



DOI: 10.24835/1607-0763-2017-2-28-35

МСКТ гепатопанкреатодуоденальной зоны с пониженной лучевой нагрузкой: опыт практического применения

Азнауров В.Г.^{1*}, Кондратьев Е.В.¹, Оганесян Н.К.², Кармазановский Г.Г.¹

¹ ФГБУ "Институт хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России, Москва, Россия

² ФГБУ "Российский кардиологический научно-производственный комплекс" Минздрава России, Москва, Россия

Low-Dose Hepatopancreatic MDCT: Practical Experience of Applicability

Aznaurov V.G.^{1*}, Kondratiev E.V.¹, Oganessian N.K.², Karmazanovsky G.G.¹

¹ A.V. Vishnevsky Institute of Surgery, Moscow, Russia

² Russian Cardiology Research and Production Complex, Moscow, Russia

Цель исследования: определить возможности протоколов МСКТ с пониженной лучевой нагрузкой в улучшении визуализации образований печени и поджелудочной железы и снижении дозы облучения.

Материал и методы. В исследование вошло 40 пациентов, которые были разделены на 2 группы по 20 человек в зависимости от применяемого протокола исследования: стандартный протокол "120 кВ" или модифицированный протокол "100 кВ". Все исследования были выполнены с внутривенным введением контрастного препарата. Обработывали следующие данные томограмм: шум, окружность брюшной полости, отношение контраст/шум, данные контрастного усиления органов. Томограммы реконструировали стандартным и итеративным алгоритмами реконструкции. Качественную оценку изображений проводили по 2 параметрам – оценка изображения в целом и визуализация образования по 3-балльной шкале.

Результаты. Лучевая нагрузка снизилась на 31,5% при применении модифицированного протокола. Уровень шума не различался при применении стандартной реконструкции, однако выраженно снижался при применении итеративной реконструкции. Отношение контраст/шум оказалось выше в группе "100 кВ" и последовательно возрастало с повышением уровней итеративной реконструкции. Оценки визуализации образований были значимо выше в группе "100 кВ".

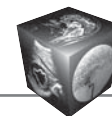
Заключение. Применение протоколов сканирования с пониженной лучевой нагрузкой оправданно, оно позволяет серьезно снизить дозу облучения пациента, улучшить визуализацию образований печени и поджелудочной железы (в первую очередь гиперваскулярных). Применение алгоритмов итеративной реконструкции позволяет добиться значимого улучшения качества изображения и снижения шума.

Для корреспонденции*: Азнауров Владимир Григорьевич – 117997, Россия, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, 27. Институт хирургии им. А.В. Вишневского. Тел.: +7 926 0100656. E-mail: vaznaurov@ya.ru

Азнауров Владимир Григорьевич – аспирант отделения лучевой диагностики Института хирургии им. А.В. Вишневского МЗ РФ, Москва; **Кондратьев Евгений Валерьевич** – канд. мед. наук, старший научный сотрудник отделения лучевой диагностики Института хирургии им. А.В. Вишневского МЗ РФ, Москва; **Оганесян Нелли Камсаровна** – ординатор отделения рентгенологии Российского кардиологического научно-производственного комплекса МЗ РФ, Москва; **Кармазановский Григорий Григорьевич** – член-корр. РАН, доктор медицинских наук, руководитель отдела лучевой диагностики Института хирургии им. А.В. Вишневского МЗ РФ, Москва.

Contact*: Vladimir G. Aznaurov – 117997 Russia, Moscow, Bolshaya Serpukhovskaya str., 27. A.V. Vishnevsky Institute of Surgery. Phone: +7-926-010-06-56. E-mail : vaznaurov@ya.ru

Vladimir G. Aznaurov – postgraduate student of radiology department of A.V. Vishnevsky Institute of Surgery, Moscow; **Evgeniy V. Kondratiev** – cand. of med. sci., Senior Researcher Fellow of radiology department, A.V. Vishnevsky Institute of Surgery, Moscow; **Nelly K. Oganessian** – resident of radiology department, Russian Cardiology Research and Production Complex, Moscow; **Grigory G. Karmazanovsky** – doct. of med. sci., corresponding member of the Russian Academy of Sciences, head of radiology department, A.V. Vishnevsky Institute of Surgery, Moscow.



Ключевые слова: лучевая нагрузка, низкое напряжение, протокол пониженной лучевой нагрузки, радиация, гиперваскулярное образование.

Ссылка для цитирования: Азнауров В.Г., Кондратьев Е.В., Оганесян Н.К., Кармазановский Г.Г. МСКТ гепатопанкреатодуоденальной зоны с пониженной лучевой нагрузкой: опыт практического применения. *Медицинская визуализация*. 2017; 21 (2):28–35. DOI: 10.24835/1607-0763-2017-2-28-35.

Aims: to evaluate the possibilities of low-dose MDCT protocols in visualization of liver and pancreatic tumors.

Materials and methods. 40 patients were enrolled in study and divided into 2 groups. Two scanning protocols were used, differing by the voltage on the X-ray tube-standard 120 kV, and the modified 100 kV. All studies were performed with intravenous administration of a contrast agent. The data – noise, a circumference of abdominal cavity, a relation “contrast-noise”, data of contrast strengthening of organs were evaluated. The tomograms were reconstructed using standard and iterative reconstruction algorithms. A qualitative assessment of the images was carried out according to 2 parameters – the evaluation of the whole image and the visualization of tumor on a 3-point scale.

Results. Radiation exposure decreased by 31.5% using the modified protocol. The noise level did not differ with the use of standard reconstruction, but it decreased markedly using iterative reconstruction. The contrast-to-noise ratio turned out to be higher in the “100 kV” group and consistently increased with increasing levels of iterative reconstruction. Evaluations of the visualization of tumors were significantly higher in the “100 kV” group.

Conclusion. The use of low-dose protocols is justified, it allows to seriously reduce the radiation exposure, improving visualization of the liver and pancreas tumors (primarily hypervascular). Application of iterative reconstruction algorithms allows achieving significant improvement in image quality and noise reduction.

Key words: radiation exposure, low voltage, low-dose protocol, radiation, hypervascular tumor.

Recommended citation: Aznaurov V.G., Kondratiev E.V., Oganessian N.K., Karmazanovsky G.G. Low-Dose Hepatopancreatic MDCT: Practical Experience of Applicability. *Medical visualization*. 2017; 21 (2): 28–35. DOI: 10.24835/1607-0763-2017-2-28-35.

Введение

За последние годы можно отметить значительный рост компьютерно-томографических исследований как в России [1], так и во всем мире [2]. Соответственно ощутимо выросла лучевая нагрузка на население. По последним данным, доля медицинского облучения в структуре всей лучевой нагрузки составляет до 50%, причем во всей структуре облучения компьютерная томография занимает 1/4 [2]. При этом следует учитывать, что практически любое исследование брюшной полости является малоинформативным без введения контрастного вещества. Введение контрастного вещества автоматически означает увеличение фаз ис-

следования как минимум до трех, чаще четырех фаз. Таким образом, стандартное КТ-исследование органов брюшной полости с внутривенным контрастированием является рентгенологическим исследованием с высокой лучевой нагрузкой. Считаем целесообразным рассмотреть вопросы визуализации образований печени и поджелудочной железы при применении сканирования с пониженной лучевой нагрузкой.

Цель исследования

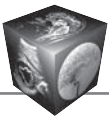
Определить возможности протоколов МСКТ с пониженной лучевой нагрузкой в улучшении визуализации образований печени и поджелудочной железы и снижении дозы облучения.

Материал и методы

В течение 10 мес (2015–2016 гг.) МСКТ выполнена 40 пациентам, у которых было подозрение на наличие образования печени и/или поджелудочной железы, или с подтвержденными диагнозами о наличии новообразований этих органов. Мужчин было 23, женщин – 17, средний возраст которых составил $57,2 \pm 12,7$ года. Средний индекс массы тела составил $26,6 \pm 3,3$ кг/м². Пациенты были разделены на 2 группы по 20 человек в зависимости от применяемого протокола исследования: стандартный протокол “120 кВ” или модифицированный протокол “100 кВ”.

Снижения лучевой нагрузки достигали при уменьшении напряжения на рентгеновской трубке и использовании системы автоматического выбора силы тока. Ключевым преимуществом использования такой технологии является не уменьшение дозы облучения, а возможность улучшения визуализации гиперваскулярных образований за счет лучшего поглощения фотонов рентгеновского излучения. В 2013 г. D. Marin и соавт. сообщили о значительном улучшении выявляемости гиперваскулярных образований печени при применении напряжения на трубке 80 кВ, при этом удалось снизить дозу с 18,5 до 5,1 мSv [3]. Более того, Y. Noda и соавт. удалось добиться не только снижения лучевой нагрузки, улучшения выявляемости образований печени, но и экономии контрастного препарата на 33% [4].

Протоколы сканирования и контрастирования. Исследования выполняли на 64-срезовом томографе Ingenuity CT производства компании Philips, Нидерланды. Во всех протоколах применяли систему автоматического выбора силы тока с показателем Dose Right Index, равным 19. Стандартный протокол сканирования выполнялся с напряжением на рентгеновской трубке 120 кВ, при применении протокола с пониженной лучевой



нагрузкой использовали напряжение на трубке 100 кВ. Система автоматического выбора силы тока устанавливала значения силы тока (мАс) исходя из данных сканограмм. Сканограммы выполняли дважды – во фронтальной и сагиттальной проекциях. Толщина среза во всех протоколах 1,5 мм, конфигурация детекторов $64 \times 0,625$, время оборота гентри 0,5 с. В стандартном протоколе использовался алгоритм реконструкции filtered back projection (FBP), в модифицированном протоколе – FBP и алгоритм итеративной реконструкции (AIP) iDose 4 с уровнями реконструкции 4–6.

Выполняли 4 фазы сканирования – нативная, ранняя артериальная, ранняя порталная и отсроченная фаза (спустя 5 мин после начала введения контрастного препарата). Сканирование артериальной фазы начиналось автоматически спустя 7 с после достижения порогового уровня контрастирования 130 ед.Н, который фиксировали на нисходящей грудной аорте на уровне бифуркации трахеи. Всем пациентам вводился контрастный препарат, содержащий 350 мг/мл йода (йомерол; Йомерон 350, Bracco Diagnostics, Италия). Контрастный препарат всем пациентам вводили в объеме 90 мл. Протяженность сканирования – от уровня купола диафрагмы до гребней подвздошных костей.

Количественная оценка. Измерения производили следующим образом: круглую метку Region of Interest (ROI) устанавливали: 1) на брюшную аорту в артериальной фазе на уровне тела II поясничного позвонка (L_{II}), площадью 1 см^2 для измерения уровня шума (SD); 2) на интактную паренхиму печени или поджелудочной железы площадью $0,5 \text{ см}^2$ для измерения КТ-плотности однократно в каждую фазу; 3) на образование площадью $0,5 \text{ см}^2$ для измерения КТ-плотности однократно в каждую фазу.

У каждого пациента измеряли окружность брюшной полости на уровне позвонка L_{II} . Измерения контраст/шум (contrast-to-noise; CNR) производились по формуле: $CNR = (ROI_{\text{lesion}} - ROI_{\text{parenchyma}}) / SD_{\text{noise}}$, где ROI_{lesion} – КТ-плотность образования, $ROI_{\text{parenchyma}}$ – КТ-плотность паренхимы, SD_{noise} – шум изображения, полученный с круглой ROI брюшной аорты на уровне позвонка L_{II} . Эффективная доза (ЭД) облучения рассчитывалась по формуле: $ЭД = \text{Dose length product} \cdot 0,015$ (нормализованный коэффициент для брюшной полости).

Качественная оценка. Качественная оценка каждого исследования проводилась 2 рентгенологами с опытом работы в абдоминальной лучевой диагностике 3 и 7 лет. Для беспристрастной оценки наборы реконструкций давались в произвольном порядке. Исследования оценивали с ис-

пользованием автоматизированного рабочего места врача-диагноста “АрхиМед”. Рентгенологи знали о том, что у пациента есть подозрение на опухоль, однако иной информации не имели. Анализировали каждую фазу и реконструкцию отдельно при ширине окна +360 ед.Н и центре окна 60 ед.Н. Исследователи имели возможность изменять ширину и центр окна, иные параметры изображения они изменить не могли. Критерии злокачественности/доброкачественности образования, окончательное заключение рентгенологами устанавливались согласно их мнению и опыту независимо друг от друга.

Оценку исследования проводили по 2 параметрам по 3-балльной шкале. Оценивали изображение в целом (шум, наличие артефактов, контуры внутренних органов), а также визуализацию образования (контрастирование структуры, контуры, шум, артефакты). Шкала была отградуирована следующим образом: 3 – идеальное изображение без каких-либо помех, уровень шума низкий; 2 – приемлемое качество изображения, уровень шума средний, контрастирование удовлетворительное; 1 – исследование диагностической ценности не имеет, неприемлемый уровень шума. Оценки сравнивались, при их расхождении в результаты выносилась худшая оценка.

Результаты

Всего было выявлено 40 образований в печени и поджелудочной железе. Максимальный размер образования печени в группе “120 кВ” составил $139 \times 82 \text{ мм}$ (узел гепатоцеллюлярного рака на аксиальном срезе (здесь и далее приводятся размеры на аксиальных срезах)), минимальный – $12 \times 12 \text{ мм}$ (узел фокальной нодулярной гиперплазии). Максимальный размер образования печени в группе “100 кВ” составил $114 \times 111 \text{ мм}$ (гигантская гемангиома), минимальный – $4 \times 4 \text{ мм}$ (простая киста). Максимальный размер образования поджелудочной железы в группе “120 кВ” составил $30 \times 17 \text{ мм}$ (рак поджелудочной железы), минимальный размер – $18 \times 9 \text{ мм}$ (внутрипротоковая папиллярно-муцинозная опухоль). Максимальный размер образования поджелудочной железы в группе “100 кВ” составил $70 \times 68 \text{ мм}$ (солидно-псевдопапиллярная опухоль), минимальный размер – $14 \times 19 \text{ мм}$ (рак поджелудочной железы). Не было выявлено значимой разницы в выборке пациентов двух групп.

Было достигнуто снижение дозы в группе “100 кВ” на 31,5%, с $32,7 \pm 13,2$ до $22,4 \pm 6,8 \text{ мЗв}$ (рис. 1). Уровень шума в группе “120 кВ” составил $29,1 \pm 6,5 \text{ ед.Н}$, в группе “100 кВ” – $28,9 \pm 3,9 \text{ ед.Н}$. При применении AIP уровень шума в группе

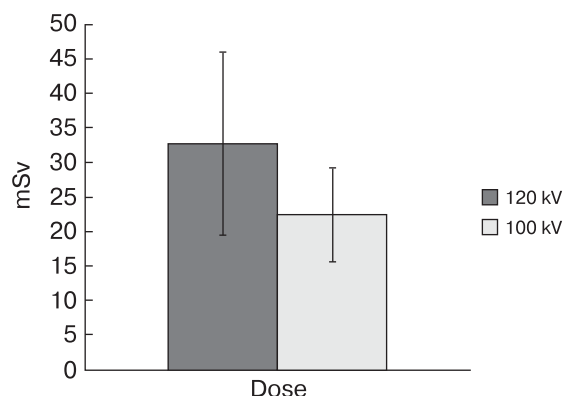
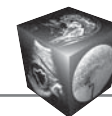


Рис. 1. График зависимости дозы от снижения напряжения на рентгеновской трубке томографа. Отмечается снижение лучевой нагрузки при применении протокола “100 кВ”.

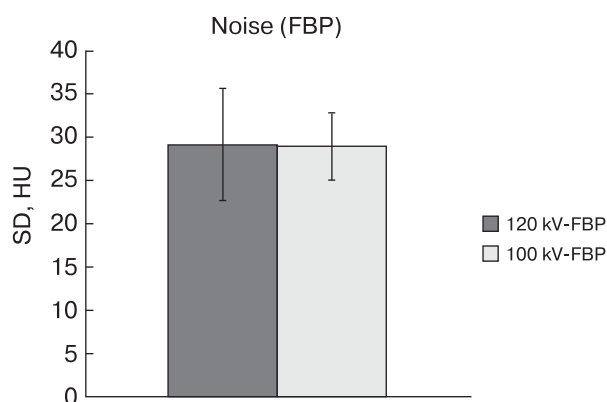


Рис. 2. График зависимости шума в изображении от метода реконструкции КТ-изображения и напряжения рентгеновской трубки. Средневзвешенные показатели шума (SD) в группах “120 кВ” и “100 кВ”.

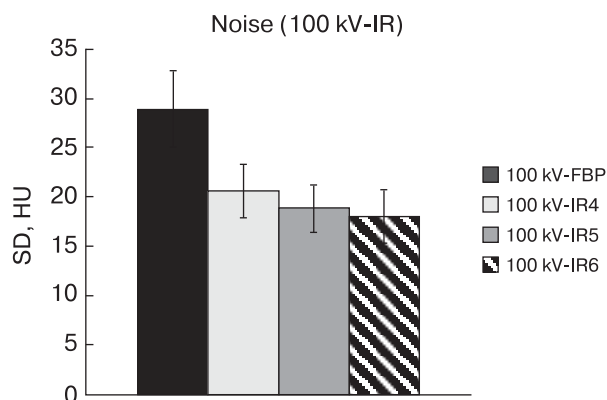


Рис. 3. График зависимости шума в изображении от метода реконструкции КТ-изображения. Отмечается падение уровня шума при применении алгоритмов итеративной реконструкции в группе “100 кВ”.

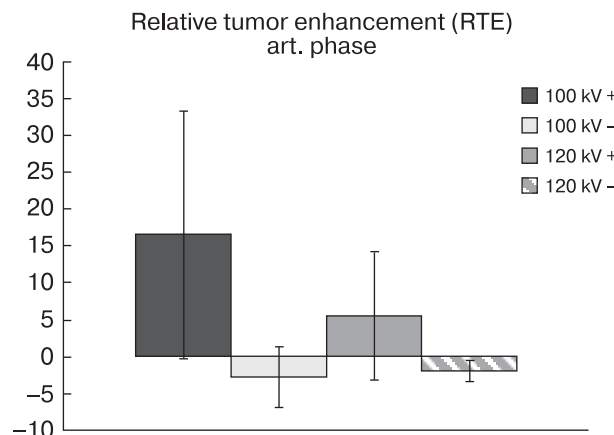


Рис. 4. Графическое изображение показателей индекса относительного контрастирования опухолей в артериальную фазу исследования. Значения относительного индекса контрастирования (relative tumor enhancement), где “120 кВ+” “100 кВ+” – значения для гипervasкулярных образований, “120 кВ–”, “100 кВ–” – значения для гиповаскулярных образований (относительно интактной паренхимы).

“100 кВ” последовательно снижался: iDose 4 – $20 \pm 2,7$ ед.Н; iDose 5 – $18,8 \pm 2,4$ ед.Н; iDose 6 – $18 \pm 2,7$ ед.Н (рис. 2, 3).

В качестве базового параметра оценки габаритов пациента мы считаем оптимальной оценку длины окружности брюшной полости. Индекс массы тела уступает по точности в корреляции с полученными данными, согласно Е.В Кондратьеву [5]. Средняя длина окружности брюшной полости в группе “120 кВ” составила $88,4 \pm 9,8$ см, в группе “100 кВ” – $87,8 \pm 7,6$ см. Шум возрастал в зависимости от увеличения длины окружности брюшной полости в группе “100 кВ”. При длине окружности брюшной полости до 85 см шум составлял $25,7 \pm 3,1$ ед.Н, свыше 85 см – $30,6 \pm 3,2$ ед.Н, коэффициент корреляции – 0,919. В группе “120 кВ” при длине окружности брюшной полости до 85 см шум составлял $26,2 \pm 7,9$ ед.Н, свыше 85 см – $28,7 \pm 4,3$ ед.Н, коэффициент корреляции – 0,328. Отношение контраст/шум в группе “120 кВ” составило $-0,27 \pm 1,68$ ед.Н. CNR оказалось выше в группе “100 кВ” и последовательно возрастало с повышением уровней итерации – при реконструкции FBP $-0,69 \pm 3,35$ ед.Н; iDose 4–4 $-1,06 \pm 4,37$ ед.Н; iDose 4–5 $-1,06 \pm 5,03$ ед.Н; iDose 4–6 $-1,23 \pm 4,92$ ед.Н. Средние значения относительного повышения плотности опухоли (relative tumor enhancement – RTE) приведены на рис. 4.

Главенствующим фактором оценки качества исследования являлась визуализация, а не интенсивность контрастирования образования. Значимой корреляции между оценками уровня шума

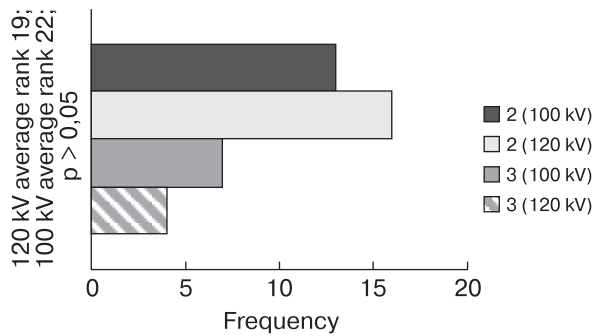


Рис. 5. Графическое изображение частоты оценок уровня шума. При применении стандартной реконструкции в субъективных оценках уровня шума значимых отличий не выявлено.

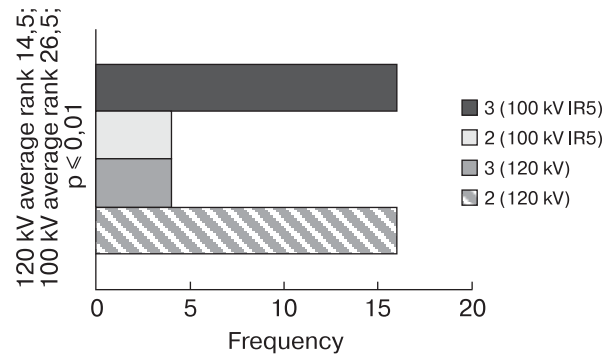


Рис. 6. Графическое изображение частоты субъективных оценок уровня шума между стандартной реконструкцией и алгоритмами итеративной реконструкции. Применение алгоритмов итеративной реконструкции привело к значимой разнице в оценке уровня шума между стандартной реконструкцией и алгоритмами итеративной реконструкции.

Протокол	Оценка (визуализация образований)		
	3 (отлично)	2 (удовлетворительно)	1 (плохо)
120 kV FBR	3	17	0
100 kV FBR	13	7	0
120 kV IR4	16	4	0
120 kV IR5	17	3	0
120 kV IR6	17	3	0

Рис. 7. Исследования, полученные при применении протокола сканирования “100 кВ”, показали лучшие результаты в визуализации образований по сравнению с протоколом “120 кВ”.

и протоколом сканирования при стандартной реконструкции выявлено не было (рис. 5). Однако была выявлена статистически значимая зависимость при применении АИР (рис. 6). Также была установлена зависимость между методикой сканирования и визуализацией образований(ия), сканированных при применении протокола “100 кВ”, – получены более высокие оценки в сравнении со стандартным протоколом, и эти оценки возрастали последовательно с применением АИР (рис. 7).

Обсуждение

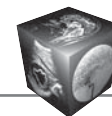
Дифференциальная диагностика заболеваний печени и поджелудочной железы до сих пор является очень острой проблемой современной рентгенологии, особенно это касается диагностики малых образований на ранних стадиях развития заболевания. Компьютерная томография применяется очень широко. При этом вопросы снижения лучевой нагрузки, особенно если задача состоит в диагностике злокачественных поражений, отодвигаются на второй план, так как польза от

точной своевременной диагностики намного выше возможных рисков, связанных с ионизирующим излучением, используемым для такой диагностики.

Два наиболее распространенных способа снижения лучевой нагрузки – снижение напряжения или силы тока на рентгеновской трубке. Оба варианта допустимы в случае применения при диагностике новообразований гепатопанкреатодуоденальной зоны, однако значительно влияют не только на дозу облучения, но и на качество получаемого изображения.

Эффективность применения исключительно автоматической модуляции напряжения трубки для снижения дозы облучения уже доказана. L. Yu и соавт. добились снижения дозы лучевой нагрузки до 36% при КТ-ангиографии в сравнении со стандартным протоколом (120 кВ) и 25% при абдоминальной КТ [6]. Однако без АИР неизбежно возникла проблема, связанная с шумом в изображениях.

В нашем исследовании использован протокол “100 кВ” в качестве модифицированного. Данные предыдущих исследований [7] демонстрируют



значительное снижение качества изображения при применении протоколов с напряжением на рентгеновской трубке менее 100 кВ. В целом полученные нами данные совпадают с данными, публикуемыми в последнее время в мировой литературе [8–10].

Нами не было выявлено значимой зависимости шума от длины окружности брюшной полости при количественной оценке в обоих протоколах. Возможно, это объясняется тем, что при применении системы автоматической регулировки силы тока система выставляла значения мАс для удержания уровня шума в приемлемых рамках.

Тем не менее в группе “100 кВ” уровень шума несколько повысился при увеличении длины окружности брюшной полости, что явилось неизбежным следствием снижения напряжения на рентгеновской трубке. Также не было отмечено значимой зависимости оценки качества исследования в целом от уровня шума. Шум является объективным показателем, воспринимаемым крайне субъективно, вследствие чего может возникать расхождение оценок исследователей.

Более того, увеличение длины окружности брюшной полости подразумевает наличие избытка абдоминального жира, что облегчает дифференциацию различных анатомических структур брюшной полости. В частности, такие сведения приводят А. Gervaise и соавт. в исследовании, посвященном оценке возможностей низкодозовых протоколов и итеративной реконструкции у пациентов с избыточной массой тела при диагностике почечной колики [11]. Также об отсутствии затруднений в диагностике почечной колики у пациентов с ожирением сообщают М. Е. El-Ghar и соавт., применявшие протокол с пониженной силой тока [12].

Индекс относительного контрастирования/визуализации опухоли был выше в группе “100 кВ” практически во всех фазах сканирования, что объясняется эффектом k-edge, при котором улучшается поглощение фотонов рентгеновского излучения атомами йода в случае уменьшения энергии фотонов (рис. 8, 9). Отношение контраст/шум также возросло в группе “100 кВ” без применения АИР. Было отмечено, что применение даже

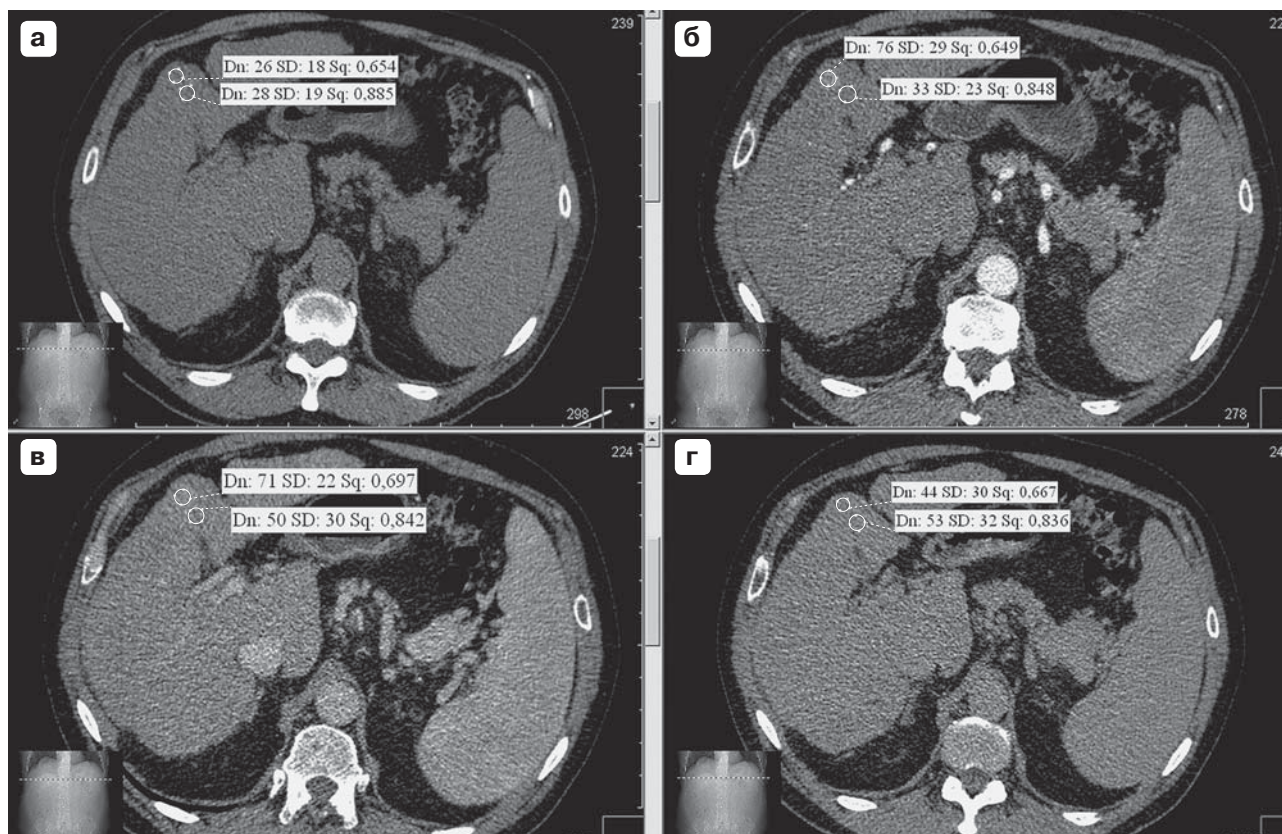


Рис. 8. Гиперваскулярный метастаз гепатоцеллюлярного рака в правую долю печени. КТ-изображения. а – нативная фаза; б – артериальная фаза; в – венозная фаза; г – отсроченная фаза исследования. Стандартный протокол сканирования 120 кВ и реконструкции. Оценка визуализации образования – 2 (удовлетворительно).

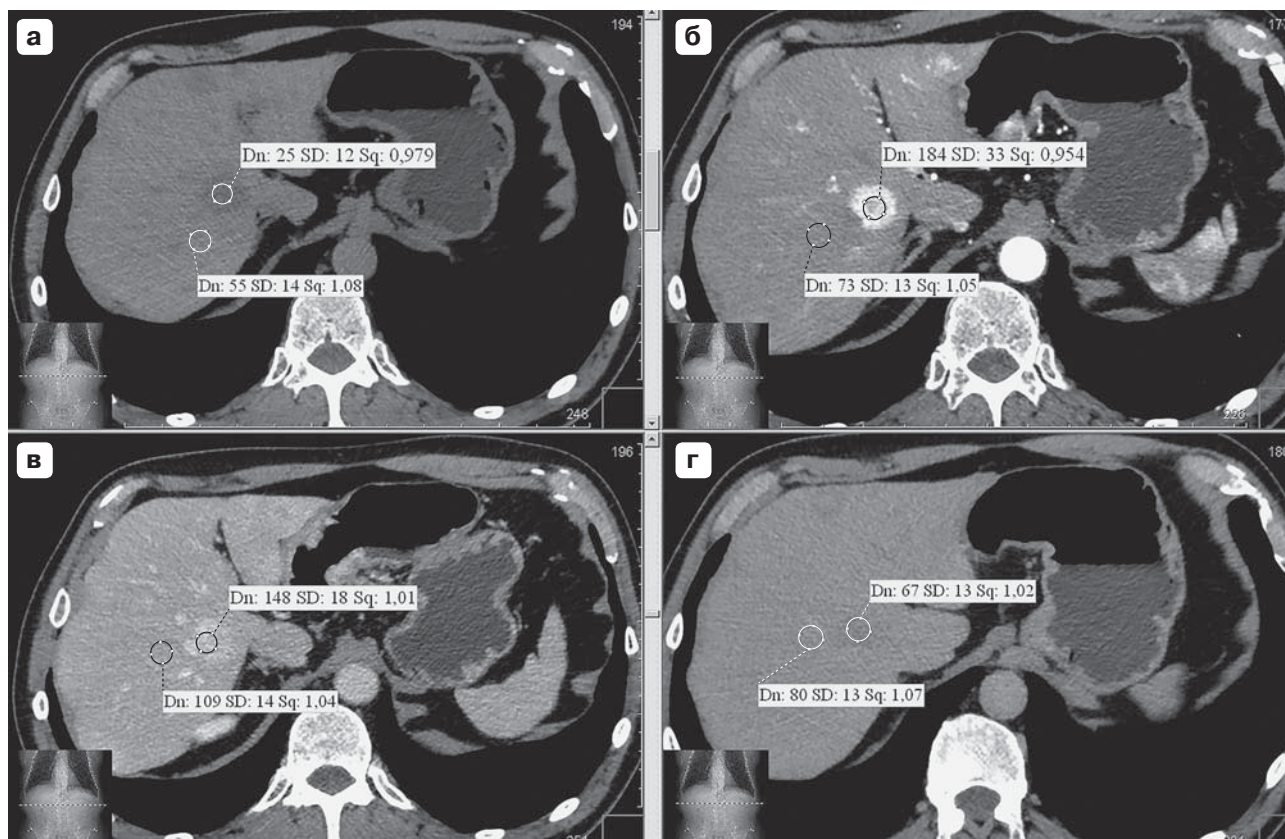
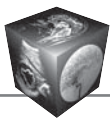


Рис. 9. Гиперваскулярный метастаз гепатоцеллюлярного рака в правую долю печени. КТ-изображения. а – нативная фаза; б – артериальная фаза; в – венозная фаза; г – отсроченная фаза исследования. Модифицированный протокол сканирования “100 кВ” и реконструкция итеративным алгоритмом уровня 4. Оценка визуализации образования – 3 (отлично).

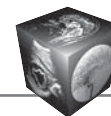
первого из используемых уровней итеративной реконструкции резко снижало уровень шума.

Заключение

Проведенное исследование показало, что можно добиться значимого уменьшения лучевой нагрузки при снижении напряжения на рентгеновской трубке. При этом можно гарантировать приемлемое качество изображения для опытного рентгенолога даже без применения АИР. Доказана высокая эффективность АИР в снижении уровня шума. Получены убедительные данные об улучшении визуализации как гипер-, так и гиповаскулярных образований и улучшении контрастирования гипervаскулярных образований гепатопанкреатической зоны при применении протокола сканирования с пониженной лучевой нагрузкой.

Список литературы / References

1. Тюрин И.Е. Лучевая диагностика в Российской Федерации в 2014 г. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2015; 6: 56–63. DOI: 10.20862/0042-4676-2015-0-6-56-63.
2. Tyurin I.E. Radiology in Russia 2014. *Vestnik rentgenologii i radiologii*. 2015; 6: 56–63. DOI: 10.20862/0042-4676-2015-0-6-56-63. (In Russian)
3. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements; 2009. NCRP report 160. DOI: 10.1097/01.HP.0000356672.44380.b7.
4. Marin D., Choudhury K.R., Gupta R.T., Ho L.M., Allen B.C., Schindera S.T., Colsher J.G., Samei E., Nelson R.C. Clinical impact of an adaptive statistical iterative reconstruction algorithm for detection of hypervascular liver tumours using a low tube voltage, high tube current MDCT technique. *Eur. Radiol.* 23 (12): 3325–3335. DOI: 10.1007/s00330-013-2964-1.
5. Noda Y., Kanematsu M., Goshima S., Kondo H., Watanabe H., Kawada H., Kawai N., Tanahashi Y., Miyoshi T.R., Bae K.T. Reducing iodine load in hepatic CT for patients with chronic liver disease with a combination of low-tube-voltage and adaptive statistical iterative reconstruction. *Eur. J. Radiol.* 2015; 84 (1): 11–18. DOI: 10.1016/j.ejrad.2014.10.008.
6. Кондратьев Е.В. Оптимизация протоколов мультиспиральной компьютерно-томографической ангиографии: Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. М., 2013. 21 с. Kondratyev E.V. Optimization of protocols multislice computed tomography angiography: Autoref. Diss. ... cand of med. sci. M., 2013. 21 p. (In Russian)



6. Yu L., Fletcher J.G., Grant K.L., Carter R.E., Hough D.M., Barlow J.M., Vrtiska T.J., Williamson E.E., Young P.M., Goss B.C., Shiung M., Leng S., Raupach R., Schmidt B., Flohr T., McCollough C.H. Automatic Selection of Tube Potential for Radiation Dose Reduction in Vascular and Contrast-Enhanced Abdominopelvic CT. *Am. J. Roentgenol.* 2013; 201 (2): W297–306. DOI: 10.2214/AJR.12.9610.
7. Husarik D.B., Schindera S.T., Morsbach F., Chuck N., Seifert B., Szucs-Farkas Z., Alkadhi H. Combining automated attenuation-based tube voltage selection and iterative reconstruction: a liver phantom study. *Eur. Radiol.* 2014; 24: 657–67. DOI: 10.1007/s00330-013-3049-x.
8. Marin D., Nelson R.C., Barnhart H., Schindera S.T., Ho L.M., Jaffe T.A., Yoshizumi T.T., Youngblood R., Samei E. Detection of pancreatic tumors, image quality, and radiation dose during the pancreatic parenchymal phase: effect of a low-tube-voltage, high-tube-current CT technique-preliminary results. *Radiology.* 2010; 256 (2): 450–459. DOI: 10.1148/radiol.10091819.
9. Hur S., Lee J.M., Kim S.J., Park J.H., Han J.K., Choi B.I. 80-kVp CT using Iterative Reconstruction in Image Space algorithm for the detection of hypervascular hepatocellular carcinoma: phantom and initial clinical experience. *Korean J. Radiol.* 2012; 13: 152–164. DOI: 10.3348/kjr.2012.13.2.152.
10. Marin D., Choudhury K.R., Gupta R.T., Ho L.M., Allen B.C., Schindera S.T., Colsher J.G., Samei E., Nelson R.C. Clinical impact of an adaptive statistical iterative reconstruction algorithm for detection of hypervascular liver tumours using a low tube voltage, high tube current MDCT technique. *Eur. Radiol.* 2013; 23: 3325–3335. DOI: 10.1007/s00330-013-2964-1.
11. Gervaise A., Naulet P., Beuret F., Henry C., Pernin M., Portron Y., Lapierre-Combes M. Low-dose CT with automatic tube current modulation, adaptive statistical iterative reconstruction, and low tube voltage for the diagnosis of renal colic: impact of body mass index. *Am. J. Roentgenol.* 2014; 202 (3): 553–560. DOI: 10.2214/AJR.13.11350.
12. Abou El-Ghar M.E., Shokeir A.A., Refaie H.F., El-Nahas A.R. Low-dose unenhanced computed tomography for diagnosing stone disease in obese patients. *Arab J. Urol.* 2012; 10 (3): 279–283. DOI: 10.1016/j.aju.2012.02.007.

Поступила в редакцию 13.12.2016.
Принята к печати 2.03.2017.

Received on 13.12.2016.
Accepted for publication on 2.03.2017.