

АЗНАУРОВ ВЛАДИМИР ГРИГОРЬЕВИЧ

**МСКТ С НИЗКОЙ ЛУЧЕВОЙ НАГРУЗКОЙ В ВИЗУАЛИЗАЦИИ
НОВООБРАЗОВАНИЙ ПЕЧЕНИ И ПОДЖЕЛУДОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ**

14.01.13 – лучевая диагностика, лучевая терапия

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени

кандидата медицинских наук

Москва - 2019

Работа выполнена в ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России.

Научный руководитель:

чл.-корр. РАН, доктор медицинских наук,
профессор

Кармазановский Григорий Григорьевич

Официальные оппоненты:

Лукьянченко Александр Борисович – доктор медицинских наук, профессор, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр онкологии имени Н.Н. Блохина» Минздрава России, рентгенодиагностическое отделение, ведущий научный сотрудник;

Мищенко Андрей Владимирович – доктор медицинских наук, профессор, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр онкологии имени Н.Н. Петрова» Минздрава России, отделение лучевой диагностики, заведующий отделением; заведующий научным отделением - ведущий научный сотрудник; врач-рентгенолог

Ведущая организация: ФГБУ «Российский научный центр рентгенорадиологии» Минздрава России

Защита диссертации состоится «_____» _____ 2019 г. в _____ часов на заседании диссертационного совета Д.208.040.06 при ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) по адресу: 119991, г. Москва, ул. Трубецкая, д.8, стр.2

С диссертацией можно ознакомиться в ЦНМБ ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) по адресу: 119034, г. Москва, Зубовский бульвар, д.37/1 и на сайте организации (www.sechenov.ru).

Автореферат разослан «_____» _____ 2019 г.

Ученый секретарь диссертационного совета
доктор медицинских наук, профессор

Кондрашин Сергей Алексеевич

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Онкологические заболевания являются одной из основных причин смертности на сегодняшний день. По данным Всемирной организации Здравоохранения (январь 2017 года), рак является второй из основных причин смертности в мире. Рак печени является второй по частоте причиной смерти среди онкологических заболеваний [WHO, 2017]. Следует отметить, что удельный вес онкологических заболеваний поджелудочной железы (ПЖ) относительно невелик (3,01%), а еще меньшие значения отмечаются при онкологических заболеваниях печени и внутрипеченочных желчных протоков (1,37%) [Каприн А.Д., Старинский В.В., Петров Г.В., 2017]. В связи с этим принципиальным вопросом является точная и своевременная диагностика этих заболеваний, причем главенствующее значение имеет компьютерная томография.

В последнее десятилетие КТ - исследования получили в России широкое распространение. По данным профессора И.Е. Тюрина за 2010-2016 гг. [Тюрин И.Е., 2017] количество КТ-исследований в России увеличилось больше, чем в 2,5 раза, и составило 8109110 исследований в 2016 году. Неизбежным сопутствующим явлением при проведении рентгенологических диагностических процедур является полученная лучевая нагрузка. КТ занимает до 50% во всей структуре "диагностического" облучения населения и 24% во всей структуре облучения [NCRP Report No 160, 2009].

Лучевая нагрузка при МСКТ-исследованиях брюшной полости с внутривенным контрастированием (ВВК) является высокой, и может достигать 45 мЗв [Smith-Bindman R., Moghadassi M., Wilson N. et al., 2015]. В разных регионах России средние значения лучевой нагрузки при МСКТ брюшной полости с ВВК варьируют и составляют в среднем 23-36 мЗв [Chipiga L., Bernhardsson C., 2016]. Введение контрастного вещества (КВ) также несет в себе риски возникновения разнообразных осложнений, как в краткосрочном, так и в отдаленном периоде, в том числе могущих привести к смерти больного. При этом отмечена зависимость

возникновения контраст-индуцированной нефропатии от объема, введенного КВ [Assareh A., Yazdankhah S., Majidi S. et al., 2016].

Важное значение для адекватной диагностики имеет качество КТ-изображений. При этом качество изображения, его пространственное разрешение прямо пропорциональны лучевой нагрузке. Помимо этого, даже при высоком пространственном разрешении, не всегда возможно обнаружить новообразования в силу низкой контрастности КТ-изображений, до 11% случаев рака поджелудочной железы может быть пропущено диагностом по этой причине [Prokesch R.W., Chow L.C., Beaulieu C.F. et al., 2002]

Неправильная настройка параметров сканирования, неверное планирование процедуры вносят основной вклад в избыточное облучение пациента. На сегодняшний день производителями компьютерных томографов предлагается широкий арсенал методов снижения дозы и шумоподавления. В то же время, не существует применимого в повседневной практике протокола КТ-сканирования с использованием всех преимуществ современной техники.

Высокая лучевая нагрузка при МСКТ-исследованиях брюшной полости, трудности в диагностике низкоконтрастных новообразований печени и ПЖ, несовершенство сегодняшних протоколов КТ-сканирования привели к необходимости разработки новых решений при КТ-сканировании, что и послужило основанием для выполнения настоящей работы.

Цель исследования

Оценить диагностические возможности и доказать преимущества МСКТ с пониженной лучевой нагрузкой в выявлении опухолей печени и поджелудочной железы.

Задачи исследования

1. Разработать оптимальные протоколы сканирования МСКТ брюшной полости путем максимального снижения лучевой нагрузки при гарантированном сохранении качества исследования.

2. Изучить эффективность алгоритмов итеративной реконструкции для сохранения оптимального качества изображения при проведении исследований печени и поджелудочной железы с низкой лучевой нагрузкой.
3. Оценить целесообразность экономии объема контрастного вещества при проведении МСКТ органов брюшной полости с низким значением напряжения на рентгеновской трубке компьютерного томографа.
4. Оценить преимущества снижения напряжения на рентгеновской трубке компьютерного томографа для визуализации гиподенсных и гиперденсных новообразований.

Научная новизна

Разработаны протоколы МСКТ органов брюшной полости с низкой лучевой нагрузкой с учетом индивидуальных особенностей пациентов.

Оценены возможности гибридной итеративной реконструкции в снижении шума и улучшении качества изображений. Показана эффективность ее применения в сочетании с протоколами МСКТ органов брюшной полости с низкой лучевой нагрузкой.

Разработаны критерии отбора пациентов для применения того или иного актуального протокола.

Согласно анализу литературных источников, наше исследование является шестым в мире и первым в России, посвященным исследованию визуализации новообразований печени и поджелудочной железы при использовании КТ-протоколов «низкой дозы» in vivo [Shen Y., Hu X., Zou X. et al., 2016].

Практическая значимость работы

Проведенные исследования показали возможность снижения лучевой нагрузки на пациента до 30,1% без значительной потери качества изображения при МСКТ органов брюшной полости с внутривенным контрастированием.

Отмечено улучшение визуализации гипо- и гиперденсных новообразований печени и поджелудочной железы при применении протоколов с низкой лучевой нагрузкой.

Доказана возможность экономии объема контрастного вещества до 28% без ущерба качеству исследования.

Обоснована и доказана возможность проведения МСКТ брюшной полости с низкой лучевой нагрузкой пациентам с большой окружностью брюшной полости.

Основные положения, выносимые на защиту

В вопросе подбора лучевой нагрузки необходимо придерживаться принципа ALARA (*as low as reasonably achievable*). Таким образом, следует максимально снижать лучевую нагрузку при сохранении визуального качества и диагностической ценности исследования.

Качество получаемых при МСКТ органов брюшной полости изображений, лучевая нагрузка, и диагностическая ценность напрямую зависят от оптимального выбора протокола сканирования.

МСКТ органов брюшной полости с низкой лучевой нагрузкой обладает достоверно лучшей диагностической ценностью по сравнению со стандартным протоколом сканирования, при этом умеренное снижение дозы контрастного вещества не вредит качеству исследования.

Внедрение результатов исследования в практику

Результаты диссертационной работы внедрены в повседневную диагностическую практику отделения рентгенологии и магнитно-резонансных исследований с кабинетом УЗД ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России.

Личный вклад автора

Личный вклад автора состоит в составлении базы данных пациентов, выполнении большинства МСКТ пациентам в исследовании, построении наборов реконструкций изображений томограмм, аналитической и статистической обработке полученных данных. Автор проанализировал свыше 100 источников отечественной и зарубежной литературы, самостоятельно систематизировал полученный в ходе исследования набор данных.

Апробация результатов

Основные результаты исследования были доложены на Конгрессе Российской Ассоциации Радиологов-2015 (Москва, 2015), на Юбилейном Конгрессе Российского общества рентгенологов и радиологов-2016 (Москва, 2016), на Европейском Конгрессе Радиологов-2017 (Вена, 2017), на X Всероссийском национальном конгрессе лучевых диагностов и терапевтов «Радиология-2018» (Москва, 2018).

Апробация диссертации проведена на совместной научно-практической конференции кафедры лучевой диагностики Института профессионального образования ФГАОУ ВО «Первый московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России отделения рентгенологии и магнитно-резонансных исследований с кабинетом УЗД ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России кафедры лучевой диагностики стоматологического факультета ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологического университет им. А.И. Евдокимова» Минздрава России протокол №1 от 26 июня 2018 г.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Диссертация соответствует паспорту специальности 14.01.13 «Лучевая диагностика, лучевая терапия», а также области исследования, в диссертационной работе научно обоснованы преимущества применения МСКТ с низкой лучевой нагрузкой в визуализации новообразований печени и поджелудочной железы.

Публикации

Результаты диссертационной работы достаточно полно отображены в 6 публикациях, из них – 3 статьи (1 обзорная) в журналах, входящих в перечень, рецензируемый Высшей аттестационной комиссией Министерства науки и высшего образования России, том числе 1 статья опубликована в журнале, цитируемом в системе Scopus.

Структура и объем работы

Диссертация изложена на 99 страницах машинописного текста, состоит из введения, обзора литературы, 1 главы собственных исследований, обсуждения полученных результатов исследования, основных выводов, практических рекомендаций и списка литературы. Работа иллюстрирована 43 рисунками и 12 таблицами. Указатель литературы включает 101 источник, из них 15 отечественных и 86 зарубежных.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В течение сентября 2013-июля 2017 в исследование было включено 105 пациентов, проходивших обследование и лечение в ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России. Всем им было назначено МСКТ органов брюшной полости с внутривенным контрастированием по поводу подозрения/наличия новообразования печени и/или ПЖ. Критерии включения в исследование соответствовали показаниям к проведению КТ органов брюшной полости (зоны интереса – печени и/или ПЖ) с ВВК. Было принято решение разделить пациентов на 3 группы по 35 человек в зависимости от протокола сканирования. Протоколы сканирования различались напряжением на рентгеновской трубке томографа и количеством вводимого контрастного вещества (КВ), таблица 1.

Во всех протоколах сканирования применялась система автоматической регулировки силы тока Dose Right Index (Koninklijke Philips Electronics N.V., Нидерланды) со значением 19. Система автоматического регулировки силы тока (АРСТ) устанавливала значения мА, исходя из данных сканограммы. Толщина среза во всех протоколах – 1,5 мм, конфигурация детекторов 64x0,625, время оборота гентри 0,5 с, питч 1. Применялись различные варианты реконструкции КТ-изображений – при использовании стандартного протокола использовался только протокол *filtered back projection* (FBP), изображения, полученные при использовании модифицированных протоколов, реконструировались методами FBP и алгоритмом итеративной реконструкции (АИР) с уровнями шумоподавления 50%, 60% и 70%.

Таблица 1 – Параметры сканирования и контрастного усиления

	Группы		
	«1» n=35	«2» n=35	«3» n=35
Напряжение, кВ	120	100	100
Сила тока, мА	Автоматический подбор; Dose Right index 19		
Среднее значение мА	196,0 ± 58,4	237,9 ± 62,4	245,0 ± 95,7
Реконструкция данных	FBP	FBP, iDose4, iDose5, iDose6	
Протокол болюсного контрастного усиления	Йоверсол 350 90 мл – 3-4 мл/сек; Физ. р-р 50 мл – 3-4 мл/сек		Йоверсол 350 65 мл – 3-4 мл/сек; Физ. р-р 50 мл – 3-4 мл/сек

После выполнения КТ и реконструкции изображений данные исследования загружались на рабочую станцию – автоматизированное рабочее место врача-диагноста «АрхиМед» (Med-Ray Software, Москва). Томограммы изучались на аксиальных срезах.

С томограмм снимались данные по плотности, шуму новообразования и интактной паренхимы печени или ПЖ, а также показатели уровня шума с брюшной аорты. Измерения производились следующим образом – на изображениях в аксиальной проекции круглая метка ROI (область интереса) устанавливалась:

1. Площадью 1 см² 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 см² на интактную паренхиму печени или поджелудочной железы, для измерения КТ-плотности однократно, в каждую фазу контрастирования.

3. Площадью 0,2-0,5 см² на новообразование, для измерения КТ-плотности однократно в каждую фазу сканирования.

Каждому пациенту проводилось измерение окружности брюшной полости (ОБП) на уровне позвонка L2. Измерения соотношения «контраст/шум» (contrast-to-noise; CNR) проводились по формуле:

$$CNR = \frac{(ROI_{lesion} - ROI_{parenchyma})}{SD_{noise}}$$

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

Эффективная доза облучения (ЭД) рассчитывалась по формуле:

$$ЭД = Dose\ length\ product \times 0,015 *$$

где *Dose length product* – произведение поглощенной дозы на длину, мГр*см.

*(нормализованный коэффициент для брюшной полости, согласно «Европейскому руководству по критериям качества для компьютерной томографии» (Menzel H., Schibilla H., Teunen D, 2000))

Качественная оценка каждого исследования проводилась двумя рентгенологами с 4 и 8 годами опыта в абдоминальной лучевой диагностике.

Изображениям давалась общая оценка (шум, наличие артефактов, контуры внутренних органов), отдельно оценивалась визуализация новообразования (контрастирование структуры, контуры, шум, артефакты). Использовалась четырёхбалльная шкала:

3 – идеальное изображение без каких-либо помех, уровень шума низкий; 2 – приемлемое качество изображения, уровень шума средний, контрастирование удовлетворительное; 1 – диагностическая ценность исследования ограничена, высокий уровень шума; 0 – диагностической ценности исследование не имеет, неприемлемый уровень шума.

По сравнению с группой «120 кВ – 90 мл КВ» было достигнуто снижение эффективной дозы (ЭД) в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» на

28,2% и 30,1%, рис. 1. Средняя окружность брюшной полости (ОБП) и индекс массы тела (ИМТ) не различались в группах, $p>0,05$, рис. 2.

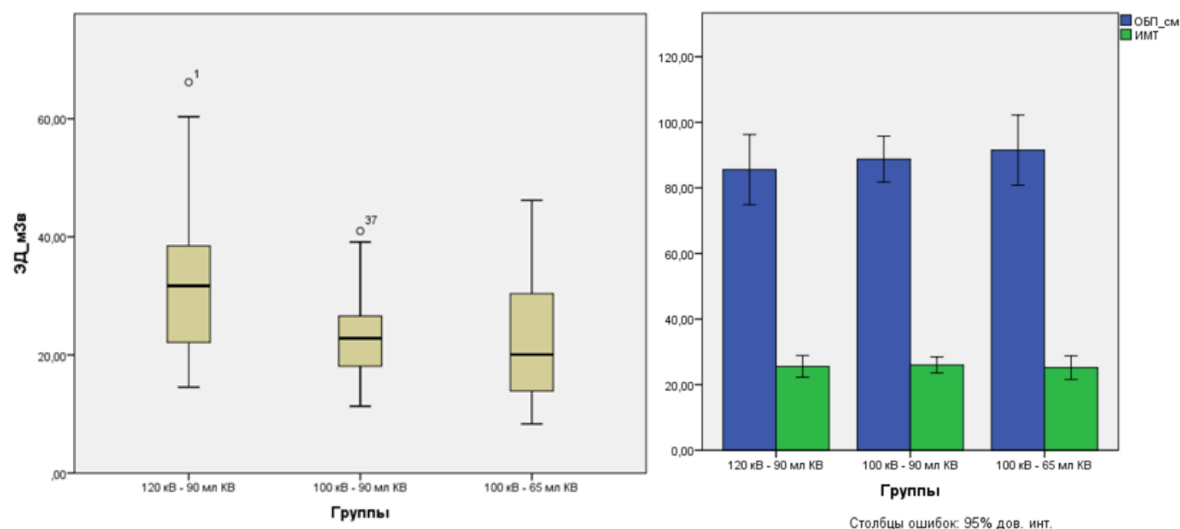


Рисунок 1,2 – Средние ЭД, ОБП, ИМТ в группах

Для оценки влияния окружности брюшной полости на лучевую нагрузку пациента было принято решение проанализировать изменение лучевой нагрузки в группах в зависимости от окружности брюшной полости. Пациенты были разделены в каждой группе на подгруппы – пациенты с ОБП до 90 см включительно и пациенты с ОБП более 90 см, таблица 2.

Таблица 2 – ЭД в каждой подгруппе «ОБП $\leq$ 90 см» и «ОБП $>$ 90 см»

	120 кВ – 90 мл КВ		100 кВ – 90 мл КВ		100 кВ – 65 мл КВ	
ОБП, см	≤ 90	> 90	≤ 90	> 90	≤ 90	> 90
ЭД, мЗв	26,3 $\pm$ 7,7	43,5 $\pm$ 10,3	18,4 $\pm$ 4,5	27,5 $\pm$ 6,7	14,3 $\pm$ 3,5	28,1 $\pm$ 8,1
Ср. ОБП, см	81,6 $\pm$ 6,1	98,8 $\pm$ 5,3	82,5 $\pm$ 5,8	98,3 $\pm$ 7,3	77,5 $\pm$ 8,8	99,3 $\pm$ 7,1
Н пациентов	23	12	17	18	14	21

Уровень шума при стандартной реконструкции FBP значительно не различался между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» $p>0,05$. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» он составил 27,5 $\pm$ 6,2 ед.Н; в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составил

28,8±3,7 ед.Н; в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составил 31,6±6,2 ед.Н. Шум в группе «100 кВ – 65 мл КВ» значимо отличался в большую сторону от шума в группах «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ», $p<0,05$. Прослеживается статистически значимая разница в уровне шума при анализе подгрупп «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см» в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», $p<0,05$. Сравнение подгрупп «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см» приведено в таблице 3.

Таблица 3 – Уровень шума в подгруппах «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см»

	120 кВ – 90 мл КВ		100 кВ – 90 мл КВ		100 кВ – 65 мл КВ	
ОБП, см	≤90	>90	≤90	>90	≤90	>90
Шум, ед.Н	26,8±6,6	28,7±5,1	26,5±3,3	30,4±3,4	28,7±7,1	33,1±5,0
Ср. ОБП, см	81,6±6,1	98,8±5,3	82,5±5,8	98,3±7,3	77,5±8,8	99,3±7,1
Н пациентов	23	12	17	18	14	21

Отношение «контраст-шум» оказалось выше при применении модифицированного протокола «100 кВ – 90 мл КВ» в сравнении с группой «120 кВ – 90 мл КВ» - 3,1±2,3 vs. 2,1±1,6, соответственно, $p<0,05$. В то же время, отношение «контраст-шум» оказалось ниже в группе «100 кВ – 65 мл КВ» по сравнению со стандартной группой - 2±2 vs. 2,1±1,6, $p>0,05$. Также была обнаружена статистически значимая разница между группами «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», $p<0,05$.

Так как характеристики контрастирования различных новообразований сильно отличаются друг от друга, было принято решение проанализировать усредненную плотность интактной паренхимы печени в венозную фазу контрастирования и интактной паренхимы поджелудочной железы в артериальную фазу контрастирования, рис.3,4. Значения КТ-чисел в каждой группе различались статистически значимо, $p<0,05$.

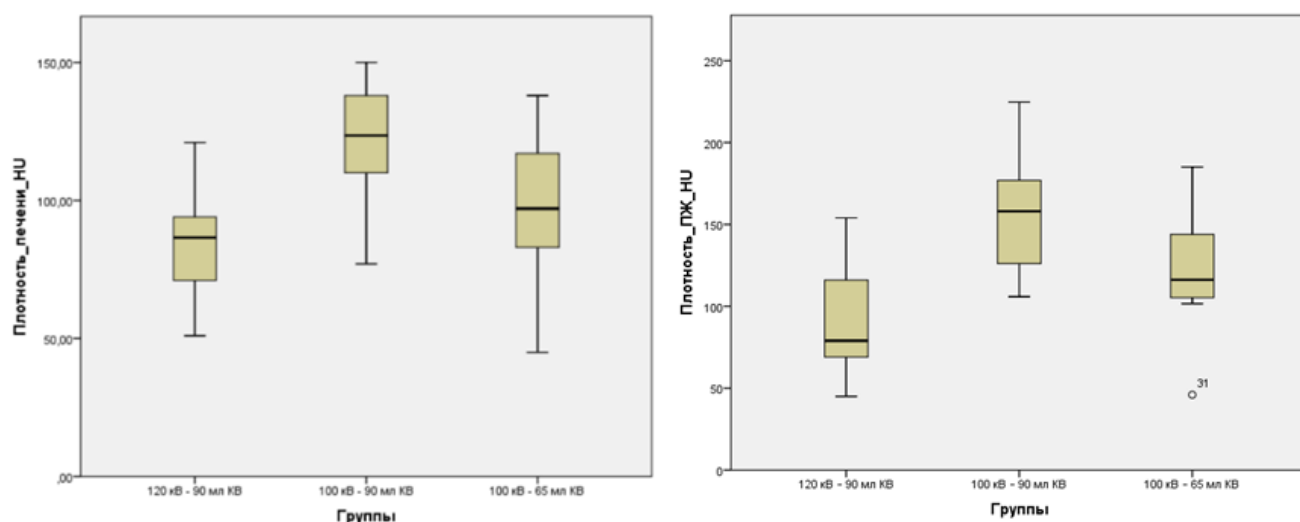


Рисунок 3,4 – Усредненные значения КТ-чисел печени в венозную фазу контрастирования и ПЖ в артериальную фазу сканирования в каждой группе

При использовании АИР отмечалось статистически значимое снижение уровня шума и возрастание соотношения «контраст-шум» по сравнению со стандартным протоколом реконструкции (FBP) в группах «100 кВ – 90 мл KB» и «100 кВ – 65 мл KB», $p < 0,05$, рис.5-8. Влияние АИР на качество изображения представлено на рис. 9.

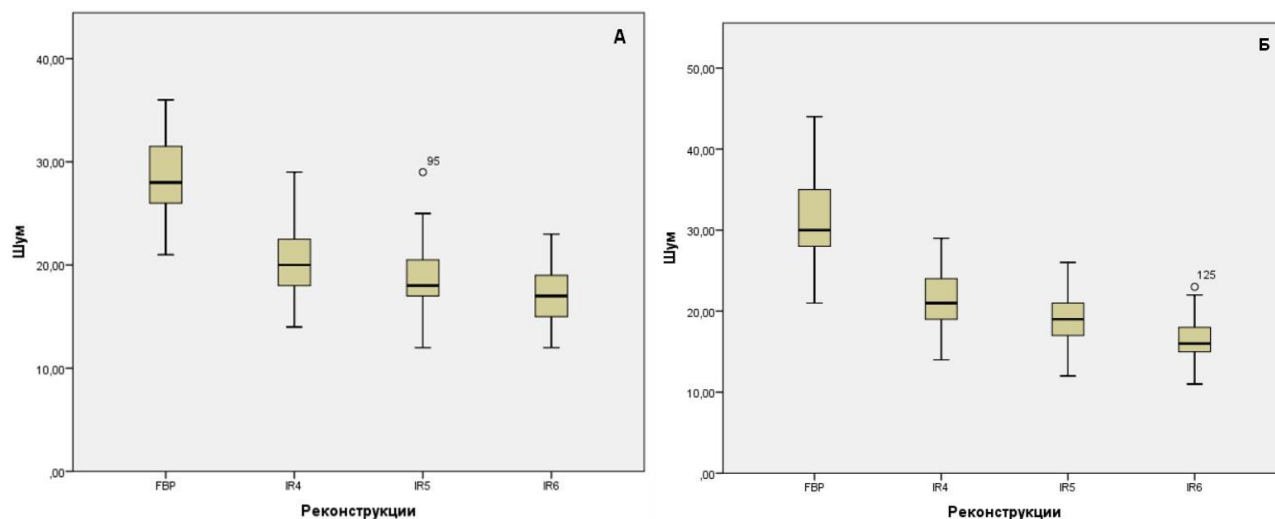


Рисунок 5,6 – Влияние АИР на уровень шума в группах «100 кВ – 90 мл KB» (А) и «100 кВ – 65 мл KB» (Б)

Оценки уровня шума при стандартной реконструкции значимо не отличались друг от друга в группах «120 кВ – 90 мл KB» и «100 кВ – 90 мл KB». В то же время, объективное повышение шума в группе «100 кВ – 65 мл KB»

отразилось на оценках исследователей, которые значительно отличались в худшую сторону от оценок в группе «120 кВ – 90 мл КВ».

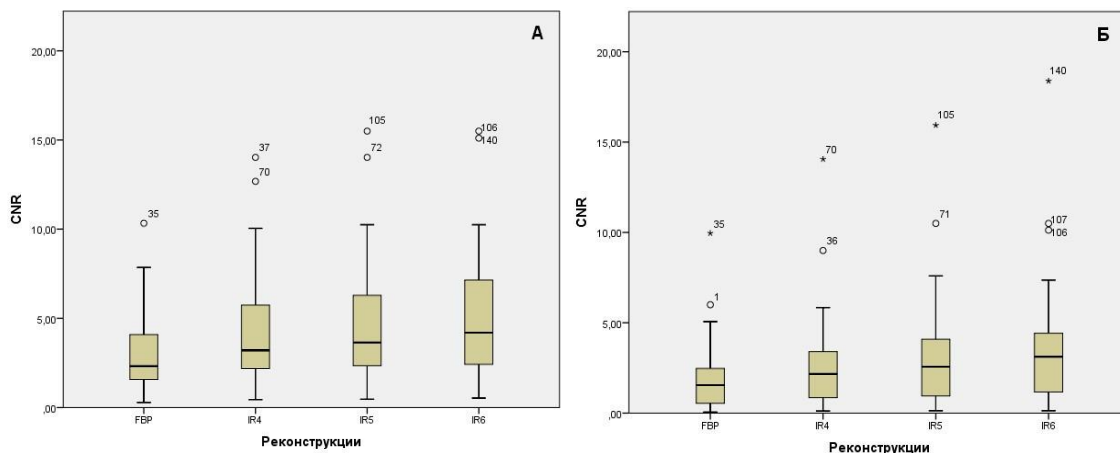


Рисунок 7,8 – Влияние АИР на отношение «контраст-шум» в группах «100 кВ – 90 мл КВ» (А) и «100 кВ – 65 мл КВ» (Б)

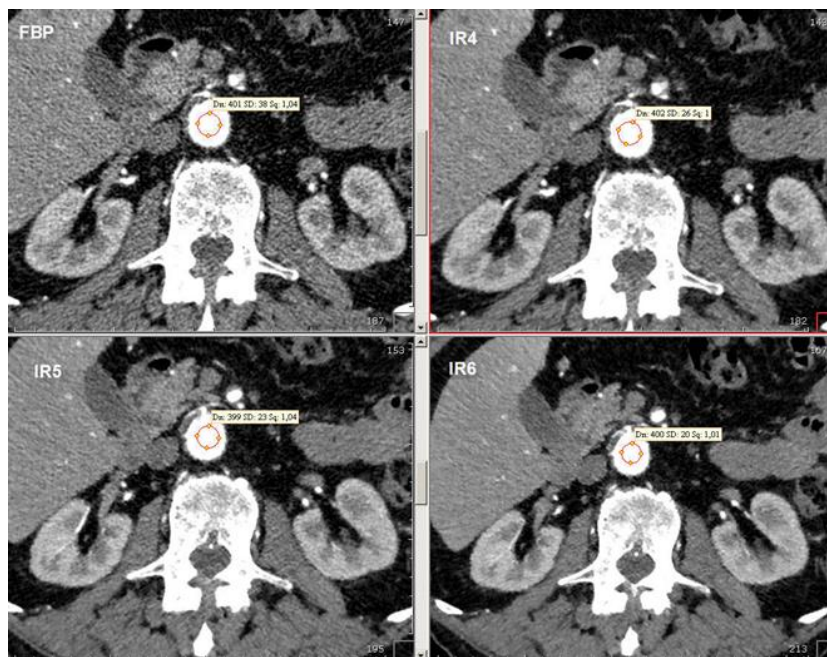


Рисунок 9 – Влияние АИР на уровень шума в изображении. Оценки: FBP - «1», IR5 - «2», IR5 - «3», IR6 – «3». ОБП пациента 86 см, группа «100 кВ – 65 мл КВ». Dn – КТ-плотность, SD-шум

В подгруппах «ОБП≤90 см» и «ОБП>90см» в каждой группе не было выявлено статистически значимой разницы в оценках. Тем интереснее тот факт, что в подгруппе «ОБП>90см» в группе «100 кВ – 90 мл КВ» оценки оказались несколько выше, чем в подгруппе «ОБП≤90 см». Вероятно, это объясняется лучшей

дифференциацией структур брюшной полости при умеренном избытке абдоминального жира при низком уровне шума.

Таким образом, мы пришли к выводу, что исследования с низкой лучевой нагрузкой возможно проводить пациентам с большой окружностью брюшной полости. Следует отметить, что о положительном влиянии абдоминального жира на дифференциацию структур брюшной полости упоминалось в других исследованиях [El-Ghar M.E.A., Shokeir A.A., Refaie H.F. et al., 2012; Gervaise A., Naulet P., Beuret F. et al., 2014]. В то же время, были отмечены наблюдения, в которых при использовании протоколов «низкой дозы» у пациентов с весом более 71 кг наблюдалась необратимая деградация изображения [Nakayama Y., Awai K., Funama Y. et al., 2006; Takahashi H., Okada M., Hyodo T. et al., 2014; Yanaga Y., Awai K., Nakaura T. et al., 2011].

Сложилась иная картина с визуализацией непосредственно целевых новообразований при стандартной реконструкции изображений. Статистически значимой разницы в оценках между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» не было выявлено, тем не менее, результаты были близки к ней, $p=0,05$, оценки были выше в группе «100 кВ – 90 мл КВ». Также не было выявлено статистически значимой разницы в оценках между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ». Разделив группы на подгруппы «ОБП $\leq$ 90 см» и «ОБП $>$ 90см», мы не обнаружили значимой разницы в оценках визуализации новообразований внутри групп. Примеры визуализации на рис. 10-11.

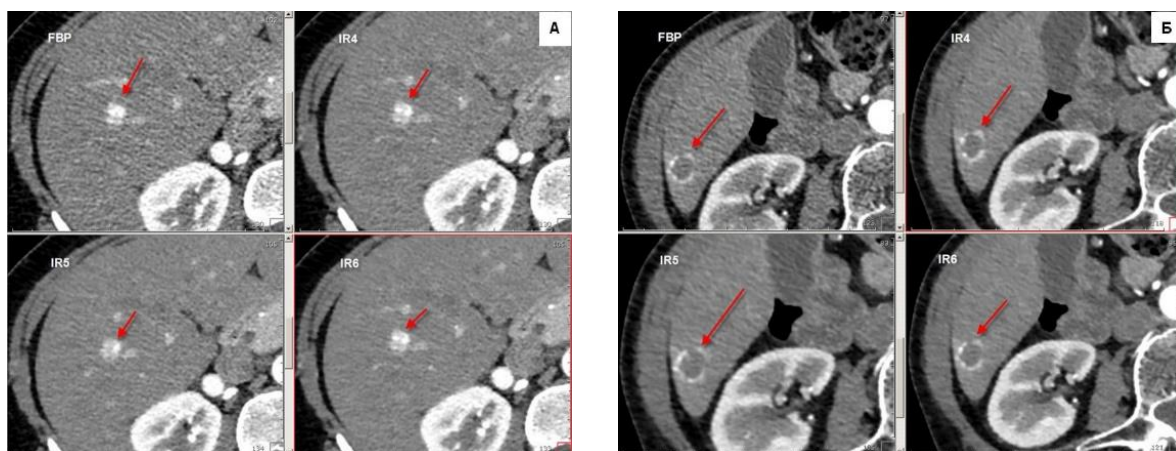


Рисунок 10,11 – Артериальная фаза контрастирования. Гемангиомы печени у пациенток группы «100 кВ – 90 мл КВ» (А), «100 кВ – 65 мл КВ» (Б). Оценки визуализации – «3» при всех реконструкциях (FBP, ИР4-6)

Использование АИР позволяло улучшить визуализацию новообразований печени и поджелудочной железы, в особенности это касается мелких новообразований с нечеткими контурами, наиболее сложных для диагностики. Оценки визуализации новообразований значительно вырастали при применении алгоритмов итеративной реконструкции, рис. 12-14.

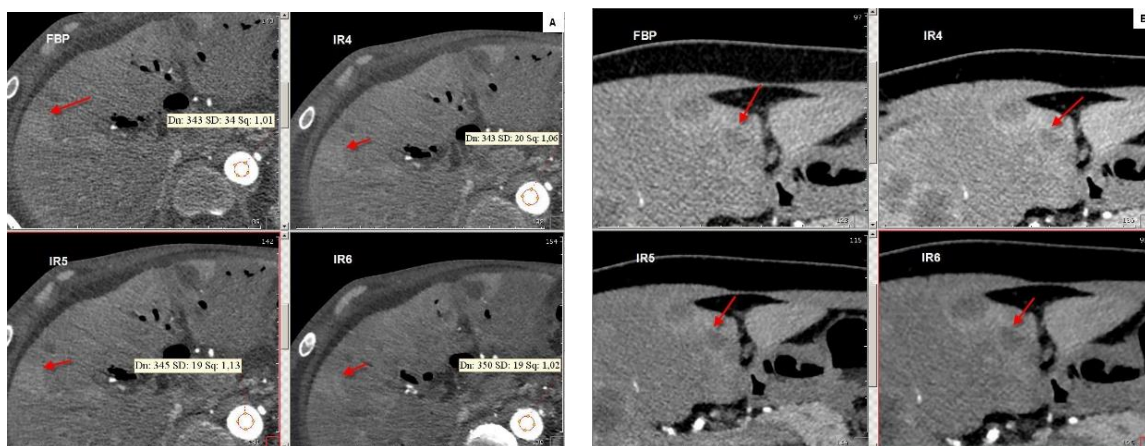


Рисунок 12,13 – Артериальная фаза контрастирования. Гиперденсные метастазы печени у пациента группы «100 кВ – 90 мл КВ», ОБП 92 см. Применение АИР улучшает визуализацию новообразований, оценки: FBP – «1», ИР4 - «1», ИР5 – «2», ИР6 – «2» (А). Гиподенсные метастазы у пациента группы «100 кВ – 65 мл КВ». ОБП 91 см. Применение АИР улучшает визуализацию новообразований, оценки: FBP – «1», ИР4 – «2», ИР5 – «2», ИР6 – «2» (Б). Dn – КТ-плотность, SD-шум

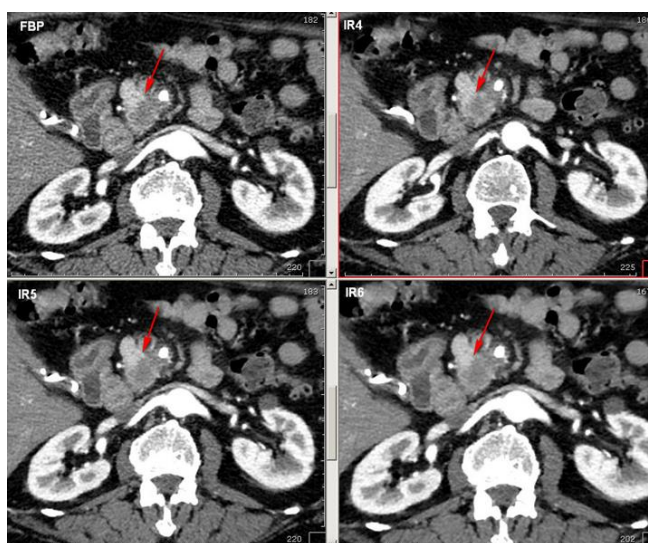


Рисунок 14 – Артериальная фаза контрастирования. Гиподенсная аденокарцинома ПЖ у пациента группы «100 кВ – 90 мл КВ». ОБП 103 см. Применение АИР улучшает визуализацию новообразований, оценки: FBP – «1», ИР4 – «2», ИР5 – «3», ИР6 – «3»

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» была обнаружена статистически значимая разница в оценках между пулами итеративных реконструкций ИР4 и ИР 5-6, а также реконструкцией FBP. Между пулами 5 и 6 уровней ИР такой разницы отмечено не было. Аналогичная картина сложилась и в группе «100 кВ – 65 мл КВ».

При сравнении попарно пулов реконструкций в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» была выявлена статистически значимая разница в оценках между пулами реконструкций ИР4. Между пулами реконструкций FBP, ИР5 и ИР6 статистически значимой разницы в оценках обнаружено не было.

Также были проанализированы оценки визуализации гиподенсных и гиперденсных новообразований в каждой группе при стандартной реконструкции. Как побочный, но весьма полезный эффект, мы использовали улучшенное поглощение фотонов рентгеновского излучения атомами йода для повышения контрастности изображений при применении модифицированных протоколов.

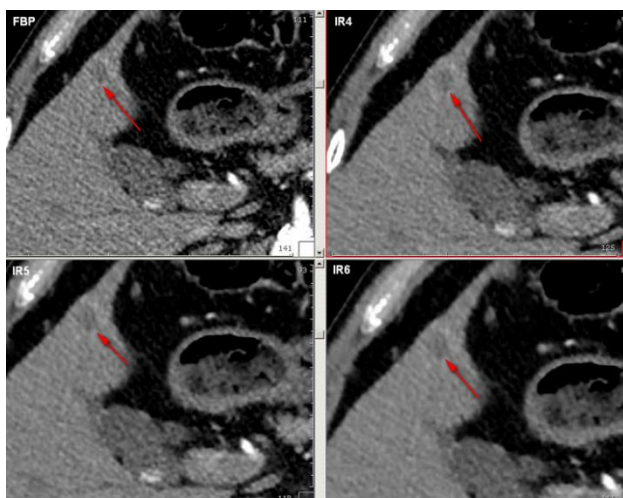


Рисунок 15 – Артериальная фаза контрастирования. Гиподенсный метастаз печени у пациентки группы «100 кВ – 65 мл КВ». ОБП 95 см. Применение АИР не улучшает визуализацию новообразования. Оценка «1» при всех реконструкциях изображений

Отметим, что в каждой группе количество гиподенсных новообразований было больше, чем гиперденсных. Так, гиподенсных новообразований в группе «120 кВ – 90 мл КВ» было 22, в группе «100 кВ – 90 мл КВ» их было 26, в группе «100 кВ – 65 мл КВ» их было 24. Соответственно, в группе «120 кВ – 90 мл КВ» было 13 гиперденсных новообразований, в группе «100 кВ – 90 мл КВ» было 9

гиперденсных новообразований, в группе «100 кВ – 65 мл КВ» было 11 гиперденсных новообразований. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» лучше визуализировались гиподенсные новообразования.

Были отмечены единичные наблюдения в группе «100 кВ – 65 мл КВ», в которых применение АИР не улучшало визуализацию новообразования, рис. 15. Тем не менее, статистически значимой разницы в оценках отмечено не было.

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» гиперденсные новообразования визуализировались значительно лучше, чем гиподенсные, так, не было получено ни одной оценки «удовлетворительно» у гиперденсных новообразований в этой группе. Следует отметить, что оценки «1» были выставлены преимущественно мелким гиподенсным новообразованиям в этой группе, диаметр в поперечнике не превышал 15 мм, лишь в одном случае размеры новообразования составили 70х68 мм (солидная псевдопапиллярная опухоль ПЖ). При применении АИР (5й уровень) оценки визуализации вырастали, и составили: оценок «2» - 2, оценок «3» - 3. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» оценки гиперденсных новообразований также были выше оценок гиподенсных новообразований, однако статистически значимой разницы обнаружено не было. Следует отметить, что оценки «1» были выставлены мелким гиподенсным новообразованиям в этой группе, диаметр в поперечнике не превышал 16 мм.

Мы объясняем эти результаты тем, что в визуализации гиподенсных новообразований большее значение имеет уровень шума, вследствие чего они получили высокие оценки в группе «120 кВ – 90 мл КВ».

Напротив, для гиперденсных новообразований большее значение имеет контрастирование, которое было лучше выражено в протоколе с низким напряжением на рентгеновской трубке («100 кВ – 90 мл КВ») и тем же объемом КВ, как в группе «120 кВ – 90 мл КВ». Наконец, вследствие снижения количества КВ в группе «100 кВ – 65 мл КВ», гиперденсные новообразования хоть и получали высокие оценки, но не могли сравниться с контрастированием новообразований в группе «100 кВ – 90 мл КВ». При этом наши протоколы сканирования подразумевали фиксированное значение КВ для всех пациентов, что важно в

повседневной практике, так как по факту рекомендации по расчету количества йода на килограмм веса человека не соблюдаются.

Нельзя не отметить, что для мелких гиподенсных новообразований применение протоколов групп «100 кВ – 90 мл KB» и «100 кВ – 65 мл KB» без использования итеративной реконструкции может быть нежелательным, так как при выраженном контрастировании интактной паренхимы в сочетании с высоким шумом мелкие новообразования могут быть пропущены или неправильно интерпретированы. С крупными новообразованиями такой проблемы нет. Схожие результаты были обнаружены и в исследовании Chang и соавт. [Chang W., Lee J.M., Lee K. et al., 2013].

При проведении этого исследования нами не ставилась цель максимально снизить лучевую нагрузку. Конечно, возможно провести исследование и при напряжении на трубке томографа 80 кВ, однако всегда есть риск провалить исследование. Важно отметить, что в упомянутых в обзоре исследованиях, в части наблюдений отмечалась явная деградация качества изображения при напряжении 80 кВ, что привело к решению использовать модифицированные протоколы с напряжением 100 кВ в нашем исследовании [Кондратьев Е. В., 2012; Marin D., Choudhury K.R., Gupta R.T. et al., 2013; Nakayama Y., Awai K., Funama Y. et al., 2006]. Помимо этого, в одном исследовании лучевая нагрузка при использовании модифицированного протокола «низкой дозы» с напряжением 80 кВ, не только не снизилась, но и возросла [Noda Y., Kanematsu M., Goshima S. et al., 2015]. Подготавливая исследование, мы ставили целью разработку оптимальных протоколов, в которых снижение лучевой нагрузки сочеталось бы с приемлемым снижением качества изображений. Помимо этого, мы намеренно стремились достичь снижения лучевой нагрузки именно при использовании низкого значения напряжения на рентгеновской трубке томографа, дабы использовать эффект повышенного поглощения фотонов рентгеновского излучения йодом, описанный в обзоре литературы (k-edge effect). Учитывалось также, что новое поколение рентгенологов привыкло работать с ординатуры с исследованиями высокого

качества, и работа с низкокачественными изображениями может оказаться непродуктивной.

Наше исследование показало, что на сегодняшний день рутинное применение «стандартных» протоколов КТ неоправданно повышает лучевую нагрузку. На сегодняшний день идеальным протоколом сканирования «низкой дозы» представляется протокол, в первую очередь, с улучшением визуализации искомых патологических состояний. При этом в абсолютно всех случаях полнота диагностической информации не должна пострадать, а лучевая нагрузка должна значительно снизиться. При этом такой протокол сканирования должен быть легко освоен персоналом отделения, применяться ежедневно в повседневной работе. Применение «стандартного» протокола сканирования оправданно лишь в случаях отсутствия возможности применить все технологии, описанные в нашем исследовании – снижение напряжения на рентгеновской трубке томографа, АРСТ, АИР, а также при окружности брюшной полости пациента свыше 90 см. Во всех остальных случаях мы рекомендуем применять предложенные модифицированные протоколы сканирования, доказавшие свою эффективность в повседневной работе нашего отделения. Рутинными должны стать исследования с низкой лучевой нагрузкой при сохранении высокой диагностической ценности метода.

ВЫВОДЫ

1. Примененные в исследовании модифицированные протоколы МСКТ «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» соответствуют принципу ALARA (as low as reasonably achievable), то есть позволяют максимально снизить лучевую нагрузку при гарантированном сохранении качества исследования и его диагностической ценности и могут быть применены для исследований всем пациентам.

2. Повышение качества диагностического изображения достигается при применении алгоритмов итеративной реконструкции путём снижения уровня шума в изображении. Алгоритмы итеративной реконструкции при КТ-сканировании с

низкой лучевой нагрузкой могут играть ключевую роль для достижения приемлемого качества исследования.

3. При использовании протоколов КТ-сканирования с низким напряжением на рентгеновской трубке томографа допустимо снизить количество вводимого контрастного вещества без ущерба качеству исследования.

Улучшенная визуализация новообразований, в большей степени, гипervasкулярных, достигается при использовании протоколов КТ-сканирования с низким напряжением на рентгеновской трубке томографа. При исследовании гиповаскулярных новообразований тенденция разнонаправленная и зависит от их размеров.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При наличии системы автоматической регулировки силы тока и алгоритмов итеративной реконструкции в используемом томографе, необходимо снизить лучевую нагрузку в исследовании, что соответствует применению протоколов сканирования «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ». Протоколы рекомендованы к использованию при любой окружности брюшной полости пациента, при соблюдении вышеуказанных условий.

Применение стандартного протокола «120 кВ – 90 мл КВ» необходимо в том случае, если окружность брюшной полости пациента значительно превышает 90 см, при этом нет возможности использовать алгоритм итеративной реконструкции изображений с уровнем шумоподавления от 60%. Также применение напряжения на рентгеновской трубке 120 кВ рекомендовано в случае отсутствия в томографе системы автоматической регулировки силы тока.

2. При использовании протоколов КТ-сканирования с низкой лучевой нагрузкой необходимо применение алгоритмов итеративной реконструкции изображений. Рекомендовано использовать алгоритм итеративной реконструкции

с уровнем шумоподавления 60% (ИР5) - при этом значении в нашем исследовании не обнаруживалось статистически значимой разницы в оценках качества изображения. Использование уровней ИР4, ИР6 или выше остается на усмотрение конкретного специалиста. Тем не менее, чем выше уровень шумоподавления, тем дольше время реконструкции. Помимо этого, использование максимальных уровней ИР может приводить к формированию КТ-изображений, также трудных для восприятия.

При отсутствии возможности применить алгоритм итеративной реконструкции изображений, допустимо использовать протоколы сканирования «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» при окружности брюшной полости пациента менее 90 см, при этом наличие системы автоматической регулировки силы тока с указанием целевого уровня шума обязательно.

3. В том случае, если на МСКТ органов брюшной полости пациент попадает повторно (в одном и том же медицинском учреждении), к примеру, для контроля лечения или пациент с нарушенной функцией почек, для которого не подходит иной метод диагностики, кроме МСКТ с внутривенным контрастированием, необходимо снизить количество вводимого контрастного вещества, что соответствует применению протокола «100 кВ – 65 мл КВ». Также протокол рекомендован в случае необходимости проведения фистулографии или перорального контрастирования в дополнение к основному исследованию, так как можно использовать оставшийся объем контрастного вещества из флакона для этих целей. Допускается снизить дозу вводимого внутривенно КВ до 20-30%. При этом важно, чтобы введение КВ сопровождалось болюсом физиологического раствора. Данные рекомендации действительны для концентрации йода в КВ 350 мг/мл. Исследования снижения количества КВ при меньшей концентрации йода еще не выполнены. Допустимо снизить дозу КВ при концентрации йода не менее 350 мг/мл. Остальные параметры сканирования должны быть такими же, как в случае применения протокола «100 кВ – 90 мл КВ».

При использовании напряжения 120 кВ на рентгеновской трубке томографа крайне нежелательно снижать вводимую дозу контрастного вещества.

4. При выполнении КТ-исследования пациенту с первично обнаруженным новообразованием (выявленным при УЗИ или МРТ) брюшной полости размером менее, чем 16 мм в наибольшем измерении, уровень шума имеет критическое значение для диагностики. Необходимо применение протоколов сканирования «100 кВ – 90 мл КВ» или «100 кВ – 65 мл КВ» только в сочетании с алгоритмом итеративной реконструкции изображений с уровнем шумоподавления от 60%.

СПИСОК ПЕЧАТНЫХ РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. **Азнауров В.Г.**, Кондратьев, Е.В., Кармазановский Г.Г. Современные взгляды на снижение лучевой нагрузки. МСКТ брюшной полости //Материалы Конгресса Российской Ассоциации радиологов. – СПб. – 2015. – С. 24-27

2. **Азнауров В.Г.**, Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г. МСКТ гепатикопанкреатической зоны с пониженной лучевой нагрузкой: практический опыт //Материалы Конгресса Российского общества рентгенологов и радиологов – 2016. –СПб. – 2016. – С. 10 -11.

3. **Азнауров В.Г.**, Кондратьев Е.В., Оганесян Н.К. и др. МСКТ гепатопанкреатодуоденальной зоны с пониженной лучевой нагрузкой: опыт практического применения // **Медицинская визуализация.** – 2017. – Т. 21. – №. 2. – С. 28-35.

4. Kondratev E.V., **Aznaurov V.G.**, Blokhin I.A. et al. Optimising quality and diagnostic performance of the MDCT by using low tube voltage in patients with suspected pancreatic adenocarcinoma //Insights into Imaging. – 2017. – Vol. 8. – № S1. – P. 297.

5. **Азнауров В.Г.**, Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г. Современные подходы к МСКТ брюшной полости с низкой лучевой нагрузкой (краткий обзор)

//**Диагностическая и интервенционная радиология.** – 2018. – Т. 12. – №. 2. –С. 71–76.

6. Азнауров В.Г., Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г. МСКТ печени и поджелудочной железы с пониженной лучевой нагрузкой: результаты практического применения //**REJR.** – 2018. – Т. 8. – №. 2. – С. 79-93

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

CNR – contrast-to-noise ratio, соотношение «контраст-шум»

FBP – filtered back projection (фильтрованная обратная проекция)

АИР – алгоритм итеративной реконструкции

АРСТ – автоматическая регулировка силы тока

ВВК – внутривенное контрастирование

Ед.Н – единица Hounsfield, КТ-плотность

ИМТ – индекс массы тела

ИР – итеративная реконструкция

КВ – контрастное вещество

КИН – контраст – индуцированная нефропатия

МРТ – магнитно-резонансная томография

МСКТ – мультиспиральная компьютерная томография

ОБП – окружность брюшной полости

УЗИ – ультразвуковое исследование

ЭД – эффективная доза