

УДК 614.88 (075.8):616-073.75

<http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2020-11-3-44-55>

© Беркович Г.В., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Труфанов Г.Е., 2020 г.

СРАВНЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ ПОДХОДОВ К ОЦЕНКЕ ДИАГНОСТИЧЕСКОГО КАЧЕСТВА КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

¹Г. В. Беркович, ^{2,3}Л. А. Чипига, ²А. В. Водоватов, ¹Г. Е. Труфанов¹Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова, Санкт-Петербург, Россия²Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П. В. Рамзаева, Санкт-Петербург, Россия³Российский научный центр радиологии и хирургических технологий имени академика А. М. Гранова, Санкт-Петербург, Россия

Целью данной работы являлась оценка физико-технических параметров качества КТ-изображений, выполненных на низкодозовых протоколах сканирования органов грудной клетки.

Материалы и методы. Работа выполнена с использованием фантома ACR CT PHANTOM для компьютерного томографа Philips Ingenuity 128. Оценка качества изображения осуществлялась по точности определения единиц Хаунсфилда, шума изображения, отношения контраста к шуму и пространственного разрешения.

Результаты исследования показали, отсутствие достоверных различий между различными низкодозовыми протоколами. При этом наблюдалась слабая корреляция между результатами физико-технических параметров изображения и экспертной оценки качества изображения, что не позволяет принимать решение о внедрении низкодозовых протоколов в практику, основываясь только на оценке физико-технических параметров.

Ключевые слова: компьютерная томография, оптимизация, оценка качества, низкодозовое сканирование, итеративные реконструкции

Контакт: Беркович Глеб Владимирович, glebberkovich@gmail.com

© Berkovich G.V., Chipiga L.A., Vodovatov A.V., Trufanov G.E., 2020

COMPARISON OF DIFFERENT APPROACHES TO THE DIAGNOSTIC IMAGE QUALITY ASSESSMENT FOR THE CHEST COMPUTED TOMOGRAPHY

¹Gleb V. Berkovich, ²Larisa A. Chipiga, ²Alexander V. Vodovatov, ¹Gennady E. Trufanov¹Almazov National Medical Research Centre, St. Petersburg, Russia²St. Petersburg institute of radiation hygiene after prof. P. V. Ramzaev, St. Petersburg, Russia³A. M. Granov Russian Scientific Center of Radiology and Surgical Technologies, St. Petersburg, Russia

The aim of the current study was to assess the physical and technical image quality parameters of the CT images obtained on low-dose chest protocols.

Materials and methods. The study was performed using the ACR CT PHANTOM on the Philips Ingenuity 128 CT unit. The following parameters were selected for the assessment of image quality: Hounsfield unit accuracy, image noise, contrast to noise ratio and spatial resolution.

The results of the study indicate the lack of significant differences between the selected low-dose protocols. Additionally, the correlation between the results of the assessment of physical and technical parameters of CT images and expert image quality evaluation was weak. That does not allow implementing the low-dose protocols into clinical practice based solely on the assessment of the physical and technical parameters.

Key words: computed tomography, optimization, quality assessment, low-dose scanning, iterative reconstructions

Contact: Berkovich Gleb Vladimirovich, glebberkovich@gmail.com

Конфликт интересов: авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования: Беркович Г.В., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Труфанов Г.Е. Сравнение различных подходов к оценке диагностического качества компьютерной томографии органов грудной клетки // *Лучевая диагностика и терапия*. 2020. Т. 11, № 3. С. 44–55. <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2020-11-3-44-55>.

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., Trufanov G.E. Comparison of different approaches to the diagnostic image quality assessment for the chest computed tomography // *Diagnostic radiology and radiotherapy*. 2020. Vol. 11, No. 3. P. 44–55. <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2020-11-3-44-55>.

Введение. В настоящее время в Российской Федерации наиболее актуальны разработка и внедрение методик оптимизации (снижения доз облучения пациентов) при проведении КТ-исследований в связи с продолжающимся равномерным ростом как вклада КТ в коллективную дозу населения РФ от медицинского облучения, так и индивидуальных доз облучения пациентов. За последние 5 лет вклад КТ в коллективную дозу возрос с 34% в 2013 г. до 50,5% в 2018 г., при этом индивидуальная доза увеличилась на 40% за этот же срок [1, с. 6–24].

На практике основной проблемой при проведении оптимизации является поиск баланса между дозой ионизирующего излучения (ИИ) и качеством КТ-изображения. При этом качество КТ-изображения сложно оценить ввиду большого количества влияющих на него параметров, а также различных способов его оценки.

На качество изображения в КТ влияют не только напряжение, сила тока и значения питч-фактора, от которых в первую очередь зависит доза, но также применяемые параметры постобработки (например, итеративные реконструкции), количество которых на рынке имеется множество. Зачастую неочевидным является вопрос выбора наиболее значимого параметра для оценки или изменения качества изображения.

Для оценки качества КТ-изображения, как правило, используют два различных подхода [2, с. 147–155].

А. Оценка физико-технических параметров изображения проводится с помощью специальных аккредитационных фантомов инженерами медицинского оборудования и медицинскими физиками. Включает в себя набор объективных тестов на однородность, линейность, эффективность детектирующей системы, шум, правильность регистрации единиц Хаунсфилда, шумовой спектр, высококонтрастное и низкоконтрастное разрешение и пр. Достоинствами данного подхода являются его объективность и воспроизводимость, недостатками — отсутствие четкой взаимосвязи между техническими параметрами и возможностью обнаружить или описать патологию. В клинической практике, тем не менее, физические объективные параметры могут не являться истинными диагностическими показателями качества [2, с. 147–155; 3, с. 291–296].

Б. Экспертная оценка качества изображения — оценка клинических изображений антропоморфного фантома или пациента с привлечением врачей-рентгенологов. Включает в себя субъективную оценку качества изображения и/или выявляемость патологических изменений на КТ-изображениях. Недостатками данного подхода являются высокая субъективность, слабая воспроизводимость и слож-

ность в организации и проведении эксперимента. К тому же сравнение различных протоколов требует многократного сканирования пациентов, что не соответствует критериям медицинской этики, а используемые для таких целей антропоморфные фантомы дороги и малодоступны¹.

При этом необходимо учитывать следующие факторы.

1. Даже при наличии официальных требований к диагностическому качеству рентгеновских изображений², критерии качества КТ-изображения в каждом конкретном случае зависят от субъективных предпочтений врача-рентгенолога. Врачи-рентгенологи неохотно добровольно снижают дозы облучения пациентов и редко являются инициаторами подобных изменений, так как снижение доз всегда сопровождается снижением качества КТ-изображения [2, с. 147–155].

2. Чрезмерное снижение доз облучения пациентов может привести к диагностическим ошибкам или к необходимости повторного сканирования из-за неприемлемого качества полученного изображения. Тенденция к снижению дозы при КТ до сверхнизких значений, соизмеримых с традиционной рентгенографией, негативно отражается на диагностической значимости метода [4, с. 27; 5, с. 299–304].

3. В отечественной практике принципы оценки диагностического качества изображений (в том числе и КТ) распространены недостаточно. В то же время все компьютерные томографы проходят периодический (не реже 1 раза в два года) контроль эксплуатационных параметров, в рамках которого определяется вся необходимая информация для технической оценки качества изображения.

Ранее авторами была опубликована работа по оптимизации протокола КТ органов грудной клетки [6, с. 20–32], в которой оценена возможность применения низкодозовых протоколов сканирования с применением различных алгоритмов итеративной реконструкции. Выбор перспективных низкодозовых протоколов был основан на результатах экспертной оценки качества изображений. Целесообразно сравнить результаты экспертной оценки с результатами оценки физико-технических параметров изображения.

Таким образом, **целью** данной работы являлась сравнительная оценка физико-технических параметров качества КТ-изображений, полученных на низкодозовых протоколах с применением различных алгоритмов реконструкции.

Материалы и методы. Исследование выполнено на базе кабинета компьютерной томографии ФГБУ «НМИЦ имени В. А. Алмазова» Минздрава России. Для его проведения использовали компьютерный томограф Ingenuity 128 (Philips, 2015 г.в.) [6, с. 20–

¹ <https://www.kyotokagaku.com/products/detail03/ph-1.html>.

² Bongartz G. European guidelines on quality criteria for computed tomography, EUR 16262 EN, 2000.

32]. Параметры протоколов сканирования представлены в таблице 1.

220]. Для этого был отобран аксиальный срез изображения АСР-фантома блока со вставками из раз-

Таблица 1

Параметры протоколов сканирования и дозовые характеристики

Table 1

Parameters of the imaging protocols and corresponding dose quantities

Протокол	Напряжение, кВ	Экспозиция, мАс	Сила тока, мА	Время сканирования, с	Время вращения трубки, с	Коллимация	Питч-фактор	CTDI, мГр
Эталонный	100	142	149	0,953	1,0	64×0,625	1.048	5,6
Экспериментальный-1	100	71	74	0,959	1,0	64×0,625	1.048	2,8
Экспериментальный-2	100	35	37	0,946	1,0	64×0,625	1.048	1,4
Экспериментальный-3	100	17	24	0,708	0,75	64×0,625	1.048	0,7
Экспериментальный-4	100	10	35	0,286	0,4	64×0,625	1.477	0,4

Примечание. Время вращения трубки — время, за которое трубка в гентри совершает оборот на 360°; время сканирования — время при спиральном сканировании, за которое будет отсканирована зона коллимации, определяется как отношение времени вращения трубки к питч-фактору.

Note. Tube rotation time — the time it takes for the tube to rotate 360° in the gantry; scan time — the time during spiral scanning, during which the collimation zone will be scanned, is defined as the ratio of the tube rotation time to the pitch factor.

Все изображения были реконструированы тремя разными методами (FBP; iDose — уровень 4; iMR — уровень 2) с толщиной среза и расстоянием между ними 1 мм и матрицей 768×768 (размер пикселя 0,4661×0,4661).

Для оценки технических параметров КТ-изображения использовали АСР СТ аккредитационный фантом для компьютерной томографии ref:464 АСР СТ PHANTOM (рис. 1)¹ [7].

Обработку всех изображений фантома АСР проводили с использованием специализированного программного обеспечения Image J (рис. 2)².

Точность определения единиц Хаунсфилда. Значения единиц Хаунсфилда зависят от энергии рентгеновского пучка (напряжения на трубке и полной фильтрации пучка), размера и плотности обследуемого объекта, калибровочных коэффициентов и толщины среза реконструкции [8]. Калибровка КТ-аппаратов проводится по воде, поэтому значения единиц Хаунсфилда имеют жесткий критерий (–7...+7 НУ), который должен удовлетворяться при любом напряжении и реконструкции. Для определения воспроизводимости оценки единиц Хаунсфилда материалов разной плотности провели оценку точности определения единиц Хаунсфилда^{3,4,5} [7; 8, С.

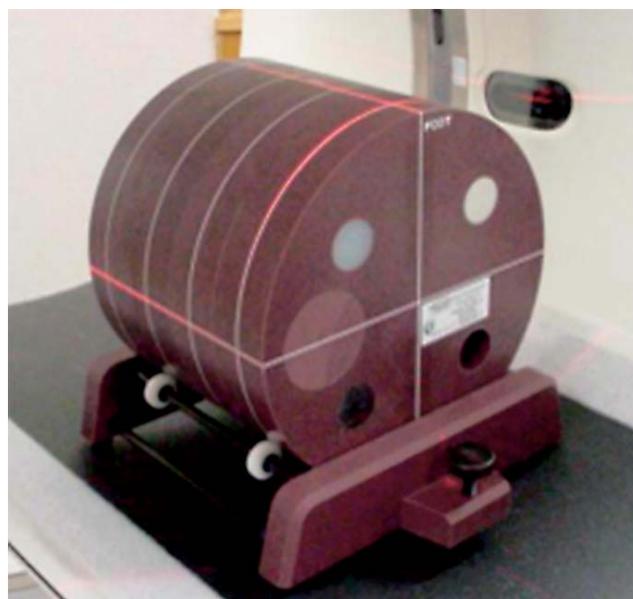


Рис. 1. Внешний вид фантома АСР
Fig. 1. ACR accreditation phantom

ных материалов: воздух (–1000 НУ), полиэтилен (–97 НУ), вода (0 НУ), акрил (120 НУ), кость (910 НУ). В центрах вставок были обрисованы области интереса для оценки средних значений еди-

¹ АСР СТ аккредитационный фантом для компьютерной томографии. Руководство по эксплуатации. Научно-производственное предприятие «Доза». [ACR CT accreditation phantom. User manual].

² Программное обеспечение ImageJ. <https://imagej.nih.gov/ij/>. Дата последнего обращения: 11.05.2020. [Image J software].

³ АСР СТ аккредитационный фантом для компьютерной томографии. Руководство по эксплуатации. Научно-производственное предприятие «Доза». [ACR CT accreditation phantom. User manual].

⁴ Государственный стандарт Российской Федерации (61223-3-5-2008) Оценка и контроль эксплуатационных параметров в отделениях лучевой диагностики. Часть 3–5. Приемочные испытания. Оценка эксплуатационных характеристик рентгеновской аппаратуры для компьютерной томографии / ГОСТ Р МЭК 61223-3-5-2008. М.: Госстандарт России, 2008.

⁵ Государственный стандарт Российской Федерации (61223-2-6-2001) Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики. Часть 2–6. Испытания на постоянство параметров. Аппараты для рентгеновской компьютерной томографии / ГОСТ Р МЭК 61223-2-6-2001. М.: Госстандарт России, 2001.

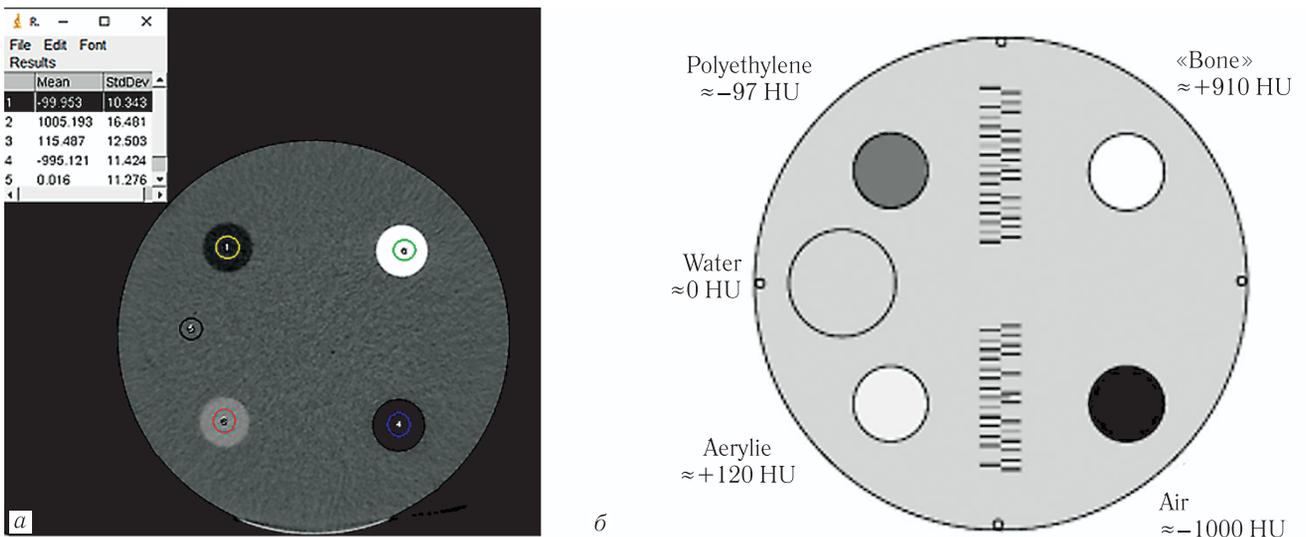


Рис. 2. Блок ACR-фантома с вставками из разных материалов: *а* — аксиальный срез КТ-изображения при обработке в Image J; *б* — расположение вставок с разными материалами

Fig. 2. ACR phantom block with the inserts from different materials: *a* — axial slice of the CT image of the phantom in ImageJ; *b* — location of the inserts

ниц Хаунсфилда в выбранных областях, как показано на рис. 2. Области интереса были скопированы на те же места при обработке серий изображений, полученных на разных протоколах. Для анализа использовали средние значения единиц Хаунсфилда в области интереса. Допустимые критерии и разброс ранее полученных значений для оценки воспроизводимости единиц Хаунсфилда в фантоме ACR взяты из методик аккредитации Американского колледжа радиологов [7].

Шум. Наиболее часто используемым и легко определяемым на практике параметром качества изображения является шум^{1,2,3} [7; 8, с. 220; 9, с. 104–114]. Шум в КТ характеризует зернистость изображения и оказывает в первую очередь влияние на визуализацию низкоконтрастных объектов. Для оценки шума изображения в работе использовали однородный блок фантома, в котором выбрали зону интереса в центральной области аксиального среза, как показано на рис. 3.

Для выбранной области интереса определяли стандартное отклонение значений единиц Хаунсфилда. Для более детальной информации о шуме изображения для каждого протокола и реконструкции определяли шумовой спектр (noise power spectrum, NPS) [10, с. 1–149; 11] с использованием выражения 1:

$$NPS(f_x, f_y) = \frac{\Delta_x \Delta_y}{N_x N_y} (|FT[\Delta f(x, y)]|)^2, \quad (1)$$

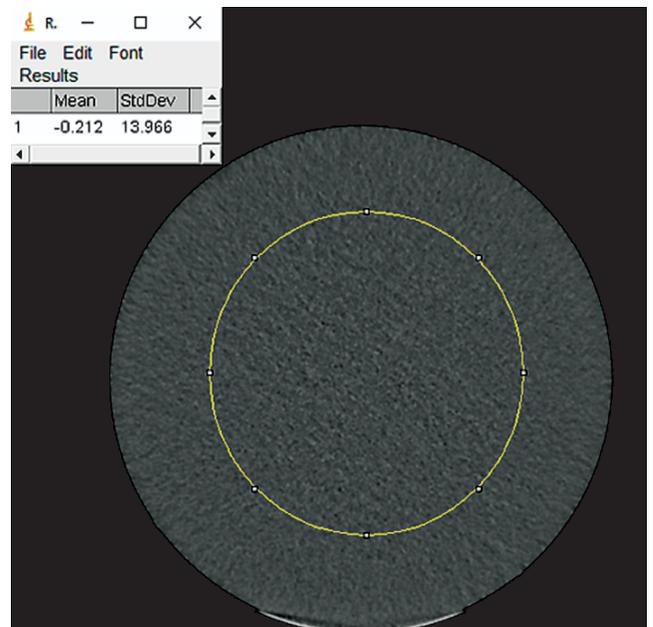


Рис. 3. Пример обработки КТ-изображения однородного блока ACR-фантома для оценки шума в Image J
Fig. 3. An example of the processing of the CT image of the uniform block of the ACR phantom for the assessment of image noise in Image J

где $\Delta_x \Delta_y$ и $N_x N_y$ — размер пикселей и их число в горизонтальном и вертикальном направлениях, соответственно. Для оценки радиальной функции формулу 1

¹ ACR CT аккредитационный фантом для компьютерной томографии. Руководство по эксплуатации. Научно-производственное предприятие «Доза». [ACR CT accreditation phantom. User manual].

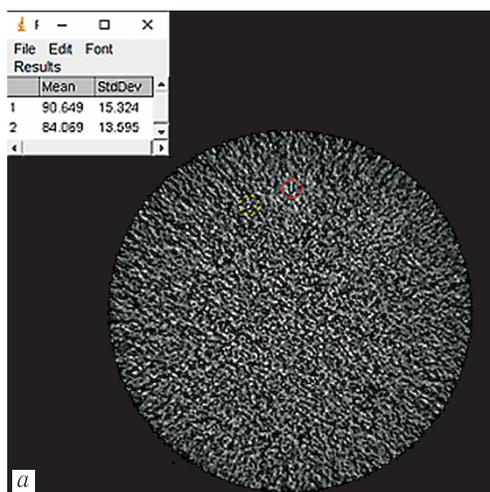
² Государственный стандарт Российской Федерации: (61223-3-5-2008) Оценка и контроль эксплуатационных параметров в отделениях лучевой диагностики. Часть 3–5. Приемочные испытания. Оценка эксплуатационных характеристик рентгеновской аппаратуры для компьютерной томографии / ГОСТ Р МЭК 61223-3-5-2008. М.: Госстандарт России, 2008.

³ Государственный стандарт (61223-2-6-2001) Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики. Часть 2–6. Испытания на постоянство параметров. Аппараты для рентгеновской компьютерной томографии / ГОСТ Р МЭК 61223-2-6-2001. М.: Госстандарт России, 2001.

приводят с использованием выражения для радиальной частоты: $f_r = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$.

Радиальную функцию шумового спектра определяли с использованием специального макроса QA-distri для Image J¹ [12], для этого квадратная область интереса была определена в центральной области аксиального среза фантома и скопирована на то же место при обработке серий изображений, полученных на разных протоколах.

Контраст (CNR). Для оценки параметра отношение контраст-шум (contrast noise ratio, CNR) использовали блок с низкоконтрастными объектами. Блок плотностью около 90 HU содержит объекты разного диаметра (от 2 до 25 мм) с плотностью на 6 HU выше фона (рис. 4, б)² [7; 8, С. 220; 12; 13, С. 192]. Для каждой серии изображений, соответствующей протоколу сканирования, на пяти аксиальных срезах, равномерно распределенных вдоль блока, были выбраны по две области интереса: первая в области низкоконтрастного объекта, вторая в фоновой области рядом с объектом, как показано на рис. 4, а. Области интереса были скопированы на те же места при обработке серий изображений, полученных на разных протоколах.



объекта; $HU_{фон}$ и $SD_{фон}$ — среднее значение и стандартное отклонение единиц Хаунсфилда однородного фона, рядом с объектом, соответственно. Значения CNR для пяти срезов каждой серии усредняли для использования в дальнейшем анализе.

Пространственное разрешение. Оценку пространственного разрешения проводили для блока с мирами из высококонтрастного материала. Блок содержит 8 мир с разными частотами линий: 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 и 12 пар линий на см³ [8, с. 220]. При обработке на каждой из мир перпендикулярно линиям были построены профили (рис. 5, а), с помощью которых определяли четкость их визуализации по возможности оценить пики, соответствующие каждой линии (рис. 5, б).

Для оценки пространственного разрешения дополнительно определяли функцию передачи модуляции (modulation transfer function, MTF) по однородному блоку фантома. Анализ данных и определение MTF проводили методом края/контура [10] с использованием специального кода в MathLab с открытой лицензией [11].

Результаты и их обсуждение. Точность определения единиц Хаунсфилда. Результаты оценки

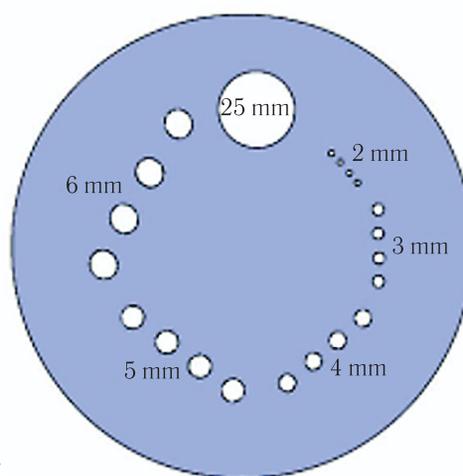


Рис. 4. Блок ACR-фантома с низкоконтрастными объектами из разных материалов: а — аксиальный срез КТ-изображения (iDose реконструкция) при обработке в ImageJ; б — размещение низкоконтрастных объектов
Fig. 4. ACR phantom block with low-contrast objects from different materials: а — axial CT slice of the phantom (iDose reconstruction) in ImageJ; б — location of the low-contrast objects

Значения единиц Хаунсфилда для областей интереса и стандартное отклонение было использовано для определения CNR с использованием выражения 2:

$$CNR = \frac{HU_{объект} - HU_{фон}}{SD_{фон}}, \quad (2)$$

где $HU_{объект}$ — среднее значение единиц Хаунсфилда в области интереса наибольшего низкоконтрастного

значений единиц Хаунсфилда для разных материалов ACR-фантома приведены в таблице 2.

Значения единиц Хаунсфилда воды на всех обследованных протоколах были в пределах необходимого интервала и удовлетворяли критерию. Для других материалов существуют референсные значения от производителей диагностического оборудования или фантомов, однако, не существует критериев их

¹ QA-distribution: a set of plugins for Image J. <http://qa-distri.sourceforge.net>. Дата последнего обращения: 11.05.2020.

² ACR CT аккредитационный фантом для компьютерной томографии. Руководство по эксплуатации. Научно-производственное предприятие «Доза». [ACR CT accreditation phantom. User manual].

³ ACR CT аккредитационный фантом для компьютерной томографии. Руководство по эксплуатации. Научно-производственное предприятие «Доза». [ACR CT accreditation phantom. User manual].

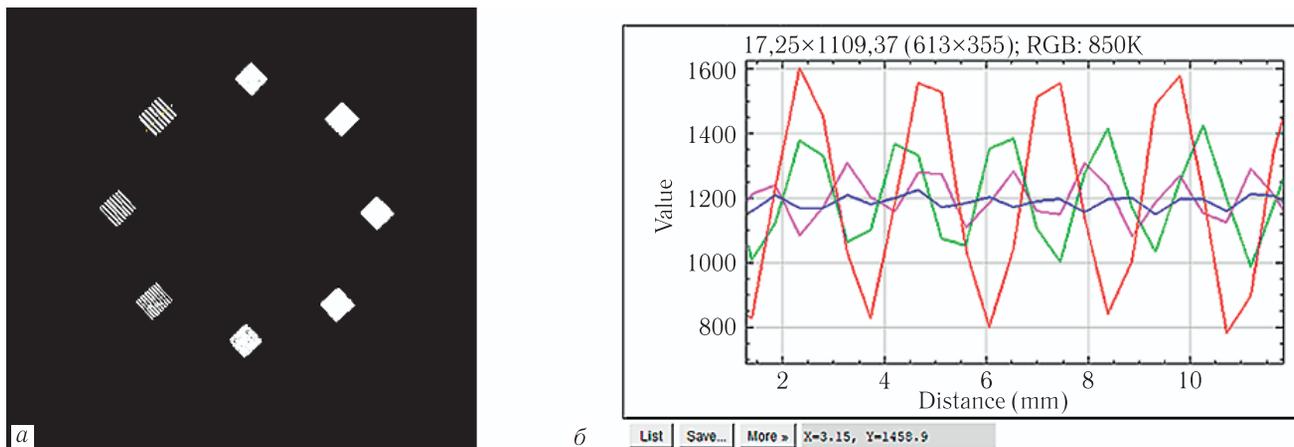


Рис. 5. Пример обработки КТ-изображения блока АСР-фантома с мирами из высококонтрастного материала для оценки МТФ в ImageJ: *а* — аксиальный срез КТ-изображения высококонтрастного блока фантома; *б* — функции профилей для мир фантома

Fig. 5. Example of the processing of the ACR phantom block with inserts from high-contrast material for the assessment of MTF in ImageJ: *a* — axial slice of the CT image of the high-contrast block of the phantom; *b* — plots of the profiles for different inserts

Таблица 2

Измеренные значения единиц Хаунсфилда для АСР-фантома для разных экспозиций. Полужирным шрифтом выделены значения, которые не вошли в рекомендованный разброс значений [7]

Table 2

Measured values of the Hounsfield units for the ACR phantom for different values of tube current-time product. Bold highlight corresponds to the values outside the recommended range of values [7]

Материал (критерий/разброс значений HU)*	Вид реконструкции	10 мАс	17 мАс	35 мАс	71 мАс	142 мАс
		35 мА	24 мА	37 мА	74 мА	149 мА
Полиэтилен (-87... -107)	iMR	-103	-102	-102	-102	-102
	iDose	-106	-103	-102	-102	-100
	FBP	-108	-103	-102	-103	-100
Кость (850-970)	iMR	1009	1012	1005	1009	1010
	iDose	1012	1022	1007	1010	1011
	FBP	1014	1027	1007	1011	1011
Акрил (110-130)	iMR	115	117	118	116	117
	iDose	115	117	116	117	117
	FBP	115	117	116	117	116
Воздух (-1005...-970)	iMR	-994	-995	-995	-996	-998
	iDose	-988	-991	-994	-994	-997
	FBP	-984	-987	-993	-993	-997
Вода (-7...7)	iMR	-2	-4	0	-2	-1
	iDose	0	-6	1	-2	-1
	FBP	1	-7	0	-2	-1

* Разброс оценивался в соответствии с данными работы [7].

* The variation was estimated in accordance with the work data [7].

оценки. Результаты исследований единиц Хаунсфилда материалов разных плотностей на разных КТ-аппаратах показали, что рекомендуемый диапазон значений HU достаточно широк [7].

В настоящем исследовании для всех материалов, кроме кости, на всех режимах сканирования и реконструкций значения единиц Хаунсфилда попадают в рекомендуемый диапазон, полученный на других аппаратах. Исключением является заниженное значение плотности полиэтилена для FBP при 10 мАс, что может быть связано с недостатком статистики при низкой экспозиции для реконструкции

изображения приемлемого качества. Для кости значения единиц Хаунсфилда оказались завышенными для всех протоколов и реконструкций (до 1027 HU при экспозиции 17 мАс и FBP реконструкции), что может быть обусловлено низким напряжением (100 кВ), использованным при сканировании.

Таким образом, между обследованными протоколами и реконструкциями отсутствуют существенные различия в результатах определения плотности (единиц Хаунсфилда) для различных материалов. По данному параметру все протоколы пригодны для применения в клинической практике.

Шум. Результаты оценки шума КТ-изображений обследованных протоколов и реконструкций приведены на рис. 6.

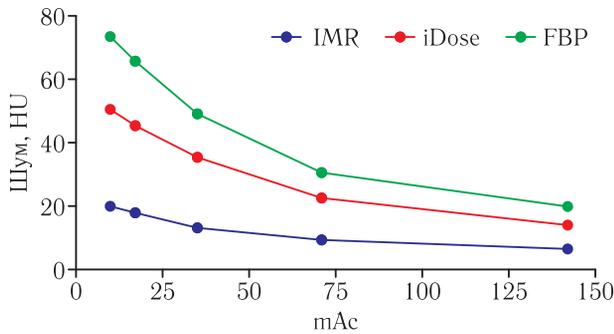


Рис. 6. Зависимость шума изображения от экспозиции для разных реконструкций

Fig. 6. Relations between the image noise and tube current-time product for different types of reconstructions

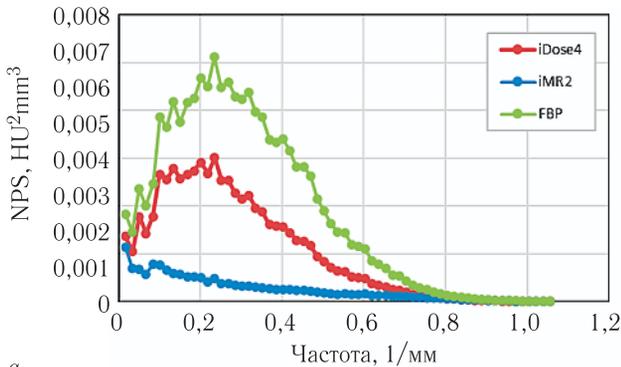
Шум снижается с ростом экспозиции для всех видов реконструкций. Реконструкция iMR обеспечивает шум на 60% ниже по сравнению с iDose рекон-

высоким значениям CNR: снижение шума на 60% относительно iDose увеличивает CNR на 50–85%.

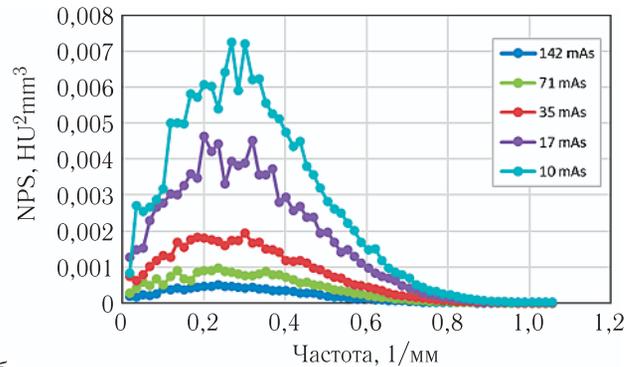
В то же время изображения с одинаковым шумом, например, полученные с iMR реконструкцией при 35 мАс и с iDose реконструкцией при 142 мАс, могут различаться по качеству.

Для более детального изучения структуры шума определили шумовой спектр, который позволяет более детально оценить корреляцию между значениями соседних пикселей и зернистостью изображения. Площадь под кривой (высота пика) спектра зависит от количества шума, форма кривой является характеристикой шума. Структура шума изображения во многом определяется методом реконструкции. Результаты NPS для обследованных реконструкций приведены на рис. 7.

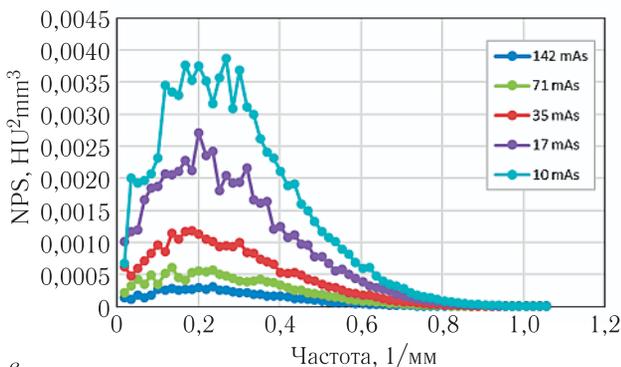
Пик шумового спектра для FBP выше по сравнению с iMR и FBP; для iMR — самый низкий. Форма шумового спектра изображения зависит от метода реконструкции: для iMR пик смещен влево (частота 0,1) по сравнению с FBP и iDose (частота 0,2). Это



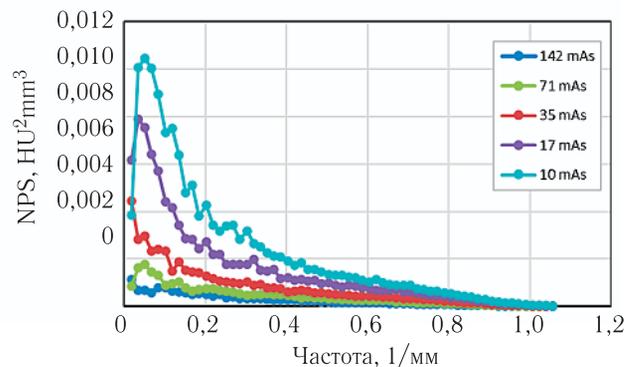
a



b



в



г

Рис. 7. Сравнение шумовых спектров КТ-изображений, полученных на: *a* — эталонном протоколе, с разными реконструкциями; *b* — различных протоколах с FBP реконструкцией; *в* — различных протоколах с iDose реконструкцией; *г* — различных протоколах с iMR реконструкцией

Fig. 7. Comparison of the noise spectra of the CT images obtained at: *a* — standard protocol with different reconstructions; *b* — experimental low-dose protocols with FBP reconstruction; *в* — experimental low-dose protocols with iDose reconstruction; *г* — experimental low-dose protocols with iMR reconstruction

струкцией и на 70% ниже по сравнению с FBP реконструкцией. Увеличение шума изображения влияет на параметр CNR. Например, относительно низкий шум при iMR реконструкции соответствует более

указывает на более грубую, крупнозернистую структуру шума, что проявляется непривычной размытостью при визуальной оценке изображения. Для всех методов реконструкции высота пика снижается

при увеличении экспозиции, а пик смещается в область меньших частот.

Полученные результаты подтверждают выводы, полученные в аналогичных исследованиях [15, с. 53–61; 16, с. 20130388; 17, с. 87], проведенных при больших значениях экспозиции, и позволяют экстраполировать выведенные ранее тренды в область меньших экспозиций.

Контраст и CNR. Оценка контраста изображений блока с низкоконтрастными объектами была основана на определении разницы значений единиц Хаунсфилда между объектом и фоном (табл. 3). Разница варьировала от 2 до 9 для FBP, от 2 до 8 для iDose и от 4 до 8 для iMR при разных экспозициях. Реальная разница в 6 HU достигается при наибольшей экспозиции на всех реконструкциях. Снижение разницы значений единиц Хаунсфилда между объектом и фоном свидетельствует о снижении контраста.

Для всех реконструкций зависимость CNR от силы тока и экспозиции имеет одинаковый характер. CNR растет с увеличением экспозиции в диапазоне 17–142 мАс, но наблюдается падение CNR при низкой экспозиции 10–17 мАс. Большие значения CNR при самой низкой экспозиции (10 мАс) для всех режимов реконструкции объясняются наибольшей разницей в числах Хаунсфилда между объектом и фоном. При этом значении экспозиции томограф увеличивает силу тока до 35 мА относительно экспозиции 17 мАс (24 мА), снижение экспозиции происходит за счет уменьшения времени сканирования и скорости вращения трубки. Это соответствует скачку CNR для этой же точки (35 мА) в зависимости от силы тока. Этот факт может быть связан с недостатком статистики для формирования качественного изображения, высоким уровнем шума и низким сигналом и требует дальнейшего изучения.

Таблица 3

Среднее различие единиц Хаунсфилда для блока низкого контраста ACR-фантома

Table 3

Mean values of Hounsfield units for the ACR phantom low contrast block

Вид реконструкции	10 мАс	17 мАс	35 мАс	71 мАс	142 мАс
	35 мА	24 мА	37 мА	74 мА	149 мА
iMR	8	4	5	7	6
iDose	8	2	3	6	6
FBP	9	2	2	6	6

Полученные значения CNR для обследованных протоколов и реконструкций приведены на рис. 8.

Значения CNR более 0,4 наблюдаются только для iMR реконструкции при мАс >50, CNR достигает

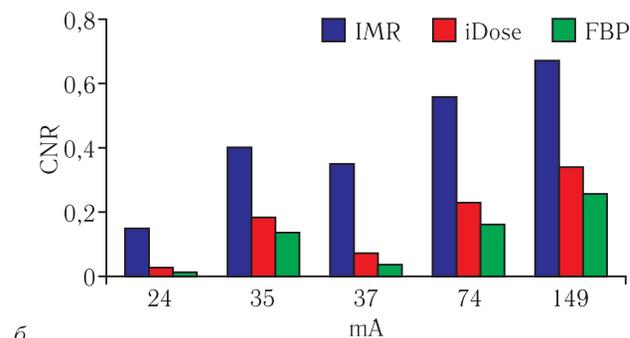
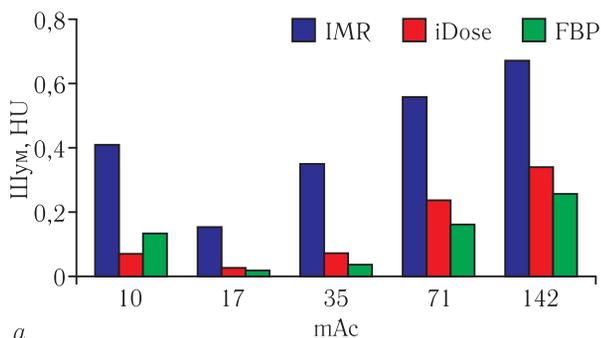


Рис. 8. Зависимость CNR от: а — экспозиции; б — силы тока для разных реконструкций

Fig. 8. Relations between CNR and: a — tube current-time product; б — tube current for different reconstructions

Использование iMR реконструкции увеличивает CNR на 50–85% относительно iDose и на 62–95% относительно FBP. Аналогичные результаты были получены в ранее проведенных исследованиях [15, с.53–61; 16, с.20130388], где показано, что реконструкция iMR обеспечивает более высокие значения CNR по сравнению с iDose и FBP. Однако проведенные исследования рассматривали протоколы с большими экспозициями (соответствующими большей дозе облучения пациентов) по сравнению с настоящим исследованием, и не учитывали низкодозовые протоколы.

0,67 при 142 мАс. Для реконструкций iDose значения CNR не превышают 0,36, для FBP — 0,3. Для протоколов головы и брюшной полости взрослых рекомендованные значения CNR должны быть не ниже 1,0 [8, с. 220], что соответствует тому, что разница единиц Хаунсфилда между объектом и фоном (табл. 3) превышает шум изображения, обеспечивая необходимый контраст.

Визуально на изображениях, полученных для всех протоколов и реконструкций, определяется только наиболее крупный объект — размером 25 мм (рис. 4). Для протоколов головы и органов брюшной необходи-

ма визуализация ряда объектов 6 мм (второй ряд объектов по рис. 5, б) [7], поэтому ни один из обследованных протоколов не рекомендуется использовать для обследования головы или брюшной полости, однако это не относится к грудной клетке, где задача определения низкоконтрастных объектов в таком диапазоне плотностей значительно менее актуальна или отсутствует. Однако наибольшее значение CNR достигается при iMR реконструкции при экспозиции 142 мАс. Следует отметить, что специфических требований и рекомендаций по низкоконтрастным объектам для протоколов органов грудной клетки (ОГК) не предусмотрено.

Пространственное разрешение и MTF. Для оценки пространственного разрешения определяли частоту пар линий высококонтрастных мир, различимых на КТ-изображении, для обследуемых протоколов и реконструкций (табл. 4).

Таблица 4

Пространственное разрешение для высококонтрастных объектов (число пар линий/мм) для разных протоколов сканирования и реконструкций

Table 4

Spatial resolution for the high-contrast objects (line pairs per mm) for the different protocols and reconstructions

Экспозиция протокола, мАс	iDose	iMR	FBP
142	0,6	0,7	0,6
71	0,6	0,6	0,6
35	0,6	0,6	0,6
17	0,6	0,5	0,6
10	0,6	0,5	0,6

Частота пар линий соответствует толщине различаемых на изображении линий: например, частота 0,7 пар линий/мм соответствует толщине линии 0,71 мм; 0,6–0,83; 0,5–0,10 мм. Увеличение частоты различимых на изображении мир соответствует более тонким чередующимся линиям различимым на изображении.

Анализ полученных результатов показал, что реконструкция iDose не улучшает пространственное разрешение относительно FBP. Необходимо отметить стабильность показаний частот (0,6 пар линий/мм), полученных в настоящей работе, для обоих реконструкций на всем обследованном диапазоне экспозиций. С реконструкцией iMR частота различимых линий составила 0,7 пар линий/мм при 142 мАс, однако, при снижении экспозиции частота снижается до 0,5 пар линий/мм при 10–17 мАс.

Согласно рекомендациям, ACR протокол высоко разрешающей КТ ОГК (ВРКТ ОГК) должен обеспечивать визуализацию частоты 0,8 пар линий/мм [8, с. 220]. Таким образом, по этому параметру ни один из исследованных протоколов с реконструкциями не рекомендован использовать для ВРКТ ОГК.

При формировании изображения происходит усреднение значений соседних пикселей, что приводит к раз-

мытости контуров на границе перехода структур разной плотности. Этот эффект приводит к потере амплитуды сигнала и снижению контрастности изображений и особенно проявляется при мелких размерах объектов. Для оценки снижения контрастности при уменьшении размера объектов и увеличении частоты чередования линий используют параметр MTF. Параметры сглаживания изображения, влияющие на MTF, задаются в том числе и при выборе реконструкции.

Результаты сравнения значений MTF для обследованных реконструкций, полученных на эталонном протоколе, приведены на рис. 9.

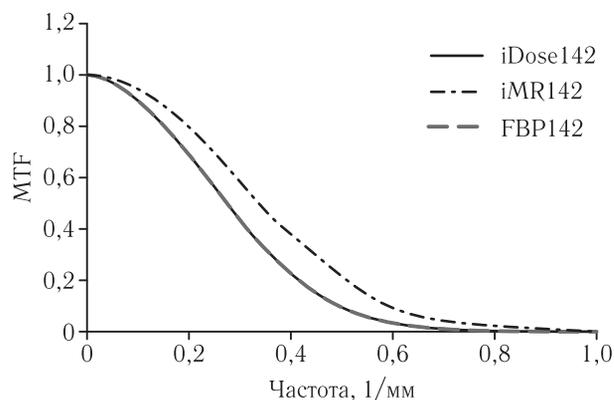


Рис. 9. Зависимость MTF от пространственного разрешения для разных методов реконструкции (iDose, iMR, FBP), полученные на эталонном протоколе

Fig. 9. Relations between MTF and spatial resolution for the different types of reconstructions (iDose, iMR, FBP), for the standard protocol

Из рис. 9 видно, что зависимость MTF для iDose совпадает с FBP. Реконструкция iMR обеспечивает лучшее пространственное разрешение, чем iDose и FBP. Потеря контрастности на 50% (MTF50%) для iMR соответствует частоте линий 0,34–0,35 на мм (толщина линий 1,4 мм) и снижается до 0,32 при низких экспозициях, для iDose и FBP — 0,27 (толщина линий 1,8 мм) при всем обследованном диапазоне экспозиций (табл. 5). Снижение контрастности объектов до 10% от исходной соответствует частоте линий 0,57–0,59 для iMR (толщина различимых линий 0,8 мм) и 0,50 для iDose и FBP (толщина различимых линий 0,10 мм).

Ранее проведенные исследования по сравнению пространственного разрешения реконструкций iMR, iDose и FBP обследовали протоколы с высокими значениями экспозиций и не затрагивали область низкодозовых протоколов с экспозицией ниже 35 мАс [15, с. 53–61; 16, с. 20130388; 17, с. 87].

Результаты настоящей работы подтверждают установленные ранее выводы о лучшем пространственном разрешении при iMR реконструкции относительно iDose и FBP и дополнительно показывают снижение пространственного разрешения для iMR реконструкции при снижении экспозиции до 10–17 мАс.

Сравнение результатов оценки физико-технических параметров и экспертной оценки каче-

Таблица 5

Значения MTF_{10%} и MTF_{50%} для разных протоколов и реконструкций

Table 5

Values of MTF_{10%} and MTF_{50%} for different protocols and reconstructions

Экспозиция протокола, мАс	Уровень MTF					
	MTF _{50%}			MTF _{10%}		
	iDose	iMR	FBP	iDose	iMR	FBP
142	0,28	0,35	0,28	0,5	0,59	0,49
71	0,27	0,34	0,26	0,49	0,59	0,49
35	0,27	0,34	0,26	0,5	0,59	0,48
17	0,27	0,33	0,27	0,5	0,57	0,49
10	0,26	0,32	0,26	0,48	0,57	0,48

ства изображения. Были проведены сравнения результатов физико-технической оценки качества изображения с результатами экспертной оценки качества КТ-изображений антропоморфного фантома, полученных авторами ранее с использованием идентичных протоколов на том же компьютерном томографе. Результаты сравнения представлены в табл. 6.

циями FBP и iDose: значительно меньший уровень шума, более высокие значения CNR и MTF, что коррелирует с более высокими медианными значениями экспертных оценок врачей-рентгенологов. Протокол с экспозицией 142 мАс и реконструкцией iMR обеспечивает самый низкий шум изображения, и соответственно наилучшую контрастность. Помимо этого,

Таблица 6

Сводные данные по физико-техническим параметрам и экспертной оценке качества КТ-изображений низкодозовых протоколов органов грудной клетки

Table 6

Joint data on the physical and technical parameters and expert image quality assessment of the low-dose chest CT protocols

Реконструкция	Протокол, экспозиция, мАс	Точность определения единиц Хаунсфилда (вода), HU	Шум, HU	Контраст, CNR	Пространственное разрешение		Субъективная/экспертная оценка качества изображения		
					Пар линий на мм	MTF _{10%}	% Диагностически неприемлемых изображений	% диагностических ошибок	Медианный балл оценки изображения
iMR	142	-1	6,5	0,67	0,7	0,59	1	0	5
	71	-2	9,4	0,56	0,6	0,59	4	2	4
	35	0	13	0,35	0,6	0,59	6	7*	4
	17	-4	18	0,15	0,5	0,57	13**	7*	4
	10	-2	20	0,41	0,5	0,57	27**	25**	3
iDose	142	-1	14	0,34	0,6	0,5	1	9*	4
	71	-2	22	0,23	0,6	0,49	1	2	4
	35	1	35	0,07	0,6	0,5	8	4	4
	17	-6	45	0,02	0,6	0,5	16**	4	3
	10	0	50	0,07	0,6	0,48	36**	11**	3
FBP	142	-1	20	0,25	0,6	0,49	1	0	4
	71	-2	30	0,16	0,6	0,49	1	0	4
	35	0	49	0,03	0,6	0,48	9*	7*	3
	17	-7	66	0,01	0,6	0,49	36**	13**	3
	10	1	74	0,14	0,6	0,48	46**	9*	3

* Количество диагностически неприемлемых изображений и ошибок превышает 5% от общего количества изображений на данном протоколе. ** Количество диагностически неприемлемых изображений и ошибок превышает 10% от общего количества изображений на данном протоколе.

* The number of diagnostic unacceptable images and errors exceeds 5% of the total number of images on this Protocol. ** The number of diagnostic unacceptable images and errors exceeds 10% of the total number of images on this Protocol.

Из трех алгоритмов реконструкции iMR характеризуются наилучшими значениями физико-технических параметров качества в сравнении с реконструк-

данный протокол позволяет регистрировать больше пар линий/мм, что свидетельствует в пользу более высокого пространственного разрешения.

Однако необходимо отметить, что смещение пика шумового спектра в область меньших частот при использовании iMR реконструкции приводит к непривычному для врачей-рентгенологов «искусственному» изображению, что может оказывать влияние на степень диагностической уверенности. Аналогичные данные были получены в ранее проведенных исследованиях [16, с. 20130388; 18, с. 35–40]. По другим данным [19, с. 1971–1979], несмотря на непривычный, «пятнистый» вид, и менее отчетливую визуализацию нормальных анатомических структур, реконструкции iMR характеризовались более высокими значениями в выявлении патологических изменений (мелких очагов, зон сниженной или повышенной воздушности). При анализе экспертных оценок врачей рентгенологов для реконструкции iMR, снижение диагностической значимости не проявлялось на высоких и средних значениях mAs, но подтверждалось значительно более высоким количеством диагностических ошибок на сверхнизких значениях дозы при сохранении объективных параметров качества на достаточно высоких уровнях.

Таким образом, более высокие значения физико-технических параметров качества не демонстрируют значимой корреляции с экспертными оценками врачей-рентгенологов и не могут быть предикторами уменьшения диагностических ошибок.

Заключение. Полученные результаты оценки физико-технических характеристик КТ-изображения позволяют сделать следующее заключение.

Все изученные режимы для трех реконструкций в равной мере соответствуют (или не соответствуют, как в случае с параметром CNR и пространственным разрешением) имеющимся рекомендациям, что не позволяет выбрать наилучший режим исходя из оценки технических параметров изображения. Отдельно следует отметить отсутствие специфиче-

ских критериев оценки качества изображения по параметрам CNR и пространственного разрешения для низкодозовых протоколов сканирования органов грудной клетки. По параметрам MTF, CNR и NPS показано достоверно более высокое качество изображений, полученных с применением реконструкции iMR, по сравнению с FBP и iDose. Реконструкция iMR характеризуется значительно меньшим уровнем шума и более высокими значениями CNR и MTF. По остальным параметрам значимых различий нет. Тем не менее изображения, полученные с использованием iMR, обладают иными физико-техническими характеристиками, обуславливающими в том числе и непривычный вид КТ-изображения. Это подтверждается в том числе и результатами опроса врачей-рентгенологов, оценивавших качество изображения для антропоморфного фантома, в выполненном ранее исследовании. Физико-технические параметры качества изображения и экспертная оценка слабо коррелируют между собой. Изменение объективного показателя на определенную величину не влечет пропорционального изменения значений экспертной оценки. Изображения с высоким шумом и низким контрастом и низкой MTF характеризовались низким количеством неприемлемых изображений и малым количеством диагностических ошибок. Это свидетельствует о том, что врачи, участвующие в эксперименте, в клинической практике привыкли к субоптимальному качеству изображения.

Таким образом, оценка физико-технических параметров изображения не подходит в качестве полноценной альтернативы для экспертной оценки качества изображения. Представленные в данной статье методики, тем не менее, могут быть рекомендованы для первичной оценки качества изображения в процессе оптимизации КТ-протоколов.

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 1. Тенденции развития, структура лучевой диагностики и дозы медицинского облучения // *Радиационная гигиена*. 2019. № 12 (1). С. 6–24. [Onischenko G.G., Popova A.Y., Romanovich I.K., Vodovатов A.V., Bashketova N.S., Istorik 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 1: 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.)]. doi: 10.21514/1998-426X-2019-12-1-6-24
2. Zarb F., Rainford L., Mark F. McEntee Image quality assessment tools for optimization of CT images // *Radiography*. 2010. Vol. 16. P. 147–155. DOI: 10.1016/j.radi.2009.10.002.
3. Jensen K., Andersen H.K., Tingberg A., Reisse C., Fosse E., Martinsen A. C.T. Current Problems in Diagnostic // *Radiology*. 2016. Vol. 45, Issue 5, September–October. P. 291–296. DOI 10.1067/j.cpradiol.2015.11.004.
4. Sauter A., Koehler T., Fingerle A.A., Brendel B., Richter V., Rasper M. Ultra Low Dose CT Pulmonary Angiography with Iterative Reconstruction // *PLoS ONE*. 2016. Vol. 11, No. 9. P. e0162716. doi: 10.1371/journal.pone.0162716.
5. Higuchi K., Nagao M., Matsuo Y. et al. Detection of ground-glass opacities by use of hybrid iterative reconstruction (iDose) and low-dose 256-section computed tomography: a phantom study // *Radiological Physics and Technology*. 2013. Vol. 6. P. 299–304. <https://doi.org/10.1007/s12194-013-0200-y>.
6. 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. № 4. С. 20–32. DOI 10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32 [Berkovich G.V., Chipiga L.A., Vodovатов A.V., Silin A.Y., 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. I, 2019, No. 4, pp. 20–32 (In Russ.)]. doi: 10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32.
7. McCollough C. H., Bruesewitz M. R., McNitt-Gray M. F., Bush K., Ruckdeschel T., Payne J. Th., Brink J. A., Zeman R. K. *The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid*. doi: 10.1118/1.1769632.
8. Kalender W.A. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. 3rd Rev. ed. Weinheim: Wiley-VCH, 2011. 220 p.
9. Чипига Л.А. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии // *Радиационная гигиена*. 2019. № 12 (1). С. 104–114. [Chipiga L.A. Evaluation of tube current modulation programmes for the optimization of scan

- protocols in computed tomography. *Radiation Hygiene*, 2019. Vol. 12, No. 1, pp. 104–114 (In Russ.). doi: 10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114.
10. ICRU Report No. 87: Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography // *Journal of the ICRU*. 2012. Vol. 12, No. 1. Report 87. P. 1–149. doi: 10.1093/jicru/ndt007.
 11. Friedman S.N., Fung G.S.K., Siewerdsen J.H., Tsui B.M.W. A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom // *Med. Phys.* 2013. Vol. 40, No. 5.
 12. Colombo P., Zucconi F., Cadioli C., Torresin A., Milan I.T. Dose reduction using a CT iterative reconstruction algorithm with low tube voltage and exposure // *ECR*. 2013. C-2180. 10.1594/ecr2013/C-2180.
 13. Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications // *Vienna. International Atomic Energy Agency*. 2012. 192 p.
 14. Martin C.J. The importance of radiation quality for optimisation in radiology // *Biomed. Imaging. Interv. J.* 2007. Vol. 3, No. 2. P. e38.
 15. Aurumskjöld M.L., Ydström K., Tingberg A., Söderberg M. Improvements to image quality using hybrid and model-based iterative reconstructions: a phantom study // *Acta Radiol.* 2017. Jan; Vol. 58, No. 1. P. 53–61. Epub 2016 Feb. 27.
 16. Löve A., Olsson M.L., Siemund R., Stålhammar F., Björkman-Burtscher I.M., Söderberg M. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels // *The British Journal of Radiology*. 2013. Vol. 86, No. 1031. P. 20130388. doi:10.1259/bjr.20130388.
 17. Andersen H.K., Völgyes D., A.C. Trægde Martinsena. Image quality with iterative reconstruction techniques in CT of the lungs — a phantom study // *Journal of the ICRU*. 2012. Vol. 12, No. 1. Report 87.
 18. Andersen H.K., Völgyes D., Martinsen A.C.T. Image quality with iterative reconstruction techniques in CT of the lungs — A phantom study // *Eur. J. of Radiol. Open*. 2018. Vol. 5. P. 35–40. doi: 10.1016/j.ejro.2018.02.002.
 19. Laqmani A. Comparison of image quality and visibility of normal and abnormal findings at submillisievert chest CT using filtered back projection, iterative model reconstruction (IMR) and iDose4 // *Eur. J. of Radiology*. 2016. Vol. 85. P. 1971–1979. doi: 10.1016/j.ejrad.2016.09.001.

Поступила в редакцию/Received by the Editor: 05.08.2020 г.

Авторство:

Вклад в концепцию и план исследования — Г.В.Беркович, В.А.Водоватов. Вклад в сбор данных — Г.В.Беркович, Л.А.Чипига. Вклад в анализ данных и выводы — Л.А.Чипига, В.А.Водоватов. Вклад в подготовку рукописи — В.А.Водоватов, Г.Е.Труфанов.

Сведения об авторах:

Беркович Глеб Владимирович — заведующий кабинетом компьютерной томографии Федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени В.А.Алмазова» Министерства здравоохранения Российской Федерации; 194021, Санкт-Петербург, пр. Пархоменко, д. 15; e-mail: glebberkovich@gmail.com; ORCID 0000–0002–7077–7320;

Чипига Лариса Александровна — кандидат технических наук, научный сотрудник Федерального государственного бюджетного учреждения науки «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены им. проф. 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; ORCID 0000–0001–9153–3061;

Водоватов Александр Валерьевич — кандидат биологических наук, 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: vodovatoff@gmail.com; ORCID 0000–0002–5191–7535;

Труфанов Геннадий Евгеньевич — доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и медицинской визуализации «Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А.Алмазова» Министерства здравоохранения Российской Федерации; 197341, Санкт-Петербург, ул. Аккуратова, д. 2; e-mail: trufanovge@mail.ru; ORCID 0000–0002–1611–5000.

Открыта подписка на 1-е полугодие 2021 года.

Подписные индексы:

Агентство «Роспечать» **57991**

ООО «Агентство „Книга-Сервис“» **42177**