

# ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА: ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ / DIAGNOSTIC RADIOLOGY: ORIGINAL RESEARCH

УДК 614.88 (075.8):616-073.75

DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32>

© Беркович Г.В., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Силин А.Ю., Каратецкий А.А., Труфанов Г.Е., 2019 г.

## ОПТИМИЗАЦИЯ НИЗКОДОЗОВОГО ПРОТОКОЛА СКАНИРОВАНИЯ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ В ДИАГНОСТИКЕ ОЧАГОВ ПО ТИПУ «МАТОВОГО СТЕКЛА» С ПРИМЕНЕНИЕМ АЛГОРИТМОВ ИТЕРАТИВНЫХ РЕКОНСТРУКЦИЙ

*<sup>1</sup>Г. В. Беркович\*, <sup>2,3</sup>Л. А. Чипига, <sup>2</sup>А. В. Водоватов, <sup>4</sup>А. Ю. Силин, <sup>1</sup>А. А. Каратецкий, <sup>1</sup>Г. Е. Труфанов*<sup>1</sup>Национальный медицинский исследовательский центр им. В. А. Алмазова, Санкт-Петербург, Россия<sup>2</sup>Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены им. проф. П. В. Рамзаева,  
Санкт-Петербург, Россия<sup>3</sup>Российский научный центр радиологии и хирургических технологий им. акад. А. М. Гранова, Санкт-Петербург, Россия<sup>4</sup>Клинический госпиталь на Яузе, Москва, Россия

Стремительное развитие методов компьютерной томографии в отечественной радиологической практике приводит к росту как индивидуальных доз пациентов, так и коллективной дозы населения России от данного вида лучевой диагностики. Для успешного проведения мероприятий по снижению доз облучения пациентов необходимо разрабатывать и внедрять в практику методы субъективной (экспертной) оценки качества изображения. В данной работе представлена комплексная методика оценки качества КТ-изображений на примере диагностики очагов по типу «матового стекла» с использованием антропоморфного фантома органов грудной клетки и разработанных имитаторов очагов. Методика экспертной оценки включает в себя необходимость локализовать патологический очаг на серии КТ-сканов и оценить качество изображения по пятибалльной шкале Лайкерта в соответствии с представленными критериями. Методика была апробирована при определении потенциальных низкодозовых протоколов сканирования органов грудной клетки с использованием различных алгоритмов реконструкции. Результаты опроса десяти врачей-рентгенологов (экспертов) показали возможность существенного (вплоть до четырех раз) снижения эффективных доз пациентов за счет снижения экспозиции при проведении КТ-сканирования органов грудной клетки в выявлении очагов по типу «матового стекла» без значимого снижения качества изображения. При этом наилучшие результаты соответствовали использованию алгоритма модельных итеративных реконструкций. Результаты исследования будут использованы для клинической апробации на пациентах.

**Ключевые слова:** компьютерная томография; оптимизация; оценка качества; низкодозовое сканирование; итеративные реконструкции.

**Конфликт интересов:** авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

**Для цитирования:** Беркович Г.В., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Силин А.Ю., Каратецкий А.А., Труфанов Г.Е. Оптимизация низкодозового протокола сканирования органов грудной клетки в диагностике очагов по типу «матового стекла» с применением алгоритмов итеративных реконструкций // *Лучевая диагностика и терапия*. 2019. Т. 10, № 4. С. 20–32, DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32>.

Контакт: Беркович Глеб Владимирович, [glebberkovich@gmail.com](mailto:glebberkovich@gmail.com)

© Berkovich G.V., Chipiga L.A., Vodovatov A.V., Silin A.Yu., Karatetskiy A.A., Trufanov G.E., 2019

## OPTIMIZATION OF LOW-DOSE CHEST CT PROTOCOLS FOR THE EVALUATION OF THE GROUND GLASS NODULES USING DIFFERENT ITERATIVE RECONSTRUCTION ALGORITHMS

*<sup>1</sup>Gleb V. Berkovich\*, <sup>2,3</sup>Larisa A. Chipiga, <sup>1,2</sup>Alexander V. Vodovatov, <sup>4</sup>Anton Yu. Silin,  
<sup>1</sup>Alexander A. Karatetskiy, <sup>1</sup>Gennady E. Trufanov*<sup>1</sup>Almazov National Medical Research Centre, St. Petersburg, Russia<sup>2</sup>St. Petersburg institute of radiation hygiene after prof. P. V. Ramzaev, St. Petersburg, Russia<sup>3</sup>A. M. Granov Russian Scientific Center of Radiology and Surgical Technologies, St. Petersburg, Russia<sup>4</sup>Yauza Medical Center, Moscow, Russia

Rapid development and implementation of the computed tomography (CT) in the Russian radiological practice reads to the significant increase in both the individual patient doses and collective dose of the Russian population from computed tomography. For the successful implementation of the optimization and dose reduction techniques it is necessary to develop and implement the methods of subjective (expert) image quality assessment. The current study was focused on the development of the composite method of the CT image quality assessment using an anthropomorphic chest phantom and imitators of the nodules for the detection of the ground-glass nodules. The method includes the detection of the nodules on the CT scan series as well as the assessment of the quality of the images using 5-grade Likert scale corresponding to the designed criteria. The method was evaluated for the development of the preliminary low-dose chest CT protocols using different reconstruction algorithms. The results of the study were based on the expert opinion of ten radiologists. They indicate the possibility of the significant (up to a factor of four) reduction of the effective doses of the patients related to the reduction of mAs for the CT scans of the chest for the detection of ground-glass nodules without a reduction in image quality. The best results corresponded to the algorithm of the model iterative reconstructions. Results of the study would be further evaluated on patients within a dedicated clinical trial.

**Key words:** computed tomography; optimization; quality assessment; low-dose CT; iterative reconstruction

**Conflict of interest:** the authors stated that there is no potential conflict of interest.

**For citation:** Berkovich G.V., Chipiga L.A., Vodovatov A.V., Silin A.Yu., Karatetskiy A.A., Trufanov G.E. Optimization of low-dose chest CT protocols for the evaluation of the ground glass nodules using different iterative reconstruction algorithms // *Diagnostic radiology and radiotherapy*. 2019. Vol. 10, No. 4. P. 20–32, DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32>.

Contact: [Berkovich Gleb Vladimirovich, glebberkovich@gmail.com](mailto:Berkovich Gleb Vladimirovich, glebberkovich@gmail.com)

**Введение.** Компьютерная томография на сегодняшний день является одним из самых востребованных методов медицинской визуализации. За последнее десятилетие число компьютерных томографических (КТ) исследований в РФ выросло в 3 раза, с приростом на 0,5% в год. При этом рост числа КТ-исследований ассоциирован с увеличением как количества КТ-томографов, так и числа исследований на один томограф [1]. Повышение доступности и распространенности КТ-исследований ассоциировано с ростом как индивидуальных, так и коллективных доз населения РФ от данного вида исследования и от медицинского облучения в целом [1]. Вклад КТ в коллективную дозу населения РФ за последние 10 лет возрос в 5 раз; на 2018 г. вклад КТ в структуру лучевой диагностики в 4,2% случаев соответствовал вкладу в коллективную дозу в 54% [1]. Аналогичная ситуация наблюдается и в зарубежных странах [1, 3].

КТ является наиболее перспективной и актуальной областью лучевой диагностики для обеспечения радиационной безопасности пациентов за счет применения принципов обоснования и оптимизации [1–4]. Принцип оптимизации заключается в поддержании доз облучения пациентов на таком низком уровне, который возможен при условии получения качественной полноценной диагностической информации с учетом экономических и социальных факторов [5–8]. В зарубежной и отечественной практике основными трендами оптимизации являются различные способы снижения доз облучения пациентов при КТ-сканировании путем разработки диагностических низкодозовых<sup>1</sup> и ультранизкодозовых<sup>2</sup> протоколов [9–11]. При этом зачастую, особенно в отечествен-

ной практике, за рамки выносятся вопросы оценки качества изображения, полученного с использованием таких протоколов.

Однако доза облучения пациента напрямую связана с качеством получаемого изображения. Чем выше доза облучения, тем качественнее получается изображение, снижение дозы приводит к снижению соотношения сигнал/шум, контраст/шум, появлению артефактов и др. [12–18]. Использование низкодозовых протоколов в повседневной практике (за пределами скрининговых исследований) может привести к потере диагностической информации и как следствие — к увеличению числа ложноположительных и ложноотрицательных диагнозов, что полностью нивелирует эффект от снижения доз облучения пациентов.

Трендом последних лет становится концепция низкодозовой и ультранизкодозовой КТ, изначально связанная с необходимостью развития использования КТ для скрининга рака легких. Предпосылками для снижения доз облучения пациентов являются ограничения по дозам облучения практических здоровых пациентов, установленные в действующем отечественном законодательстве. Позитивный опыт работы на низкодозовых протоколах обследования органов грудной клетки для скрининга рака легких в группе риска может явиться предпосылкой для использования данных протоколов и в диагностических целях, что требует проведения тщательной оценки качества рентгеновского изображения таких протоколов [9–11].

Отсутствие единых стандартизованных методик оценки качества изображения усугубляется тем, что рынок компьютерной томографии в РФ представлен

<sup>1</sup> Низкодозовый протокол — протокол сканирования, при котором достигается уровень эффективной дозы менее 2 мЗв.

<sup>2</sup> Ультранизкодозовый протокол — протокол сканирования, при котором достигается уровень эффективной дозы менее 1 мЗв.

большим количеством производителей оборудования и программного обеспечения. Характеристики оборудования и программного обеспечения различных производителей значительно отличаются друг от друга. Различия в детекторах, их характеристиках, технологиях обработки (пре- и постпроцессинга) изображений, алгоритмах автоматической модуляции силы тока приводят к тому, что КТ-изображения могут значительно отличаться друг от друга даже при использовании протоколов с аналогичными базовыми параметрами [13–18].

На сегодняшний день существует два подхода к оценке качества рентгеновских (КТ) изображений. Первый подход основан на оценке физико-технических параметров рентгеновского изображения (контраста, разрешающей способности, шума, отношения сигнала к шуму, и пр.) с использованием тест-объектов [19]. Достоинствами этого метода являются его объективность, точность измерения, воспроизводимость. К сожалению, физико-технические параметры слабо коррелируют с полнотой получения диагностической информации — визуализации нормальной анатомии и патологических изменений [19]. Данный подход чаще всего используется при проведении контроля эксплуатационных параметров рентгеновского оборудования.

Второй подход основан на субъективной (экспертной) оценке качества рентгеновских изображений пациентов. При этом в качестве экспертов выступают врачи-рентгенологи, которым в дальнейшем и предстоит работать на новых низкодозовых протоколах. Оценка качества изображения проводится различными способами: 1) по идентификации наличия/отсутствия патологии (ROC или FROC-анализ) [19–22]; 2) по сравнению изображения, полученного на новых протоколах с изображением, полученным на стандартном протоколе (Visual Grading Analysis, VGA) [19–22]; или 3) по оценке соответствия изображения набору заданных критериев качества (Image Criteria, IC) [19–22]. Достоинством данного подхода является его соответствие реальным условиям работы медицинского персонала; недостатками — крайняя субъективность, сложность в анализе и интерпретации результатов. При этом требуется многократное сканирование на разных уровнях дозы ИИ. В таких случаях работа с пациентами требует проведения клинического триала, согласованного с этическим комитетом.

Компромиссным подходом, сочетающим достоинства как объективного, так и субъективного методов, является выполнение оценки качества изображения с использованием антропоморфных фантомов, представляющих собой точное отображение рентгеновской анатомии заданной анатомической области, соответствующее стандартному пациенту. Использование фантомов позволяет как оценить относительное изменение физико-технических параметров изображения, так и выполнить эксперт-

ную оценку изменения качества визуализации нормальной анатомии. Фантомы могут быть дополнены искусственными имитаторами различных патологических процессов [12, 21–23].

Экспертный подход к оценке качества рентгеновского (КТ) изображения является наиболее перспективным. К сожалению, в РФ на данный момент нет стандартизированных, общепринятых рекомендаций и руководств, регламентирующих характеристики изображения в компьютерной томографии. Для сравнения, в странах Евросоюза подобные рекомендации существуют с 1999 г. [24]. Как показывают предыдущие исследования, выполненные в отечественных медицинских организациях, у рентгенологов отсутствует четкое представление о критериях качества рентгеновского изображения [19]. В таких экспериментальных работах вне зависимости от поставленной задачи рентгенологи оценивали качество изображения исключительно по качеству визуализации нормальной анатомии, без учета специфики идентификации патологии [19]. Исследования показали необходимость существенной адаптации существующих зарубежных методов экспертной оценки качества изображения. Основные затруднения возникали при использовании балльной шкалы уверенности (шкалы Лайкерта): в сознании рентгенологов, участвовавших в экспериментах, многоуровневая шкала уверенности трансформировалась в бинарный показатель уверенности «нравится/не нравится» [19].

Таким образом, целью данного исследования являлась разработка методики проведения экспертной оценки качества рентгеновского изображения на примере компьютерной томографии органов грудной клетки. Для этого были разработаны имитаторы очаговых изменений в легких, выбраны перспективные низкодозовые режимы КТ-сканирования органов грудной клетки с применением различных алгоритмов реконструкции, получена база КТ-изображений с очаговыми изменениями в легких посредством сканирования антропоморфного фантома грудной клетки, разработана методика оценки качества изображения и проведена оценка качества с использованием врачей-экспертов.

**Материалы и методы. Характеристики использованного оборудования и протоколов. КТ-аппарат.** Исследование проводилось на 128-срезовом спиральном компьютерном томографе Philips Ingenuity CT (Philips Medical Systems Inc., Кливленд). Минимальное время ротации 0,4 сек. Ширина детектора 4 см. Количество рентгеновских трубок — 1. Томограф был оснащен следующими алгоритмами реконструкций:

1) метод обратных проекций (FBP), суммационный метод реконструкции, традиционно используемый в компьютерной томографии;

2) метод итеративной реконструкции (iDose4) для улучшения качества изображения при низкодоз-

зовом сканировании (гибридные, статистические реконструкции);

3) метод модельной итеративной реконструкции (IMR) для сканирования головы, шеи, сердца, грудной клетки, брюшной полости, малого таза и конечностей (модельные итеративные реконструкции).

**Протоколы КТ-сканирования.** Сканирование проводилось на различных протоколах, отличающихся по уровням облучения пациентов. В качестве эталонного протокола был принят стандартный протокол сканирования грудной клетки, который на момент проведения исследования использовался в отделении: 100 кВ, 142 мАс, CTDIvol 5,6 мГр (протокол, рекомендованный для данного томографа Американским обществом физиков в медицине (AAPM) с уменьшением напряжения с 120 до 100 кВ [9]).

Экспериментальные протоколы предусматривали снижение доз облучения пациентов на 50; 25; 12,5 и 7% от эталонного за счет снижения значений мАс. При этом были отключена система модуляции силы тока. Параметры эталонного и экспериментального протоколов представлены в табл. 1.

ции) уровень 2, возможный выбор уровней от 1 до 3. КТ-сканы органов грудной клетки, выполненные на каждом из протоколов (см. табл. 1) были реконструированы с использованием всех 3 алгоритмов. Матрица изображений — 768×768 пикселей.

**Антропоморфный фантом.** Исследование было выполнено с использованием антропоморфного фантома органов грудной клетки Chest Phantom N1 Lungman (Kyoto Kagaku, Япония) [23]. Данный фантом представляет собой сборную конструкцию из полимерных материалов, имитирующий средних размеров грудную клетку человека с поднятыми руками (рис. 1). Плотность и элементный состав материалов, имитирующих костные и мягкотканые структуры, максимально приближена к таковым в человеческом теле. Внутри фантома имеются структуры, симулирующие легочные сосуды, средостение.

Фантом является разборным, внутрь него могут быть помещены структуры, имитирующие очаговые изменения легких. В ходе проведения эксперимента фантом был расположен на деке стола в соответствии с реальным положением пациента и закреп-

Таблица 1

Параметры эталонного и экспериментальных протоколов КТ-сканирования органов грудной клетки

Table 1

Reference and experimental protocol parameters for chest CT scanning

Протокол	Сила тока, мА	Анодное напряжение, кВ	Время вращения трубки, с	Коллимация	Питч
Эталонный	142	100	0,4	64×0,625	1,048
Экспериментальный-1	71	100	0,4	64×0,625	1,048
Экспериментальный-2	35	100	0,4	64×0,625	1,048
Экспериментальный-3	17	100	0,4	64×0,625	1,048
Экспериментальный-4	10	100	0,4	64×0,625	1,048

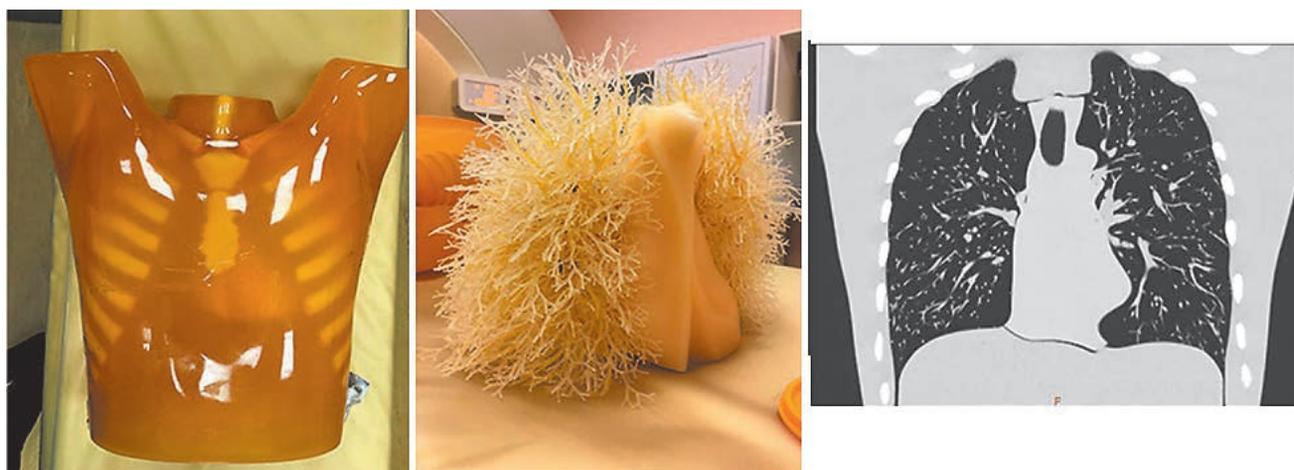


Рис. 1. Внешний вид антропоморфного фантома и области средостения, его КТ-изображение во фронтальной плоскости  
Fig. 1. Appearance of anthropomorphic phantom, mediastinal region of phantom and frontal CT-image of phantom

Для реконструкций изображений были выбраны следующие алгоритмы и уровни: FBP (метод фильтра обратных проекций), iDose уровень 4 (гибридные итеративные реконструкции), возможный выбор уровней от 1 до 6; IMR (модельные итеративные реконструк-

лен специальными креплениями для предотвращения смещения относительно срединной линии.

Для проведения эксперимента по субъективной оценке изображения был выбран синдром «очаг по типу «матового стекла» как наиболее сложный

для визуализации ввиду его невысокой плотности и низкой контрастности на фоне легочной паренхимы по сравнению с солидными и кальцинированными очагами. При этом данный синдром приближен к патологическим изменениям, наблюдаемым при начальных проявлениях воспалительных изменений (очаговые уплотнения, интерстициальные изменения по типу «матового стекла»). Под термином «очаг» понимался локальный участок уплотнения легочной ткани округлой или близкой к ней формы диаметром до 1 см [25].

**Имитаторы очагов.** Для имитации очагов по типу «матового стекла» была выбрана комбинация медицинский бинт/ПВА, как наиболее удобная для использования и отвечающая критериям соответствия реальным патологическим изменениям. Его плотность соответствовала описанной в литературе плотности  $-600-800$  HU [26–29]. К тому же контуры таких очагов были нечеткими, неровными, что соответствует очагам, которые наблюдаются у пациентов в клинической практике. Размеры очагов варьировали от 0,5 до 1,0 см.

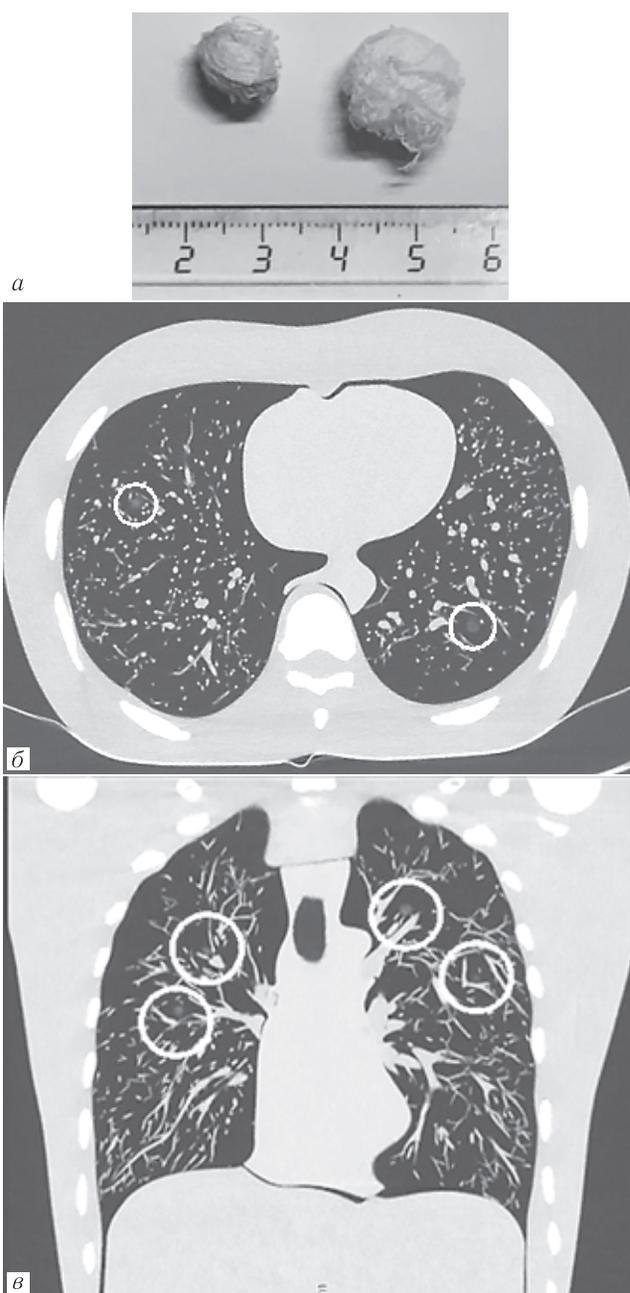
Очаги были распределены в фантоме в количестве 10 штук равномерно: в апикальных, в средних и базальных отделах. Размещение очагов проводилось вручную, в случайном порядке. Внешний вид очагов и примеры КТ-изображений с очагами представлены на рис. 2.

**Обработка результатов.** Всего было произведено 5 загрузок очагов с изменениями их локализации для того, чтобы при анализе врачи-рентгенологи не «запоминали» расположение очагов. Также было проведено сканирование фантома без помещения в него имитаторов очагов. Всего в базу данных вошло 150 КТ-сканов органов грудной клетки (табл. 2).

Из каждого КТ-сканирования были выделены отдельные срезы в формате DICOM в количестве 150 штук: 75 изображений с имитаторами очагов (наилучший срез) + 75 «пустых» изображений без имитаторов очагов в качестве контрольных (табл. 2) без возможности «пролистывания» изображений и формирования изображений максимальной интенсивности (MIP). Примеры КТ-изображений представлены на рис. 3.

Изображения были загружены в сертифицированную программу по работе с КТ-данными Intellispace Portal с диагностическим монитором, сертифицированным для работы с КТ-изображениями. Работа с изображениями производилась в стандартных для данного КТ-кабинета условиях. Перед проведением оценки качества изображения были анонимизированы и представлены для анализа в случайном порядке. Оценка проводилась в легочном окне: уровень окна — 600, ширина окна — 1600.

**Методика проведения экспертной оценки качества КТ-изображений.** Для экспертной оценки качества КТ-изображений были привлечены



**Рис. 2.** Очаги по типу «матового стекла», изготовленные из комбинации ПВА/медицинский бинт: *a* — внешний вид очагов до помещения в фантом; *б, в* — КТ-изображения очагов по типу «матового стекла» в фантоме

**Fig. 2.** Ground glass nodules made with medical bandage and glue: *a* — appearance of the nodules before placing them into the phantom; *б, в* — CT images of the nodules in the phantom

10 сертифицированных врачей-рентгенологов с опытом работы в КТ от 3 до 20 лет. Врачи были информированы о том, как выглядят структуры фантома и имитаторы очагов на КТ-изображениях, что изображения отличаются друг от друга дозой и примененным алгоритмом реконструкции, а также о том, что на изображении может быть от 0 до 3 очагов. Оценка проводилась в удобное для врачей время, учитывая их рабочий график, в целях избежать переутомления после рабочей смены.

Перед экспериментом было проведено обучение врачей с объяснением методики и тестовой оценки

## Структура базы данных КТ изображений

Table 2

## Structure of CT-image data

Экспозиция, мАс	Количество КТ изображений, шт.					
	Алгоритм FBP		Алгоритм iDose		Алгоритм IMR	
	С имитаторами очагов	Без имитаторов	С имитаторами очагов	Без имитаторов	С имитаторами очагов	Без имитаторов
142	5	5	5	5	5	5
71	5	5	5	5	5	5
35	5	5	5	5	5	5
17	5	5	5	5	5	5
10	5	5	5	5	5	5

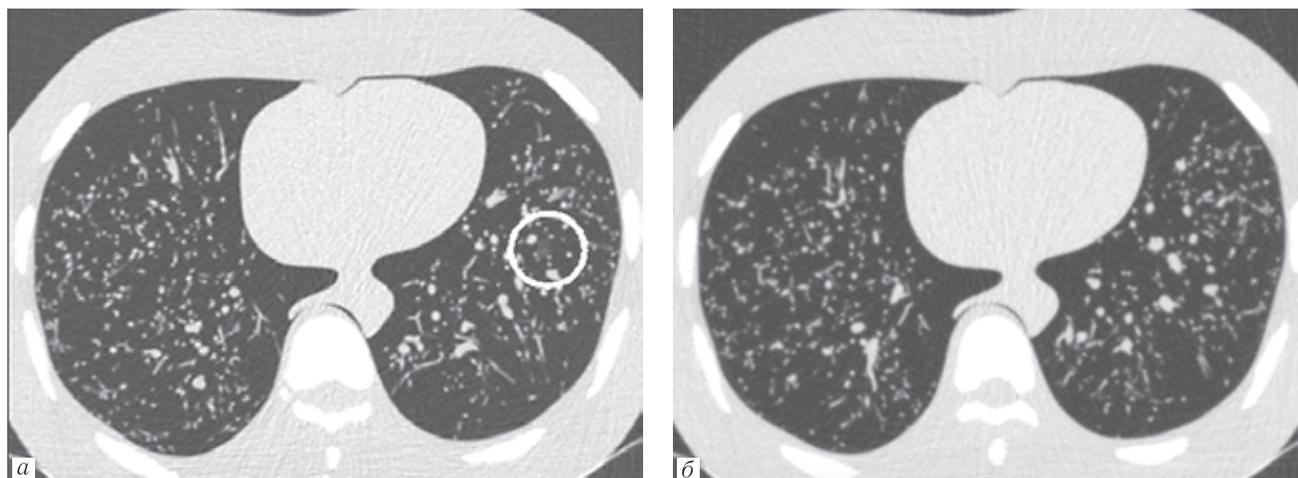


Рис. 3. КТ-изображение фантома: *а* — наилучший срез с очагом; *б* — «пустой» КТ-срез (изображение без очага)  
 Fig. 3. CT-image of phantom: *a* — best image with nodule; *b* — «empty» image without nodule

качества КТ-изображений, не вошедших в базу данных для финального анализа. Проведение инструктажа и обучения перед исследованием позволило сократить временные затраты на анализ и количество ложных ответов. На анализ 150 изображений врачу-рентгенологу требовалось в среднем от 120 до 180 минут. Анализ проводился за 1–2 сессии (в некоторых случаях врач-рентгенолог не мог уделить анализу необходимое количество времени или требовалось время на отдых).

В качестве субъективных параметров качества изображения были выбраны следующие характеристики:

1. Возможность выявить (определить) наличие патологических очагов на представленном изображении.

2. Оценка изображения по шкале Лайкерта (оценки от 1 до 5).

Для оценки субъективных параметров была разработана анкета-опросник, включающая в себя следующие вопросы:

1. Есть ли очаг на изображении?
2. Какое количество очагов Вы видите?
3. Есть ли сомнения в наличии очагов?
4. Оцените качество изображения по шкале от 1 до 5 исходя из Вашей субъективной оценки.

За диагностически приемлемые изображения принимались изображения с оценкой от 3–5, диагностически неприемлемые — изображения с оцен-

кой 1–2. Анкетирование проводилось в присутствии организаторов исследования, которые также фиксировали в анкете комментарии врачей-экспертов к каждому изображению.

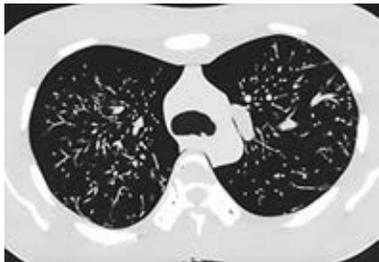
Результаты врача-рентгенолога фиксировались экспериментатором. При этом учитывались: субъективная оценка качества изображения, выраженная в числовом значении (1–5), вербальная оценка изображений, наличие или отсутствие очагов на изображении с указанием их количества и локализации. Эксперт, сверяясь с ключом, лично контролировал локализацию очагов, которые находил врач-рентгенолог в целях повышения достоверности результатов исследования и контроля ложноположительных результатов.

*Оценка эффективной дозы.* Определение эффективных доз для эталонного и экспериментальных протоколов было выполнено с использованием дозового коэффициента от DLP к эффективной дозе для зоны грудной клетки 0,017 мЗв/(мГр·см), согласно официальной методике из МУ 2.6.1.2944-11 [30].

*Статистический анализ.* Для описания категориальных данных подсчитывали абсолютные частоты и проценты от общего количества наблюдений. Обработка категориальных данных проведена с использованием таблиц частот, таблиц сопряженности, критерия  $\chi^2$  или точного критерия Фишера

## Критерии оценки качества КТ-изображения

Table 3

Image quality criteria			
Балл оценки качества изображения	Характеристика изображения	Описание	Примеры изображений
5	Отличное	Максимально четко отображены нормальные структуры фантома. Выявление патологических изменений не вызывает затруднений. Минимальный уровень шума, отсутствуют артефакты.	
4	Хорошее	Нормальные структуры фантома и патологические изменения визуализируются отчетливо. Минимальный уровень шума, артефактов.	
3	Удовлетворительное	Нормальные структуры фантома и патологические изменения визуализируются достаточно отчетливо. Допустимый уровень шума, артефактов.	
2	Неудовлетворительное	Выявление патологических изменений затруднительно. Нормальные структуры прослеживаются не отчетливо или искажены. Высокий уровень шума, значимые артефакты.	
1	Плохое	Выявление патологических изменений невозможно. Нормальные структуры искажены или прослеживаются не отчетливо. Выраженные артефакты, высокий уровень шума.	

(в случае малого числа наблюдений). Достоверность различий между выборками категориальных данных определяли с использованием непараметрического теста Манна–Уитни.

Для количественных данных была выполнена описательная статистика. Для описания количественных показателей использовали методы непараметрической статистики.

**Результаты и их обсуждение.** *Имитаторы очагов.* Для разработки имитаторов очаговых изменений

легких была проанализирована база данных КТ-изображений ОГК, которые были выполнены в течении 2 лет (2016–2018 гг). Имитация таких патологических изменений, как локальные зоны интерстициальных изменений по типу «матового стекла», сгруппированные перибронхиальные мелкие очаги по типу «дерево в почках» или мелкие участки инфильтрации легочной паренхимы, в имеющихся условиях оказалась невозможной. Солидные очаги малых размеров, помещенные внутрь фантома, на КТ-изображении

«сливались» со структурами фантома, имитирующими сосуды и бронхи, и приводили к большому количеству ложноотрицательных ответов, что не соответствует реальной клинической практике, поэтому использованы не были. Сплотные очаги больших размеров не позволяли оценить диагностическую значимость методики так как не представляли трудностей в диагностике и приводили к увеличению количества истинно положительных результатов, не соответствующих реальной клинической практике. Использование имитаторов очаговых изменений, поставленных в комплекте с фантомом, также была признано нецелесообразным ввиду крупных размеров очагов, их четких, ровных контуров и несоответствия патологическим изменениям у пациентов. В связи с этим для анализа диагностической значимости изображений, полученных в результате фантомного сканирования, был выбран синдром «очаг по типу «матового стекла».

**Эффективные дозы.** В табл. 4 представлены результаты оценки DLP и эффективных доз для выбранных протоколов в соответствии с заданной областью сканирования: 300 мм начиная от области ключиц.

Как следует из табл. 4, снижение мАс приводит к прямо пропорциональному снижению ЭД; при этом начиная с 35 мАс ЭД снижается ниже 1 мЗв

(предела дозы для облучения населения при проведении профилактических исследований) [20].

**Результаты субъективной оценки качества изображений.** Форма проведения эксперимента зарекомендовала себя как объективная, воспроизводимая и стандартизируемая, что делает возможным ее унификацию, использование в аналогичных экспериментальных работах, экстраполяцию на смежные области, использование в рамках подготовки врачей-рентгенологов или оценки подготовки кадров отделов лучевой диагностики.

Результаты субъективной оценки качества изображений представлены на рис. 4–6.

Сравнение трех выбранных алгоритмов реконструкции между собой (тест Краскелла–Воллиса для поиска различий, в случае таковых — попарное сравнение тестом Манна–Уитни) показало достоверное различие в оценках качества изображения для всех трех алгоритмов реконструкции для 142, 71, 35 и 17 мАс. Для 10 мАс достоверных различий определено не было. При этом для каждого значения экспозиции максимальная (наилучшая) оценка наблюдалась для протокола IMR, затем для iDose (рис. 4–6). Изображения, полученные с помощью протокола FBP обладали достоверно меньшей оценкой (худшим качеством изображения).

Таблица 4

Результаты оценки дозовых характеристик для выбранных протоколов

Table 4

Results of dose estimation for chosen protocols

Протокол	мАс	DLP, мГр*см	CTDI, мГр	ЭД
Эталонный	142	209	5,6	3,5
Экспериментальный-1	71	104	2,8	1,8
Экспериментальный-2	35	52	1,4	0,9
Экспериментальный-3	17	26	0,7	0,4
Экспериментальный-4	10	15	0,4	0,3

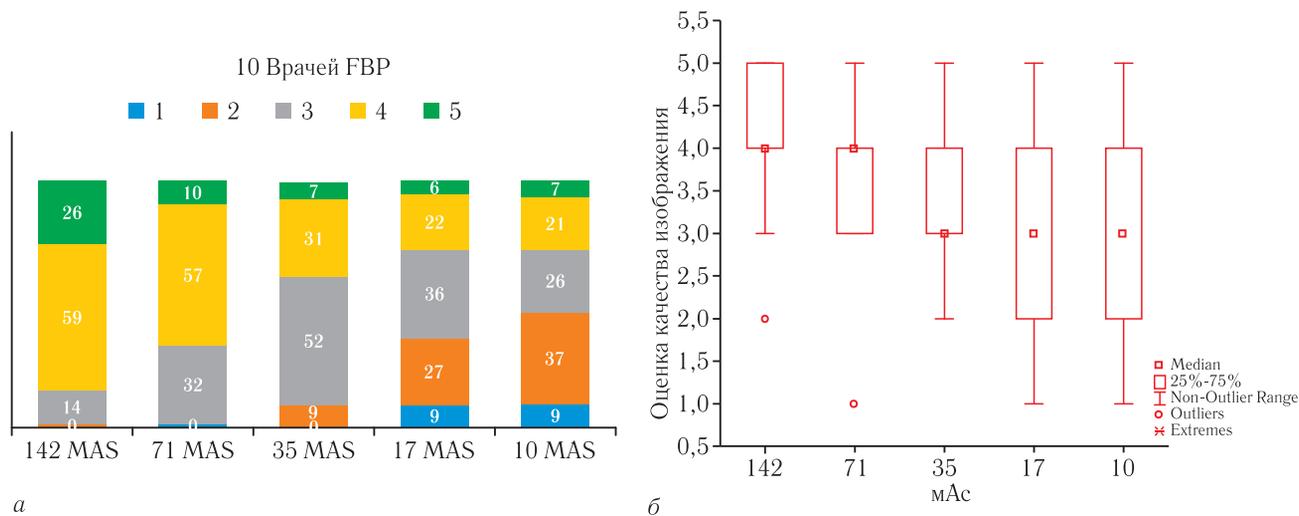


Рис. 4. Результаты распределения оценок качества КТ-изображений для протокола FBP в зависимости от мАс: а — в количественном виде; б — в качественном виде

Fig. 4. Results of image quality assessment for FBP-protocol depending on tube current rate level; а — in quantitative variable; б — in qualitative variable

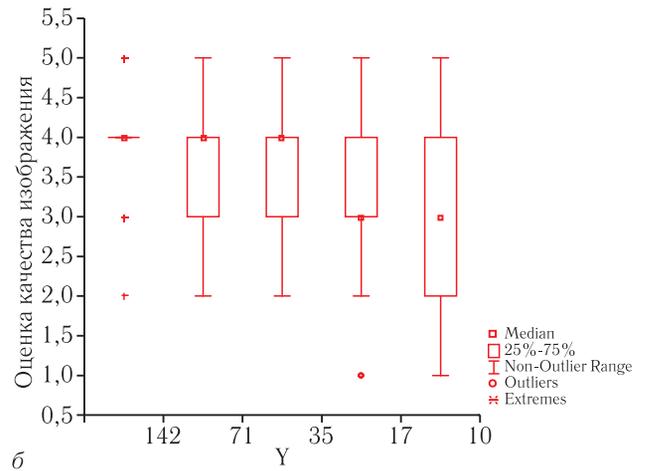
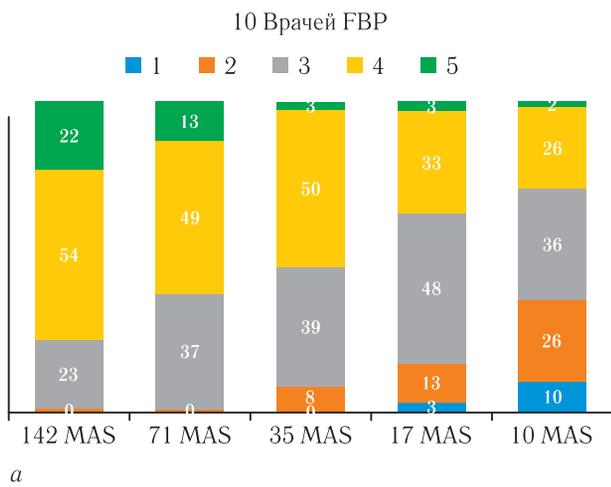


Рис. 5. Результаты распределения оценок качества КТ-изображений для протокола iDose в зависимости от мАс: а — в количественном виде; б — в качественном виде

Fig. 5. Results of image quality assessment for iDose-protocol depending on tube current rate level: a — in quantitative variable; б — in qualitative variable

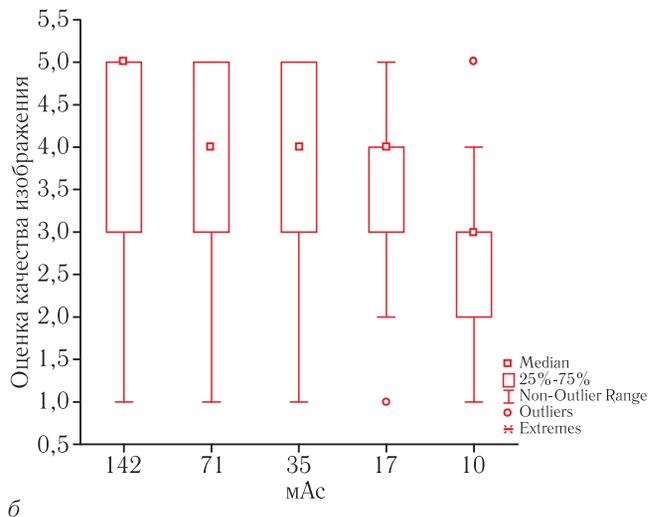
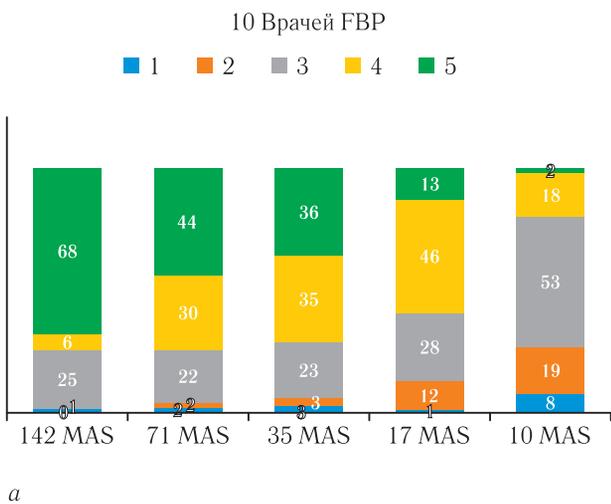


Рис. 6. Результаты распределения оценок качества КТ-изображений для протокола IMR в зависимости от мАс: а — в количественном виде; б — в качественном виде

Fig. 6. Results of image quality assessment for IMR-protocol depending on tube current rate level: a — in quantitative variable; б — in qualitative variable

По мере снижения дозы экспертами отмечалось ухудшение качества изображения, что проявлялось в преобладании более низкой оценки. При этом было отмечено, что врачи-рентгенологи, не работающие с модельными итеративными реконструкциями, испытывали большие трудности в работе с данными изображениями и ставили им меньшие оценки, по сравнению с теми, кто привык использовать их в ежедневной работе. При этом по мере проведения эксперимента у части врачей была отмечена тенденция к повышению средней оценки изображений IMR, что позволяет сделать вывод о том, что алгоритмы модельных реконструкций требуют для врача-рентгенолога время для адаптации к их нестандартному внешнему виду.

Количество диагностически неприемлемых изображений было незначительным для всех видов реконструкций изображений на высоких значениях силы

тока (142 и 71 мАс). Результаты оценки количества неприемлемых изображений представлены в табл. 5.

Таблица 5  
Процент неприемлемых КТ-изображений

Table 5  
Percentage of diagnostic inappropriate CT-images

	142 мАс	71 мАс	35 мАс	17 мАс	10 мАс
FBP	1	1	9	36	46
iDose	1	1	8	16	36
IMR	1	4	6	13	27

Наблюдались отдельные выбросы значений с оценками 1 и 2 для всех алгоритмов реконструкции, что можно объяснить непривычным видом КТ-изображений с малым количеством шума. При использовании протокола IMR эти значения про-

Таблица 6

## Результаты оценки комментариев экспертов

Table 6

## Results of expert's comments

Метод рекон-ции	Сила тока (мАс)	Группа комментариев					
		Высокое качество изображения	Низкое качество изображения	Непривычное изображение	Сомнение в наличии очага	Шумное изображение	Размытое изображение
IMR	142	3		7			
	71	5		7	2		
	35	2		4	4		
	17	3	1	2	4		5
	10		7	1	15		18
iDose	142	1		2	3		
	71				2		
	35	2			3	2	
	17	2	3		3		
	10				16	2	6
FBP	142	1		1			
	71	1	1		1		
	35				3	4	
	17		2		16	1	
	10	2	3		16	2	3

являются в виде отдельных выбросов. При снижении силы тока в 4 раза от стандартной (35 мАс) процент неприемлемых изображений не превышал 10% для каждого алгоритма реконструкции, однако отмечалась тенденция к увеличению количества таких изображений. При этом при сканировании фантома на значениях силы тока 17 мАс и 10 мАс отмечалось резкое увеличение процента неприемлемых изображений (см. табл. 6). Процент таких изображений, полученных на 10 мАс с помощью алгоритмов FBP и iDose, достиг 46 и 36% соответственно, что делает эти протоколы неприменимыми для клинического применения. Алгоритм IMR показал статистически достоверно меньший процент диагностически неприемлемых изображений на сверхнизких значениях дозы, однако эти значения также превысили границу в 10% для протоколов 17 мАс и 10 мАс, составив 13 и 27% соответственно.

Одновременно с анализом изображений врачом-рентгенологом экспериментатор фиксировал его вербальную оценку изображения в заранее подготовленную таблицу в целях экономии времени. Комментарии врачей были проанализированы и стандартизированы, разделены на группы. Одно и то же изображение могло характеризоваться одним и более комментарием (например, шумное изображение+сомнение в наличии очага). Врач-рентгенолог не был обязан давать комментарии по каждому изображению, концентрируясь на оценке и поиске очагов. Вербальные комментарии давались экспертом в том случае, когда он отмечал, что данное изображение настолько выделяется из общего количества, что его следует охарактеризовать вербально.

Результаты анализа комментариев в соответствии с выбранными группами представлены в табл. 6.

Изображения, полученные на низких уровнях дозы, характеризуются большим количеством сомнений в наличии очагов по типу «матового стекла». При этом такие низкодозовые изображения, полученные с использованием IMR, дополнительно характеризовались врачами-экспертами как «размытые», что проявлялось в нечеткости контуров отображаемых объектов и двойном контуре объектов. Эти изображения во многих случаях характеризовались как «непривычное изображение». Такие характеристики изображения больше использовались врачами-экспертами, не работающими с модельными реконструкциями рутинно.

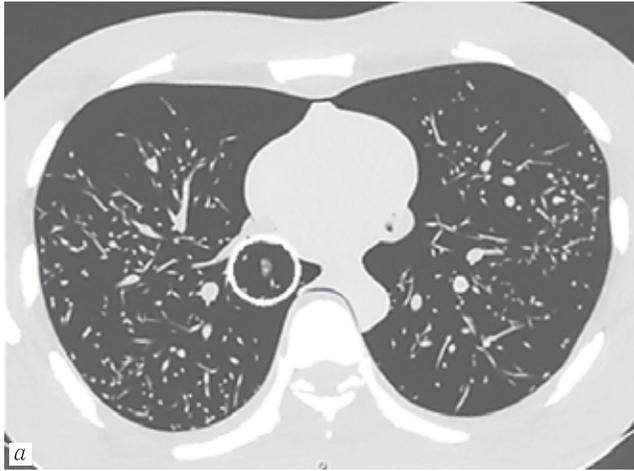
Характеристика «высокое качество изображения» использовалась врачами-экспертами по отношению ко всем алгоритмам реконструкции, с некоторым преобладанием алгоритма IMR. При этом обращают на себя внимание отдельные положительные оценки качества изображений, полученных на низких и сверхнизких дозах, что может говорить о том, что данные врачи-эксперты привыкли к работе на таких изображениях, а в их отделениях рутинно используются протоколы с меньшей дозой.

Характеристика «низкое качество изображения» в большей степени соответствовала КТ-изображениям, полученным преимущественно на низкой дозе, при этом достоверных различий в использованных алгоритмах реконструкций выявлено не было.

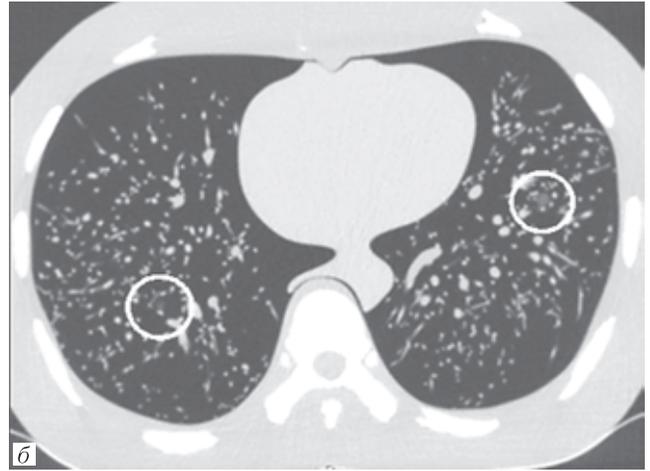
Характеристика «шумное изображение» преобладала в изображениях FBP и iDose, преимущественно на низких дозах.

*Результаты поиска очаговых изменений.* Несмотря на проведенную подготовку, по результатам анализа изображений врачами-экспертами было принято решение об удалении двух изображе-

ний из общего анализа (реконструкций IMR при 142 мАс и реконструкция FBP при 35 мАс). На этих срезах структуры фантома, представляющие собой бронхососудистые структуры, имитировали наличие очагов, приводя к большому количеству ложноположительных результатов (рис. 7, а).



количества ответов на сверхнизкой дозе (0,3 мЗв). Отдельно стоит обратить внимание на то, что применение модельных итеративных реконструкций (IMR) на таких сверхнизких дозах характеризуется значительно большим количеством ложных ответов по сравнению с более традиционными алгоритмами



**Рис. 7.** а — Структура фантома, в правом легком, имитирующая на срезе очаг по типу «матового стекла»; б — очаг в левом легком являлся «истинным», очаг в правом легком — «ложным», представляющим собой структуру фантома, попавшую в срез  
**Fig. 7.** а — Phantom component simulating ground glass nodule in the right lung; б — nodule in the left lung of the phantom is true ground-glass nodule; nodule in the right lung is false nodule; actually it is also the component of the phantom simulating the nodule on this CT-slice

Также при 142 мАс было отмечено наличие большого количества ложноположительных ответов в реконструкции iDose, что также связано с тем, что на данном изображении структуры фантома имитировали очаговые уплотнения (рис. 7, б).

Данные по ложноотрицательным и ложноположительным значениям при поиске очагов представлены в табл. 7.

Обращает на себя внимание тот факт, что ошибки при поиске очагов регистрировались при использо-

FBP и iDose. При подсчете процентов ошибочно интерпретированных изображений (на всех уровнях дозы ИИ) были получены следующие цифры: FBP — 5,8%, iDose — 6%, IMR — 8,2%. Большое количество ложных ответов ставит под сомнение использование в клинической практике протоколов, полученных на 17 мАс и 10 мАс.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что неконтролируемое снижение дозы может привести к снижению диагностической значимости иссле-

Таблица 7

**Количество ложноположительных (FP) и ложноотрицательных (FN) ответов в зависимости от примененного алгоритма реконструкции и дозы**

Table 7

**Amount for false-positive and false-negative answers depending on used reconstruction algorithm and dose level**

Категория ответа	Алгоритм	142 мАс	71 мАс	35 мАс	17 мАс	10 мАс	Итого ошибок
FP	FBP	0	0	7	5	3	15 (3%)
	iDose	8	1	3	3	7	22 (4,4%)
	IMR	0	2	6	7	14	29 (5,8%)
FN	FBP	0	0	0	8	6	14 (2,8%)
	iDose	1	1	1	1	4	8 (1,6%)
	IMR	0	0	1	0	11	12 (2,4%)
Итого ошибок		9 (3%)	4 (1,3%)	18 (6%)	24 (8%)	45 (15%)	

вании каждого алгоритма реконструкции, в том числе на высоких значениях силы тока. При этом количество ложноположительных и ложноотрицательных значений закономерно повышается по мере уменьшения дозы ИИ и составляет 15% от общего

дования, неправильной интерпретации изображения, некорректной постановке диагноза или необходимости повторного обследования пациента. При этом использование реконструкции IMR не всегда позволяет компенсировать снижение дозы, демонстрируя

обратный эффект на сверхнизких значениях мАс. Изображение в результате агрессивной обработки за счет алгоритма модельной реконструкции может потерять часть диагностической информации, симулировать патологические изменения, которых нет на изображении, одновременно сохраняя относительно удовлетворительную субъективную оценку качества изображения.

В результате проведенного эксперимента можно говорить о том, что в рамках рутинной диагностической КТ при поиске очагов по типу «матового стекла» и более крупных изменений в грудной клетке в диагностических целях целесообразно рассматривать нижнюю границу дозы при 35 мАс. Такие изображения характеризуются удовлетворительной субъективной оценкой качества и невысоким процентом ложных результатов. При этом при средней более высокой оценке изображений, полученных с помощью модельных алгоритмов реконструкции, следует отметить, что алгоритмы FBP и iDose так же характеризуются удовлетворительными субъективными оценками и низким количеством ложных ответов. Выбранные протоколы сканирования нуждаются в верификации на пациентах в условиях реальной клинической задачи.

Полученные результаты были использованы для разработки протокола для клинической апробации. Был сформирован протокол КТ-сканирования с модуляцией силы тока и искусственно заданными максимальными значениями мАс: 142 мАс для референтного протокола и 35 мАс для низкодозового протокола. Реконструкция изображений производится с использованием протоколов FBP, iDose и IMR.

#### **Ограничения работы.**

1. Структуры фантома не могут полноценно симулировать КТ-анатомию реального пациента, чем осложняют работу врачей-экспертов, удлиняют время, необходимое для анализа. Нестандартная, необычная КТ-картина при сканировании фантома может приводить к ложноположительным и ложноотрицательным значениям. В некоторой степени нивелировать данный аспект можно с помощью обучения врачей-экспертов, однако полностью исключить его не представляется возможным.

2. Имитаторы очагов изготавливались вручную, что затрудняет стандартизацию этого процесса. Также следует отметить, что реальные патологические изменения все же отличаются от имитированных и 100% имитация крайне затруднительна с имеющимися подручными средствами.

3. В работе была проведена имитация только одного патологического процесса (очаг по типу «матового стекла») из множества наблюдающихся у реальных пациентов изменений. Однако полноценная симуляция всего спектра патологических изменений труднореализуема, поэтому данная работа ограничена оценкой диагностической значимости в отношении лишь одного синдрома.

4. В работе использовались протоколы с отключенной модуляцией тока с целью точного выбора значений силы тока, что не всегда соответствует реальному клиническому применению КТ.

5. Изображения формировались с использованием стандартного керналя. В условиях реальной клинической практики используют различные кернали для средостенного и легочного режима.

6. Использовались не полноценные стеки КТ-изображений, а отдельные срезы, не позволяющие осуществлять просмотр изображений в динамике, а также формирование изображений максимальной интенсивности.

7. Фантом представляет собой грудную клетку человека с нормальной массой тела. Следует учитывать, что полученные результаты могут не распространяться на пациентов с ожирением.

**Заключение.** В результате проведенной работы проанализирована возможность использования низкодозовых протоколов сканирования в выявлении очагов по типу «матового стекла» в легких.

Разработана методика изготовления имитаторов очагов, методика экспертной оценки качества КТ-изображения.

Проанализирована возможность использования низкодозового и сверхнизкодозового сканирования органов грудной клетки с применением различных алгоритмов итеративной реконструкции.

В результате субъективной оценки качества КТ-изображений были отмечены значимо более высокие оценки для алгоритмов IMR по сравнению с алгоритмами FBP и iDose. При этом имелись отдельные «выбросы» значений для протоколов IMR, что свидетельствует о своеобразном плюрализме мнений: врачи-эксперты, не работающие с модельными реконструкциями, ставили им низкие оценки.

Наименьшие оценки были отмечены для протоколов FBP, что делает их наименее приемлемыми для клинического использования.

При этом при снижении дозы ниже 0,9 мЗв (35 мАс) было отмечено резкое снижение оценок изображений и повышение количества недиагностических КТ-сканов, что делает протоколы с силой тока 17 мАс и 10 мАс неприменимыми для диагностического поиска очагов по типу «матового стекла» для всех обследованных алгоритмов реконструкций.

Модельные реконструкции характеризовались «непривычным видом изображения», а на низких значениях дозы врачи-эксперты оценивали их как «размытые».

Изображения, полученные на низких дозах ИИ, вызывали у врачей-экспертов сомнения в наличии очагов, вне зависимости от примененного алгоритма реконструкции.

Значительное снижение дозы до значений 0,3–0,4 мЗв (10–17 мАс) приводило к значимому повышению количества ложных ответов в поиске очагов. Использование модельных реконструкций на этих

значениях дозы приводит к большему количеству ошибок по сравнению с протоколами FBP и iDose.

Наиболее перспективными протоколами сканирования для кинического применения в рамках дан-

ного исследования были признаны протоколы с силой тока 35 мАс (что в 4 раза ниже исходной) и соответствует уровню эффективной дозы менее 1 мЗв.

## ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Онищенко Г.Г., Попова А.Ю., Романович И.К., Водоватов А.В., Башкетова Н.С., Историк О.А., Чипига Л.А., Шацкий И.Г., Репин Л.В., Библин А.М. Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть I. Тенденции развития, структура лучевой диагностики и дозы медицинского облучения // *Радиационная гигиена*. 2019. Т. 12, № 1. С. 6–24. [Onischenko G.G., Popova A.Y., Romanovich I.K., Vodovатов A.V., Bashketova N.S., Istoriik O.A., Chipiga L.A., Shatsky I.G., Repin L.V., Biblin A.M. Modern principles of the radiation protection from sources of ionizing radiation in medicine. Part I: Trends, structure of x-ray diagnostics and doses from medical exposure. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*, 2019, Vol. 12, No. 1, pp. 6–24. (In Russ.)].
2. Samei E. et al. Medical Imaging Dose Optimization from Ground up: Expert Opinion of an International Summit // *J. Radiol. Prot.* 2018. Vol. 38, No. 3, pp. 967–989.
3. Järvinen H., Vassileva J., Samei E., Wallace A, Vano E. and Rehani M., Patient dose monitoring and the use of diagnostic reference levels for the optimization of protection in medical imaging: current status and challenges worldwide. *Journal of Medical Imaging*, 2017. Vol. 4, N 3, pp. 0312141–7.
4. Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Зеликман М.И., Кручинин С.А., Иванов И.В. Основные направления снижения дозы облучения пациентов при компьютерной томографии // *REJR*. 2018. Т. 8, № 3. С. 60–73. [Matkevich E.I., Sinityn V.E., Zelikman M.I., Kruchinin S.A., Ivanov I.V. Main directions of reducing patient irradiation doses in computed tomography. *REJR* 2018. Vol. 8 (3). pp. 60–73].
5. Публикация 103 МКРЗ. *Рекомендации Международной комиссии по радиационной защите от 2007 г.*: пер. с англ. / под общ. ред. М. Ф. Киселева, Н. К. Шандалы. М.: Изд. ООО ПКФ «Алана», 2009. 312 с. [ICRP Publication 103. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*: translation from English / ed by M. F. Kiselev, N. K. Shandala. Moscow: Alana, 2009. 312 p. (In Russ.)].
6. Публикация МКРЗ 105. *Радиационная защита в медицине*: пер. с англ. / под ред. М.И. Балонова. СПб.: ФГУН НИИРГ, 2011. 66 с. [ICRP Publication 105. *Radiation Protection in Medicine* / Russian translation under M. Balonov. Saint Petersburg: NIIRG, 2011, 66 p. (In Russ.)].
7. Radiation Protection and safety in medical uses of ionizing radiation. Specific safety guide SSG-46. IAEA, Vienna, 2018. 340 p.
8. *Final recommendation statement: lung cancer: screening*. U.S. Preventive Services Task Force. December 2016. Онлайн-ресурс. Доступен по адресу: [www.uspreventiveservicestaskforce.org/Page/Document/RecommendationStatementFinal/lung-cancer-screening](http://www.uspreventiveservicestaskforce.org/Page/Document/RecommendationStatementFinal/lung-cancer-screening). Дата последнего доступа 10.11.2019.
9. Iaccarino J.M., Clark J., Bolton R., Kinsinger L., Kelley M., Slatore C.G., Au D.H., Wiener R.S. A National Survey of Pulmonologists' Views on Low-Dose Computed Tomography Screening for Lung Cancer // *Ann. Am. Thorac. Soc.* 2015. Vol. 12, No. 11. P. 1667–1675.
10. Marshall H.M., Bowman R.V., Yang I.A., Fong K.M., Berg C.D. Screening for lung cancer with low-dose computed tomography: a review of current status // *Journal of Thoracic Disease*. 2013. Vol. 5. P. 524–539.
11. Чипига Л.А. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии // *Радиационная гигиена*. 2019. Т. 12, № 1. С. 104–114. [Chipiga L.A. Evaluation of tube current modulation programs for the optimization of scan protocols in computed tomography. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*, 2019, Vol. 12, No. 1, pp. 104–114 (In Russ.)].
12. Boas F.E., Fleischmann D. CT artifacts: causes and reduction techniques // *Imaging in Medicine*. 2012. N 2 (4). P. 229–240.
13. Verdun F.R. et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers // *Physica Medica*. 2015. No. 8 (31). P. 823–843.
14. Mayo-Smith W.W. et al. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT // *Radiology*. No. 3 (273). P. 657–672.
15. Zarb F., Rainford L., McEntee M.F. Image quality assessment tools for optimization of CT images // *Radiography*. 2010. No. 2 (16). P. 147–153.
16. Good W.F., Gur D., Feist J.H., Thaeta F.L. et al. Subjective and objective assessment of image quality — a comparison // *J. Digit. Imaging*. 1994. Vol. 7, No. 2. P. 77–78.
17. Aichinger H. *Radiation exposure and image quality in x-ray diagnostic radiology: physical principles and clinical applications*. Heidelberg; New York: Springer, 2012. 2nd ed. XIV, 307 p.
18. DeWerd L.A., Kissick M. *The phantoms of medical and health physics: devices for research and development*. New York: Springer, 2014, 286 p.
19. *European Guidelines on quality criteria for computed tomography*. EUR 16262. European Commission, 1999. 107 p.
20. Гаврилов П.В., Баулин И.А., Лукина О.В. Стандартизованная интерпретация и контроль выявленных одиночных образований в легких по системе Lung Imaging Reporting and Data System // *Медицинский альянс*. 2017. № 3. С. 17–27. [Gavrilov P.V., Baulin I.A., Lukina O.V. Standardized interpretation and control of the detected solitary nodules in lungs using Lung Imaging Reporting and Data System. *Medical Alliance*, 2017, No. 3, pp. 17–27].
21. Doo K.W., Kang E.Y., Yong H.S., Woo O.H., Lee K.Y., Oh Y.W. Accuracy of lung nodule volumetry in low-dose CT with iterative reconstruction: An anthropomorphic thoracic phantom study // *British Journal of Radiology*. 2014. Vol. 87, No. 1041. P. 1–10.
22. Li Q., Fan L., Cao E.T., Li Q.C., Gu Y.F., Liu S.Y. Quantitative CT analysis of pulmonary pure ground-glass nodule predicts histological invasiveness // *European Journal of Radiology*. 2017. Vol. 89. P. 67–71.
23. Xu Y., He W., Chen H., Hu Z., Li J., Zhang T. Impact of the adaptive statistical iterative reconstruction technique on image quality in ultra-low-dose CT // *Clinical Radiology*. 2013. Vol. 68, No. 9. P. 902–908.
24. Kitami A., Sano F., Hayashi S., Suzuki K., Uematsu S., Kamio Y., Kunimura T. Correlation between histological invasiveness and the computed tomography value in pure ground-glass nodules // *Surgery Today*, 2016. Vol. 46 (5). P. 593–598.

Поступила в редакцию / Received by the Editor: 13.11.2019 г.

### Сведения об авторах:

**Беркович Глеб Владимирович** — заведующий кабинетом рентгеновской компьютерной томографии федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова» Минздрава России; 194156, Санкт-Петербург, пр. Пархоменко, д. 15; e-mail: [gblebberkovich@gmail.com](mailto:gblebberkovich@gmail.com); ORCID 0000-0002-7077-7320;

**Чипига Лариса Александровна** — научный сотрудник 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; 197101, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; e-mail: [larisa.chipiga@gmail.com](mailto:larisa.chipiga@gmail.com); ORCID 0000-0001-9153-3061;

**Водоватов Александр Валерьевич** — заведующий лабораторией радиационной гигиены медицинских организаций федерального государственного 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; 197101, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; e-mail: [vodovatofoff@gmail.com](mailto:vodovatofoff@gmail.com) ORCID 0000-0002-5191-7535;

**Силин Антон Юрьевич** — заведующий отделением лучевой диагностики ООО «Клинический госпиталь на Яузе»; 111033, Москва, Волочаевская ул., д. 15, к. 1; e-mail: [silin@yamed.ru](mailto:silin@yamed.ru);

**Каратецкий Александр Андреевич** — врач-рентгенолог кабинета рентгеновской компьютерной томографии, федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова» Минздрава России; 194156, Санкт-Петербург, пр. Пархоменко, д. 15; e-mail: [alexk1sky@gmail.com](mailto:alexk1sky@gmail.com);

**Труфанов Геннадий Евгеньевич** — заведующий кафедрой лучевой диагностики и медицинской визуализации федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова» Минздрава России; 197341, Санкт-Петербург, ул. Аккуратова, д. 2; e-mail: [trufanovge@mail.ru](mailto:trufanovge@mail.ru) ORCID 0000-0002-1611-5000.