Федеральное государственное бюджетное учреждение «НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР ХИРУРГИИ имени А.В. ВИШНЕВСКОГО» Министерства здравоохранения Российской Федерации

На правах рукописи

Азнауров Владимир Григорьевич

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

14.01.13 – лучевая диагностика, лучевая терапия

Диссертация

на соискание учёной степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

Член-корреспондент РАН,

доктор медицинских наук, профессор

Кармазановский Григорий Григорьевич

оглавление

введение

Актуальность изучаемой проблемы

Мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ) является одной из самых стремительно развивающихся технологий медицинской визуализации. С момента своего изобретения в 1972 году КТ прошла значительный путь прогресса. Практически каждый год можно увидеть новые варианты конструкции томографов, новые решения программного обеспечения, новые препараты для внутривенного контрастирования (BBK).

С появлением новых моделей томографов и обновлением их операционных систем возникает необходимость обучения персонала. Конечно, фирмыизготовители проводят обучение для персонала, которому предстоит работать, однако опыт показывает, что нескольких дней работы на новом томографе, нередко в условиях не своего лечебно – профилактического учреждения не приводят к полному пониманию возможностей новой аппаратуры. Для России эта ситуация весьма характерна вследствие массового обновления парка рентгенологической аппаратуры в рамках национального проекта «Здоровье» [3].

В последнее десятилетие КТ - исследования получили в России широкое распространение. По данным профессора И.Е. Тюрина [13], количество КТисследований в России возросло с 2,9 млн. в 2010 году до 8,1 млн. в 2016 году. Безусловно, такое широкое применение этого высокоточного метода диагностики в целом привело к улучшению выявления заболеваний, в том числе в латентной неизбежным фазе. Однако, 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 по данным Совета по радиационной безопасности и измерениям США (2009) [43]. При этом качество изображения, его пространственное разрешение и уровень шума прямо пропорциональны лучевой нагрузке.

МСКТ-исследования с внутривенным введением контрастного вещества (КВ) являются исследованиями с высокой лучевой нагрузкой, так как производится не менее 3-х, а чаще 4-х сканирований за одно исследование. Все это повлекло за собой широкое обсуждение возможностей снижения лучевой нагрузки при МСКТ исследованиях и разработку соответствующих приложений и методик. В настоящий момент практически все производители компьютерных томографов предусматривают в своих аппаратах возможность проведения сканирования со сниженной лучевой нагрузкой. Конечно, можно использовать предустановленные параметры сканирования с пониженной лучевой нагрузкой. Однако, при этом не учитываются диагностические задачи, стоящие перед врачом, а также состояние пациента, его вес, рост, возраст. К счастью, некоторые производители позволяют сохранять в настройках томографов разработанные самими врачами протоколы, более соответствующие конкретной диагностической задаче.

В разных регионах России средние значения лучевой нагрузки при МСКТ брюшной полости с ВВК варьируют и составляют в среднем 23-36 мЗв [25]. Во многом лучевая нагрузка зависит от количества выполняемых фаз исследования, и вопрос о снижении лучевой нагрузки должен решаться, в первую очередь, за счет выбора необходимых в данном случае фаз исследования. 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 [20]. Неправильная настройка параметров сканирования, неверное планирование процедуры вносят основной вклад В избыточное облучение пациента. Определенную роль играет также нежелание вносить какие-либо изменения в стандартные протоколы сканирования, принятие их за аксиому и опасения рентгенолога безнадёжно ухудшить качество изображения.

Однако в последние годы в литературе отмечено, что понижение лучевой нагрузки, в сочетании со снижением дозы контрастного вещества не только не ухудшает качество исследования, но и в отдельных случаях улучшает его. Нельзя

не отметить, что несмотря на растущее количество исследований, посвященных МСКТ с низкой лучевой нагрузкой, абсолютное большинство из них относятся к КТ-ангиографии. К примеру, на момент 2016 года было опубликовано всего 5 статей, посвященных исследованию печени с низкой лучевой нагрузкой in vivo, и еще в 2 статьях рассматривались вопросы визуализации почек [81]. Среди отечественных источников также отмечены работы по снижению лучевой нагрузки при ангиографии [8,9,11,12].

Помимо этого, значительная часть этих исследований выполнена на фантомах, что, на наш взгляд, сильно ограничивает параметры сканирования относительно их клинического использования [21,31,37,39,41,44,45,59,70,78].

Несмотря на получение отдельных обнадеживающих результатов, стандарты проведения таких процедур не установлены, и нет четко выработанных критериев выполнения МСКТ брюшной полости по протоколу сниженной лучевой нагрузки. Более того, в российской практике лучевых исследований нередко не придается надлежащего значения степени облучения человека, что замедляет разработку и внедрение таких протоколов сканирования.

Таким образом, сложилась ситуация, при которой практическая медицина, имея на вооружении как современные томографы, так и современные низкоосмолярные рентгеновские контрастные препараты, не использует полностью предоставляемые ими преимущества. Снижение лучевой нагрузки позволит проводить большее количество исследований, не опасаясь навредить пациенту, то же самое касается снижения дозы контрастного вещества.

Цель исследования

Оценить диагностические возможности и доказать преимущества МСКТ с низкой 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 КТ-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 КТпротоколов «низкой дозы» in vivo [81].

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 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.

Методология и методы исследования

Настоящая диссертационная работа выполнена с соблюдением этических норм и принципов доказательной медицины. Был разработан дизайн исследования, определены методы статистической обработки данных, разработаны критерии включения пациентов в исследование. Проведена подробная статистическая обработка данных. При обследовании пациентов использованы современные компьютерные томографы и рентгеновский контрастный препарат.

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 большей диагностической информативностью по сравнению со стандартным протоколом сканирования, при этом умеренное снижение дозы контрастного вещества не ухудшает характеристики качества 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.

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).

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.

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.

9

Публикации

Результаты диссертационной работы достаточно полно отображены в 6 публикациях, из них – 3 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.

Посвящается светлой Памяти моего деда, офицера КГБ СССР Азнаурова Рафаэля Павловича

Выражаю глубокую признательность моему научному руководителю и наставнику Григорию Григорьевичу Кармазановскому, врачам Давыденко Павлу Игоревичу, Кондратьеву Евгению Валерьевичу, Широкову Вадиму Сергеевичу, всему коллективу Центра за всестороннюю помощь, а также моей Семье за понимание и поддержку

ГЛАВА 1. ВОПРОСЫ ОПТИМИЗАЦИИ ЛУЧЕВОЙ НАГРУЗКИ ПРИ МСКТ ОРГАНОВ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ

1.1 Введение

По данным Всемирной организации Здравоохранения (январь 2017 года), рак является второй из основных причин смертности в мире, и распространенность онкологических заболеваний неуклонно возрастает. Ожидается, что в ближайшие 20 лет количество заболевших увеличится на 70%. При этом в 2015 году от онкологических заболеваний скончалось 8,8 млн. человек. Рак печени является второй по частоте причиной смерти среди онкологических заболеваний [10]. Неутешительной является и российская действительность – по данным МНИОИ им. Герцена, только в 2015 году в РФ было впервые выявлено 589 341 случая заболевания злокачественными опухолями, причем прирост в сравнении с 2014 годом составил 4%. Следует отметить, что удельный вес онкологических заболеваний поджелудочной железы (ПЖ) относительно невысок (3,01%), а еще меньшие значения отмечаются при онкологических заболеваниях печени и внутрипеченочных желчных протоков (1,37%). Немаловажно, что в структуре морфологической верификации опухолей, верификация новообразований печени и поджелудочной железы занимает самые низкие позиции - 58,1% и 55,8%, соответственно [6]. Этот факт вызывает сомнения в адекватности диагностики этих опухолей, возможно, запоздалой диагностике и лечения на стадиях, когда оперативное вмешательство неэффективно.

К сожалению, большая часть новообразований печени и поджелудочной железы диагностируется на 3-4 стадиях заболевания, в связи с отсутствием массовых скрининговых обследований данных органов, а также зачастую бессимптомным течением заболеваний, в том числе вследствие высоких адаптационных резервов печени [1,2,5].

Основными неинвазивными методами выявления поражения органов брюшной полости являются МСКТ, МРТ, УЗИ. Каждый из указанных методов обладает как преимуществами, так и ограничениями, которые мы подробнее рассмотрим ниже. Для МРТ и МСКТ в последние годы характерны увеличение скорости исследования, повышение пространственного разрешения.

преимуществом современных томографических методов Ключевым исследования перед УЗИ является возможность визуализировать любую область человеческого тела в любой проекции, благодаря появлению мультиспиральных компьютерных томографов, реконструкционные алгоритмы которых позволили анализировать изображения в мультипланарном режиме. Метод МРТ успешно применяется для диагностики новообразований печени и поджелудочной железы, с использованием в том числе и спецметодик – МР-холангиопанкреатографии. Однако для МРТ характерно меньшее распространение, чем КТ. Не всегда при МРТ полностью оценить масштабы поражения органа, скорость MPможно исследования значительно ниже, чем КТ. УЗД отличается дешевизной и относительно высокой скоростью исследования, но практически всегда требует уточнения одним из методов томографии. Серьезным недостатком УЗД является оператор-зависимость метода, частые трудности в акустическом доступе к исследуемой зоне.

При МСКТ мы получаем множество изображений исследуемой области, в большинстве случаев позволяющих достоверно оценить масштабы поражения, вовлеченность отдельных органов в патологический процесс, выявить наличие иных заболеваний, не связанных непосредственно с опухолевым процессом. На основе этих данных нередко выносится решение о наличии показаний к радикальному вмешательству, либо об отказе от него.

Но и у МСКТ есть недостатки, которые мы разберем ниже.

При всем удобстве использования МСКТ, метод не всегда может обеспечить диагноста всей полнотой диагностической информации в силу низкой контрастности изображения. Частично эта проблема решена использованием параметров центра и ширины окна при просмотре КТ. Не возникает трудностей при дифференциации структур жидкостной, воздушной плотности. Однако даже при использовании специализированного «мягкотканного» окна при просмотре томограммы брюшной полости остается огромное количество трудностей с

различением нормальной картины и патологии. Не секрет, что значительное количество мягкотканных новообразований печени и поджелудочной железы изоденсны нормальной паренхиме этих органов, а при введении контрастного препарата может отсутствовать его выраженное накопление/выведение. К примеру, до 11% случаев рака поджелудочной железы может быть пропущено диагностом по этой причине [76]. Диагностику новообразований в поджелудочной железе и печени часто затрудняют диффузные изменения паренхимы этих органов, к примеру, стеатоз печени.

Применение столь ценного метода диагностики, как МСКТ, неизбежно связано с воздействием на пациента ионизирующего излучения. Величина лучевой факторов протяженностью области нагрузки связана с множеством _ сканирования, чувствительностью отдельных органов исследуемой области к воздействию ионизирующего облучения, протяженностью И количеством топограмм (сканограмм), количеством фаз исследования, положением пациента в томографе и тонкими настройками сканирования - питчем, коллимацией, скоростью вращения гентри и т.д.

Лучевая нагрузка при МСКТ-исследованиях брюшной полости является высокой, и может достигать 45 мЗв. Так, в проспективном исследовании пяти университетов Калифорнии было установлено, что средняя эффективная доза при проведении МСКТ брюшной полости (199 656 наблюдений) у взрослых составила 22 мЗв (15-32 мЗв) [85]. Пациенты с онкологическими заболеваниями проходят многостадийное лечение, требующее постоянного контроля состояния опухоли, обусловливает проведение многократных КТ-исследований. B что ретроспективном когортном исследовании с анализом суммарной лучевой нагрузки пациентов, было установлено, что за 22-х летний период наблюдения 15% пациентов получили нагрузку в 100 мЗв, 4% получили нагрузку свыше 250 мЗв, и 1% получил нагрузку свыше 399 мЗв [86].

Лучевая нагрузка при КТ-исследованиях других областей тела человека сильно варьирует, и также может быть высокой [84] (рис. 1.1). Приведенные данные, несомненно, должны насторожить медицинское сообщество. Любые КТ-

исследования должны быть четко обоснованы, лучевая нагрузка должна быть сбалансирована так, чтобы не навредить пациенту.



Рисунок 1.1 – Средняя эффективная доза при КТ-исследованиях различных анатомических областей (адаптировано из Smith-Bindman R. и соавт., 2009 [84]

1.2 Лучевая нагрузка и ее опасность

1.2.1 Структура лучевой нагрузки в России и в мире

С момента своего внедрения в повседневную диагностическую практику, КТ произвела подлинную революцию в мире медицинской визуализации. Перед диагностами и клиницистами открылся немыслимый прежде массив ценнейших данных, порой играющих ключевую роль в выборе адекватного лечения.

Внедрение же в рутинную практику МСКТ, хоть и не произвело такого эффекта, как первичное внедрение однослойной пошаговой КТ, но совпало по времени с массовым распространением таких аппаратов, что, бесспорно, внесло свой вклад в увеличение суммарной лучевой нагрузки на население планеты.

В последние годы частота КТ исследований растет как в мире в целом, так и в России. По данным профессора И.Е. Тюрина за 2010-2016 гг. [13] количество КТ-исследований в России увеличилось больше, чем в 2,5 раза, и составило 8109110 исследований в 2016 году, (рис. 1.2)



Рисунок 1.2 – Рост количества КТ исследований в России в 2010-2016 гг. по данным главного специалиста по лучевой и инструментальной диагностике Минздрава России [13]

Годовая эффективная доза на душу населения нашей планеты (все источники медицинского излучения) возросла с 0,54 мЗв до 3 мЗв за 1982-2006 годы, по данным Mettler FA [59]. При этом техногенное *медицинское* облучение составляло в 2009 году до 48% всей нагрузки; к сравнению, в 1987 году эта доля составляла лишь 15% [93].

Доля же непосредственно КТ-исследований в техногенной лучевой нагрузке высока и занимает лидирующую позицию – 24%, при том, что количество самих КТ-исследований, несмотря на их значительный рост, относительно невелико, и в России составляет на 2016 год всего 3% от всего количества лучевых исследований (рис. 1.3-1.4).



Рисунок 1.3 – Структура облучения населения в мире. Приведено по NCRP Report No. 160 Section 1, 2009 [65]



Рисунок 1.4 — Доля КТ-исследований в структуре лучевых методов визуализации и УЗД в 2016 г. в России по данным главного специалиста Минздрава России по лучевой и инструментальной диагностике профессора И.Е. Тюрина [13]

Одна из первых работ, затронувших возможности снижения лучевой нагрузки при КТ органов брюшной полости, была опубликована в 1997 году [40]. Уже тогда вопросы контроля лучевой нагрузки стали интересовать рентгенологов и постепенно стали внедряться различные методики по её снижению. Примерно в тот же период времени производители начали интегрировать в томографы первые эффективные автоматизированные системы контроля лучевой нагрузки [88].

Однако количество исследований с тех пор неуклонно растет, доступность КТ повышается, зачастую КТ-исследования назначаются без должных показаний, что значимо нивелирует вводимые производителями новшества по снижению лучевой нагрузки.

Нельзя не отметить, что появление возможности снизить лучевую нагрузку вовсе не означает готовности врачей применять новые методики сканирования.

1.2.2 Риски воздействия ионизирующего излучения на человека

Таит ли в себе ионизирующее облучение реальные риски возникновения онкологических заболеваний? Несмотря на то, что ответ кажется очевидным, по существу этот вопрос по-прежнему не решен. Повреждения молекул происходят под действием ионизирующего излучения, что приводит к повреждениям клеток, содержащим эти молекулы. Ионизация молекул воды может приводить к созданию гидроксильных радикалов, которые могут взаимодействовать с ДНК и вызвать разрывы нитей; ДНК также может быть непосредственно ионизирована. Хотя большинство повреждений радиационно-индуцированных быстро восстанавливаются, неправильное (не изначальное) восстановление может привести к точечным мутациям, транслокации хромосом и слияниям генов, которые связаны с индукцией рака [22]. Этот эффект обычно считается стохастическим, т. е. он может возникать при любой лучевой нагрузке, с увеличением вероятности изменений пропорционально лучевой нагрузке. Типичный промежуток времени между радиационным воздействием и диагнозом рака составляет не менее 5 лет, и в большинстве случаев период запаздывания может составлять 1 или 2 десятилетия или дольше [17].

Тем не менее, лишь малая доля из полученных клеткой повреждений может привести к возникновению онкологического процесса. Трагические события в городах Хиросиме и Нагасаки в августе 1945 года послужили объектом исследований по воздействию ионизирующего излучения на выживших после атомной бомбардировки. Результаты этих исследований легли в основу модели риска возникновения рака вследствие облучения BEIR VII (Biologic Effects of Ionizing Radiation Reports) [64], (рис. 1.5). Эти данные дают четкое доказательство радиационного риска рака при дозах выше 100 мЗв, но такие дозы облучения маловероятны при медицинской визуализации, за исключением случаев множества высокодозных исследований за короткий промежуток времени (КТ, комплексной интервенционной радиологии и кардиологических процедур с использованием флюороскопии).

Большинство доказательств риска, связанного с радиацией, исходит от 4-х групп: выжившие после атомной бомбардировки Японии; лица, подвергшиеся воздействию радиации по медицинским показаниям; лица, подвергающиеся воздействию радиации на рабочем месте; и лиц, подверженных воздействию окружающей среды [51]. Из этих групп японцы, выжившие после атомной бомбардировки, обеспечивают самые надежные, объективные данные [72].



Рисунок 1.5 – Данные для стандартизованной популяции, согласно модели BEIR VII [64] при облучении в 10 мЗв у одного из 1000 пациентов разовьется рак. При этом в половине случаев индуцированный рак приведет к смерти. Эта зависимость имеет экспоненциальный характер для пациентов в возрасте до 30 лет, линейную для пациентов старше 30. В возрасте более 80 лет риск в данной модели считается равным 0

Риск, вызванный радиацией в дозах от 10 до 100 мЗв, т.е. в диапазоне доз, относящихся к медицинской визуализации, в частности, к КТ, представляется более спорным. К примеру, одна МСКТ брюшной полости без введения КВ может соответствовать дозе около 10 мЗв, и пациенты, которые подвергаются нескольким однофазным КТ или одной многофазной КТ, попадают в этот диапазон доз. Некоторые исследователи полагают, что эпидемиологические данные работников атомной промышленности и людей, выживших после атомной бомбардировки, указывают на увеличение риска развития рака в этом диапазоне доз [23,72,75]. В то же время, другие исследователи утверждают, что данные не подтверждают повышенный риск развития рака при дозе ниже 100 мЗв, и что нейтронное облучение и другие факторы могут объяснить предполагаемый канцерогенный дозах, наблюдаемый эффект при низких V выживших после атомной бомбардировки [90,91].

В диапазоне доз ниже 10 мЗв, относящихся к рентгенографии и к некоторым КТ-исследованиям, никакие прямые эпидемиологические данные не указывают на увеличение риска рака. Однако это не означает, что этого риска нет, так как даже крупные эпидемиологические исследования не будут иметь статистической способности обнаруживать повышенный риск, если он присутствует при низкой дозе облучения [93].

Учитывая нехватку эпидемиологических данных, риски рака от излучения с низкой лучевой нагрузкой были оценены с использованием моделей, основанных на линейной, беспороговой теории. Эта теория утверждает, что избыточные риски рака, связанные с низкодозной радиацией, прямо пропорциональны дозе. Эта модель используется для экстраполяции избыточного риска рака при низких дозах от известного риска при более высоких дозах. Однако, остаются некоторые вопросы обоснованности линейной беспороговой теории и считается, что ниже определенного порога канцерогенез перестает быть проблемой [90]. Имеются данные многочисленных и длительных наблюдений за персоналом и населением, подвергшимся воздействию повышенных доз облучения [4]. Из этих данных следует, что профессиональное длительное облучение взрослого человека дозами до 50 мЗв в год не вызывает никаких неблагоприятных соматических изменений, регистрируемых с помощью современных методов исследования.

Несмотря на некоторые разногласия по поводу избыточного риска развития рака при низкой лучевой нагрузке, линейная беспороговая теория широко используется, поскольку отсутствует альтернативный метод оценки потенциальных рисков излучения с низкой дозой.

Приведенные данные свидетельствуют об явной необходимости снижать лучевую нагрузку при каждом КТ-исследовании.

1.3 Стратегии снижения лучевой нагрузки

1.3.1 Введение

Прежде чем приступать к исследованию, необходимо однозначно ответить себе на вопрос – чего мы ждем по результатам этого исследования? Ответ на этот вопрос не всегда одинаков. Кто-то стремится достигнуть наивысшего качества изображений любой ценой. Кто-то избирает путь максимального снижения лучевой нагрузки, исходя из своего опыта и знания работы конкретного томографа. Наконец, третье мнение предполагает получение таких изображений, чтобы их диагностическая ценность не подвергалась сомнению, даже если «красота картинки» умеренно пострадала.

Любое КТ-исследование обладает рядом объективных параметров, таких как шум, соотношение «сигнал/шум». Несмотря на то, что эти параметры являются объективными, визуально они воспринимаются субъективно. Эти параметры, при всей их ценности, являются не единственными определяющими факторами того, прошло ли исследование успешно или нет. На наш взгляд, принципиальным является опыт врача-рентгенолога, так как для опытного специалиста, приступившего к работе с КТ еще в эпоху однослойных томографов, высокий уровень шума не всегда является помехой, тогда как для молодого специалиста зашумленное изображение может стать непреодолимым препятствием при написании заключения исследования.

К сегодняшнему дню нет отработанных стандартов проведения исследований с низкой лучевой нагрузкой, что ограничивает внедрение таких исследований в повседневную практику.

1.3.2 Изменение базовых параметров сканирования и реконструкции

К базовым параметрам сканирования можно отнести коллимацию луча, питч, время ротации гентри.

Попытки изменить лучевую нагрузку при помощи этих параметров применялись еще в 1990-х гг. [80]. К примеру, Нага и соавт. [40] путем увеличения питча при КТ-колоноскопии добились снижения лучевой нагрузки до 75%.

Питч – отношение скорости движения стола за полный оборот трубки к коллимации одного среза. Например, при сканировании в режиме 4x1 мм (4 спирали с коллимацией каждой по 1 мм) и движении стола 8 мм за 1 оборот трубки питч равен 8/1 = 8. Скорость сканирования при этом максимальна, но качество изображения будет хуже, чем при меньшем питче. Увеличивая питч, мы увеличиваем временную разрешающую способность и снижаем дозу облучения ценой снижения контрастной разрешающей способности. Коллимация - ширина пучка рентгеновского излучения. Желаемая коллимация и толщина среза задаются при планировании исследования. Большим преимуществом является возможность ретроспективной реконструкции срезов необходимой толщины после завершения сканирования из полученного массива данных. В целом, увеличение коллимации и питча приводит к ускорению исследования и падению пространственного разрешения изображения. Разрешить ситуацию может уменьшение интервала реконструкции изображений. При этом есть смысл выбирать интервал меньше толщины среза, что приведет к улучшению визуализации мелких новообразований при мультипланарной реконструкции [14].

Уменьшение времени ротации приводит к сокращению времени сканирования. При всех равных условиях, увеличение времени сканирования вдвое увеличит вдвое лучевую нагрузку. Однако при увеличении скорости сканирования следует вносить изменения в протокол болюсного контрастирования [15]. 1.3.3 Снижение напряжения на рентгеновской трубке компьютерного томографа

Одним из регулируемых параметров проведения КТ-исследования является напряжение на рентгеновской трубке томографа. Напряжение измеряется в киловольтах (кВ) и определяет энергию фотонов рентгеновского излучения. Как правило, можно выбрать параметр 80 кВ, 100 кВ или 120 кВ. Изменение этого параметра приводит к значительному изменению лучевой нагрузки, уровня шума, отношения «контраст-шум» [74,101].

При увеличении напряжения на трубке снижаются КТ-числа практически всех структур, за исключением воды, (рис. 1.6). Снижение напряжения на трубке приводит к обратному эффекту: КТ-числа исследуемой области повышаются. В англоязычной литературе этот эффект называется «k-edge effect». Это объясняется тем, что при падении энергии фотонов рентгеновского излучения снижается их проникающая способность, вследствие чего происходит их повышенная задержка, в том числе атомами йода, (рис. 1.6). Идеальной энергией фотона для поглощения его атомом йода является 33,2 кЭв, к этому значению она приближается при напряжении на трубке 80 кВ [19].

Это свойство рентгеновского излучения позволяет экономить количество контрастного вещества, вводимого пациенту, что важно, как в целях безопасности пациента, так и в финансовом плане [47,62,66,67,100]. В нашем исследовании, а также у других авторов, «стандартным» считается напряжение на трубке 120 кВ.

Некоторые исследования подтверждают высокий риск развития контрастиндуцированной нефропатии при введении йодсодержащего КВ [7,89]. В то же время, есть исследования, опровергающие связь развития почечной недостаточности с введением КВ [65].

В последние годы в иностранной литературе отмечен рост исследований, посвященных изучению влияния сниженного напряжения на рентгеновской трубке на лучевую нагрузку и качество изображения. При использовании напряжения на трубке 80 кВ возможно снизить лучевую нагрузку свыше чем на 70% [53].



Рисунок 1.6 – Параметры абсорбции квантов рентгеновского излучения различными материалами в зависимости от энергии кванта. Красной линией выделен йод. Приведено по Ashton J. R., 2015 [19]

1.3.4 Регулировка силы тока на рентгеновской трубке

Вторым важным показателем, прямо пропорционально влияющим на лучевую нагрузку, является сила тока на трубке. Сила тока измеряется в амперах, значения в КТ для удобства обозначаются в миллиамперах (мА). В отличие от напряжения на трубке, сила тока никак не влияет на контрастность изображения и не изменяет КТ-числа. Увеличение силы тока приводит к снижению шума, повышению пространственного разрешения и увеличению лучевой нагрузки. В современных томографах, как правило, установлена система автоматической регулировки силы тока на трубке (АРСТ), реагирующая на характеристики топограммы (рис. 1.7). При применении автоматической регулировки, сила тока является менее дискретным параметром, чем напряжение на трубке и позволяет выполнить исследование с индивидуализированной лучевой нагрузкой [28,32,77].



Рисунок 1.7 – Расчет силы тока на рентгеновской трубке томографа в зависимости от поглощающей способности тканей по сканограмме

При сканировании томограф в режиме реального времени способен изменять силу тока на трубке в зависимости от первичного распределения поглощения фотонов излучения на сканограмме. Следует отметить, что в значительной степени в исследованиях ряда авторов с низким напряжением на рентгеновской трубке используются высокие значения мА для удержания уровня шума в приемлемых рамках [53-56,60,79,96].

В исследовании Daniele Marin [53], одну из фаз сканирования у пациентов с гиперваскулярными новообразованиями печени выполняли с низким и высоким значениями напряжения (80 кВ и 140 кВ), изображения реконструированы при использовании нескольких уровней итеративной реконструкции – от 20% до 80%. Необходимо отметить, что исследования выполнялись на Dual energy MDCT (технология двойной энергии (dual energy CT) с одним источником излучения). В таких томографах режим сканирования с двумя энергиями реализован за счет быстрого переключения режимов в процессе сканирования. При напряжении 140 кВ использовалась сила тока $385 \ MA$ (данные реконструированы по алгоритму FBP), при напряжении 80 кВ сила тока составляла $675 \ MA$ (реконструкцию проводили с использованием алгоритма FBP и итеративной реконструкции). При замерах на фантоме, ожидаемая эффективная доза снизилась более чем на 70%.

Также встречаются исследования, в которых напряжение на трубке 120 кВ комбинируют с фиксированным низким значением силы тока [26,48]. Так, в

исследовании Choi J.W. и соавт. фантом поджелудочной железы сканировался при использовании протоколов с напряжением на трубке 120 кВ и различными уровнями мА (74-250 мАс), при этом не использовалась автоматическая модуляция силы тока. Снижение лучевой нагрузки составило от 36% при силе тока 160мАс и до 60% при силе тока 100мАс. Отметим, что доступны системы, автоматически предлагающие оптимальный уровень напряжения на рентгеновской трубке, однако они не имеют широкого распространения, в отличие от АРСТ [98,99].

1.3.5 Дополнительные методы снижения лучевой нагрузки

Обратимся к дополнительным методам снижения лучевой нагрузки, зачастую игнорируемым, при всей их простоте.

Выбор оптимальной области сканирования – пожалуй, наиболее простой способ контроля лучевой нагрузки. Выбор протяженности сканирования определяет скорость проведения исследования, и, как следствие, длительность экспозиции больного ионизирующим облучением, и непосредственно области, подвергаемые воздействию этого облучения. Стандартно, для проведения полноценного исследования органов брюшной полости достаточно установить границы сканирования от куполов диафрагмы до гребней подвздошных костей. Эти параметры задаются по сканограмме (топограмме). В ряде современных томографов есть возможность выполнять сканограммы как в прямой, так и в латеральной проекции. Согласно нашему опыту, нет практической необходимости выполнять две сканограммы, а достаточно выполнить сканограмму в прямой проеции. Существует исследование, согласно которому выполнение нескольких сканограмм равняется по нагрузке нескольким рентгенограммам грудной клетки. При этом также возможно снизить лучевую нагрузку, переведя трубку томографа из положения 0^0 (над столом), в положение 180^0 (под столом) и снизив напряжение до 80 кВ. Авторы объясняли снижение нагрузки при переводе трубки в положение «под столом» тем, что рентгеновские лучи были первично ослаблены столом томографа, прежде чем достигнуть пациента [68].

На практике краниальная граница сканирования устанавливается выше, изза опасений осуществления пациентом неглубокого вдоха при сканировании и смещения купола диафрагмы краниально. Во избежание этого, рекомендуется информировать больного о необходимости «набрать полную грудь воздуха» при каждом сканировании, и оценивать границы начала сканирования на нативных изображениях, до введения контрастного препарата. Этот момент обретает особую актуальность при исследовании субкапсулярных новообразований печени. Следует избегать смещения каудально нижней границы сканирования, так как в малом тазу находятся органы, высокочувствительные к ионизирующему излучению. К тому же, при расчете эффективной дозы (ЭД) на уровне малого таза используется более высокий нормализованный коэффициент, чем при исследованиях брюшной полости, что затрудняет подсчет дозы (0,017 для малого таза и 0,015 для брюшной полости).

«Overbeaming» и «overranging» (рис. 1.8). Эти термины не имеют адекватного перевода на русский язык, поэтому мы позволим себе использовать их транслитерацию. Что же представляют собой эти явления? Овербиминг представляет собой «бесполезное облучение» остающееся за рядами детекторов КТ. Величина этого явления обратно пропорциональна количеству детекторов. Таким образом, это явление в томографах с множеством детекторов сведено к минимуму. Оверрангинг же представляет собой как минимум половину оборота гентри за пределами верхней и нижней границ сканирования. Возникает это явление вследствие необходимости реконструкции первого и последнего изображений томограммы. Оверрангинг прямо пропорционален коллимации рентгеновского пучка, реконструированной ширине среза И питчу, а протяженность сканирования не оказывает на него никакого влияния. Таким образом, наибольший вклад оверрангинга в лучевую нагрузку оказывается при исследованиях с коротким диапазоном сканирования, таких как исследования головы или детей. К счастью, за последние годы появились томографы с адаптивной коллимацией среза для устранения этого явления, так при

исследованиях протяженностью не более 12 см снижение лучевой нагрузки достигает 38% [27].



Рисунок 1.8 – Особенности работы гентри мультидетекторного КТ. В – овербиминг, F - оверрангинг. Приведено по Hyun Woo Goo, 2011 [34]

Немаловажное значение имеет и позиционирование пациента в томографе. Следует размещать больного строго по изоцентру гентри. Правильное положение пациента также имеет важное значение при выполнении сканограмм, при этом возможно снизить дозу до 51% благодаря правильному позиционированию пациента в томографе [38].

Неверное позиционирование пациента приводит к увеличению поглощения излучения при выполнении сканограмм, которое система старается компенсировать повышением дозы радиации, что в том числе приводит к ускоренной выработке pecypca рентгеновской трубки. Помимо этого, неправильное позиционирование пациента и нарушенная калибровка не позволят системе правильно рассчитать значения силы тока по сканограмме, что приведет к увеличению шума и лучевой нагрузки.

1.4 Алгоритмы реконструкции изображений

Изменение параметров сканирования, таких как сила тока и напряжение на рентгеновской трубке томографа, способно изменить количественные и качественные параметры сканирования, в частности КТ-плотность (КТ-числа), шум, соотношение «контраст - шум». Однако снижение этих показателей может привести к уменьшению диагностической ценности исследования. Современные алгоритмы итеративной реконструкции (АИР) способны значительно уменьшить уровень шума на изображениях [97].

Применение АИР позволяет сохранить, а в некоторых случаях улучшить качество диагностического изображения при применении протоколов сканирования с низкой дозой. Прежде чем приступить к выполнению исследований с низкой лучевой нагрузкой, следует разобраться в принципах реконструкции изображений.

КТ-изображения получаются из так называемых «сырых данных» (англ. raw data). Для реконструкции КТ-изображений требуется значительная вычислительная мощность. В собранном Годфри Хаунсфилдом в 1971 году первом в мире компьютерном томографе для построения изображений как раз использовался алгоритм итеративной реконструкции. В целом, сообщения о разработке АИР относятся к началу 1970-х гг. [18,33,36].

Но в 1971 году мощность компьютеров была небольшой и для реконструкции одного изображения требовалось не менее 45 минут. Следствием этого стали поиски более быстрого алгоритма реконструкции. Был внедрен алгоритм «фильтрованной обратной проекции» (англ. filtered back projection, FBP), который более чем на 40 лет стал основным применяемым в практике алгоритмом реконструкции КТ-изображений. Внедрение этого алгоритма позволило сократить время реконструкции изображения до 30 секунд. Основными проблемами этого метода реконструкции является сильная зависимость качества изображения от силы и напряжения тока на трубке, и, как следствие, высокий шум при их низких значениях. При применении FBP можно получить высокое пространственное

разрешение или высокую контрастность, но одновременно их получить невозможно.

В свою очередь, применение АИР позволяет получить одновременно как высокое пространственное разрешение, так и высокую контрастность изображения.

Как таковой процесс получения изображения методом итеративной реконструкции представляет собой сложный математический расчет. В упрощенном смысле этот процесс представляет собой петлю. Данные каждого вокселя многократно обрабатываются, приближая его конфигурацию к идеальной модели.

Всего можно выделить четыре поколения реконструкции, из которых FBP является первым, а АИР последним, четвертым поколением. Следует отметить, что АИР можно разделить на 2 типа – гибридные АИР и так называемые «чистые», model-based алгоритмы [28,73,83].

Основным различием между ними является уровень вклада итеративного алгоритма в итоговое изображение. Всякий гибридный АИР можно различить по уровням воздействия на изображение при сохранении воздействия FBP. К примеру, в аппаратах компании Philips используются следующие уровни АИР 4-го поколения iDose⁴ – 3,4,5,6. Уровни АИР представляют собой вклад в итоговое изображение итеративной реконструкции – 40%, 50%, 60% и 70% для АИР 3,4,5,6 уровней, соответственно. В то же время, «model-based» алгоритмы представляют собой исключительно итеративные алгоритмы реконструкции. Разница между этими алгоритмами реконструкции порой бывает весьма существенной, к примеру, «model-based» алгоритмы оказались более эффективными для улучшения качества изображения в мультипланарном режиме, тогда как гибридные АИР показали лучший результат для моделирования виртуальной колоноскопии [50].

Также недостатком «model-based» алгоритмов является долгое время реконструкции изображений (не менее 10 минут) и дороговизна – как правило, они предустановлены в высококлассных моделях томографов. В то же время,

реконструкция одной томограммы методом гибридного АИР занимает до 1 минуты.

Как правило, у всех ведущих производителей КТ-аппаратов есть собственные разработки АИР. Основные производители и коммерческие названия алгоритмов представлены в таблице 1.1.

Таблица 1.1 – Основные коммерческие алгоритмы итеративной реконструкции и их разработчики

Производитель	Гибридный АИР	Model-based АИР
General Electric	ASiR	Veo
Philips	iDose ⁴	IMR
Siemens	IRIS	SAFIRE
Toshiba	AIDR	AIDR 3D (integrated)

Следует отметить т.н. «некоммерческие», вендор-независимые алгоритмы реконструкции, такие как Adaptive non-local Means (ANLM) и Prior image constrained compressed sensing (PICSS). Эти алгоритмы реконструкции изображений демонстрируют схожие с коммерческими АИР результаты в снижении уровня шума [30,52]. Их применение может быть актуально в случае наличия устаревшего томографа без предустановленного АИР.

Применение АИР в снижении уровня шума доказало свою эффективность в ряде зарубежных исследований. Экспериментальные протоколы сканирования и их результаты представлены в таблице 1.2.

Авторы	in\ex vivo	Область	Тип протокола	кВ	мА	Реконструкция	Снижение шума, %	Снижение дозы, %
Yanaga Y, Awai K, Nakaura T et al. 2011	in	Печень	Низкое kV Высокое mA	80	600	FBP	повышение	13
Marin D, Choudhury KR, Gupta RT, et al. 2013	in	Печень	Низкое kV Высокое mA	80	675	ASIR40%	26	72.4
Buls N, Van Gompel G., Van	ex	Брюшная полость свиней	Низкое kV	80	APCT	Veo	43.3	16
Cauteren T. et al. 2015	ex	Брюшная полость свиней	Низкое kV	80	APCT	ASIR60%	сравнимый	16
Song JS, Lee JM, Sohn JY et al. 2014	in	Печень	Стандартный протокол	120	180	iDose4	28	сравнимая доза
Hérin E, Gardavaud F, Chiaradia M et al. 2015	in	Брюшная полость	Низкое kV Низкое mA	100	100- 300	Veo	8.7	74
Husarik DB, Alkadhi H, Puippe GD et. al. 2015	ex	Фантом печени	Низкое mA	120	95	Veo	53	50

Таблица 1.2 – Экспериментальные протоколы сканирования и их результаты по данным мировой литературы

Авторы	in\ex vivo	Область	Тип протокола	кВ	мА	Реконструкция	Снижение шума, %	Снижение дозы,%
Marin D, Nelson RC, Samei E, et al. 2009	in	Печень	Низкое kV Высокое mA	80	675	FBP	повышение	71
Schindera ST, Diedrichsen L, Müller HC, et al. 2011	ex	Фантом печени	Низкое kV	100	160	IRIS	20	39.8
Noda Y, Kanematsu M, Goshima S. 2014	in	ПЖ	Низкое kV	80	APCT	ASIR30%	сравнимый	сравнимая доза
Mitsuru M, Takamichi M, Hiroshi J et al. 2013	in	Брюшная полость	Низкое mA	120	10– 550	AIDR3D	15.9	48,3
Xie Q, Wu J, Tang Y et al. 2013	in	ПЖ	Высокое kV Низкое mA	120	100	iDose4	повышение	53.8
Desai GS, Uppot RN, Yu EW 2015	in	Брюшная полость	Низкое mA	120	150- 600	ASIR30%	33.3	28.4
Kaza RK, Platt JF, Al-Hawary MM et al. 2012	in	Брюшная полость	Низкое kV	80	350– 500	ASIR30%	53.5	71

Как видно из приведённой таблицы, без использования АИР можно достигнуть ощутимого снижения лучевой нагрузки, до 71%, однако это неизбежно сопровождается выраженным повышением уровня шума. Использование АРСТ без должной настройки и АИР с низкими значениями также может не привести к значимому снижению дозы излучения и шума изображения. Применение редких и дорогостоящих «model-based» алгоритмов в сочетании с низкими значениями кВ и мА позволяет выраженно снизить дозу, но не шум. Никто из авторов не использовал комбинацию снижения напряжения на рентгеновской трубке томографа до 100 кВ с применением АРСТ и гибридной АИР. Единственное исследование со схожей комбинацией (мА 160, Schindera ST, Diedrichsen L, Müller HC, et al. 2011) было выполнено на фантоме печени и были достигнуты хорошие результаты. «Изолированное» использование низких значений напряжения или силы тока не раскрывает всего потенциала в снижении лучевой нагрузки и дифференциации новообразований. улучшении Значительное количество исследований выполнено либо на фантомах, либо на трупах животных, что ограничивает достоверность результатов. Наконец, за последние 5 лет было выполнено всего 5 исследований, посвященных исследованию новообразований печени и ПЖ с низкой лучевой нагрузкой in vivo [81].

Отсутствие актуального диагностического алгоритма и протоколов сканирования, применимых в повседневной практике, а также вышеприведенные аргументы и послужили основанием для выполнения настоящей работы.

1.5 Заключение

Современные КТ-технологии позволяют значительно снизить лучевую нагрузку на пациента практически во всех случаях. В первую очередь, следует разумно определять показания к исследованию, избегать необоснованных выполнений исследований с воздействием ионизирующего излучения на человека. Когда исследование действительно необходимо, в каждом отдельном случае следует тщательно подходить к его планированию, избегать лишних фаз сканирования, не добавляющих диагностической информации. В каждом наблюдении важно

тщательно определять протяженность зоны сканирования. Не рекомендуется выполнение 2-х сканограмм, в случае если эта мера реально не повысит качество исследования. Наконец, в каждом случае требуется рассмотреть вопрос о применении протоколов с низкой лучевой нагрузкой, снижении силы тока или напряжения на рентгеновской трубке. Особенно этот момент касается исследований у детей и молодых людей. Приведенные в обзоре данные свидетельствуют о том, что выполнение исследований по протоколам «низкой дозы» возможны у любой категории пациентов, при разумном планировании.

Мы планировали сравнить стандартный протокол сканирования, применяемый в отделении, с модифицированными протоколами, разработанными в ходе планирования диссертации.

В первую очередь, ставился вопрос об улучшении визуализации новообразований, повышении соотношения «контраст-шум». Соответственно, было принято решение пойти по пути снижения напряжения на рентгеновской трубке КТ. Учитывалось, что выраженное снижение напряжения может привести к необратимой деградации изображений. В целях сохранения гарантированного качества исследования мы пошли по пути умеренного снижения напряжения на рентгеновской трубке.

Во-вторых, ставилась цель снизить лучевую нагрузку, так как множество пациентов НМИЦХ им. А.В. Вишневского проходили КТ-исследования несколько раз. Таким образом, было принято решение также использовать АРСТ.

Многие из этих пациентов были в ослабленном состоянии, части из них также требовалось пероральное контрастирование или проведение фистулографии. Было принято решение включить в исследование группу пациентов, которым внутривенно вводилось сниженное количество контрастного препарата.

В томографе, установленном в нашем отделении, предустановлены АИР. Тем не менее, производитель не предусмотрел протоколов сканирования «низкой дозы» с применением АИР; также следовало изучить все особенности применения АИР. Следовательно, было принято решение использовать АИР различных уровней в

комбинации с модифицированными протоколами. Подробнее технические аспекты проведения исследования освещены в Главе 2.

Основываясь на нашем опыте, а также на опыте авторов, приведённых в обзоре, мы разработали эффективные протоколы сканирования, значительно улучшившие визуализацию новообразований печени и поджелудочной железы, а также значимо снизившие лучевую нагрузку.

Следует избегать погони за «красивыми картинками» и, в первую очередь, думать о диагностической ценности исследования, как для себя, так и для других коллег. Основной же целью на сегодняшний день является внедрение протоколов с низкой лучевой нагрузкой в повседневную практику, и трансформация таких протоколов в стандартные, благо современный уровень развития технологий нашей специальности это позволяет.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Характеристика исследования

Исследование было запланировано как контролируемое рандомизированное. 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. По тем или иным показаниям лечащим врачом каждому пациенту было назначено проведение КТ брюшной полости.

Отбор больных осуществлялся в соответствии с критериями включения в исследование, таблица 2.1. Критерии соответствовали классическим критериям возможности проведения КТ с контрастным усилением.

Таблица 2.1-Критерии включения пациентов в исследование

КТ органов брюшной полости (области интереса – печень и					
поджелудочная железа)					
Наличие показаний к КТ брюшной полости					
Отсутствие нарушения функции почек (уровень креатинина крови не более					
120 мкмоль/л) у мужчин и женщин					
Отсутствие в анамнезе пациента аллергических и аллергоподобных реакций					
на йодсодержащие препараты					
Получение от пациента информированного согласия на проведение МСКТ с					
внутривенным введением контрастного препарата					

Критерии исключения пациентов из исследования соответствовали противопоказаниям к КТ органов брюшной полости с внутривенным введением контрастного препарата, а также отказу пациента от проведения исследования.

Набор пациентов в группы проходил последовательно, до момента накопления достаточного количества наблюдений в течение указанного

промежутка времени. Применение того или иного варианта протокола КТсканирования происходило по времени набора пациентов последовательно по группам. Таким образом, сначала были набраны пациенты группы 1, далее 2 и 3. Других критериев включения пациентов в ту или иную группу, кроме временных, не было, чем достигалась рандомизация исследования.

2.2 Характеристика включённых в исследование пациентов

Было принято решение разделить пациентов на 3 группы по 35 человек в зависимости от протокола сканирования. За время проведения исследования всего в группы было включено 105 пациентов. От всех пациентов было получено информированное согласие на проведение КТ-исследования и на введение контрастного препарата. Среди них было 56 женщин и 49 мужчин в возрасте от 21 до 80 лет, средний возраст составил 57,7±13,4 лет. Все пациенты были направлены на КТ органов брюшной полости в связи с наличием или подозрением на наличие новообразования печени и/или поджелудочной железы. Из них с направлениями на исследование печени было 63 пациента, с направлениями на исследование поджелудочной железы 42 пациента. Более точный анализ патологических состояний будет приведен в главе 3.

2.3 Методика КТ-исследований

Исследования выполняли на 64-срезовых компьютерных томографах Philips Ingenuity и Philips Brilliance (Philips Healthcare, Cleveland, OH). Для болюсного контрастного усиления использовали автоматический двухголовчатый инжектор Optivantage DH (Liebel Flarsheim, USA). Во всех случаях внутривенно вводили неионный рентгеноконтрастный препарат йоверсол с концентрацией йода в растворе 350 мг\мл. Обработку изображений, построение мультипланарных реконструкций, оценку количественных и качественных параметров проводили на автоматизированном рабочем месте врача-диагноста «АрхиМед» (Med-Ray Software, Mockba).
Во всех протоколах сканирования применялась система автоматической регулировки силы тока Dose Right Index (Koninklijke Philips Electronics N.V., Нидерланды) со значением 19. Система автоматического выбора силы тока устанавливала значения мА, исходя из данных сканограммы. Толщина среза во всех протоколах – 1,5 мм, конфигурация детекторов 64х0,625, время оборота гентри 0,5 с, питч 1.

Диагностические протоколы различались по параметрам сканирования и контрастирования.

Пациенты группы 1 (далее эта группа будет называться «120 кВ-90 мл КВ») сканировались с применением стандартного протокола. Напряжение на трубке составляло 120 кВ, разброс значений мА 110-370, доза КВ 90 мл.

Пациентам группы 2 (далее эта группа будет называться «100 кВ – 90 мл КВ») исследование проводили при следующих параметрах: напряжение на рентгеновской трубке 100 кВ, разброс значений мА 134-442, доза КВ 90 мл.

Пациенты в третьей группе (далее эта группа будет называться «100 кВ – 65 мл КВ») проходили обследование при применении следующего протокола: напряжение на рентгеновской трубке 100 кВ, разброс мА 110-484, доза КВ 65 мл.

Реконструкция изображений в группе «120 кВ-90 мл КВ» выполнялась с использованием стандартного алгоритма FBP, в группах «100 кВ - 90 мл КВ» и «100 кВ - 65 мл КВ» реконструкцию изображений выполняли с использованием стандартного алгоритма FBP, а также трех уровней гибридной итеративной реконструкции iDose4, iDose5, iDose6. Реконструкции в группах «100 кВ - 90 мл КВ» и «100 кВ - 65 мл КВ» выполнялись для артериальной фазы контрастирования.

Таким образом, всего выполнено по 4 реконструкции в низкодозовых группах. Все исследования реконструировались в «мягкотканном» окне с кернелем В40. Протоколы сканирования представлены в таблице 2.2.

	Группы					
	«1»	«2»	«3»			
	n=35	n=35	n=35			
Напряжение, кВ	120	100	100			
Сила тока, мА	Автоматический подбор; Dose Right index					
		19				
Среднее значение мА	$196,0 \pm 58,4$	$237,9 \pm 62,4$	$245,0 \pm 95,7$			
Реконструкция данных	FPB	FBP, iDose4, iI	Dose5, iDose6			
			Йоверсол 350			
Протомон болионого	Йоверсол	65 мл – 3-4				
	4 мл/сек; Фи	мл/сек; Физ.				
контрастного усиления	4	р-р 50 мл – 3-				
			4 мл/сек			

Таблица 2.2 – Параметры сканирования и контрастного усиления

Непосредственно перед сканированием пациенту болюсно в зависимости от протокола, с помощью автоматического инжектора, в кубитальную вену правой или левой руки вводили 65 мл или 90 мл контрастного препарата со скоростью 3-4 мл/сек. После болюса контрастного препарата вводили болюс 50 мл физиологического раствора со скоростью 3-4 мл/сек.

Запуск сканирования проводился автоматически с использованием программы слежения за болюсом «Bolus tracking». Сканирование артериальной фазы начиналось автоматически спустя 7 секунд после достижения порогового уровня контрастирования 130 ед.Н, который фиксировался над нисходящей грудной аортой на уровне бифуркации трахеи посредством круглой метки ROI (region of interest) площадью 20 мм².

2.4 Методика оценки полученных КТ-изображений 2.4.1 Объективная оценка изображений

После выполнения КТ и реконструкции изображений данные исследования загружались на рабочую станцию – автоматизированное рабочее место врачадиагноста «АрхиМед». Томограммы изучались на аксиальных срезах. 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:

$$CNR = \frac{(ROIlesion - ROIparenchyma)}{SDnoise}$$

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» [57]).

2.4.2 Качественная оценка изображений

Качественная оценка каждого исследования проводилась двумя рентгенологами с 4 и 8 годами опыта в абдоминальной лучевой диагностике. 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 реконструкция 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 новообразования, оценке его распространенности, оценке влияния шума и артефактов на измерения.

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;

 диагностическая ценность исследования ограничена, высокий уровень шума; 0 – диагностической ценности исследование не имеет, неприемлемый уровень шума.

Оценки сравнивались, при их расхождении в результаты выносилась худшая оценка. Исследование получало общую оценку, к примеру, в случае если помимо патологического состояния печени обнаруживали патологическое состояние ПЖ, которое визуализировалось хуже, чем патологическое состояние печени, оценка снижалась.

2.4.3 Статистическая обработка полученных данных

Статистическая обработка данных была произведена на основе результатов анализа исследований 105 пациентов с новообразованием печени или поджелудочной железы. Статистическая обработка данных выполнена на персональном компьютере с помощью электронных таблиц "Microsoft Excel" с расширением Real Statistics Resource Pack и пакета статистического анализа IBM SPSS (версия 23.0.0.0; SPSS, Chicago, IL). Все полученные инструментальные ланные обработаны методом вариационной статистики. Для каждого количественного параметра были определены: среднее значение (М), медиана (Me), среднеквадратическое отклонение (δ), стандартная ошибка (m), 95% доверительный интервал, для качественных данных - частоты (%). Различия признавались статистическими значимыми при p<0,05.

Для анализа и сравнения в группах количественных величин с нормальным распределением рассчитывали двухсторонний (парный и непарный) t-критерий Стьюдента. Для сравнения непараметрических переменных (визуальная оценка и наличие артефактов) в парных выборках (между различными реконструкциями одной группы КТ-исследований) использовали критерий Фридмана. Для сравнения непараметрических переменных в независимых выборках (сравнение визуальных оценок в группах с различными параметрами сканирования, сравнение подгрупп) использовали U-критерий Манна-Уитни. Для оценки корреляции количественных величин использовали коэффициент корреляции Пирсона.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ 3.1 Количественная (объективная) оценка полученных данных 3.1.1 Оценка эффективной дозы, ИМТ и ОБП пациентов

Средняя ЭД в группе «120 кВ – 90 мл КВ» составила 32,2±11,9 мЗв, в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составила 23,1±7,2 мЗв; средняя ЭД в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составила 22,6±9,5 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 28,2% и 30,1% (p<0,05), соответственно (рис. 3.1).



Рисунок 3.1 – Усредненная эффективная доза в каждой группе

Средняя ОБП составила: в группе «120 кВ – 90 мл КВ» 87,5±10,1 см; в группе «100 кВ – 90 мл КВ» 90,0±10,3 см; в группе «100 кВ – 65 мл КВ» 92,6± 13,3 см. Статистически значимой разницы между группами не было обнаружено, р>0,05.

Средний ИМТ составил: в группе «120 кВ – 90 мл КВ» 25,6±3,6; в группе «100 кВ – 90 мл КВ» 26,0±4,0; в группе «100 кВ – 65 мл КВ» 25,1± 5,7. Статистически значимой разницы между группами не было обнаружено, р>0,05, (рис. 3.2).



Столбцы ошибок: 95% дов. инт.

Рисунок 3.2 – Усредненные значения ОБП и ИМТ в каждой группе. ОБП и ИМТ значимо не различались между собой, p>0,05

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 3.1.

В группе «120 кВ – 90 мл КВ» средняя ЭД у пациентов с ОБП до 90 см (средняя ОБП 81,6±6,1 см; кол-во 23 чел.) составила 26,3±7,7 мЗв; у пациентов с ОБП больше 90 см (средняя ОБП 98,8±5,3 см; кол-во 12 чел.) составила 43,5±10,3 мЗв. Средняя ЭД в группе «100 кВ – 90 мл КВ» у пациентов с ОБП до 90 см (средняя ОБП 82,5±5,8 см; кол-во 17 чел.); составила 18,4±4,5 мЗв; у пациентов с ОБП больше 90 см (средняя ОБП 98,3±7,3 см; кол-во 18 чел.); составила 27,5±6,7 мЗв. Средняя ЭД в группе «100 кВ – 65 мл КВ» у пациентов с ОБП до 90 см (средняя

ОБП 77,5±8,8 см; кол-во 14 чел.) составила 14,3±3,5 мЗв; у пациентов с ОБП больше 90 см (средняя ОБП 99,3±7,1 см; кол-во 21 чел.) составила 28,1±8,1 мЗв. Разница в результатах во всех подгруппах оказалась статистически значима, p=0.01.

	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±7,7	43,5±10,3	18,4±4,5	27,5±6,7	14,3±3,5	28,1±8,1
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
N пациентов	23	12	17	18	14	21

Таблица 3.1 – ЭД в каждой подгруппе «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см»

Была обнаружена положительная корреляция между ОБП и ЭД. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» она составила 0,71; в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составила 0,81; в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составила 0,83, p<0,001.

Также была обнаружена положительная корреляция между ЭД и ИМТ, однако выражена она была слабее. Так, в группе «120 кВ – 90 мл КВ» она составила 0,6; в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составила 0,65; в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составила 0,7, р<0,001.

Полученные данные свидетельствуют о выраженном влиянии окружности изучаемой области на лучевую нагрузку, оказываемую на исследуемую зону; полученные данные справедливо экстраполировать на любую область тела человека.

3.1.2 Оценка шума при стандартной реконструкции FBP

Уровень шума при стандартной реконструкции FBP значимо не различался между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» р>0,05. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» он составил 27,5±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», р<0,05 (рис. 3.3).



Рисунок 3.3 – Шум при стандартной реконструкции FBP в каждой группе Сравнение подгрупп «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см» привело к следующим результатам:

1. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» уровень шума у подгруппы «ОБП≤90 см» составил 26,8±6,6 ед.Н; у подгруппы «ОБП>90 см» составил 28,7±5,1, р>0,05.

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» уровень шума у подгруппы «ОБП≤90 см» составил 26,5±3,3 ед.Н; у подгруппы «ОБП>90 см» составил 30,4±3,4 ед.Н, р<0,05.

3. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» уровень шума у подгруппы «ОБП≤90 см» составил 28,7±7,1 ед.Н; у подгруппы «ОБП>90 см» составил 33,1±5,0 ед.Н, р<0,05.

Таким образом, 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», таблица 3.2. Уровень шума был выше при ОБП>90 см.

	120 кВ	– 90 мл	100 кВ	– 90 мл	100 кВ – 65 мл		
	КВ		К	B	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	
N пациентов	23	12	17	18	14	21	

Таблица 3.2 – Уровень шума в подгруппах «ОБП ≤ 90 см» и «ОБП > 90 см»

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 \pm 2,3 против 2,1 \pm 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 \pm 2 против 2,1 \pm 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 (рис. 3.4).



Рисунок 3.4 – Отношение «контраст-шум» в каждой группе при стандартной реконструкции FBP

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. 3.5-3.6).

В группе «120 кВ – 90 мл КВ» усредненная плотность паренхимы печени составила 83,2±18,5 ед.Н, паренхимы поджелудочной железы составила 91,2±30,8 ед.Н.

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» усредненная плотность паренхимы печени составила 122,1±19,0 ед.Н, паренхимы поджелудочной железы составила 158,2±41,7 ед.Н.

В группе «100 кВ – 65 мл КВ» усредненная плотность паренхимы печени составила 103,3±20,8 ед.Н, паренхимы поджелудочной железы составила 121,8±37,6 ед.Н.

Результаты замеров КТ-чисел статистически значимо различались во всех случаях, таблица 3.3.



Рисунок 3.5-3.6 – Усредненные значения КТ-чисел печени в венозную фазу контрастирования и ПЖ в артериальную фазу сканирования в каждой группе

Таблица 3.3– Усредненные значения КТ-чисел (ед.Н) печени и ПЖ, в венозную и артериальную фазы контрастирования, соответственно

\backslash	120 кВ –	100 кВ –	100 кВ –	р, 1 и 2	р, 1 и 3	р, 2 и 3
	90 мл КВ	90 мл КВ	65 мл КВ			
Печень	83,2±18,5	122,1±19,0	$103,3\pm 20,8$	p<0,01	p<0,01	p<0,01
ПЖ	91,2±30,8	158,2±41,7	121,8±37,6	p<0,01	p<0,05	p<0,05

Таким образом, снижая напряжение на рентгеновской трубке КТ, можно достигнуть выраженного увеличения плотности паренхиматозных органов при контрастировании. Полученные результаты применимы не только к поджелудочной железе и печени, но и к любому другому органу брюшной полости. Изменение плотности исследуемого органа значимо и прямо пропорционально влияет на соотношение «контраст-шум».

3.1.3 Оценка влияния алгоритмов итеративной реконструкции на уровень шума

Уровень шума в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составил: iDose4 20,2±3,3 ед.H; iDose5 18,8±3,4 ед.H; iDose6 17,2±2,8 ед.H. Эти результаты статистически значимо отличаются от уровня шума при стандартной реконструкции, p<0,05, (рис. 3.7).



Рисунок 3.7 – Влияние АИР на уровень шума в группе «100 кВ – 90 мл КВ» Аналогичная тенденция сложилась и в группе «100 кВ – 65 мл КВ». Уровень шума в группе «100 кВ – 65 мл КВ» составил: iDose4 21,6±3,8 ед.H; iDose5 18,9±3,5 ед.H; iDose6 16,3±2,9 ед.Н. Эти результаты статистически значимо отличаются от уровня шума при стандартной реконструкции, p<0,05, (рис. 3.8).



Рисунок 3.8 – Влияние АИР на уровень шума в группе «100 кВ – 65 мл КВ»

Значения уровня шума при использовании АИР в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» статистически значимо не различались, р>0,05.

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» CNR при iDose4 составило 4,4±3,3; iDose5 4,8±3,6; iDose6 5,2±3,7.

Была отмечена статистически значимая разница с результатами полученными при применении FBP, p<0,05, (рис. 3.9).



Рисунок 3.9 – Влияние АИР на отношение «контраст-шум» в группе «100 кВ – 90 мл КВ»

Схожая тенденция была отмечена в группе «100 кВ – 65 мл КВ». СNR при iDose4 составило 2,7±2,7; iDose5 3,2±3,2; iDose6 3,7±3,7 (рис. 3.10). Была отмечена статистически значимая разница с результатами полученными при применении FBP, p<0,05. При этом статистически значимая разница с результатами группы «120 кВ – 90 мл КВ» была достигнута только при уровне реконструкции «5».

Имеется статистически значимая разница между сравненными попарно пулами итеративных реконструкций в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», p<0,05.



Рисунок 3.10 – Влияние АИР на отношение «контраст-шум» в группе «100 кВ – 65 мл КВ»

Применение АИР для постпроцессорной обработки данных продемонстрировало выраженную эффективность метода в снижении шума. Следует отметить, что применение даже первого из используемых (4-го) уровня АИР нивелировало разницу в уровне шума между группами «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», что свидетельствует об эффективности АИР.

3.2 Качественный (субъективный) анализ изображений

3.2.1 Качественный анализ изображений при стандартной

реконструкции

3.2.1.1 Анализ уровня шума

При стандартной реконструкции FBP не было отмечено статистически значимой разницы в оценках шума между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ», р>0,05 (рис. 3.11). Количество оценок удовлетворительно (1) в группе «120 кВ – 90 мл КВ» составило 6 (17,1%), хорошо (2): 15 (42,9%), отлично (3): 14 (40%); в группе «100 кВ – 90 мл КВ» составило – удовлетворительно (1): 7 (20%), хорошо (2): 21 (60%), отлично (3): 7 (20%).

В группе «100 кВ – 65 мл КВ» оценки распределились следующим образом – удовлетворительно (1): 12 (34,3%), хорошо (2): 18 (51,4%), отлично (3): 5 (14,3%).

Обнаружена статистически значимая разница в оценках по сравнению с группой «120 кВ – 90 мл КВ» (p<0,05), (рис. 3.12).

Не было найдено статистически значимой разницы в оценках шума между группами «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», р>0,05 (рис. 3.13).

Разделение групп на подгруппы «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см» привело к следующим результатам:

1. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» следующее распределение оценок: у подгруппы «ОБП≤90 см» (всего 23) ¬– удовлетворительно (1): 4 (17,4%), хорошо (2): 12 (52,2%), отлично (3): 7 (30,4%); у подгруппы «ОБП>90 см» (всего 12) - удовлетворительно (1): 3 (25%), хорошо (2): 4 (33,3%), отлично (3): 5 (41,7%), р>0,05;

2. В группе «100 кВ – 90 мл КВ» следующее распределение оценок: у подгруппы «ОБП≤90 см» (всего 17) – удовлетворительно (1): 4 (23,5%), хорошо (2): 11 (64,7%), отлично (3): 2 (11,8%); у подгруппы «ОБП>90 см» (всего 18) – удовлетворительно (1): 3 (16,7%), хорошо (2): 10 (55,6%), отлично (3): 5 (27,8%) р>0,05;

3. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» следующее распределение оценок: у подгруппы «ОБП≤90 см» (всего 14) - удовлетворительно (1): 4 (28,6%), хорошо (2): 8 (57,1%), отлично (3): 2 (14,3%); у подгруппы «ОБП>90 см» (всего 21) - удовлетворительно (1): 8 (38,1%), хорошо (2): 10 (47,6%), отлично (3): 3 (14,3%) р>0,05.

Оценки обобщены в таблице 3.4.



Рисунок 3.11 – Результаты визуального анализа изображений. Значимой разницы в субъективной оценке шума в группах «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» не обнаружено, р>0,05



Рисунок 3.12 – Результаты визуального анализа изображений. Выявлена статистически значимая разница в субъективной оценке шума в группах «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», р<0,05



Группы

Рисунок 3.13 – Результаты визуального анализа изображений. Не выявлена статистически значимая разница в субъективной оценке шума в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», р>0,05

В целом, полученные данные соотносятся с данными объективного анализа. Следует отметить, что оценка «хорошо» отвечает требованиям рентгенологов к качеству изображения, и не отмечено проблем с диагностикой при работе с такими изображениями. Важно, что внутри всех групп не имеется статистически значимой разницы в оценках между подгруппами «ОБП<90см» и «ОБП \geq 90 см». Это свидетельствует о возможности проводить КТ-исследования по применяемым нами протоколам «низкой дозы» всем пациентам. Тем не менее, имеется разница в оценках между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», что указывает на очевидное нежелание врачей-рентгенологов работать с изображениями низкого качества.

Таблица 3.4 – Оценки качества изображений (шум) в каждой группе (подгруппе) при реконструкции FBP

	120 кВ – 90 мл КВ		100 кВ	– 90 мл	100 кВ – 65 мл КВ		
			К	B			
ОБП, см	≤90	>90	≤90	>90	≤90	>90	
Пациенты, N	23	12	17	18	14	21	
Отлично	7 (30,4%)	5 (41,7%)	2 (11,8%)	5 (27,8%)	2 (14,3%)	3 (14,3%)	
Хорошо	12 (52,2%)	4 (33,4%)	11 (64,7%)	10 (55,6%)	8 (57,2%)	10 (47,6%)	
Удовл.	4 (17,4%)	3 (25%)	4 (23,5%)	3 (16,7%)	4 (28,6%)	8 (38,1%)	
Неуд.	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	

3.2.1.2 Визуализация новообразований

При стандартной реконструкции FBP в группе «120 кВ – 90 мл КВ» оценки распределились следующим образом: удовлетворительно (1): 6 (17,1%), хорошо (2): 15 (42,9%), отлично (3): 14 (40%).

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» оценки распределились следующим образом: удовлетворительно (1): 5 (14,3%), хорошо (2): 13 (37,1%), отлично (3): 17 (48,6%). В группе «100 кВ – 65 мл КВ» оценки распределились следующим образом: удовлетворительно (1): 7 (20%), хорошо (2): 15 (42,9%), отлично (3): 13 (37,1%).

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, р=0,05 (рис. 3.14). Также не было выявлено статистически значимой разницы в оценках между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ»; «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» р>0,05 (рис. 3.15-3.16). Ни одно исследование не было оценено как «неудовлетворительное», на 0 баллов.

Критерий U Манна-Уитни для независимых выборок



Рисунок 3.14 – Результаты визуализации новообразований. Значимой разницы в субъективной оценке визуализации новообразований в группах «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» не обнаружено, p=0,05



Группы

Рисунок 3.15 – Результаты визуализации новообразований. Значимой разницы в субъективной оценке визуализации новообразований в группах «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» не обнаружено, р>0,05



Рисунок 3.16 – Результаты визуализации новообразований. Значимой разницы в субъективной оценке визуализации новообразований в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» не обнаружено, р>0,05

Разделение групп на подгруппы «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см» привело к следующим результатам:

1. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» следующее распределение оценок: у подгруппы «ОБП≤90 см» (всего 23) – удовлетворительно (1): 3 (13%), хорошо (2): 9 (39,1%), отлично (3): 11 (47,8%); у подгруппы «ОБП>90 см» (всего 12) – удовлетворительно (1): 3 (25%), хорошо (2): 6 (50%), отлично (3): 3 (25%), р>0,05;

2. В группе «100 кВ – 90 мл КВ» следующее распределение оценок: у подгруппы «ОБП≤90 см» (всего 17) – удовлетворительно (1): 3 (17,6%), «2» - 23,5% (4), отлично (3): 10 (58,8%); у подгруппы «ОБП>90 см» (всего 18) – удовлетворительно (1): 2 (11,1%), хорошо (2): 9 (50%), отлично (3): 7 (38,9%), р>0,05;

3. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» следующее распределение оценок: у подгруппы «ОБП≤90 см» (всего 14) – удовлетворительно (1): 3 (21,4%), хорошо (2): 4 (28,6%), отлично (3): 7 (50%); у подгруппы «ОБП>90 см» (всего 21) – удовлетворительно (1): 4 (19%), хорошо (2): 11 (52,4%), отлично (3): 6 (28,6%), р>0,05.

Таким образом, статистически значимой разницы в оценках визуализации новообразований между подгруппами «ОБП≤90 см» и «ОБП>90 см» найдено не было.

Полученные данные свидетельствуют об эффективности разработанных протоколов сканирования, так как мы получаем возможность работать с полноценным исследованием, и при этом значимо снизить лучевую нагрузку на пациента. Помимо этого, очевидным плюсом является лучшая визуализация новообразований при использовании протокола сканирования «100 кВ – 90 мл КВ». Как и в случае с уровнем шума, избыточная ОБП не играет принципиальной роли при дифференциации новообразований, в отдельных случаях, при субкапсулярном расположении опухоли, большой объем брюшной полости облегчает диагностику. Таким образом, разработанные протоколы сканирования превосходят стандартный по всем показателям – как объективным, так и субъективным.

Оценки обобщены в таблице 3.5.

	120 кВ – 90 мл КВ		100 кВ –	90 мл КВ	100 кВ – 65 мл КВ		
ОБП, см	≤90	>90	≤90	>90	≤90	>90	
Пациенты, N	23	12	17	18	14	21	
	11	3	10	7	7	6	
Отлично							
	(47,8%)	(25%)	(58,8%)	(38,9%)	(50%)	(28,6%)	
	9	6	4	9	4	11	
Хорошо							
	(39,1%)	(50%)	(23,5%)	(50%)	(28,6%)	(52,4%)	
	3	3	3	2	3	4	
Удовл.							
	(13%)	(25%)	(17,6%)	(11,1%)	(21,4%)	(19%)	
	0	0	0	0	0	0	
Неуд.							
	(0%)	(0%)	(0%)	(0%)	(0%)	(0%)	

Таблица 3.5 – Оценки визуализации новообразований в каждой группе (подгруппе) при реконструкции FBP

3.2.2 Качественный анализ изображений при применении алгоритмов итеративной реконструкции

3.2.2.1 Анализ уровня шума

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» оценки распределились следующим образом:

при ИР4 – 12 исследований (34,3%) было оценено на «хорошо (2)», 23 исследования (65,7%) (23) было оценено на «отлично (3)»;

при ИР5 – 2 исследования (5,7%) было оценено на «хорошо (2)», 33 исследования (94,3%) было оценено на «отлично (3)»;

при ИР6 – 2 исследования (5,7%) было оценено на «хорошо (2)», 33 исследования (94,3%) было оценено на «отлично (3)»;

Согласно тесту Фридмана, была обнаружена статистически значимая разница между всеми пулами итеративных реконструкций и реконструкцией FBP, p<0,05. Была отмечена статистически значимая разница с оценками в группе «120 кВ – 90 мл КВ» (при применении ИР4 и выше), p<0,05. Ни одно исследование не было оценено как «неудовлетворительное», на 0 баллов (рис. 3.17).





В группе «100 кВ – 65 мл КВ» оценки распределились следующим образом:

при ИР4 – 1 исследование (2,9%) было оценено на «удовлетворительно (1)», 17 исследований (48,6%) было оценено на «хорошо (2)», 17 исследований (48,6%) было оценено на «отлично (3)»; при ИР5 – 1 исследование (2,9%) было оценено на «удовлетворительно (1)», 4 исследования (11,4%) было оценено на «хорошо (2)», 30 исследований (85,7%) было оценено на «отлично (3)»;

при ИР6 – 3 исследования (8,6%) было оценено на «хорошо (2)», 32 исследования (91,4%) было оценено на «отлично (3)».

Согласно тесту Фридмана, была обнаружена статистически значимая разница между всеми пулами итеративных реконструкций и реконструкцией FBP, p<0,05. Также была отмечена статистически значимая разница с оценками в группе «120 кВ – 90 мл КВ» (FBP), p<0,05. Ни одно исследование не было оценено как «неудовлетворительное», на 0 баллов (рис. 3.18). При сравнении попарно пулов реконструкций в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» статистически значимой разницы в оценках не было обнаружено, p>0,05.



Рисунок 3.18 – Анализ качества изображений (шума) в группе «100 кВ – 65 мл КВ» при различных типах и уровнях реконструкции

При применении АИР ожидаемо снизился уровень шума, что сказалось на оценках исследователей – во всех случаях они превышали оценки при стандартной реконструкции. Это говорит об эффективности АИР, и его необходимости его применения в исследованиях с высоким уровнем шума. Применение 5-го и 6-го уровне реконструкции принципиально не изменяло оценок исследователей, в связи с чем можно признать уровень шумоподавления в 60% оптимальным.

Оценки обобщены в таблице 3.6.

	100 кВ – 90 мл КВ				100 кВ – 65 мл КВ			
Рекон.	FBP	<i>НР4</i>	5-ИИ-2	9ДИ	FBP	<i>НР4</i>	5-ИИ-2	94И
Отл.	7 20%	23 65,7%	33 94,3%	33 94,3%	5 14,3%	17 48,6%	30 85,7%	32 91,4%
Хорошо	21 60%	12 34,4%	2 5,7%	2 5,7%	18 51,4%	17 48,6%	4	3 8,6%
Удовл.	7 20%	0 0%	0 0%	0 0%	12 34,3%	1 2,9%	1 2,9%	0 0%
Неуд.	0	0	0	0	0	0	0	0

Таблица 3.6 – Оценки качества изображений (шум) при различных типах и уровнях реконструкции в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ»

3.2.2.2 Визуализация новообразований

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» оценки распределились следующим образом:

при ИР4 – 1 наблюдение новообразования (2,9%) было оценено на «удовлетворительно (1)», 7 наблюдений (20%) были оценены на «хорошо (2)», 27 наблюдений (77,1%) были оценены на «отлично (3)»;

при ИР5 – 3 наблюдения (8,6%) были оценены на «хорошо (2)», 32 наблюдений (91,4%) были оценены на «отлично (3)»;

при ИР6 – 3 наблюдения (8,6%) были оценены на «хорошо (2)», 32 наблюдений (91,4%) были оценены на «отлично (3)».

Согласно тесту Фридмана, была обнаружена статистически значимая разница между пулами итеративных реконструкций и FBP, а также между пулами ИР4 и ИР5-6, p<0,05 (рис. 3.19). Ни одно исследование не было оценено как «неудовлетворительное», на 0 баллов.



Рисунок 3.19 – Анализ визуализации новообразований в группе «100 кВ – 90 мл КВ» при различных типах и уровнях реконструкции

В группе «100 кВ – 65 мл КВ» оценки распределились следующим образом:

при ИР4 – 2 наблюдения новообразований (5,7%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 14 наблюдений (40%) были оценены на «хорошо (2)», 19 наблюдений (54,3%) были оценены на «отлично (3)»;

при ИР5 – 2 наблюдения новообразований (5,7%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 6 наблюдений (17,1%) были оценены на «хорошо (2)», 27 наблюдений (77,1%) были оценены на «отлично (3)»;

при ИР6 – 2 наблюдения новообразований (5,7%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 6 наблюдений (17,1%) были оценены на «хорошо (2)», 27 наблюдений (77,1%) были оценены на «отлично (3)».

Согласно тесту Фридмана, имеется статистически значимая разница в оценках между реконструкцией FBP, пулами ИР4 и ИР5-6, p<0,05 (рис. 3.20). Ни одно исследование не было оценено как «неудовлетворительное», на 0 баллов.



Рисунок 3.20 – Анализ визуализации новообразований в группе «100 кВ – 65 мл КВ» при различных типах и уровнях реконструкции

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, p=0,048 (рис. 3.21). Между пулами реконструкций ИР5 и ИР6 статистически значимой разницы в оценках обнаружено не было, p>0,05.



Рисунок 3.21 – Анализ визуализации новообразований в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» при реконструкции ИР4, р=0,048

Снижение уровня шума при использовании АИР улучшает визуализацию новообразований, что сказалось на оценках. Как и в случае с оценками общего уровня шума, не было отмечено принципиальной разницы между пулами реконструкций ИР5 и ИР6 внутри групп. Помимо этого, не было отмечено статистической разницы между пулами реконструкций ИР5-6 между группами «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ», что указывает на оптимальный уровень шумоподавления в 60%.

64

Оценки обобщены в таблице 3.7.

	100 кВ – 90 мл КВ				100 кВ – 65 мл КВ			
Рекон.	FBP	НР4	SdИ	9dH	FBP	Ъ4И	SdИ	9 <i>dI</i> 1
	17	27	32	32	13	19	27	27
Отл.	48,6%	77,1%	91,4%	91,4%	37,1%	54,3%	77,1%	77,1%
	13	7	3	3	15	14	6	6
Хорошо	37,1%	20%	8,6%	8,6%	42,9%	40%	17,1%	17,1%
	5	1	0	0	7	2	2	2
Удовл.	14,3%	2,9%	0%	0%	20%	5,7%	5,7%	5,7%
	0	0	0	0	0	0	0	0
Неуд.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%

Таблица 3.7 – Оценки визуализации новообразований при различных типах и уровнях реконструкции в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ»

3.3 Анализ обнаруженных патологических состояний в зависимости от протокола КТ-исследования

Суммарно было проанализировано 105 клинических наблюдений. Мы классифицировали наблюдения по контрольным новообразованиям, вошедшим в исследование. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» количество новообразований печени составило 18, новообразований поджелудочной железы 17. В группе «100 кВ – 90 мл КВ» количество новообразований печени составило 22, новообразований поджелудочной железы 13. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» количество новообразований печени 25, новообразований поджелудочной железы 10.

Размеры новообразований сильно варьировали между собой. В группе «120 кВ – 90 мл КВ» минимальный размер новообразования в ПЖ составил 4х7 мм (ВПМО), максимальный размер новообразования составил 30х17 мм (рак); минимальный размер новообразования в печени составил 12х8 мм (гемангиома), максимальный размер новообразования составил 139х82 мм (узел гепатоцеллюлярного рака).

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» минимальный размер новообразования в ПЖ составил 12х13 мм (ВПМО), максимальный размер новообразования составил 33х13 мм (рак); минимальный размер новообразования в печени составил 4х3 мм (flash гемангиома), максимальный размер новообразования составил 114х111 мм (гемангиома).

В группе «100 кВ – 65 мл КВ» минимальный размер новообразования в ПЖ составил 15х15 мм (ВПМО), максимальный размер новообразования в печени составил 46х33 мм (киста); минимальный размер новообразования в печени составил 6х7 мм (киста), максимальный размер новообразования составил 154х80 мм (метастаз).

Было решено сравнить результаты оценок между гиподенсными и гиперденсными новообразованиями в каждой группе.

Гиподенсными признавались новообразования с бедным кровоснабжением («гиповаскулярные»), которые в артериальную фазу сканирования сохраняли

низкие значения плотности относительно интактной паренхимы; напротив, признавались новообразования гиперденсными с хорошо развитым кровоснабжением («гиперваскулярные»), которые артериальную фазу В сканирования выраженно накапливали контрастный препарат, вследствие чего их относительная плотность по сравнению с интактной паренхимой повышалась.

Плотность новообразования замерялась в артериальную фазу сканирования. В качестве контрольной была принята группа «120 кВ – 90 мл КВ». Анализировалась визуализация новообразований при стандартной реконструкции изображений.

В группе «120 кВ – 90 мл КВ» оценки визуализации гиподенсных новообразований (22) составили – 3 наблюдения новообразований (13,6%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 7 наблюдений (31,8%) были оценены на «хорошо (2)», 12 наблюдений (54,5%) были оценены на «отлично (3)»;

для гиперденсных новообразований (13) составили – 3 наблюдения новообразований (23,1%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 8 наблюдений (61,5%) были оценены на «хорошо (2)», 2 наблюдения новообразований (15,4%) были оценены на «отлично (3)».

Оценки гиподенсных новообразований были выше. Статистически значимой разницы отмечено не было, однако результаты были близки к ней, p=0,06 (рис. 3.22).





Рисунок 3.22 – Анализ визуализации новообразований в подгруппах группы «120 кВ – 90 мл КВ». Разница в оценках близка к статистически значимой, p=0,06

В группе «100 кВ – 90 мл КВ» оценки визуализации гиподенсных новообразований (26) составили – 5 наблюдений новообразований (19,2%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 11 наблюдений (42,3%) были оценены на «хорошо (2)», 10 наблюдений (38,5%) были оценены на «отлично (3)»;

для гиперденсных новообразований (9) составили – 2 наблюдения новообразований (22,2%) были оценены на «хорошо (2)», 7 наблюдений (77,8%) были оценены на «отлично (3)».

Оценки гиперденсных новообразований были выше (рис. 3.23). По результатам теста Манна-Уитни, статистически значимая разница в оценках была обнаружена, р<0,05. 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 (5-й уровень) оценки визуализации вырастали, и составили: оценок «2» - 2, оценок «3» - 3.

В группе «100 кВ – 65 мл КВ» оценки визуализации гиподенсных новообразований (24) составили – 5 наблюдений новообразований (20,8%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 11 наблюдений (45,8%) были оценены на «хорошо (2)», 8 наблюдений (33,3%) были оценены на «отлично (3)»;

для гиперденсных новообразований (11) составили – 2 наблюдения новообразований (18,6%) были оценены на «удовлетворительно (1)», 4 наблюдения (36,4%) были оценены на «хорошо (2)», 5 наблюдений (45,5%) были оценены на «отлично (3)».

Оценки гиперденсных новообразований были выше (рис. 3.24). Тем не менее, по результатам теста Манна-Уитни, статистически значимой разницы обнаружено не было, р>0,05. Следует отметить, что оценки «1» были выставлены мелким гиподенсным новообразованиям в этой группе, диаметр в поперечнике не превышал 16 мм. При применении АИР (5-й уровень) оценки визуализации гиподенсных новообразований вырастали, и составили: оценок «2» - 3, оценок «3» - 1. В 1 случае применение АИР не улучшало визуализацию гиподенсного

68

новообразования – метастаза в печени. Одно из гиперденсных новообразований, получивших оценку «1» является субкапсулярным метастазом печени у пациента с астеничным телосложением и применение АИР также не улучшило оценку. Во втором случае применение АИР у пациента с нормальным телосложением улучшило визуализацию гиперденсного метастаза, при уровне ИР5 - оценка «3».

Применение протокола сканирования «100 кВ – 90 мл КВ» позволило выраженно улучшить визуализацию гиперденсных новообразований по сравнению со стандартным протоколом. При этом не отмечалось ухудшения в визуализации гиподенсных новообразований. Применение же протокола «100 кВ – 65 мл КВ» не ухудшило визуализацию новообразований в сравнении со стандартным протоколом.

Были обнаружены особенности визуализации новообразований в зависимости от их размера при разных протоколах сканирования, что будет подробно освещено в обсуждении.



Рисунок 3.23 – Анализ визуализации новообразований в подгруппах группы «100 кВ – 90 мл КВ». Разница в оценках статистически значима, p<0,05



Рисунок 3.24 – Анализ визуализации новообразований в подгруппах группы «100 кВ – 65 мл КВ». Разница в оценках статистически не значима, р>0,05

Оценки обобщены в таблице 3.8.

Таблица 3.8 – Оценки визуализации гиподенсных и гиперденсных новообразований в каждой группе при стандартной реконструкции изображений. «+» - гиперденсные, «-» гиподенсные новообразования

	120 кВ – 90 мл		100 кВ	– 90 мл	100 кВ – 65 мл		
	K	B	K	B	КВ		
Хар-ка новообразования	+	-	+	-	+	-	
Отлично	2 15,4%	12 54,5%	7 77,8%	10 38,5%	5 45,5%	8 33,8%	
Хорошо	8 61,5%	7 31,8%	2 22,2%	11 42,3%	4 36,4%	11 45,8%	
Удовл.	3 23,1%	3 13,6%	0 0%	5 19,2%	2 18,6%	5 20,8%	
Неуд.	0 0%	0 0%	0 0%	0 0%	0 0%	0 0%	

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На сегодняшний день значение компьютерной томографии в диагностике самых разных заболеваний не подвергается сомнению. Быстрота, дешевизна, оператор-независимость метода привели к обоснованной популярности КТ. Развитие технологий КТ происходило (и происходит) очень быстрыми темпами. Помимо этого, как в нашей стране, так и во всем мире, отмечается колоссальный рост оснащенности компьютерными томографами самых разных лечебнопрофилактических учреждений. На сегодняшний день, выполнение КТ стало рутинным исследованием, направление на которое получить относительно просто.

У всякой медали есть и обратная сторона. Компьютерная томография, к сожалению, не является исключением. Лучевая нагрузка при этом методе исследования является высокой. Однако, на наш взгляд, даже высокая лучевая нагрузка является не проблемой, а меньшим злом в сравнении с риском врачебной ошибки. Истинной же проблемой является необоснованное направление на КТисследование. Немаловажным является и тот факт, что в связи с упомянутым стремительным распространением КТ, «за пульт» садятся молодые специалисты, только окончившие ординатуру. На заре эпохи КТ этой чести удостаивались опытнейшие из рентгенологов. В связи с высокими требованиями к качеству исследования и описания, молодые специалисты часто могут опасаться снижения лучевой нагрузки во избежание критического, по их мнению, снижения качества изображения. В то же время, для опытного рентгенолога даже томограммы с низким разрешением несут огромный массив информации.

В целом, можно предположить, что сегодня, при всем разнообразии возможностей сканирования, которые могут быть изменены буквально парой движений компьютерной мышки в течение минуты, выделяются 4 типа исследований:

1. Превосходное качество изображения, низкий шум, высокая эффективная доза.

71

Попытки получить такие изображения, как правило, завершаются успехом. Основными целями получения таких изображений можно назвать научные, образовательные (показательные изображения патологий в статьях и учебниках), необходимость визуализации мелких структур, таких как лимфатических узлов и надпочечников (особенно у пациентов с астеничным телосложением). Также можно выделить страх ординаторов, молодых специалистов, что высокий уровень шума не позволит им адекватно оценить или выявить патологию.

2. Среднее, приемлемое качество изображения, приемлемый уровень шума, средняя лучевая нагрузка.

Как правило, такие исследования составляют абсолютное большинство в повседневной практике. Зачастую такие исследования выполняются без присутствия врача-рентгенолога лаборантом, работающим по стандартному алгоритму, нередко им же и разработанному, и вызывающему меньше всего нареканий врача-рентгенолога.

3. Низкое качество изображения, высокий шум, неоднозначная ценность изображений, низкая лучевая нагрузка.

Подобные исследования могут проводиться пациентам в динамике, при уже имеющейся значительной кумулятивной лучевой нагрузке в период пребывания в стационаре, а также при попытках снизить лучевую нагрузку.

4. Разумное повышение уровня шума, умеренное снижение ЭД, диагностическая ценность изображений не вызывает сомнений.

Таких исследований, к сожалению, проводится мало, т.к. всегда есть риск, что это исследование будет отнесено к группе 3.

В сложившейся ситуации необходим поиск компромисса между необходимостью исследования и лучевой нагрузкой. Нужен пересмотр имеющихся протоколов сканирования, повышение знаний врачей 0 показаниях/противопоказаниях КТ, умение собирать К И анализировать
информацию мировой литературы о технических новинках в томографии и способах снижения лучевой нагрузки.

Существует множество протоколов сканирования органов брюшной полости при КТ. Это объясняется широким диапазоном рекомендованных производителями КТ-оборудования параметров сканирования. Основными из них являются сила тока и напряжение на рентгеновской трубке томографа. Также немаловажное значение имеет скорость сканирования и питч. В большинстве случаев производители делают упор на такие протоколы, при которых получаются демонстрационные «красивые картинки», что имеет значение при общении производителя и потенциального покупателя. Свой вклад вносит и желание диагноста получить томограмму с максимальным разрешением для ускорения оценки и описания исследования, что характерно для диагностических центров с большим потоком пациентов и нехваткой времени для длительного анализа данных. Тем не менее, следует помнить, что каждый лишний 1 мЗв поглощенной дозы повышает риск патологических изменений у пациента в будущем, особенно это касается молодых больных.

До сегодняшнего дня отсутствуют стандартизированные и универсальные параметры сканирования органов брюшной полости с низкой лучевой нагрузкой, а также рекомендации по оптимальному применению алгоритмов шумоподавления. В обзоре мы приводили множество исследований, выполненных с самими различными комбинациями параметров сканирования. Ежегодно в мировой литературе публикуются десятки исследований по этой теме, однако к консенсусу исследователи до сих пор не пришли. Это и послужило основанием к выполнению настоящей работы.

Исследование было выполнено с целью оптимизации и стандартизации протокола MCKT органов брюшной полости с контрастным усилением, для снижения лучевой нагрузки и улучшения визуализации новообразований печени и поджелудочной железы.

Для достижения поставленных целей нами разрабатывались оптимальные протоколы сканирования, при которых качество изображения улучшалось, а

73

лучевая нагрузка снижалась. Были изучены возможности поставленных производителями томографов гибридных алгоритмов итеративной реконструкции, постепенно сменяющих стандартный протокол реконструкции FBP.

Результатом применения модифицированных протоколов стало выраженное снижение эффективной дозы – на 28,2% и 30,1% во второй и третьей группах, соответственно. Полученные результаты в целом совпадают с данными в других исследованиях [34,49,94,95]. При этом даже без применения АИР, которые зачастую не установлены на дешевых моделях томографов, в большинстве случаев достигалось отличное или хорошее общее качество изображения и визуализация новообразований.

В ходе статистической обработки данных, нами была обнаружена зависимость эффективной дозы и шума от окружности брюшной полости. Статистически значимо результаты различались при длине окружности брюшной полости до 90 см включительно и более 90 см, в связи с чем было принято решение отобразить эту зависимость в диссертации. Эффективная доза при разделении пациентов на подгруппы «ОБП≤90 см» и «ОБП>90см» различалась практически в 2 раза в каждой группе. Схожие результаты о влиянии ОБП на ЭД были получены в раннем исследовании, посвященном КТ-ангиографии [9].

Была обнаружена положительная прямая корреляция ЭД и ОБП. Также была обнаружена положительная прямая корреляция ЭД и ИМТ, выраженная слабее. Возможно, причиной этому служит вариантность распределения жира в теле человека, и естественно, что у человека с преимущественно абдоминальным ожирением окружность брюшной полости больше, как и итоговая эффективная доза.

В связи с этим, при выборе протокола сканирования мы рекомендуем ориентироваться на окружность брюшной полости в большей степени, чем на ИМТ.

Просмотр томограмм пациентов с большой ОБП врачом-рентгенологом представляется более простым вследствие избытка абдоминального жира у больного. Вследствие этого, допустимо проводить таким пациентам КТ-

исследования по протоколу «низкой дозы» с относительно высоким уровнем шума, не опасаясь критически снизить объем диагностической информации. И наоборот, при проведении КТ-исследований пациентам с астеничным телосложением, у которых ЭД сравнительно невелика, особое внимание следует уделять аспекту шумоподавления.

Анализ уровня шума не показал значимых различий между группами «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» при использовании стандартного алгоритма реконструкции. Это объясняется как применением автоматической регулировки силы тока на рентгеновской трубке, так и отсутствием разницы между окружностью брюшной полости у пациентов этих групп. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» уровень шума значимо отличался от групп «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ» при стандартной реконструкции, что можно объяснить, как превышением «порога» средней окружности брюшной полости в 90 см, так и большим количеством пациентов с ОБП более 90 см (21 против 14 в группе «100 кВ – 65 мл КВ»).

При разделении пациентов на подгруппы «ОБП≤90 см» и «ОБП>90см» была обнаружена статистически значимая разница в уровне шума между ними в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ». Напротив, в контрольной группе такой разницы отмечено не было. Вероятно, это объясняется тем, что в контрольной группе протокол сканирования включал в себя напряжение на трубке 120 кВ, а также меньшей средней ОБП пациентов группе «120 кВ – 90 мл КВ» (рис. 4.1-4.3).

Соотношение «контраст-шум» при стандартной реконструкции оказалось выше при применении протокола сканирования группы «100 кВ – 90 мл КВ», чем при применении стандартного протокола. Учитывая отсутствие значимых различий в уровне шума в этих группах, более высокое значение CNR в группе «100 кВ – 90 мл КВ» объясняется эффектом k-edge, упомянутым в главе 1. В то же время, в группе «100 кВ – 65 мл КВ» CNR оказался ниже чем в группе «120 кВ – 90 мл КВ», вследствие более высокого уровня шума и снижения КТ-чисел интактной паренхимы органов при контрастировании. КТ-числа зависят от напряжения на рентгеновской трубке.



Рисунок 4.1 – Оценка уровня шума «3» у пациента с ОБП 71 см в группе «120 кВ – 90 мл КВ». Dn – КТ-плотность, SD-шум

Описанный в литературе эффект k-edge проявляется в увеличении КТ-чисел изучаемых структур при снижении напряжения на рентгеновской трубке. В нашем исследовании это проявилось значимым повышением плотности паренхимы печени в венозную фазу сканирования и поджелудочной железы в артериальную фазу сканирования в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ». Схожие результаты были получены в ряде исследований, посвященных МСКТ брюшной полости с низкой лучевой нагрузкой [42,46,60,61,63,87].

Применение гибридного алгоритма итеративной реконструкции оказало выраженное влияние на объективное качество изображения (рис. 4.4). Достоверно снизился уровень шума, соответственно, повысилось соотношение «контрастшум». Уровень шума резко падал при применении уже первого уровня итеративной реконструкции. Эта тенденция сохранялась и до 5-го уровня реконструкции. Следует отметить, что уровень реконструкции «б» уже практически не оказывал воздействия на уровень шума в нашем исследовании.



Рисунок 4.2 – Оценка уровня шума «1» у пациента с ОБП 86 см в группе «100 кВ – 65 мл КВ». Dn – КТ-плотность, SD-шум



Рисунок 4.3 – Оценка уровня шума «2» у пациента с ОБП 95 см в группе «100 кВ – 90 мл КВ». Dn – КТ-плотность, SD-шум

Применение АИР также привело к отсутствию статистически значимой разницы в уровне шума между группами «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ». Соотношение «контраст-шум» закономерно возрастало при применении АИР в группах «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ». В обеих группах была отмечена статистически значимая разница в результатах в сравнении с вариантом реконструкции FBP. В мировой литературе представлено достаточно много публикаций, в которых также подтверждается эффективность АИР в снижении шума [16,69,77,71,82].



Рисунок 4.4 – Влияние АИР на уровень шума в изображении. Оценки: FBP - «1», ИР5 - «2», ИР5 - «3», ИР6 – «3». ОБП пациента 86 см, группа «100 кВ – 65 мл КВ». Dn – КТ-плотность, SD-шум

В нашем исследовании качественную оценку проводили два рентгенолога, на момент начала исследования с опытом 8 лет и 4 года в абдоминальной лучевой диагностике. Мы намеренно выбирали врачей с различием в опыте в 2 раза, для поиска возможной разницы в интерпретации данных. Тем не менее, значимой разницы в оценках найдено не было. В случае несовпадения оценок, в результаты выносилась худшая оценка. Оценки уровня шума при стандартной реконструкции значимо не отличались друг от друга в группах «120 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 90 мл КВ». В то же время, объективное повышение шума в группе «100 кВ – 65 мл КВ» отразилось на оценках исследователей, которые значимо отличались в худшую сторону от оценок в группе «120 кВ – 90 мл КВ». В подгруппах «ОБП \leq 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». В подгруппе «ОБП \leq 90 см». В 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 [29,32]. 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 [62,87,96].

Сложилась иная картина с визуализацией непосредственно таргетных 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, р=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 – 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≤90 см» и «ОБП>90см», мы не обнаружили значимой разницы в оценках визуализации новообразований внутри групп. Примеры визуализации новообразований на рис. 4.5-4.7.

Использование АИР позволяло улучшить визуализацию новообразований печени и поджелудочной железы, в особенности это касается мелких новообразований с нечеткими контурами, наиболее сложных для диагностики.

79

Оценки визуализации новообразований значимо вырастали при применении алгоритмов итеративной реконструкции, рис. 4.8-4.10.



Рисунок 4.5 – Кистозное новообразование головки ПЖ у пациентки в группе «120 кВ – 90 мл КВ». Оценка визуализации при стандартной реконструкции – «3». ОБП 92 см. Н- нативная, А-артериальная, В- венозная, О – отсроченная фазы сканирования

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.



Рисунок 4.6 – Артериальная фаза контрастирования. Гемангиома печени у пациентки группы «100 кВ – 90 мл КВ». ОБП 95 см. Оценки визуализации – «3» при всех реконструкциях (FBP, ИР4-6)



Рисунок 4.7 – Артериальная фаза контрастирования. Гемангиома печени у пациентки в группе «100 кВ – 65 мл КВ». ОБП 72 см. Оценки «3» при всех реконструкциях (FBP, ИР4-6)



Рисунок 4.8 – 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». Dn – КТ-плотность, SD-шум

Как побочный, но весьма полезный эффект, мы использовали улучшенное поглощение фотонов рентгеновского излучения атомами йода для повышения контрастности изображений при применении модифицированных протоколов.

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» было 11 визуализировались гиподенсные новообразования.

Были отмечены единичные наблюдения в группе «100 кВ – 65 мл КВ», в которых применение АИР не улучшало визуализацию новообразования (рис. 4.11). Тем не менее, статистически значимой разницы в оценках отмечено не было.



Рисунок 4.9 – Артериальная фаза контрастирования. 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»

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. В группе «100 кВ – 65 мл КВ» оценки гиперденсных новообразований также были выше оценок гиподенсных новообразований, однако статистически значимой разницы обнаружено не было. 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.



Рисунок 4.10 – 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»

Нельзя не отметить, что для мелких гиподенсных новообразований применение протоколов групп «100 кВ – 90 мл КВ» и «100 кВ – 65 мл КВ» 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. [24].



Рисунок 4.11 – 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 уровнях реконструкции изображений

При проведении этого исследования нами не ставилась цель максимально снизить лучевую нагрузку. 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 [8,53,62]. Помимо этого, в одном исследовании лучевая нагрузка при использовании модифицированного протокола «низкой дозы» с напряжением 80 кВ, не только не снизилась, но и возросла [66]. 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).

Наше исследование показало, что на сегодняшний день повседневное применение «стандартных» протоколов КТ-сканирования 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 значимо снизиться. При этом такой протокол сканирования должен быть легко освоен персоналом отделения, применяться ежедневно в повседневной работе. Применение «стандартного» протокола сканирования оправданно в лишь в случаях отсутствия возможности применить все технологии, описанные в нашем исследовании – снижение напряжения на рентгеновской трубке томографа, использование 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.

выводы

1. Примененные в исследовании модифицированные протоколы MCKT «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.

4. Улучшенная визуализация новообразований, в большей степени, гиперваскулярных, 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 значимо 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 вводимого контрастного снизить количество вещества, что соответствует применению протокола «100 кВ – 65 мл КВ». Также протокол случае необходимости проведения фистулографии рекомендован В 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 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
- УЗД ультразвуковая диагностика
- ЭД эффективная доза

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аксель Е. М. IV Российская онкологическая конференция. Статистика рака поджелудочной железы. Российский онкологический научный центр им. НН Блохина РАМН, Москва/ЕМ Аксель, ТИ Ушакова [Электронный ресурс] //Российский онкологический научный центр им. НН Блохина РАМН, Москва. [сайт] (http://www.rosoncoweb.ru/library/congress/ru/04/08.php., дата обращения 20 мая 2018 г.)

2. Афанасьев С. Г., Тузиков С. А. Нерезектабельные опухоли печени (обзор литературы) //Сибирский онкологический журнал. – 2006. – №. 1. С. 49-54.

3. Баженова Ю. В. Современные аспекты деятельности службы лучевой диагностики в Российской Федерации //Сибирский медицинский журнал. – 2015. – Т. 134. – №. 3. – С. 78-81.

4. Вальстрем Б. Излучение, здоровье и общество. –МАГАТЭ, 1998–. 56 с.

5. Зогот С. Р., Акберов Р. Ф., Михайлов М. К. Спиральная компьютернотомографическая ангиография в оценке васкуляризации и степени злокачественности гепатоцеллюлярного рака //Казанский медицинский журнал. – 2013. – Т. 94. – №. 6. – С. 858-868

6. Каприн А.Д., Старинский В.В., Петров Г.В. Злокачественные новообразования в России в 2015 году (заболеваемость и смертность). М.: МНИОИ им. П.А. Герцена, филиал ФГБУ «НМИРЦ» Минздрава России, 2017. — 250 с.

7. Кармазановский Г. Г., Ревишвили А. Ш. Факторы риска и патофизиология контраст-индуцированной нефропатии после мультиспиральной компьютерной томографии с контрастным усилением //Медицинская визуализация. – 2017. – №. 1. – С. 103-115.

8. Кондратьев Е. В. Оптимизация лучевой нагрузки на пациента при проведении КТ В ангиографии аорты и периферических артерий //Медицинская визуализация. – 2012. – №. 3. – С. 41-50.

9. Кондратьев Е.В. Оптимизация протоколов мультиспиральной компьютернотомографической ангиографии: автореф. Дисс. канд. мед. наук — М., 2013; 21 С.

10.Рак. Информационный бюллетень ВОЗ Февраль 2017 г. [Электронныйресурс]//ВсемирнаяорганизацияЗдравоохранения[сайт].(http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/ru/, дата обращения 20 мая 2018)

11. Синицын В. Е., Мершина Е.А., Архипова И.М. и др. Возможности снижения лучевой нагрузки при проведении МСКТ коронарных артерий //Диагностическая и интервенционная радиология. – 2011. – Т. 5. – №. 1. – С. 21-29.

12. Синицын В. Е., Комарова М. А., Мершина Е. А. Сравнение низкой и высокой концентрации (270 и 320 мг йода/мл) изоосмолярного йодсодержащего контрастного препарата при выполнении многосрезовой компьютерно-

томографической коронарографии: одноцентровое проспективное слепое рандомизированное исследование //Вестник рентгенологии и радиологии. – 2016. – №. 4. – С. 5-12.

13. Тюрин И.Е. Лучевая диагностика в Российской Федерации в 2016 г. //Вестник рентгенологии и радиологии. – 2017. – №4 – С. 219-226.

14. Шимановский Н. Л. Контрастные средства: рук. по рацион. применению. – ГЭОТАР-Медиа, 2009. – С. 169-171.

15. Яргин С. В. Компьютерная томография: технические аспекты качества исследований и лучевой нагрузки // Молодой ученый. — 2013. — №4. — С. 106-109.

16. Al-Hawary M. M., Kaza R. K., Platt J. F. CT enterography: concepts and advances in Crohn's disease imaging //Radiologic Clinics. -2013. - Vol. 51. - N_{\odot} . 1. - P. 1-16.

17. Amis E. S. Butler P.F., Applegate K.E. et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine //Journal of the American college of radiology. $-2007. - Vol. 4. - N_{\odot}. 5. - P. 272-284.$

18. Andersen A. H., Kak A. C. Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART): a superior implementation of the ART algorithm //Ultrasonic imaging. -1984. - Vol. 6. - No. 1. - P. 81-94.

19. Ashton J. R., West J. L., Badea C. T. In vivo small animal micro-CT using nanoparticle contrast agents //Frontiers in pharmacology. – 2015. – Vol. 6. – P. 256

20. Assareh A., Yazdankhah S., Majidi S. et al. Contrast induced nephropathy among patients with normal renal function undergoing coronary angiography //Journal of renal injury prevention. -2016. -Vol. 5. - No. 1. - P. 21.

21. Baker M. E. Dong F., Primak A. et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full-and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver //American Journal of Roentgenology. $-2012. - Vol. 199. - N_{\odot} \cdot 1. - P. 8-18.$

22. Brenner D. J., Hall E. J. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure //New England Journal of Medicine. – 2007. – Vol. 357. – №. 22. – P. 2277-2284.

23. Cardis E., Vrijheid M., Blettner M. et al. The 15-Country Collaborative Study of Cancer Risk among Radiation Workers in the Nuclear Industry: estimates of radiation-related cancer risks //Radiation research. $-2007. - Vol. 167. - N_{\odot}. 4. - P. 396-416.$

24. Chang W., Lee J.M., Lee K. et al. Assessment of a model-based, iterative reconstruction algorithm (MBIR) regarding image quality and dose reduction in liver computed tomography //Investigative radiology. -2013. -Vol. 48. $-N_{2}$. 8. -P. 598-606. 25. Chipiga L., Bernhardsson C. Patient doses in computed tomography examinations in two regions of the Russian Federation //Radiation protection dosimetry. -2016. -Vol. 169. $-N_{2}$. 1-4. -P. 240-244.

26. Choi J. W., Lee J.M., Yoon J.H. et al. Iterative reconstruction algorithms of computed tomography for the assessment of small pancreatic lesions: phantom study //Journal of computer assisted tomography. -2013. - Vol. 37. - No. 6. - P. 911-923.

27. Deak P. D., Langner O., Lell M. et al. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT //Radiology. $-2009. -Vol. 252. -N_{\odot}. 1. -P. 140-147.$

28. Deák Z., Grimm J.M., Treitl M. et al. Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: an experimental clinical study //Radiology. -2013. - Vol. 266. - No. 1. - P. 197-206.

29. El-Ghar M. E. A., Shokeir A.A., Refaie H.F. et al. Low-dose unenhanced computed tomography for diagnosing stone disease in obese patients //Arab journal of urology. -2012. - Vol. 10. - No. 3. - P. 279-283.

30. Fletcher J. G., Hara A.K., Fidler J.L. et al. Observer performance for adaptive, image-based denoising and filtered back projection compared to scanner-based iterative reconstruction for lower dose CT enterography //Abdominal imaging. -2015. -Vol. 40. $-N_{\odot}$. 5. -P. 1050-1059.

31. Funama Y., Awai K., Nakayama Y. et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study //Radiology. $-2005. -Vol. 237. -N_{\odot}. 3. -P. 905-910.$ 32. Gervaise A., Naulet P., Beuret F. 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. $-2014. -Vol. 202. -N_{\odot}. 3. -P. 553-560$

33. Gilbert P. Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections //Journal of theoretical biology. -1972. -Vol. 36. $-N_{2}$. 1. -P. 105-117. 34. Gonzalez-Guindalini F. D., Ferreira Botelho M.P., Töre H.G. et al. MDCT of chest, abdomen, and pelvis using attenuation-based automated tube voltage selection in combination with iterative reconstruction: an intrapatient study of radiation dose and image quality //American Journal of Roentgenology. -2013. -Vol. 201. $-N_{2}$. 5. -P. 1075-1082.

35. Goo H. W. CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists //Korean journal of radiology. -2012. -Vol. 13. $-N_{\odot}$. 1. -P. 1-11.

36. Gordon R., Bender R., Herman G. T. Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography //Journal of theoretical Biology. $-1970. - Vol. 29. - N_{\odot}. 3. - P. 471-481.$

37. Greffier J., Macri F., Larbi A. et al. Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: what is the impact on deformation of circular structures in phantom study? //Diagnostic and interventional imaging. -2016. - Vol. 97. - No. 2. - P. 187-196.

38. Habibzadeh M. A., Ay M.R., Asl A.R. et al. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies //Physica Medica: European Journal of Medical Physics. -2012. -Vol. 28. $-N_{\odot}$. 3. -P. 191-199

39. Hara A. K., Paden R.G., Silva A.C. et al. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study //American Journal of Roentgenology. $-2009. - Vol. 193. - N_{\odot}. 3. - P. 764-771.$

40. Hara A. K., Johnson C.D., Reed J.E. et al. Reducing data size and radiation dose for CT colonography //AJR. American journal of roentgenology. -1997. - Vol. 168. - N_{2} . 5. - P. 1181-1184.

41. Holmquist F., Nyman U., Siemund R. et al. Impact of iterative reconstructions on image noise and low-contrast object detection in low kVp simulated abdominal CT: a phantom study //Acta Radiologica. -2016. -Vol. 57. $-N_{2}$. 9. -P. 1079-1088.

42. Hwang I., Cho J.Y., Kim S.Y. et al. Low tube voltage computed tomography urography using low-concentration contrast media: Comparison of image quality in conventional computed tomography urography //European journal of radiology. -2015. - Vol. 84. - No. 12. - P. 2454-2463.

43. Ionizing radiation exposure of the population of the United States // National Council on Radiation Protection and Measurements. -2009.- NCRP Report No 160

44. Jaffe T. A., Gaca A.M., Delaney S. et al. Radiation doses from small-bowel followthrough and abdominopelvic MDCT in Crohn's disease //American Journal of Roentgenology. $-2007. - Vol. 189. - N_{\odot}. 5. - P. 1015-1022.$

45. Kalva S. P., Sahani D.V., Hahn P.F. et al. Using the K-edge to improve contrast conspicuity and to lower radiation dose with a 16-MDCT: a phantom and human study //Journal of computer assisted tomography. -2006. - Vol. 30. - N_{\odot} . 3. - P. 391-397.

46. Kanematsu M., Goshima S., Kawai N. et al. Low-iodine-load and low-tube-voltage CT angiographic imaging of the kidney by using bolus tracking with saline flushing //Radiology. -2014. - Vol. 275. - No. 3. - P. 832-840.

47. Kanematsu M., Goshima S., Miyoshi T. et al. Whole-body CT angiography with low tube voltage and low-concentration contrast material to reduce radiation dose and iodine load //American Journal of Roentgenology. -2014. - Vol. 202. - No. 1. - P. W106-W116

48. Khawaja R.D.A., Singh S., Blake M. et al. Ultra-low dose abdominal MDCT: using a knowledge-based Iterative Model Reconstruction technique for substantial dose reduction in a prospective clinical study //European journal of radiology. -2015. - Vol. 84. $- N_{2}$. 1. - P. 2-10.

49. Kondratyev E., Karmazanovsky G. Low radiation dose 256-MDCT angiography of the carotid arteries: effect of hybrid iterative reconstruction technique on noise, artifacts, and image quality //European journal of radiology. -2013. -Vol. 82. $-N_{2}$. 12. -P. 2233-2239.

50. Lambert L., Ourednicek P., Jahoda J. et al. Model-based vs hybrid iterative reconstruction technique in ultralow-dose submillisievert CT colonography //The British journal of radiology. -2015. - Vol. 88. - No. 1048. - P. 20140667.

51. Little M. P., Wakeford R., Tawn E.J. et al. Risks associated with low doses and low dose rates of ionizing radiation: why linearity may be (almost) the best we can do //Radiology. - 2009. - Vol. 251. - No. 1. - P. 6-12.

52. Lubner M. G., Pickhardt P.J., Kim D.H. et al. Prospective evaluation of prior image constrained compressed sensing (PICCS) algorithm in abdominal CT: a comparison of reduced dose with standard dose imaging //Abdominal imaging. -2015. -Vol. 40. $-N_{\odot}$. 1. -P. 207-221.

53. 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 //European radiology. $-2013. - Vol. 23. - N_{\odot}. 12. - P. 3325-3335.$

54. Marin D., Nelson R.C., Barnhart H. 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. -Vol. 256. $-N_{\odot}$. 2. -P. 450-459.

55. Marin D., Nelson R.C., Samei E. et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection—initial clinical experience //Radiology. $-2009. - Vol. 251. - N_{\odot}. 3. - P. 771-779.$

56. Marin D., Nelson R.C., Schindera S.T. et al. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm--initial clinical experience //Radiology. $-2010. - Vol. 254. - N_{\odot} \cdot 1. - P. 145-153.$

57. Menzel H., Schibilla H., Teunen D. European guidelines on quality criteria for computed tomography //Luxembourg: European Commission. – 2000. – Vol. 16262.

58. Mettler Jr F. A., Bhargavan M., Faulkner K. et al. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources—1950–2007 //Radiology. – 2009. – Vol. 253. – №. 2. – P. 520-531.

59. Millon D., Vlassenbroek A., Van Maanen A.G. et al. Low contrast detectability and spatial resolution with model-based Iterative reconstructions of MDCT images: a phantom and cadaveric study //European radiology. -2017. - Vol. 27. - No. 3. - P. 927-937.

60. Nakaura T., Awai K., Maruyama N. et al. Abdominal dynamic CT in patients with renal dysfunction: contrast agent dose reduction with low tube voltage and high tube

current-time product settings at 256-detector row CT //Radiology. $-2011. - Vol. 261. - N_{2}. 2. - P. 467-476.$

61. Nakaura T., Nakamura S., Maruyama N. et al. Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256–detector row CT: effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality //Radiology. -2012. -Vol. 264. $-N_{\odot}$. 2. -P. 445-454.

62. Nakayama Y., Awai K., Funama Y. et al. Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography //American Journal of Roentgenology. -2006. - Vol. 187. - No. 5. - P. W490-W497

63. Namimoto T., Oda S., Utsunomiya D. et al. Improvement of Image Quality at Low– Radiation Dose and Low–Contrast Material Dose Abdominal CT in Patients With Cirrhosis: Intraindividual Comparison of Low Tube Voltage With Iterative Reconstruction Algorithm and Standard Tube Voltage //Journal of computer assisted tomography. – 2012. – Vol. 36. – No. 4. – P. 495-501.

64. National Research Council et al. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2. – National Academies Press, 2006. – Vol. 7.

65. Newhouse J. H., Kho D., Rao Q.A. et al. Frequency of serum creatinine changes in the absence of iodinated contrast material: implications for studies of contrast nephrotoxicity //American Journal of Roentgenology. -2008. - Vol. 191. - No. 2. - P. 376-382

66. Noda Y., Kanematsu M., Goshima S. 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 //European journal of radiology. -2015. - Vol. 84. - No. 1. - P. 11-18.

67. Noda Y., Kanematsu M., Goshima S. et al. Reduction of iodine load in CT imaging of pancreas acquired with low tube voltage and an adaptive statistical iterative reconstruction technique //Journal of computer assisted tomography. -2014. -Vol. 38. $-N_{\odot}$. 5. -P. 714-720

68. O'Daniel J. C., Stevens D. M., Cody D. D. Reducing radiation exposure from survey CT scans //American Journal of Roentgenology. – 2005. – Vol. 185. – №. 2. – P. 509-515.

69. Padole A., Ali Khawaja R.D., Kalra M.K. et al. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques //American Journal of Roentgenology. -2015. - Vol. 204. - N_{2} . 4. - P. W384-W392.

70. Patino M., Fuentes J.M., Hayano K. A et al. A quantitative comparison of noise reduction across five commercial (hybrid and model-based) iterative reconstruction techniques: an anthropomorphic phantom study //American Journal of Roentgenology. – 2015. – Vol. 204. – No. 2. – P. W176-W183.

71. Patino M., Fuentes J.M., Singh S. et al. Iterative reconstruction techniques in abdominopelvic CT: technical concepts and clinical implementation //American Journal of Roentgenology. $-2015. - Vol. 205. - N_{\odot}. 1. - P. W19-W31.$

72. Pierce D. A., Preston D. L. Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors //Radiation research. -2000. - Vol. 154. - No. 2. - P. 178-186.

73. Pourjabbar S., Singh S., Kulkarni N. et al. Dose reduction for chest CT: comparison of two iterative reconstruction techniques //Acta Radiologica. – 2015. – Vol. 56. – №. 6. – P. 688-695.

74. Pregler B., Beyer L.P., Teufel A. et al. Low Tube Voltage Liver MDCT with Sinogram-Affirmed Iterative Reconstructions for the Detection of Hepatocellular Carcinoma //Scientific reports. $-2017. - Vol. 7. - N_{\odot}. 1. - P. 9460.$

75. Preston D. L., Ron E., Tokuoka S. et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998 //Radiation research. – 2007. – Vol. 168. – №. 1. – P. 1-64.

76. Prokesch R.W., Chow L.C., Beaulieu C.F. et al. Isoattenuating pancreatic adenocarcinoma at multi-detector row CT: secondary signs //Radiology. – 2002.– Vol. 224. – P. 764–768

77. Sagara Y., Hara A.K., Pavlicek W. et al. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients //American Journal of Roentgenology. $-2010. - Vol. 195. - N_{\odot}. 3. - P. 713-719.$

78. Schindera S. T., Nelson R.C., Toth T.L. et al. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: phantom study //American Journal of Roentgenology. -2008. - Vol. 190. - No. 2. - P. W100-W105.

79. Schindera S. T., Nelson R.C., Mukundan S. Jr. et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multi-detector row CT for enhanced detection—phantom study //Radiology. $-2008. - Vol. 246. - N_{\odot}. 1. - P. 125-132.$

80. Seeram E. Radiation dose in computed tomography //Radiologic technology. – 1999. – Vol. 70. – №. 6. – P. 534-52; quiz 553-6.

81. Shen Y., Hu X., Zou X. et al. Did low tube voltage CT combined with low contrast media burden protocols accomplish the goal of "double low" for patients? An overview of applications in vessels and abdominal parenchymal organs over the past 5 years //International journal of clinical practice. $-2016. - Vol. 70. - N_{\odot}. 9B.$

82. Singh S., Kalra M.K., Hsieh J. et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques //Radiology. $-2010. - Vol. 257. - N_{\odot}. 2. - P. 373-383.$

83. Singh S., Kalra M.K., Do S. et al. Comparison of hybrid and pure iterative reconstruction techniques with conventional filtered back projection: dose reduction potential in the abdomen //Journal of computer assisted tomography. -2012. - Vol. 36. - No. 3. - P. 347-353.

84. Smith-Bindman R., Lipson J., Marcus R. et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer //Archives of internal medicine. $-2009. - Vol. 169. - N_{\odot}. 22. - P. 2078-2086.$

85. Smith-Bindman R., Moghadassi M., Wilson N. et al. Radiation doses in consecutive CT examinations from five University of California Medical Centers //Radiology. -2015. -Vol. 277. $-N_{\odot}$. 1. -P. 134-141.

86. Sodickson A., Baeyens P.F., Andriole K.P. et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults //Radiology. $-2009. - Vol. 251. - N_{\odot}. 1. - P. 175-184.$

87. Takahashi H., Okada M., Hyodo T. et al. Can low-dose CT with iterative reconstruction reduce both the radiation dose and the amount of iodine contrast medium in a dynamic CT study of the liver? //European journal of radiology. -2014. -Vol. 83. $-N_{\odot}$. 4. -P. 684-691.

88. Toth T. L., Bromberg N.B., Pan T.S. et al. A dose reduction x-ray beam positioning system for high-speed multislice CT scanners //Medical physics. – 2000. – Vol. 27. – №. 12. – P. 2659-2668

89. Trivedi H. S., Moore H., Nasr S. et al. A randomized prospective trial to assess the role of saline hydration on the development of contrast nephrotoxicity //Nephron Clinical Practice. $-2003. - Vol. 93. - N_{\odot}. 1. - P. c29-c34$

90. Tubiana M., Feinendegen L.E., Yang C. et al. The linear no-threshold relationship is inconsistent with radiation biologic and experimental data //Radiology. -2009. -Vol. $251. - N_{\odot}. 1. - P. 13-22.$

91. Tubiana M., Aurengo A. Dose–effect relationship and estimation of the carcinogenic effects of low doses of ionising radiation: the Joint Report of the Académie des Sciences (Paris) and of the Académie Nationale de Médecine //International Journal of Low Radiation. -2006. - Vol. 2. - No. 3-4. - P. 135-153.

92. U.S. EPA Radiation Education Activities: Radiation Exposure P. 22-24 [Электронный ресурс] (<u>https://www3.epa.gov/radtown/docs/radiation-exposure-activties.pdf</u>, дата обращения 8 мая 2018)

93. Verdun F. R., Bochud F., Gundinchet F. et al. Quality initiatives radiation risk: what you should know to tell your patient //Radiographics. -2008. - Vol. 28. - No. 7. - P. 1807-1816.

94. Willemink M. J., Leiner T., de Jong P.A. et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality //European radiology. -2013. - Vol. 23. - No. 6. - P. 1632-1642.

95. Winklehner A., Goetti R., Baumueller S. et al. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: improved dose effectiveness //Investigative radiology. -2011. - Vol. 46. - No. 12. - P. 767-773.

96. Yanaga Y., Awai K., Nakaura T. et al. Hepatocellular carcinoma in patients weighing 70 kg or less: initial trial of compact-bolus dynamic CT with low-dose contrast material at 80 kVp //American Journal of Roentgenology. $-2011. - Vol. 196. - N_{\odot}. 6. - P. 1324-1331.$

97. Yoon M. A., Kim S.H., Lee J.M. et al. Adaptive statistical iterative reconstruction and Veo: assessment of image quality and diagnostic performance in CT colonography at various radiation doses //Journal of computer assisted tomography. -2012. -Vol. 36. $-N_{\odot}$. 5. -P. 596-601.

98. Yu L., Fletcher J.G., Grant K.L. et al. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in vascular and contrast-enhanced abdominopelvic CT //American Journal of Roentgenology. -2013. - Vol. 201. - No. 2. - P. W297-W306.

99. Yu L., Li H., Fletcher J.G. et al. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in CT: a general strategy //Medical physics. -2010. - Vol. 37. - No. 1. - P. 234-243.

100. Yuan R., Shuman W.P., Earls J.P. et al. Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography—a prospective randomized trial //Radiology. -2012. -Vol. 262. $-N_{\odot}$. 1. -P. 290-297.

101. Zhang H., Ma Y., Lyu J. et al. Low kV and Low Concentration Contrast Agent with Iterative Reconstruction of Computed Tomography (CT) Coronary Angiography: A Preliminary Study //Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research. – 2017. – Vol. 23. – P. 5005.