

## МСКТ ПЕЧЕНИ И ПОДЖЕЛУДОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ С ПОНИЖЕННОЙ ЛУЧЕВОЙ НАГРУЗКОЙ: РЕЗУЛЬТАТЫ ПРАКТИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Азнауров В.Г., Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г.

**Цель исследования.** Определить возможности МСКТ с низким значением напряжения на рентгеновской трубке в визуализации очаговых образований печени и поджелудочной железы.

**Материалы и методы.** В исследовании приняло участие 75 пациентов, разделенных на 3 группы. Все исследования были выполнены с внутривенным введением контрастного препарата. Применялось 3 протокола сканирования, различавшихся напряжением на рентгеновской трубке, – стандартный «120 кВ – 90 мл контрастного вещества» (КВ), модифицированный «100 кВ – 90 мл КВ», а также протокол с уменьшенным количеством контрастного препарата «100 кВ – 65 мл КВ». Обрабатывались данные томограмм: шум, окружность брюшной полости, отношение «контраст-шум», данные контрастного усиления органов. Томограммы реконструировались с использованием стандартного и итеративного алгоритма реконструкции. Качественная оценка изображений проводилась по 2 параметрам с использованием 3-х балльной шкалы: оценка изображения в целом и визуализация образования.

**Результаты и обсуждение.** Лучевая нагрузка снизилась на 32,2% при применении модифицированного протокола «100 кВ – 90 мл КВ» и на 36,7% при применении модифицированного протокола «100 кВ – 65 мл КВ». Уровень шума не различался при применении стандартной реконструкции, однако выражено снижался при применении итеративной реконструкции. Отношение «контраст-шум» оказалось выше в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» и последовательно возрастало с повышением уровней итеративной реконструкции. Оценки визуализации образований были значимо выше в группе «100кВ – 90 мл КВ». При применении протокола сканирования с уменьшенным количеством контрастного препарата были достигнуты результаты, схожие с результатами в группе «120 кВ – 90 мл КВ».

**Выводы.** Применение протоколов сканирования с низкими значениями напряжения на рентгеновской трубке целесообразно, их использование способно улучшить визуализацию как гиперваскулярных, так и гиповаскулярных образований печени и поджелудочной железы, кроме этого, позволяет серьезно снизить дозу облучения пациента.

Ключевые слова: МСКТ, контрастное усиление, лучевая нагрузка, низкое напряжение, протокол пониженной лучевой нагрузки, гиперваскулярное образование.

Контактный автор: Азнауров Владимир Григорьевич, e-mail: [vaznaurov@ya.ru](mailto:vaznaurov@ya.ru)

Для цитирования: Азнауров В.Г., Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г. МСКТ печени и поджелудочной железы с пониженной лучевой нагрузкой: результаты практического применения. REJR 2018; 8(2):79-93. DOI:10.21569/2222-7415-2018-8-2-79-93.

Статья получена: 28.01.2018      Статья принята: 16.03.2018

## LOW-DOSE LIVER AND PANCREAS MSCT: RESULTS OF PRACTICAL APPLICABILITY

Aznaurov V.G., Kondratiev E.V., Karmazanovsky G.G.

**Purpose.** The aim of this study was to evaluate the possibilities of low-tube voltage MDCT in visualization of liver and pancreatic tumors.

**Materials and methods.** 75 patients were enrolled in study and divided into 3 groups. All studies were performed with intravenous administration of a contrast media.

ФГБУ «Институт хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России. г. Москва, Россия.

A.V. Vishnevsky Institute of Surgery, Ministry of Health. Moscow, Russia.

Three scanning protocols were used, differing by the voltage on the X-ray tube - standard 120 kV - 90 ml CM, the modified 100 kV - 90 ml CM and low-iodine load protocol - 100 kV - 65 ml CM. The data - a noise, a circumference of abdominal cavity, a relation "contrast-noise", data of CT-numbers 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 and discussion.** Radiation exposure decreased by 32,2% and 36,7%, using the modified protocols "100 kV - 90 CM" and "100 kV - 65 CM", respectively. 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 - 90 CM" group and consistently increased with increasing levels of iterative reconstruction. Evaluations of the visualization of tumors were significantly higher in the "100 kV - 90 CM" group. Using low-iodine load protocol "100 kV - 65 CM" demonstrated results similar to "120 kV - 90 CM" protocol.

**Conclusions.** The use of low-tube voltage MDCT improves visualization of the liver and pancreas hypo- and hypervascular tumors, in addition, it allows to reduce the radiation exposure.

*Keywords:* MSCT, contrast enhancement, radiation exposure, low voltage, low-dose protocol, hypervascular tumor.

Corresponding author: *Aznaurov V.G.*, e-mail: [vaznaurov@ya.ru](mailto:vaznaurov@ya.ru)

*For citation:* Aznaurov V.G., Kondratiev E.V., Karmazanovsky G.G. Low-dose liver and pancreas msct: results of practical applicability. REJR 2018; 8 (2):79-93.  
DOI:10.21569/2222-7415-2018-8-2-79-93.

Received: 28.01.2018

Accepted: 16.03.2018

В последние годы можно отметить значительный рост количества компьютерно-томографических (КТ) исследований, как в России, так и во всём мире [1, 2]. По последним данным, доля медицинского облучения в структуре всей лучевой нагрузки составляет до 50%, доля лучевой нагрузки, получаемой пациентами при КТ, достигает 24% от всего медицинского облучения [3]. При этом следует учитывать, что практически любое исследование брюшной полости является малоинформативным без введения контрастного вещества (КВ). Введение КВ автоматически означает увеличение количества фаз исследования, как минимум до трех, а чаще - до четырех. Таким образом, стандартное КТ-исследование органов брюшной полости с внутривенным контрастированием является рентгенологическим исследованием с высокой лучевой нагрузкой.

Уменьшение дозы ионизирующего излучения при КТ можно достичь несколькими способами: применением автоматизированной системы регулировки силы тока и понижением напряжения на рентгеновской трубке. Важным свойством снижения напряжения на рентгеновской трубке является потенциальная возможность лучше визуализировать гипертанкулярные образования, вследствие повышения

поглощения фотонов рентгеновского излучения атомами йода. Этот эффект в западной литературе известен как «k-edge effect» [4].

Выбор параметров сканирования в модифицированных протоколах основывался на результатах предыдущих исследований, в которых применение напряжения на трубке 100 кВ представлялось оптимальным для абсолютного большинства исследований, в том числе у пациентов, страдающих ожирением [5, 6]. Избыточное снижение напряжения на трубке при включенной системе автоматического подбора значений силы тока может привести к компенсаторному повышению последней, что в итоге может обернуться увеличением лучевой нагрузки [7].

В 2013 году Marin и соавт. сообщили о значительном улучшении визуализации гипертанкулярных образований печени при применении напряжения на трубке 80 кВ [8]. Следует отметить, что для сохранения умеренного уровня шума в изображении в этом исследовании были установлены высокие значения силы тока на рентгеновской трубке. Более того, Noda и соавт. добились путем изменения напряжения на рентгеновской трубке не только снижения лучевой нагрузки, улучшения визуализации образований печени, но и экономии контрастного препарата на 33% [7].

В этой статье мы рассмотрим возможности применения протоколов МСКТ сканирования печени и поджелудочной железы со сниженным значением напряжения на рентгеновской трубке и уменьшенной дозой контрастного препарата.

#### Материалы и методы.

В течение 2015-2017 гг. МСКТ была выполнена 75 пациентам, у которых было подозрение на наличие образования печени и/или поджелудочной железы, или с подтвержденными диагнозами о наличии новообразований этих органов, когда МСКТ-исследование должно было ответить на вопросы о резектабельности опухоли. Критерии включения в группы не различались между собой и соответствовали классическим требованиям к проведению КТ-исследований с контрастным усилением: отсутствие аллергии к йодсодержащим препаратам, уровень креатинина крови не выше 120 мкмоль/л. Мужчин было 37, женщин – 38, средний возраст которых составил  $57,7 \pm 13,9$  лет. Пациенты были разделены на 3 группы по 25 человек, в зависимости от применяемого протокола исследования – стандартный протокол «120 кВ - 90 мл КВ», модифицированный протокол «100кВ – 90 мл КВ» или модифицированный протокол со сниженной дозой КВ «100 кВ – 65 мл КВ».

Протоколы сканирования и контрастирования.

Исследования выполнялись на 64-срезовом томографе «Ingenuity CT» производства компании Philips, Нидерланды. Все пациенты были расположены по изоцентру гентри, в положении головой к гентри, лёжа на спине. Стандартный протокол сканирования выполнялся с напряжением на рентгеновской трубке 120 кВ, при применении протоколов с низкой лучевой нагрузкой использовалось напряжение на рентгеновской трубке 100 кВ. Во всех протоколах применялась система автоматического выбора силы тока, таким образом, ее значения устанавливались автоматически. Показатель Dose Right Index составлял 19. Всем пациентам выполнялась 1 сканограмма во фронтальной плоскости. Толщина выделяемого 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 модифицированных протоколах – FBP и алгоритм итеративной реконструкции (АИР) «iDose4» (Philips Healthcare, Нидерланды) с уровнями реконструкции 4-6.

Выполнялось 4 фазы сканирования: нативная, артериальная, порталная и отсроченная (спустя 5 минут после начала введения КВ). Сканирование в артериальную фазу начиналось автоматически, спустя 7 секунд после достиже-

ния порогового уровня контрастирования 130 единиц Hounsfield (ед. Н.), который оценивался в зоне интереса на нисходящей грудной аорте на уровне бифуркации трахеи. Контрастный препарат вводился в кубитальную вену на правой или левой руке, со скоростью 3,5 мл/с. Всем пациентам вводился контрастный препарат, содержащий 350 мг/мл йода (Йомепрол; Йомерон 350, Bracco Diagnostics, Италия). Контрастный препарат всем пациентам групп «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» вводился в объеме 90 мл. Пациентам группы «100 кВ – 65 мл КВ» контрастный препарат вводился в объеме 65 мл. Протяженность области сканирования – от уровня купола диафрагмы до подвздошных гребней.

#### Количественная оценка.

Измерения производились следующим образом: на изображениях в аксиальной проекции круглая метка «Region of Interest» (ROI) устанавливалась: 1. площадью 1 см<sup>2</sup> на изображение брюшной аорты в артериальную фазу сканирования на уровне тела 2-го поясничного позвонка (L2), для измерения уровня шума (standard deviation, SD), при каждой реконструкции; 2. площадью 0,2-0,5 см<sup>2</sup> на интактную паренхиму печени или поджелудочной железы, для измерения КТ-плотности однократно, в каждую фазу; 3. площадью 0,2-0,5 см<sup>2</sup> на новообразование, для измерения КТ-плотности однократно в каждую фазу сканирования.

Каждому пациенту проводилось измерение окружности брюшной полости на уровне позвонка L2. Измерения отношения «контраст/шум (contrast-to-noise; CNR)» проводились по формуле:  $CNR = (ROI_{lesion} - ROI_{parenchyma}) / SD_{noise}$ ,

где  $ROI_{lesion}$  – КТ-плотность образования,  $ROI_{parenchyma}$  – КТ-плотность паренхимы,  $SD_{noise}$  – шум изображения, полученный с круглой ROI брюшной аорты на уровне позвонка L2.

Эффективная доза облучения (ЭД) рассчитывалась по формуле:  $ЭД = Dose\ length\ product * 0,015$  (нормализованный коэффициент для брюшной полости).

#### Качественная оценка.

Качественная оценка каждого исследования проводилась 2 рентгенологами с 4 и 8 годами опыта в абдоминальной лучевой диагностике. Для беспристрастной оценки, наборы реконструкций давались для оценки третьим рентгенологом в произвольном порядке. Исследования оценивались с использованием автоматизированного рабочего места врача-диагноста «АрхиМед». Первый и второй рентгенологи знали о том, что у пациента есть подозрение на опухоль, однако иной информации не имели.

Анализировалась каждая фаза и рекон-

струкция 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. Толщина реконструированного среза во всех исследованиях составляла 1 мм. Исследование оценивалось в целом, без разделения диагностической информации по фазам сканирования. Принципиальными моментами при оценке исследования были сложности в дифференциации структур брюшной полости, точности при измерении размеров образования, оценке его распространенности, оценке влияния шума и артефактов на измерения.

Оценка исследования проводилась по 2 параметрам по 3-х балльной шкале. Изображениям давалась общая оценка (шум, наличие артефактов, контуры внутренних органов), отдельно оценивалась визуализация образования (контрастирование структуры, контуры, шум, артефакты). Использовалась трёхбалльная шкала: 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.**

#### **Количественная оценка.**

Средняя эффективная доза облучения (ЭД) в группе «120 кВ – 90 мл КВ» составила  $33,2 \pm 12,4$  мЗв, в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составила  $22,5 \pm 6,5$  мЗв; средняя ЭД в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составила  $21,0 \pm 8,6$  мЗв. По сравнению с группой «120 кВ – 90 мл КВ» было достигнуто снижение ЭД в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» на 32,2% и 36,7%, соответственно (рис. 1). Уровень шума в группе «120 кВ – 90 мл КВ» составил  $28,3 \pm 6,4$  ед. Н; в группе «100 кВ – 90 мл КВ»  $28,9 \pm 3,7$  ед. Н; в группе «100 кВ – 65 мл КВ»  $32,8 \pm 6,4$  ед. Н (рис. 2). При применении алгоритма итеративной реконструкции (АИР) уровень шума в группе «100 кВ – 90 мл КВ» последовательно снижался:  $iDose4 - 20,7 \pm 3,4$  ед. Н;  $iDose5 - 19,5 \pm 3,4$  ед. Н;  $iDose6 - 17,9 \pm 2,9$  ед. Н (рис. 3). Аналогичная тенденция наблюдалась и в группе «100 кВ – 65 мл КВ»:  $iDose4 - 22,1 \pm 4,1$  ед. Н;  $iDose5 - 19,6 \pm 3,7$  ед. Н;  $iDose6 - 16,8 \pm 3,1$  ед. Н (рис. 4).

Результаты были статистически значимы, согласно t-критерию Стьюдента для парных выборок ( $p < 0,05$ ).

В качестве базового параметра оценки пациента мы считаем оптимальным измерение окружности брюшной полости (БП). Индекс массы тела (ИМТ) уступает по точности в корреляции с полученными данными, согласно предыдущему исследованию [9]. Средняя

окружность БП в группе «120 кВ – 90 мл КВ» составила  $88,43 \pm 9,8$  см, в группе «100 кВ – 90 мл КВ» –  $88,5 \pm 8,5$  см, в группе «100 кВ – 65 мл КВ»  $90 \pm 13,3$  см.

Уровень шума возрастал с увеличением окружности брюшной полости. Так, коэффициент корреляции Пирсона в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составил 0,61, а в группе «120 кВ – 90 мл КВ» – 0,5. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» коэффициент корреляции составил 0,51. При этом было отмечено, что положительная корреляция между ИМТ и уровнем шума так же прослеживалась, но была слабее выражена: в группе «120 кВ – 90 мл КВ» коэффициент корреляции составил 0,43, в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составил 0,25, в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составил 0,22.

Отношение «контраст – шум» оказалось выше при применении модифицированного протокола «100 кВ – 90 мл КВ» и последовательно возрастало с применением алгоритма итеративной реконструкции. При применении протокола «100 кВ – 65 мл КВ» со стандартной реконструкцией CNR оказалось ниже, чем при применении протокола «120 кВ – 90 мл КВ», но возрастало с применением алгоритма итеративной реконструкции (рис. 5, 6).

Значения КТ-чисел паренхимы печени и поджелудочной железы, измеренные в артериальную фазу сканирования, возросли в группе «100 кВ – 90 мл КВ» и составили  $84,7 \pm 30,7$  ед. Н, в группе «120 кВ – 90 мл КВ» составили  $62,2 \pm 20,8$  ед. Н. ( $p < 0,05$ ); в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составили  $77,92 \pm 27,65$  ед. Н ( $p \geq 0,05$ ).

#### **Качественная оценка.**

Главенствующим фактором оценки качества исследования являлась визуализация новообразования, а не интенсивность его контрастирования. При применении стандартной реконструкции не было выявлено значимой зависимости оценок уровня шума от протокола сканирования ( $p > 0,05$ ) (табл. №1, №2). Однако, при применении алгоритма итеративной реконструкции (АИР) в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» была отмечена статистически значимая зависимость оценок уровня шума от типа реконструкции. Оценки повышались последовательно, до уровня  $iDose5$  ( $p < 0,05$ ). В группе «100 кВ – 90 мл КВ» при применении уровня реконструкции  $iDose6$  оценки несколько упали в сравнении с оценками уровня реконструкции  $iDose5$ . В группе «100 кВ – 65 мл КВ» этого явления не было, и оценки последовательно возрастали вплоть до 6-го уровня реконструкции (табл. №1).

Согласно тесту Манна-Уитни, оценки визуализации образований значительно увеличились в группе «100 кВ – 90 мл КВ» даже при применении стандартного алгоритма реконструкции ( $p < 0,05$ ). Эти оценки возрастали с



Рис. 1 (Fig. 1)

**Рис. 1. Диаграмма.**

Значения эффективной дозы в каждой группе, мЗв.

**Fig. 1. Diagramm.**

Effective dose values for each group, mSv.

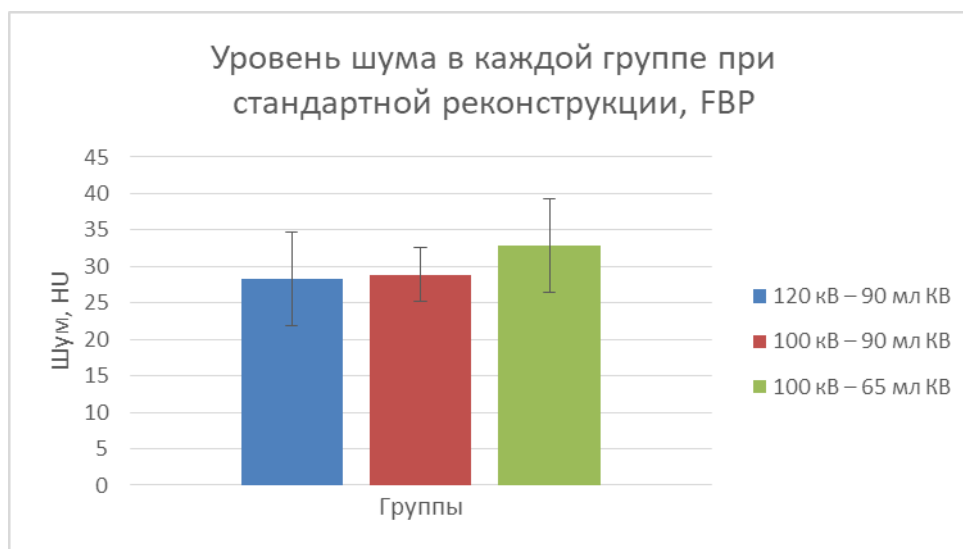


Рис. 2 (Fig. 2)

**Рис. 2. Диаграмма.**

Значения уровня шума в каждой группе при стандартной реконструкции FBP, единиц Хаунсфилда (НУ).

**Fig. 2. Diagram.**

Noise values for each group, Hounsfield units, HU.

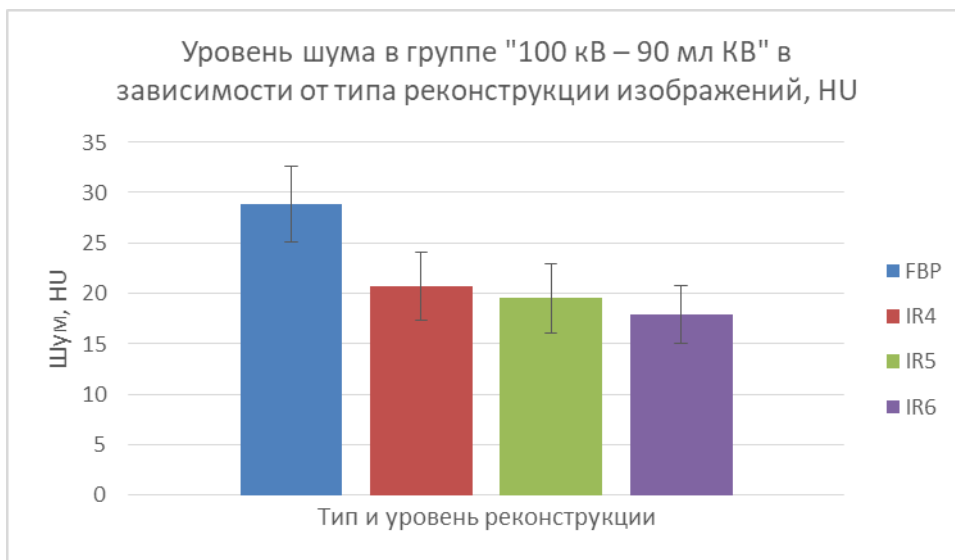


Рис. 3 (Fig. 3)

**Рис. 3. Диаграмма.**

Уровень шума в группе «100 кВ – 90 мл КВ» при различных типах и уровнях реконструкции, HU. IR4, IR5, IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

**Fig. 3. Diagram.**

Noise level in “100kV-90 ml CM” group at different reconstruction types and levels. IR4,IR5,IR6 – different levels of iterative reconstruction, FBP is the standard reconstruction.

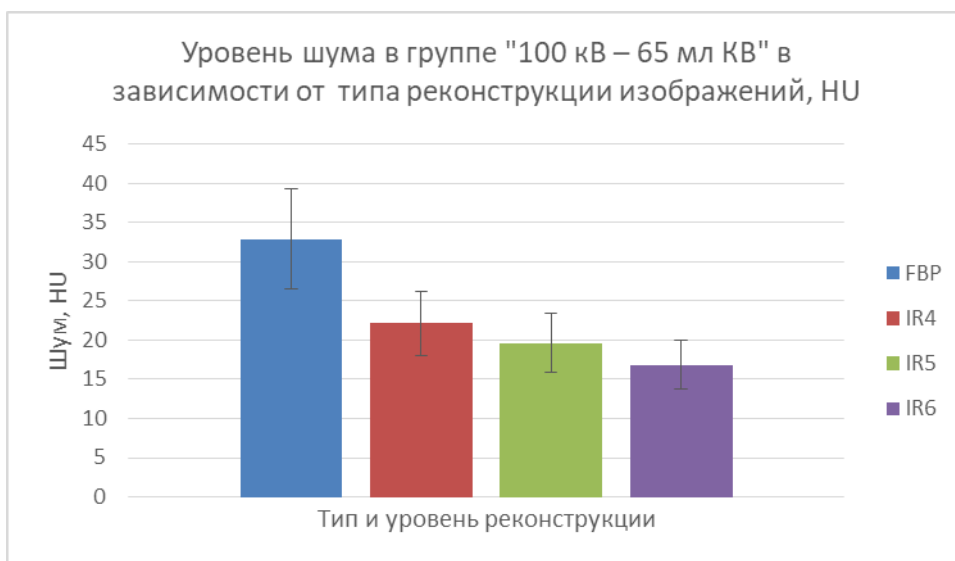


Рис. 4 (Fig. 4)

**Рис. 4. Диаграмма.**

Уровень шума в группе «100 кВ – 65 мл КВ» при различных типах и уровнях реконструкции, HU. IR4, IR5, IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

**Fig. 4. Diagram.**

Noise level in “100 kV – 65 ml CM” group at different reconstruction types and levels. IR4,IR5,IR6 – different levels of iterative reconstruction, FBP is the standard reconstruction.

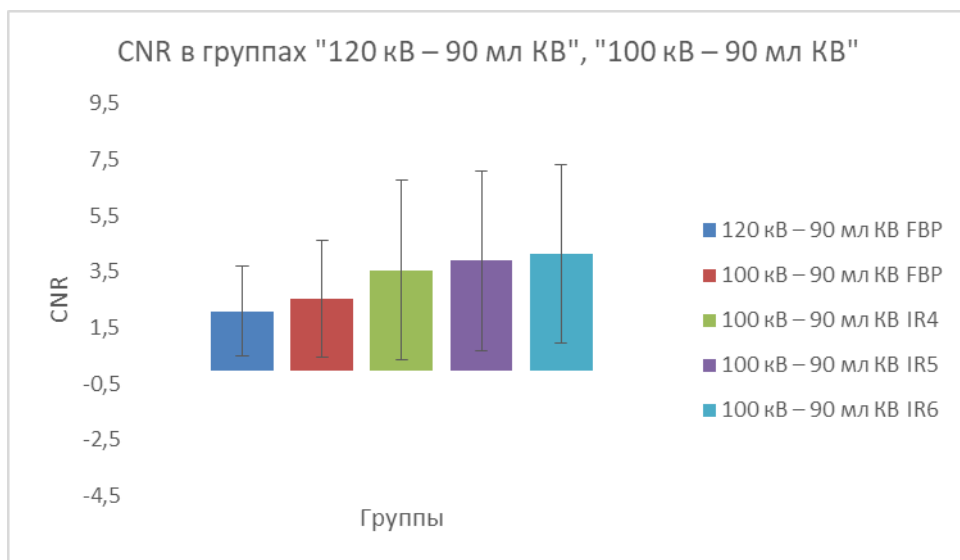


Рис. 5 (Fig. 5)

**Рис. 5. Диаграмма.**

Значения отношения «контраст-шум» в группах «120 кВ – 90 мл KB», «100 кВ – 90 мл KB» в зависимости от типа реконструкции в артериальную фазу сканирования, CNR-отношение «контраст – шум» (contrast-to-noise ratio). IR6, IR5, IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

**Fig. 5. Diagram.**

Values of the "contrast-to-noise" ratio in groups "120kV-90 ml CM", "100 kV-90 ml CM" depending on the type of reconstruction in the arterial phase scan. IR6, IR5, IR6 – different levels of iterative reconstruction, FBP is the standard reconstruction.

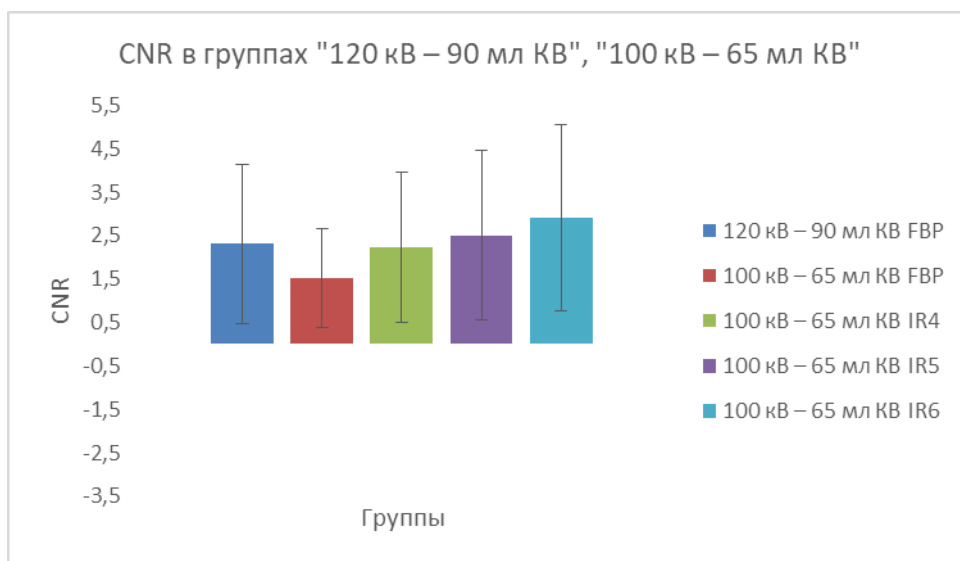


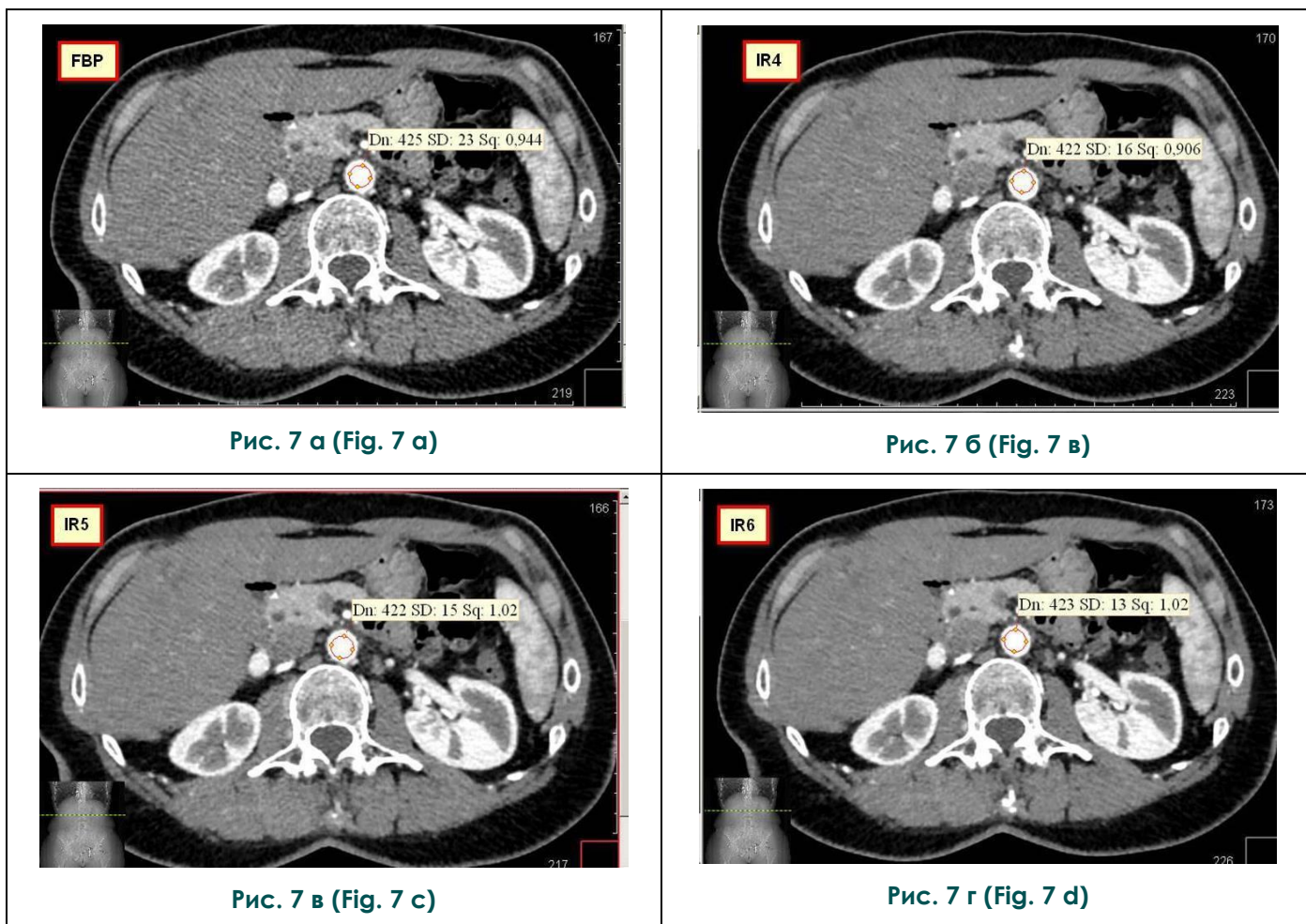
Рис. 6 (Fig. 6)

**Рис. 6. Диаграмма.**

Значения отношения «контраст-шум» в группах «120 кВ – 90 мл KB», «100 кВ – 65 мл KB» в зависимости от типа реконструкции в артериальную фазу сканирования, CNR-отношение «контраст-шум» (contrast-to-noise ratio). IR4, IR5, IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

**Fig. 6. Diagram.**

Values of the "contrast-to-noise" ratio in groups "120 kV – 90 ml CM", "100 kV – 65 ml CM" depending on the type of reconstruction in the arterial phase scan. IR4, IR5, IR6 – different levels of iterative reconstruction, FBP is the standard reconstruction.

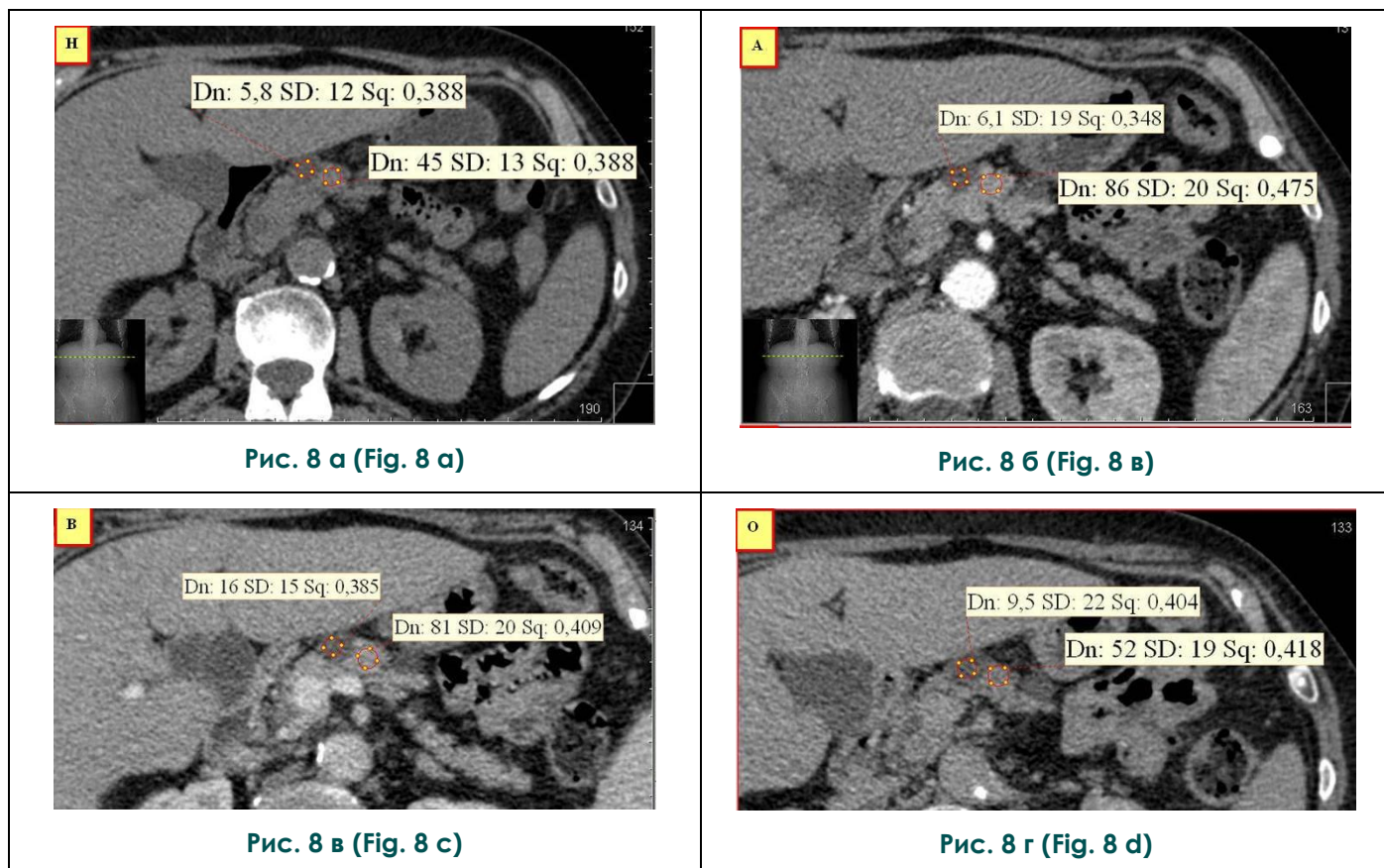


**Рис. 7. КТ органов брюшной полости.**

Аксиальная плоскость, артериальная фаза сканирования. Сравнение результатов обработки изображения АИР в группе «100 кВ – 90 мл КВ». Dn - КТ-числа (HU), SD – шум (HU), Sq – площадь измерения, см<sup>2</sup>. Визуализируется улучшение качества изображения с каждым последующим уровнем реконструкции. Изображение FBP получило оценку 2, все изображения, реконструированные АИР (IR4, IR5, IR6) получили оценку 3.

**Fig. 7. MSCT scan.**

Axial projection, arterial phase scan. Comparison of results of image reconstruction using iterative algorithm in the group "100 kV-90 ml CM". Dn is CT-numbers (HU), SD is the noise (HU), Sq is the measurement of area, cm<sup>2</sup>. Visualized the improvement in image quality with each subsequent level reconstruction. The FBP image scored 2, all images reconstructed by iterative algorithm (IR4, IR5, IR6) scored 3.

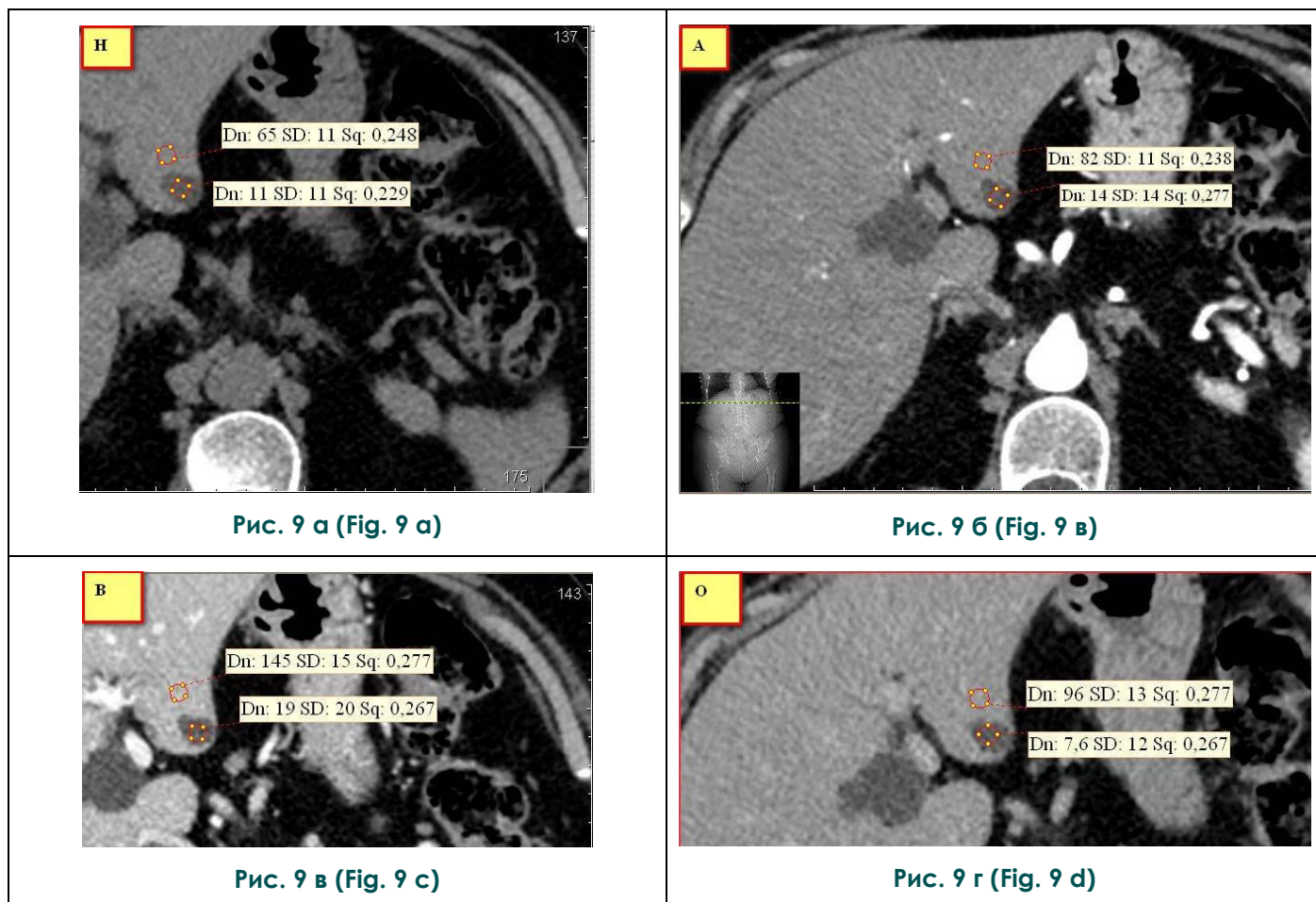


**Рис. 8. КТ органов брюшной полости.**

Аксиальная плоскость. Гиповаскулярное образование поджелудочной железы. Н – нативная, А – артериальная, В – венозная, О – отсроченная фазы сканирования. Dn – КТ-числа (HU), SD – шум (HU), Sq – площадь измерения, см<sup>2</sup>. Изображения получены при использовании протокола «120 кВ-90 мл КВ» и получили оценки 2, как по уровню шума, так и по визуализации образования.

**Fig. 8. MSCT scan.**

Axial projection. Hypovascular tumor of the pancreas. H - native; A -arterial; B - venous; O - delayed phase scan. Dn is CT-numbers (HU), SD is the noise (HU), Sq is the measurement of area, cm<sup>2</sup>. Images obtained using the protocol "120 kV-90 ml CM" scored 2, as the level of noise and as tumor visualization.



**Рис.9. КТ органов брюшной полости.**

Аксиальная плоскость. Гиповаскулярная киста печени. Н – нативная, А – артериальная, В – венозная, О – отсроченная фазы сканирования. Dn – КТ-числа (HU), SD – шум (HU), Sq – площадь измерения, см<sup>2</sup>. Изображения получены при использовании протокола «100 кВ – 90 мл КВ» и реконструированы стандартным алгоритмом реконструкции FBP. Изображения получили оценки 3, как по уровню шума, так и по визуализации образования.

**Fig. 9. MSCT scan.**

Axial projection. Hypovascular liver cyst. H - native; A - arterial; B - venous; O - delayed phase scan. Dn is CT-numbers (HU), SD is the noise (HU), Sq is the measurement of area, cm<sup>2</sup>. Images obtained using the protocol "100 kV-90 ml CM" scored 3, as the level of noise and as tumor visualization.

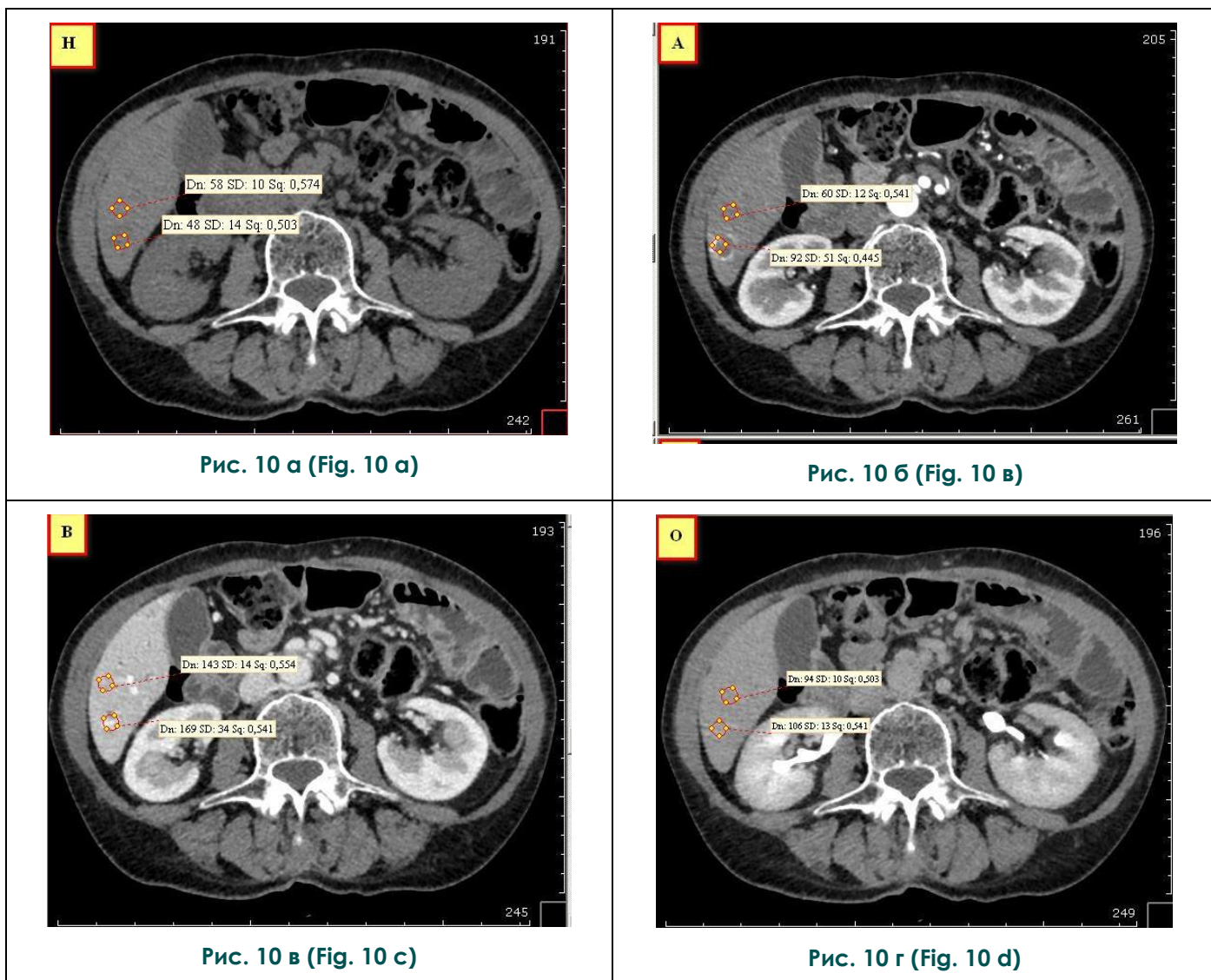


Рис. 10 а (Fig. 10 а)

Рис. 10 б (Fig. 10 в)

Рис. 10 в (Fig. 10 с)

Рис. 10 г (Fig. 10 д)

**Рис. 10. КТ органов брюшной полости.**

Аксиальная плоскость. Гиперваскулярная гемангиома печени. Н – нативная, А – артериальная, В – венозная, О – отсроченная фазы сканирования. Dn – КТ-числа (HU), SD – шум (HU), Sq – площадь измерения, см<sup>2</sup>. Изображения получены при использовании протокола «100 кВ-65 мл КВ» и реконструированы стандартным алгоритмом реконструкции FBP. Уровень шума получил оценку 2, оценка визуализации образования составила 3.

**Fig. 10. MSCT scan.**

Axial projection. Hypervascular liver haemangioma. H - native; A -arterial; B - venous; O - delayed phase scan. Dn is CT-numbers (HU), SD is the noise (HU), Sq is the measurement of area, cm<sup>2</sup>. Images obtained using the protocol "100 kV-65 ml CM" and reconstructed with standard FBP reconstruction algorithm. The noise level was scored at 2, the visualization of tumor was scored at 3.

**Таблица №1. Оценки уровня шума в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 90 мл КВ».**

Таблица №1. Оценки уровня шума в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 90 мл КВ»			
Протокол сканирования/реконструкции	Оценки (шум)		
	3 (отлично)	2 (удовл.)	1 (плохо)
120 кВ – 90 мл КВ FBP	9	16	0
100 кВ – 90 мл КВ FBP	10	15	0
100 кВ – 90 мл КВ IR4	20	5	0
100 кВ – 90 мл КВ IR5	21	4	0
100 кВ – 90 мл КВ IR6	20	5	0

IR4,IR5,IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

**Таблица №2. Оценки уровня шума в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 65 мл КВ».**

Таблица №2. Оценки уровня шума в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 65 мл КВ»			
Протокол сканирования/реконструкции	Оценки (шум)		
	3 (отлично)	2 (удовл.)	1 (плохо)
120 кВ – 90 мл КВ FBP	9	16	0
100 кВ – 65 мл КВ FBP	3	22	0
100 кВ – 65 мл КВ IR4	18	7	0
100 кВ – 65 мл КВ IR5	22	3	0
100 кВ – 65 мл КВ IR6	23	2	0

IR4,IR5,IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

**Таблица №3. Оценки визуализации образований в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 90 мл КВ».**

Таблица №3. Оценки визуализации образований в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 90 мл КВ»			
Протокол сканирования/реконструкции	Оценки (визуализация образований)		
	3 (отлично)	2 (удовл.)	1 (плохо)
120 кВ – 90 мл КВ FBP	6	19	0
100 кВ – 90 мл КВ FBP	15	10	0
100 кВ – 90 мл КВ IR4	19	6	0
100 кВ – 90 мл КВ IR5	24	1	0
100 кВ – 90 мл КВ IR6	24	1	0

IR4,IR5,IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

увеличением уровня реконструкции (табл. №3).

Иная тенденция наблюдалась в группе «100 кВ – 65 мЛ КВ», где значимой разницы в визуализации образований по сравнению с группой «120 кВ – 90 мЛ КВ» отмечено не было. Статистически значимая разница была зафиксирована лишь при применении 5-6 уровней реконструкции ( $p < 0,01$ ) (табл. №4).

#### **Обсуждение.**

К современной МСКТ-диагностике предъявляются все более высокие требования. Широкое распространение этого метода, его практически повсеместная доступность в крупных городах и областных центрах приводит к тому, что МСКТ-диагностика все больше внедряется в повседневную практику. Особенно широко это явление можно отметить в частных клиниках, где МСКТ зачастую выполняется без должных показаний, по личной инициативе пациента.

При этом следует отметить, что из любого исследования компетентный рентгенолог должен извлечь максимум информации. Учитывая вышесказанное, вопросы качественной визуализации исследуемой области тела выходят на первый план.

Существует два наиболее простых, на первый взгляд, способа снизить лучевую нагрузку – уменьшить силу тока и/или напряжение на рентгеновской трубке. Иные методы такие, как увеличение скорости сканирования, изменение пича в повседневной рутинной практике используются редко.

Однако оба вышеупомянутых способа снижения лучевой нагрузки приводят к увеличению шума изображения.

В современных томографах используется система автоматической регулировки силы тока (АРСТ), значения которой аппарат устанавливает самостоятельно, в зависимости от данных сканограммы. Эффективность этого метода не вызывает сомнений. В различных исследованиях удавалось значительно снизить лучевую нагрузку при использовании АРСТ [10, 11]. В частности, Lifeng Yu и соавт. добились снижения дозы лучевой нагрузки до 36% при КТ-ангиографии, в сравнении со стандартным протоколом (120 кВ – 90 мЛ КВ) и 25% – при абдоминальной КТ. Однако без алгоритма итеративной реконструкции неизбежно возникла проблема, связанная с шумом в изображениях.

Данные исследования Nusarik и соавт. демонстрируют значительное снижение качества изображения при применении протоколов с напряжением на рентгеновской трубке менее 100 кВ [12]. В нашем исследовании использованы протоколы «100 кВ – 90 мЛ КВ» и «100 кВ – 65 мЛ КВ» в качестве модифицированных. В целом, полученные нами данные совпадают с данными, публикуемыми в последнее время в мировой литературе [13-15].

Наблюдалась зависимость уровня шума от параметров окружности брюшной полости пациента. Более слабая корреляционная связь между уровнем шума и индексом массы тела возможно объясняется различными типами распределения жировой ткани в теле человека.

Не было отмечено значимой зависимости оценки качества исследования в целом от уровня шума при стандартной реконструкции. Шум является объективным показателем, воспринимаемым крайне субъективно, однако для рентгенологов, основным профилем работы которых является абдоминальная лучевая диагностика, в настоящем исследовании шум не представлял собой критической проблемы при оценке компьютерных томограмм.

Более того, увеличение окружности брюшной полости подразумевает наличие избытка абдоминального жира, что облегчает дифференциацию различных анатомических структур брюшной полости. В частности, такие сведения приводят Gervaise и соавт. в исследовании, посвященном оценке возможностей МСКТ протоколов с низкой лучевой нагрузкой и итеративной реконструкцией у пациентов с избыточным весом при диагностике почечной колики [16]. Также об отсутствии затруднений в диагностике почечной колики у пациентов с ожирением сообщают El-Ghar и соавт., применявшие МСКТ протокол с низкой силой тока [17].

Отношение «контраст – шум» возросло в группе «100 кВ – 90 мЛ КВ» без применения алгоритма итеративной реконструкции, что объясняется эффектом «k-edge», при котором повышается поглощение фотонов рентгеновского излучения атомами йода при уменьшении энергии фотонов. Было отмечено, что применение даже первого из используемых уровней итеративной реконструкции резко снижало уровень шума. В группе «100 кВ – 65 мЛ КВ» отношение «контраст – шум» при реконструкции FBP снизилось в сравнении со стандартным протоколом сканирования, что объясняется несколько сниженными показателями плотности паренхимы и образований, а также несколько более высоким уровнем шума при стандартной реконструкции. Однако при применении первого (4-го) из используемых уровней алгоритма итеративной реконструкции были достигнуты показатели, не отличающиеся от показателей стандартного протокола.

#### **Выводы.**

Применение протоколов сканирования с низкими значениями напряжения на рентгеновской трубке позволяют значительно улучшить визуализацию гипер- и гиповаскулярных образований печени и поджелудочной железы. Проведенное исследование продемонстрировало возможность выраженного снижения луче

**Таблица №4. Оценки визуализации образований в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 65 мл КВ».**

Таблица №4. Оценки визуализации образований в группах «120 кВ – 90 мл КВ», «100 кВ – 65 мл КВ»			
Протокол сканирования/реконструкции	Оценки (визуализация образований)		
	3 (отлично)	2 (удовл.)	1 (плохо)
120 кВ – 90 мл КВ FBP	6	19	0
100 кВ – 65 мл КВ FBP	10	15	0
100 кВ – 65 мл КВ IR4	12	13	0
100 кВ – 65 мл КВ IR5	20	5	0
100 кВ – 65 мл КВ IR6	20	5	0

IR4,IR5,IR6 – различные уровни итеративной реконструкции, FBP – стандартная реконструкция.

вой нагрузки при МСКТ практически у любых пациентов, вне зависимости от их роста, веса, ИМТ и окружности брюшной полости. Применение алгоритма итеративной реконструкции позволило достигнуть выраженного снижения уровня шума во всех группах и повысило качество изображений.

Исследования в группе «100 кВ – 65 мл КВ» не уступают по качеству исследованиям, проведенным по стандартному протоколу, несмотря на экономию контрастного препарата

на 27%. В целом, полученные данные свидетельствуют об имеющейся возможности снизить как лучевую нагрузку, так и дозу контрастного препарата без ущерба качеству исследования.

**Источник финансирования и конфликт интересов.**

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

**Список литературы:**

1. Тюрин И.Е. Лучевая диагностика в Российской Федерации в 2014 г. Вестник рентгенологии и радиологии. 2015; 6: 56-63.
2. U.S. EPA Radiation Education Activities: Radiation Exposure pp. 22-24. Ссылка: <https://www3.epa.gov/radtown/docs/radiation-exposure-activities.pdf> (доступно на 18 января 2018) (на английском языке).
3. Schauer, D. A., & Linton, O. W. NCRP report No. 160, ionizing radiation exposure of the population of the United States, medical exposure—are we doing less with more, and is there a role for health physicists? Health Phys. 2009; 97 (1): 1-5. doi: 10.1097/01.HP.0000356672.44380.b7
4. McCollough C.H., Primak A.N., Braun N., Kofler J., Yu L., Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. Radiol Clin North Am. 2009; 47: 27-40 doi: 10.1016/j.rcl.2008.10.006
5. Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г., Широков В.С., Вишневская А.В., Швец Е.В. Низкодозовая КТ-ангиография аорты и периферических артерий. Медицинская визуализация. 2013; 5: 11-22.
6. Fuentes-Orrego J.M., Hayan, K., Kambadakone A.R., Hah, P.F., Sahani D.V. Dose-modified 256-MDCT of the abdomen using low tube current and hybrid iterative reconstruction. Academic radiology. 2013, 20 (11): 1405-1412. doi: 10.1016/j.acra.2013.08.004
7. Noda Y., Kanematsu M., Goshima S., Kondo H., Watanabe

- H., Kawada H. et al. 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. 84 (1): 11-18. doi: 10.1016/j.ejrad.2014.10.008
8. Marin D., Choudhury K. R., Gupta R. T. et al. 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.
9. Кондратьев Е.В. Оптимизация протоколов мультиспиральной компьютерно-томографической ангиографии [диссертация кандидата медицинских наук]. Москва, 2013. 51 с.
10. Sun Y., Hua Y., Wang M., Mao D., Jin X., Li C. et al. Evaluation of a High Concentrated Contrast Media Injection Protocol in Combination with Low Tube Current for Dose Reduction in Coronary Computed Tomography Angiography: A Randomized, Two-center Prospective Study. Acad Radiol. 2017; 24 (12): 1482-1490. doi: 10.1016/j.acra.2017.07.001
11. Yu L., Fletcher J.G., Grant K.L., Carter R.E., Hough D.M., Barlow J.M. et al. Automatic Selection of Tube Potential for Radiation Dose Reduction in Vascular and Contrast-Enhanced Abdominopelvic CT. American Journal of Roentgenology 201.2 (2013): W297-W306. doi: 10.2214/AJR.12.9610
12. Husarik D.B., Schindera S.T., Morsbach F., Chuck N., Seifert B., Szucs-Farkas Z. et al. 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

13. 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: 152–64. doi: 10.3348/kjr.2012.13.2.152.

14. Marin D., Choudhury K.R., Gupta R.T., Ho L.M., Allen B.C., Schindera S.T. et al. 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: 3325–35. doi: 10.1007/s00330-013-2964-1

15. Marin D., Nelson R.C., Barnhart H., Schindera S.T., Ho L.M.,

Jaffe T.A. et al. 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

16. Gervaise A., Naulet P., Beuret F., Henry C., Pernin M., Portron Y. et al. 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. *American Journal of Roentgenology.* 202.3 (2014): 553-560

17. 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 journal of urology.* 10 (3): 279-283. doi: 10.1016/j.aju.2012.02.007

## References:

1. Tyurin I.E. *Radiology in Russia 2014. Vestnik rentgenologii i radiologii.* 2015; 6: 56-63 (in Russian)

2. U.S. EPA Radiation Education Activities: Radiation Exposure pp. 22-24. Available at: <https://www3.epa.gov/radtown/docs/radiation-exposure-activities.pdf> (accessed at 18 January 2018).

3. Schauer D.A., Linton O.W. NCRP report No. 160, ionizing radiation exposure of the population of the United States, medical exposure—are we doing less with more, and is there a role for health physicists?. *Health Phys.* 2009; 97 (1): 1-5 doi: 10.1097/01.HP.0000356672.44380.b7

4. McCollough C.H., Primak A.N., Braun N., Kofler J., Yu L., Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am.* 2009; 47: 27-40 doi: 10.1016/j.rcl.2008.10.006

5. Kondratyev E.V., Karmazanovsky G.G., Shirokov V.S., Vishnevskaya A.V., Shvets E.V. Low Radiation Dose MDCT Angiography of the Aorta and Peripheral Arteries: Effect of Hybrid Iterative Reconstruction Technique on Image Quality. *Medical visualization.* 2013; 5: 11-22 (in Russian)

6. Fuentes-Orrego J.M., Hayan, K., Kambadakone A.R., Hah, P.F., Sahani D.V. Dose-modified 256-MDCT of the abdomen using low tube current and hybrid iterative reconstruction. *Academic radiology.* 2013; 20 (11): 1405-1412. doi: 10.1016/j.acra.2013.08.004

7. Noda Y., Kanematsu M., Goshima S., Kondo H., Watanabe H., Kawada H. et al. 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.* 84 (1): 11-18. doi: 10.1016/j.ejrad.2014.10.008

8. Marin D., Choudhury K. R., Gupta R. T. et al. 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.

9. Kondratyev E.V. Optimization of protocols multislice computed tomography angiography [dissertation]. Moscow, 2013. 51 p. (in Russian)

10. Sun Y., Hua Y., Wang M., Mao D., Jin X., Li C. et al. Evaluation of a High Concentrated Contrast Media Injection Protocol in Combination with Low Tube Current for Dose Reduction in Coronary Computed Tomography Angiography: A Randomized, Two-center Prospective Study. *Acad Radiol.* 2017; 24 (12): 1482-1490. doi: 10.1016/j.acra.2017.07.001

11. Yu L., Fletcher J.G., Grant K.L., Carter R.E., Hough D.M., Barlow J.M. et al. Automatic Selection of Tube Potential for Radiation Dose Reduction in Vascular and Contrast-Enhanced Abdominopelvic CT. *American Journal of Roentgenology* 201.2 (2013): W297-W306. doi: 10.2214/AJR.12.9610

12. Husarik D.B., Schindera S.T., Morsbach F., Chuck N., Seifert B., Szucs-Farkas Z. et al. 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

13. 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: 152–64. doi: 10.3348/kjr.2012.13.2.152.

14. Marin D., Choudhury K.R., Gupta R.T., Ho L.M., Allen B.C., Schindera S.T. et al. 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: 3325–35. doi: 10.1007/s00330-013-2964-1

15. Marin D., Nelson R.C., Barnhart H., Schindera S.T., Ho L.M., Jaffe T.A. et al. 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

16. Gervaise A., Naulet P., Beuret F., Henry C., Pernin M., Portron Y. et al. 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. *American Journal of Roentgenology.* 202.3 (2014): 553-560

17. 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 journal of urology.* 10 (3): 279-283. doi: 10.1016/j.aju.2012.02.007