и телосложения пациента) [5]. Описана подобная программа ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator [6]. Программы заблаговременного расчета дозы применяются при исследованиях грудной клетки у взрослых и брюшной полости в педиатрической практике [7].
1.3. Применение индивидуальных средств радиационной защиты и обеспечение качественной работы оборудования в условиях эксплуатации	Защитные шапочка, очки, воротник, накидка, фартук, жилет, передник, юбка и перчатки, имеющие свинцовый эквивалент по поглощению не менее 0,25–0,3 мм [5]. Периодический контроль качества работы томографов [5, 8].	Экранирование радиочувствительных областей: головы, глаз, щитовидной железы, груди, таза, особенно у лиц репродуктивного возраста. У детей ранних возрастов должно быть обеспечено экранирование всего тела за пределами исследуемой области. Необходимость периодического проведения различных видов испытаний томографов, для гарантии информативности и безопасности исследований.

**Таблица №1. Направления и факторы, используемые для снижения дозы при КТ (продолжение таблицы).**

1	2	3
<b>2. Модификация параметров протокола исследования</b>		
<p>2.1. Напряжение на трубке (кВ)</p>	<p>При ориентировочных расчетах исходят из того, что изменение дозы пропорционально квадрату изменения напряжения на трубке, а отношение сигнал/шум (SNR) уменьшается в корень из 2, если доза уменьшается в 2 раза (в общем виде – в корень из N, если доза уменьшается в N раз).</p>	<p>Оптимально выполнять при 120 кВ вместо 140 кВ, в результате чего происходит снижение дозы облучения на 20-40 % [9]. Однако для пациентов с большой массой тела, как правило, необходимо более высокое напряжение, что приводит к увеличению дозы облучения и требует использования других методов снижения дозы. КТ головы у детей может выполняться со значительно сниженным напряжением (но должен быть увеличен ток трубки), при этом доза облучения получается минимально возможной без снижения качества КТ-изображения [10].</p>
<p>2.2. Количество электричества (мАс) – Tube current exposure time product</p>	<p>Дозовая нагрузка уменьшается при несколько пониженных значениях анодного напряжения и силы тока рентгеновской трубки, однако тогда изображение оказывается более темным и непригодным для анализа врачом-рентгенологом. Уменьшение тока трубки в 2 раза приведет к уменьшению дозы в 2 раза, но при этом ухудшится отношение сигнал/ шум на изображениях, что визуально воспринимается как повышенная зернистость. Простое изменение яркости не обеспечит нужного результата, однако с помощью специальных нелинейных алгоритмов удается привести изображение к приемлемому для анализа виду.</p>	<p>Используется при скрининговых исследованиях легких и костей, КТ-ангиографии, КТ-колонографии.</p> <p>Снижение силы тока при КТ брюшной полости возможно по результатам измерения поперечных объемов пациента (например, допустимо снижение тока на 50 % при достаточном качестве изображения у пациентов с длиной окружности менее чем 105 см, передне-задний диаметр – менее чем 28 см, поперечный диаметр – менее чем 34,5 см) в процессе оценки топограммы [11, 12].</p> <p>У пациентов с массой тела выше критической (81,6 кг) не применимо для областей с низко-контрастными участками, например, брюшная полость, качество диагностики в которых сильно зависит от увеличения уровня шума.</p> <p>У пациентов с массой тела меньше критической (81,6 кг) можно выполнять КТ-исследование брюшной полости со сниженной дозой излучения путем снижения тока на трубке вплоть до 50%, сохраняя приемлемое качество изображения [11]. Это справедливо и для детей и подростков с массой тела от 4,5 до 68,0 кг [13].</p>

**Таблица №1. Направления и факторы, используемые для снижения дозы при КТ (продолжение таблицы).**

1	2	3
<p>2.3. Коллимация, скорость движения стола и питч</p>	<p>При более высокой скорости перемещения стола для выбранных коллимации и длительности одного оборота трубки имеем более высокое значение питча, что способствует снижению дозовой нагрузки из-за более короткого времени экспозиции (особенно, если другие параметры исследования, в том числе сила тока трубки, неизменны), в то время как медленная скорость перемещения стола при заданной коллимации увеличивает время экспозиции и, соответственно, дозу облучения.</p> <p>Исследование с более высоким значением питча приводит к снижению дозы, но вызывает учащение появления артефактов на изображении.</p>	<p>При КТ-колонографии качество изображения менее подвержено изменениям при изменении питча, чем коллимации, поэтому предпочтительнее высокий питч и узкая коллимация для достижения оптимального снижения дозы [14, 15].</p> <p>При диагностике метастазов в печени или поражений поджелудочной железы также требуется узкая коллимация, но высокий питч может привести к пропуску патологии на границе раздела сред [16]. Узкая коллимация и питч более 1 подходит для скрининговых исследований, например, КТ-колонографии и КТ мочевыводящих путей при выявлении конкрементов. КТ с детальными выявлениями патологий требуют узкую коллимацию и питч менее 1.</p> <p>Данная техника не подходит для КТ-аппаратов, имеющих установку эффективных мАс – у них это значение поддерживается постоянным даже при изменении питча, поэтому доза не меняется.</p> <p>Однако, как показано, существует граничное значение коллимации рентгеновского пучка (как правило, соизмеримое с размером фокусного пятна рентгеновской трубки), ниже которого доза облучения пациента, наоборот, будет увеличиваться [17]. Этот эффект при низких величинах коллимации рентгеновского пучка связан с превалирующим вкладом в дозовую нагрузку пациента афокального излучения («полутени»).</p>
<p>2.4. Время ротации трубки</p>	<p>При прочих равных условиях дозовая нагрузка снижается за счет уменьшения времени ротации (вращения) трубки.</p>	<p>Необходимо учитывать, что при уменьшении времени ротации трубки ухудшается качество изображения и для его сохранения требуется увеличивать ток на трубке для КТ-аппаратов с числом рядов детекторов 16 и выше [16].</p>
<p>2.5. Количество фаз исследования</p>	<p>Доза облучения снижается пропорционально уменьшению количества фаз КТ-исследований.</p>	<p>Используется в зависимости от необходимости внутривенного или парентерального контрастирования, дополнительных фаз при функциональных пробах. Например, при оценке печени и стенок кишечника бесконтрастная серия часто может быть пропущена, без влияния на интерпретацию результатов.</p>

**Таблица №1. Направления и факторы, используемые для снижения дозы при КТ (продолжение таблицы).**

1	2	3
2.6. Протяженность области исследования	Доза облучения снижается с уменьшением протяженности области исследования.	Определяется исключением дополнительных зон интереса, например, при многофазных исследованиях после внутривенного введения контраста в последующих фазах, по возможности желательно ограничиться только конкретным органом. Это позволяет снизить дозу облучения на 16% [18].
2.7. Использование предустановленного протокола	Выбирается один из стандартных протоколов для конкретных условий, что снижает лучевую нагрузку.	Выявлена значительная вариабельность доз облучения между учреждениями, обусловленная главным образом отличиями технических параметров протоколов исследований. Предложена комплексная система контроля доз облучения при КТ-исследованиях, основанная на использовании диагностических контрольных уровней. Внедрение данной системы позволит снизить лучевые нагрузки на пациентов без дополнительных материальных затрат [19]. Обсуждаются различные способы корректировки протоколов КТ для снижения дозы излучения до уровня, который является настолько низким, насколько это возможно [20].
<b>3. Использование особенностей КТ-аппаратов и программного обеспечения (ПО)</b>		
3.1. Эффективность детектора	Снижение лучевой нагрузки и повышение качества изображений в результате физико-технических особенностей детектора.	Может реализоваться путем тонких перегородок между детекторными элементами, либо использования в перспективе вместо сцинтилляционных разрабатываемых детекторов прямого преобразования фотонов на основе новых материалов с высокой квантовой эффективностью, что позволит повысить четкость изображения при протоколах со снижением дозы облучения пациентов [21].
3.2. Коллимация и фильтрация рентгеновского излучения, в том числе рассеянного в теле пациента	Использование коллиматора рентгеновской трубки («перед пациентом») и коллиматора детектора («после пациента»). Применение двух типов фильтров: плоских и профилированных («фильтры-бабочки»). Плоские фильтры формируют рентгеновский пучок необходимого спектрального состава,	Использование фильтров позволяет уменьшить дозу облучения на 40 % [22]. Данный метод эффективен при исследовании нецилиндрических областей тела, например, плеча, а также при наличии у пациентов металлических имплантов Плоские фильтры большой толщины предпочтительнее, так как в этом случае поглощается низкоэнергетическое излучение, составляющее значительную часть дозы облучения пациента, но почти не участвующее в формировании полезного сигнала [17].

**Таблица №1. Направления и факторы, используемые для снижения дозы при КТ (продолжение таблицы).**

1	2	3
	<p>а профилированные фильтры используются для ослабления излучения на периферии рентгеновского пучка.</p>	<p>Для периферических областей тела пациента путь прохождения пучка меньше, чем в центральных областях, следовательно, для обеспечения равных значений отношений сигнал/шум в центре и на периферии для последних требуется меньшая доза излучения. Данный эффект обеспечивают профилированные фильтры, которые снижают дозовую нагрузку на периферические области тела пациента.</p> <p>Для стандартного протокола исследования изменение размера «апертуры» профилированного фильтра возможно путем варьирования параметра FOV (field of view –размер отображения на дисплее КТ).</p> <p>Таким образом, для существенного ослабления излучения на периферии тела пациента необходимо задавать этот параметр так, чтобы исследуемая область отображалась на всем доступном поле дисплея КТ.</p>
<p>3.3. Методы контроля дозы облучения с использованием автоматической модуляции тока трубки (АМТ)</p>	<p>Автоматический выбор:</p> <p>а) фиксированных параметров протокола (мА и кВ) в зависимости от размеров пациента;</p> <p>б) модуляции тока трубки (мА) в зависимости:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– от анатомических областей,</li> <li>– от степени ослабления излучения в теле пациента,</li> <li>– от фазы дыхания или сердечного цикла и др.</li> </ul> <p>ПО: CAREdose4D – Siemens, SmartScan – GE, SUREExposure – Toshiba, DoseRight – Philips.</p>	<p>Возможность выбора режима, при котором сила тока рентгеновской трубки в процессе спирального исследования изменяется пропорционально толщине исследуемого объекта; например: ток на трубке регулируется по результатам предварительного исследования (топограммы), область легких на 70% более прозрачна, чем другие области тела, поэтому для этой области ток автоматически уменьшается [5].</p> <p>АМТ позволяет снизить дозы облучения при КТ на 10-30%, качество изображения не изменяется, а для плечевого пояса и таза даже увеличивается [23].</p>
<p>3.4. Ядро свертки (Kernel)</p>	<p>Реконструкция изображений в КТ осуществляется с использованием так называемого ядра свертки: изменяя параметры ядра свертки, можно регулировать параметры конечного реконструируемого изображения.</p>	<p>Так при одних и тех же «сырых данных» (зарегистрированных под разными углами проекциях) можно получить конечное изображение либо с подчеркиванием границ отдельных структур (режим с применением ядра свертки, обеспечивающего сверхвысокое разрешение), либо, наоборот, более размытое изображение (режим с применением стандартного или сглаживающего ядра свертки).</p>

**Таблица №1. Направления и факторы, используемые для снижения дозы при КТ (окончание таблицы).**

1	2	3
	<p>Применением различных вариантов ядра свертки можно нивелировать эффект «некачественного» изображения, полученного при более «щадящих» параметрах съемки, а, следовательно, и при меньшей дозе облучения пациента.</p>	<p>При этом в первом случае значительно повысится уровень шума на изображении, что может привести к появлению полосовых артефактов, а во втором – наоборот, повысится четкость слабоконтрастных структур за счет снижения шума и артефактов [17].</p>
<p>3.5. Автоматическая модуляция напряжения на трубке</p>	<p>Модуляция напряжения на трубке (кВ) в зависимости от анатомических особенностей пациента и клинической ситуации; программное обеспечение – CARE kV–Siemens.</p>	<p>Программное обеспечение CARE kV выполняет задачу автоматической регулировки напряжения с учетом изменения тока трубки, что позволяет снизить уровень шума и повысить качество изображения.</p>
<p>3.6. Модификация геометрии сканирования</p>	<p>Применение модифицированного алгоритма обратного проецирования.</p>	<p>Предлагается модифицированный алгоритм обратного проецирования в качестве перспективного решения проблемы снижения дозы облучения [24].</p>
<p>3.7. Алгоритмы итеративной реконструкции (ИР) КТ-изображений</p>	<p>При функции ИР используется «сырая» информация, полученная в ходе этапов низкодозного КТ с последующим постпроцессинговым восстановлением изображения. Достигается уменьшение уровня шума и более высокое качество изображения (увеличение разрешения или уменьшение артефактов) по сравнению с использованием стандартных методов реконструкции (алгоритмы ИР: SAFIRE, IRIS – Siemens, ASIR, MBIR – GE, AIDR3D – Toshiba, iDose – Philips).</p>	<p>Использование разных значений напряжения на трубке зависит от диаметра исследуемой области и характера исследуемых тканей (мягкие ткани, сосуды с контрастным усилением йодным раствором и т.д.) [25]. Приемлемо для КТ-колонографии, КТ-ангиографии и КТ мочевыводящих путей, а также в педиатрической практике [26]. Использование ИР само по себе не уменьшает параметр «произведение дозы на длину» (DLP), но при использовании ИР качество изображения значительно улучшается. Это позволяет при малодозных протоколах (при более низких значениях DLP за счет корректировки параметров модуляции и многократного снижения дозы в процессе КТ-обследования) добиваться такой же диагностической ценности исследования, как и при стандартных протоколах без снижения дозы облучения.</p>

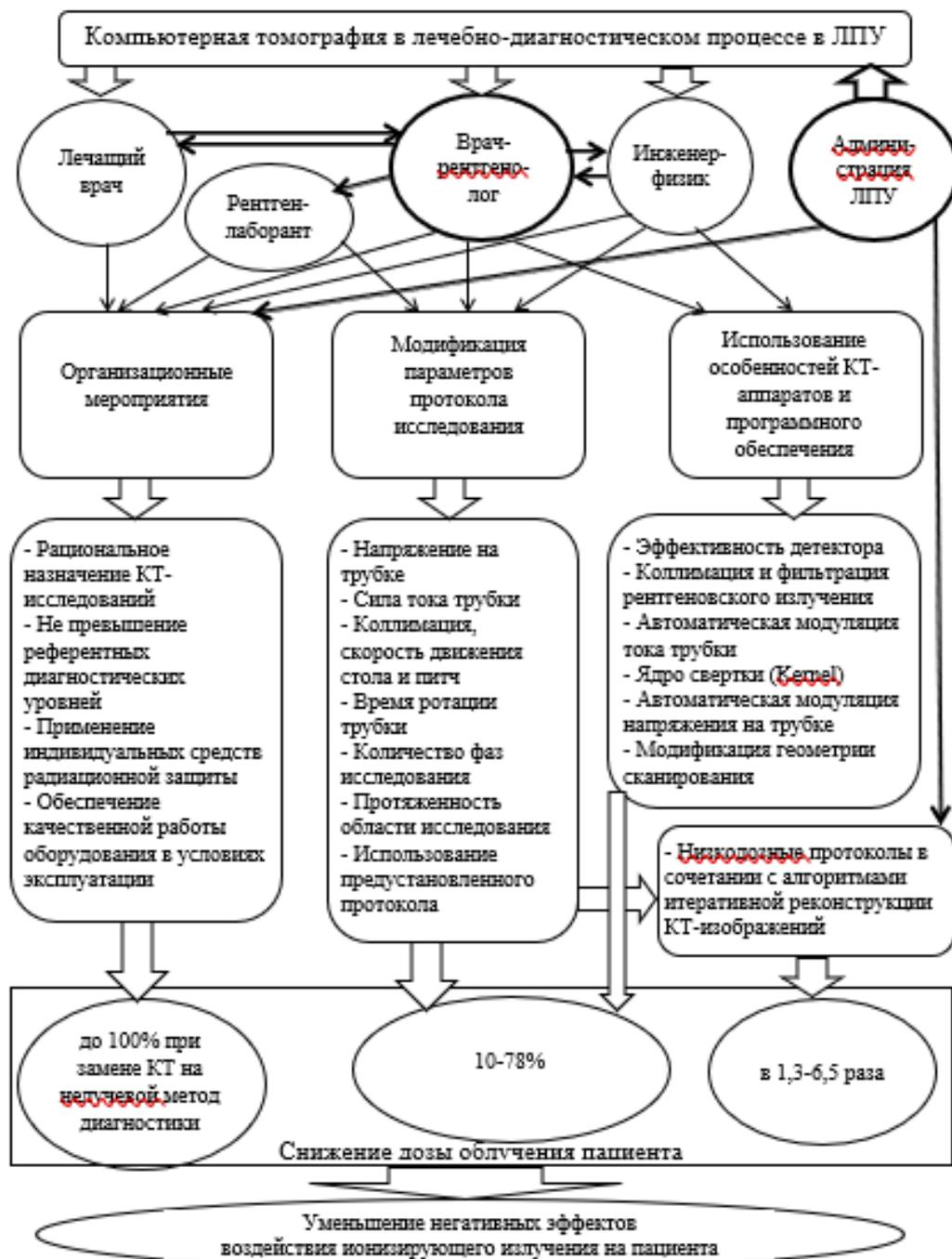


Рис. 1 (Fig. 1)

Рис. 1. Схема.

Направления и факторы снижения дозы облучения пациентов при КТ.

Fig. 1. Scheme.

Directions and factors of radiation dose reduction in CT patients.

## Список литературы:

1. «О состоянии санитарно-эпидемиологического благополучия населения в Российской Федерации в 2015 году»: Государственный доклад Роспотребнадзора. Москва, Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, 2016. 200 с.
2. Ионизирующие излучения: источники и биологические эффекты: Доклад НКДАР за 1982 г. на Генеральной Ассамблее ООН. Т.1. Нью-Йорк, ООН, 1982. 882 с.
3. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP. 2008; 37 (2–4): 104.
4. AAPM Report 96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. – College Park: AAPM, 2008. Available at: [https://radiomed.ru/sites/default/files/field/comment\\_node\\_forum/aapm\\_report-69-of-tg-23\\_measurement-reporting-and-managment-of\\_radiation-dose-in-ct\\_2008.pdf](https://radiomed.ru/sites/default/files/field/comment_node_forum/aapm_report-69-of-tg-23_measurement-reporting-and-managment-of_radiation-dose-in-ct_2008.pdf) (accessed 17.06.2018).
5. Основы лучевой диагностики и терапии: Национальное руководство. гл. ред. С. К. Терновой. Москва, ГЭОТАР-Медиа, 2013. 992 с.
6. ImPACT's CT dosimetry tool, version 1.0.4 27/05/2011. Available at: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm> (accessed 17.06.2018).
7. Frush D.P., Slack C.C., Hollingsworth C.L., Bisset G.S., Donnelly L.F., Hsieh J. et al. Computer-simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients. Am. J. Roentgenol. 2002; 179: 1107–1113. DOI: 10.2214/ajr.179.5.1791107
8. Зеликман М.И. Обеспечение качества высокотехнологического рентгенодиагностического оборудования в условиях эксплуатации. REJR. 2016; 6 (3): 106 – 107. DOI: 10.21569/2222-7415-2016-6-3-106-107
9. Kopp A.F., Heuschmid M., Claussen C.D. Multidetector helical CT of the liver for tumor detection and characterization. Eur. Radiol. 2002; 12 (4): 745–752. DOI: 10.1007/s00330-001-1177-1
10. Huda W., Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. Am. J. Roentgenol. 2007; 188(2): 540–546. DOI: 10.2214/AJR.06.0101
11. Kalra M.K., Prasad S., Saini S., Blake M.A., Varghese J., Halpern E.F. et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. Am. J. Roentgenol. 2002; 179(5): 1101–1106. DOI: 10.2214/ajr.179.5.1791101
12. McCollough C.H., Zink F.E., Kofler J., Matsumoto J.S., Thomas K.B., Hoffman A.D. Dose optimization in CT: creation, implementation and clinical acceptance of size-based technique charts. Radiology. 2002; 225(P): 591.
13. Donnelly L.F., Emery K.H., Brody A.S., Laor T., Gyllys-Morin V.M., Anton C.G. et al. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of singledetector helical CT: strategies at a large children's hospital. Am. J. Roentgenol. 2001; 176(2): 303–306. DOI: 10.2214/ajr.176.2.1760303
14. Power N.P., Pryor M.D., Martin A., Horrocks J., McLean A.M., Reznick R.H. Optimization of scanning parameters for CT colonography. Br. J. Radiol. 2002; 75(893): 401–408. DOI: 10.1259/bjr.75.893.750401
15. Laghi A. Iannaccone R., Mangiapane F., Piacentini F., Iori S., Passariello R. Experimental colon phantom for the evaluation of the optimal scanning technique for CT colonography using a multidetector spiral CT equipment. Eur. Radiol. 2003; 13(3): 459–466. DOI: 10.1007/s00330-002-1671-0
16. Rehani M.M. Limitations of diagnostic reference level (DRL) and introduction of acceptable quality dose (AQD). Br. J. Radiol. 2015; 88 (1045): 20140344. DOI: 10.1259/bjr.20140344
17. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования: пер. с англ. Москва, Техносфера, 2006. 344 с. ISBN 5-948360-69-5.
18. Hara A. K. Paden R.G., Silva A.C., Kujak J.L., Lawder H.J., Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. Am. J. Roentgenol. 2009; 193 (3): 764–771. DOI: 10.2214/AJR.09.2397
19. Хоружик С. А., Чиж Г. В., Бозушев Е. В., Гацкевич Г. В., Кандыбович Д. С., Мацкевич С. А. и др. Дозовые нагрузки при компьютерно-томографических исследованиях. Известия национальной академии наук Беларуси. Серия медицинских наук. 2009; 1: 14–22.
20. Alkadhi H., Radiation dose of cardiac CT—what is the evidence? Eur. Radiol. 2009; 19 (6): 1311–1315. DOI: 10.1007/s00330-009-1312-y
21. Barnes E. ISCT: New CT detectors promise sharper images. International Society for Computed Tomography (ISCT) San Francisco Symposium. San Francisco, June 21, 2016.
22. Budoff M.J. Maximizing dose reductions with cardiac CT. Int. J. Cardiovasc. imaging. 2009; 25 (Suppl 2): 279–287.
23. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 87. Managing patient dose in computed tomography: A report of the Intern. Commission on Radiol. Protection. Ann. ICRP. 2000; 30 (4): 45.
24. Оздиев А.Х., Крючков Ю.Ю. Уменьшение дозы облучения пациента при компьютерно-томографическом исследовании путём применения модифицированного алгоритма обратного проецирования. Медицинская Физика. 2017; 4 (76): 16–22.
25. McCollough C.H., Primak A.N., Braun N., Kofler J., Yu L., Christner J. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. Radiol. Clin. North. Am. 2009; 47(1): 27–40. DOI: 10.1016/j.rcl.2008.10.006.
26. Siegel M.J., Schmidt B., Bradley D., Suess C., Hildebolt C. Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape. Radiology. 2004; 233 (2): 515–522. DOI: 10.1148/radiol.2332032107.
27. Kim S.Y., Lee K.H., Kim K., Kim T.Y., Lee H.S., Hwang S.S. et al. Acute Appendicitis in Young Adults: Low- versus Standard-Radiation-Dose Contrast-enhanced Abdominal CT for Diagnosis. Radiology (RSNA). 2011; 260 (2): 437–445. DOI: 10.1148/radiol.11102247.
28. Leshka S. Stolzmann P., Schmid F.T., Scheffel H., Stinn B., Marincek B. et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. Eur. Radiol. 2008; 18 (9): 1809–1817. DOI: 10.1007/s00330-008-0966-1
29. McNitt-Gray M.F. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT – Radiation dose in CT. Radiographics. 2002; 22 (6): 1541–1553. DOI: 10.1148/rg.226025128
30. Низкодозный скрининг рака лёгких – современные тех-

нологии снижения лучевой нагрузки. С-Петербург (2016). Электронный ресурс: <http://congress-ph.ru/common/htdocs/upload/fm/cardiotorakal/prez/M20-02-6.pdf> (дата обращения: 17.06.2018).

31. Saltybaeva N., Martini K., Frauenfelder T., Alkadhi H. Organ Dose and Attributable Cancer Risk in Lung Cancer Screening with Low-Dose Computed Tomography. *PLoS One*. 2016; 11 (5) : e0155722. – DOI:10.1371/journal.pone.0155722

32. Маткевич Е.И., Синицын В.Е., Иванов И.В. Направления оптимизации лучевой нагрузки при компьютерной томографии. Научно-практическое руководство. Москва-

Воронеж, Элист, 2018. 200 с. ISBN 978-5-87172-091-2

33. Булдаков Л.А., Калистратова В. С. Радиоактивное излучение и здоровье. Москва, Информ-Атом, 2003. 165 с.

34. Калистратова В.С., Булдаков Л.А., Нисимов П.Г. Проблема порога при действии ионизирующего излучения на организм животных и человека. Москва, 2010. 214 с.

35. Keat N. Techniques and technology for dose reduction in CT. Available at: <http://www.impactscan.org/slides/techniquesandtechnology/techniquesandtechnologydosereduction.pdf> (accessed 17.06.2018).

## References:

1. On the state of sanitary and epidemiological welfare of the population in the Russian Federation in 2015: State report. Moscow, Federal Service for Supervision of Consumer Rights Protection and Human Welfare, 2016. (in Russian).

2. Ionizing Radiation: Sources and Biological Effects: UNSCEAR report for 1982 to the UN General Assembly. V.1. New York, United Nations, 1982. 882 p.

3. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP. 2008; 37 (2–4). 104 p.

4. AAPM Report 96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. – College Park: AAPM, 2008. Available at: [https://radiomed.ru/sites/default/files/field/comment\\_node\\_forum/aapm\\_report-69-of-tg-23\\_measurement-reporting-and-managment-of\\_radiation-dose-in-ct\\_2008.pdf](https://radiomed.ru/sites/default/files/field/comment_node_forum/aapm_report-69-of-tg-23_measurement-reporting-and-managment-of_radiation-dose-in-ct_2008.pdf) (accessed 17.06.2018)

5. Fundamentals of Radiation Diagnosis and Therapy: National Guide. Ch. Ed. S.K. Ternovoy. Moscow, GEOTAR-Media, 2013. 992 p. (in Russian).

6. ImPACT's CT dosimetry tool, version 1.0.4 27/05/2011 Available at: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm> (accessed 17.06.2018).

7. Frush D.P., Slack C.C., Hollingsworth C.L., Bisset G.S., Donnelly L.F., Hsieh J. et al. Computer-simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients. *Am. J. Roentgenol*. 2002; 179: 1107–1113. DOI: 10.2214/ajr.179.5.1791107

8. Zelikman M.I. Quality assurance of high-tech x-ray diagnostic equipment in the condition of use. *Russian Electronic Journal Of Radiology*. 2016; 6 (3): 106–107. DOI:10.21569/2222-7415-2016-6-3-106-107 (in Russian).

9. Kopp A.F., Heuschmid M., Claussen C.D. Multidetector helical CT of the liver for tumor detection and characterization. *Eur.Radiol*. 2002; 12 (4): 745–752. DOI: 10.1007/s00330-001-1177-1

10. Huda W., Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *Am. J. Roentgenol*. 2007; 188 (2): 540–546. DOI: 10.2214/AJR.06.0101

11. Kalra M.K., Prasad S., Saini S., Blake M.A., Varghese J., Halpern E.F. et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. *Am. J. Roentgenol*. 2002; 179 (5): 1101–1106. DOI: 10.2214/ajr.179.5.1791101

12. McCollough C.H., Zink F.E., Kofler J., Matsumoto J.S.,

Thomas K.B., Hoffman A.D. Dose optimization in CT: creation, implementation and clinical acceptance of size-based technique charts. *Radiology*. 2002; 225 (P): 591.

13. Donnelly L.F., Emery K.H., Brody A.S., Laor T., Gylys-Morin V.M., Anton C.G. et al. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of singledetector helical CT: strategies at a large children's hospital. *Am. J. Roentgenol*. 2001; 176 (2): 303–306. DOI: 10.2214/ajr.176.2.1760303

14. Power N.P., Pryor M.D., Martin A., Horrocks J., McLean A.M., Reznick R.H. Optimization of scanning parameters for CT colonography. *Br. J. Radiol*. 2002; 75 (893): 401–408. DOI: 10.1259/bjr.75.893.750401

15. Laghi A. Iannaccone R., Mangiapane F., Piacentini F., Iori S., Passariello R. Experimental colonic phantom for the evaluation of the optimal scanning technique for CT colonography using a multidetector spiral CT equipment. *Eur. Radiol*. 2003; 13 (3): 459–466. DOI: 10.1007/s00330-002-1671-0

16. Rehani M.M. Limitations of diagnostic reference level (DRL) and introduction of acceptable quality dose (AQD). *Br. J. Radiol*. 2015; 88 (1045): 20140344. DOI: 10.1259/bjr.20140344

17. Kalender Willi A. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Erlangen, 2005. UK: Publicis Corporate Publishing. ISBN 3895782165.

18. Hara A. K. Paden R.G., Silva A.C., Kujak J.L., Lawder H.J., Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *Am. J. Roentgenol*. 2009; 193 (3): 764–771. DOI: 10.2214/AJR.09.2397

19. Kharuzhyk S. A., Chiz G. V., Bogushevich E. V., Gatskevich G. V., Kandybovich D. S., Matskevich S. A. et al. Dose levels for computed tomography examinations. *Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus (Vestsi Natsiyanalnai Akademii Navuk Belarusi) / Series of medical sciences*. 2009; 1: 14–22. (in Russian).

20. Alkadhi H., Radiation dose of cardiac CT—what is the evidence? *Eur Radiol*. 2009; 19 (6): 1311–1315. DOI: 10.1007/s00330-009-1312-y

21. Barnes E. ISCT: New CT detectors promise sharper images. *International Society for Computed Tomography (ISCT) San Francisco Symposium*. San Francisco, June 21, 2016.

22. Budoff M.J. Maximizing dose reductions with cardiac CT. *Int. J. Cardiovasc. imaging*. 2009; 25 (2): 279–287.

23. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 87. *Managing patient dose in computed tomography: A report of the Intern. Commission on Radiol. Protection*. Ann. ICRP. 2000; 30 (4): 45 p.

24. Ozdiev A.H., Kryuchkov Yu. Yu. Reduction of x-ray radiation

dose by optimization of tomographic scanning geometry and reconstruction algorithm. *Meditsinskaya Fizika (Medical Physics)*. 2017; 4 (76): 16-22. (in Russian).

25. McCollough C.H., Primak A.N., Braun N., Kofler J., Yu L., Christner J. *Strategies for Reducing Radiation Dose in CT*. *Radiol. Clin. North. Am.* 2009; 47 (1): 27–40. DOI: 10.1016/j.rcl.2008.10.006

26. Siegel M.J., Schmidt B., Bradley D., Suess C., Hildebolt C. *Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape*. *Radiology*. 2004; 233 (2): 515–522. DOI: 10.1148/radiol.2332032107

27. Kim S.Y., Lee K.H., Kim K., Kim T.Y., Lee H.S., Hwang S.S. et al. *Acute Appendicitis in Young Adults: Low- versus Standard-Radiation-Dose Contrast-enhanced Abdominal CT for Diagnosis*. *Radiology (RSNA)*. 2011; 260 (2): 437–445. DOI: 10.1148/radiol.11102247

28. Leshka S., Stolzmann P., Schmid F.T., Scheffel H., Stinn B., Marincek B. et al. *Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose*. *Eur. Radiol.* 2008; 18 (9): 1809–1817. DOI: 10.1007/s00330-008-0966-1

29. McNitt-Gray M.F. *AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT – Radiation dose in CT*. *Radiographics*. 2002; 22(6): 1541–1553. DOI: 10.1148/rg.226025128

30. *Low-dose screening for lung cancer - modern technologies for reducing radiation exposure (2016)*. Available at: <http://congress-ph.ru/common/htdocs/upload/fm/cardiotorakal/prez/M20-02-6.pdf> (accessed 17.06.2018) (in Russian).

31. Saltybaeva N., Martini K., Frauenfelder T., Alkadhi H. *Organ Dose and Attributable Cancer Risk in Lung Cancer Screening with Low-Dose Computed Tomography*. *PLoS One*. 2016; 11 (5): e0155722. – DOI: 10.1371/journal.pone.0155722

32. Matkevich E.I., Sinitsyn V.E., Ivanov I.V. *Optimization of radiation exposure in computed tomography*. Moscow – Voronezh, Elist, 2018. 200 p. ISBN 978-5-87172-091-2 (in Russian).

33. Buldakov L.A., Kalistratova V.S. *Radioactive radiation and health*. Moscow, Inform-Atom, 2003. 165 p. (in Russian).

34. Kalistratova V.S., Buldakov L.A., Nisimov P.G. *Problem of the threshold under the action of ionizing radiation on the organism of animals and humans*. Moscow, 2010. 214 p. (in Russian).

35. Keat N. *Techniques and technology for dose reduction in CT*. Available at: <http://www.impactscan.org/slides/techniquesandtechnology/techniquesandtechnologydosereduction.pdf> (accessed 17.06.2018).