

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР
ИМЕНИ В.А. АЛМАЗОВА» МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

БЕРКОВИЧ
ГЛЕБ ВЛАДИМИРОВИЧ

ВОЗМОЖНОСТИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ
ИТЕРАТИВНЫХ РЕКОНСТРУКЦИЙ В ВЫЯВЛЕНИИ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ
ИЗМЕНЕНИЙ В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ У ПАЦИЕНТОВ, ПЕРЕНЕСШИХ
ОПЕРАТИВНЫЕ ВМЕШАТЕЛЬСТВА НА СЕРДЦЕ

14.01.13 – лучевая диагностика, лучевая терапия

ДИССЕРТАЦИЯ
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, профессор
Труфанов Геннадий Евгеньевич

Санкт-Петербург – 2021

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	4
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ПРОБЛЕМЫ ОПТИМИЗАЦИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ДИАГНОСТИКЕ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ КАРДИОХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	17
1.1 Общие вопросы применения компьютерной томографии в РФ	17
1.2 Особенности послеоперационного периода пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце.....	20
1.3 Методы лучевой диагностики, применяемые для оценки состояния органов грудной клетки в послеоперационном периоде у пациентов после кардиохирургических вмешательств.....	24
1.3.1 Особенности лучевой диагностики внутрибольничной пневмонии у пациентов после кардиохирургических вмешательств	24
1.3. 2 Особенности лучевой диагностики осложнений в зоне оперативного вмешательства у пациентов после кардиохирургических операций.....	29
1.4 Оценка радиационных рисков при компьютерной томографии	31
1. 5 Основные принципы обеспечения радиационной безопасности при медицинском облучении.....	33
1.6 Вопросы оптимизации в компьютерной томографии органов грудной клетки.....	37
1.7 Современные подходы к оценке качества изображения в компьютерной томографии	42
1.8 Характеристика технологии реконструкции компьютерно- томографического изображения	47
1.9 Заключение	52
ГЛАВА 2. ХАРКТЕРИСТИКА МЕТОДИКИ ИССЛЕДОВАНИЯ И ОБСЛЕДОВАННЫХ ПАЦИЕНТОВ	53
2.1 Характеристика оборудования и протоколов исследования	53

2.2 Этапы экспериментальной работы.....	55
2.3 Характеристики обследованных пациентов. Критерии включения и исключения	71
2.4 Методика экспертной оценки качества изображения	75
2.5 Статистический анализ	78
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА КТ ИЗОБРАЖЕНИЯ НИЗКОДОЗОВЫХ КТ-ПРОТОКОЛОВ У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ КАРДИОХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ.....	80
3.1 Результаты оценки физико-технических параметров качества изображения на аккредитационном фантоме.....	80
3.2 Результаты экспертной оценки качества КТ-изображения на антропоморфном фантоме.....	88
3.3 Сравнение результатов оценки физико-технических параметров и экспертной оценки качества изображения	96
3.4 Результаты оценки качества КТ-изображений в рамках клинического этапа.....	99
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ.....	132
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	141
ВЫВОДЫ.....	144
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	145
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	146
ПРИЛОЖЕНИЯ.....	171

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ИИ – ионизирующее излучение

ИР – итеративные реконструкции

КТ – компьютерная томография

CNR – соотношение контраст-шум, contrast to noise ratio

FBP – метод фильтра обратных проекций, filtered back projection

IC – оценка соответствия критериям качества, image criteria

iDose – гибридные итеративные реконструкции, торговое название

IMR – модельные итеративные реконструкции, interactive model reconstruction

MTF – функции передачи модуляции, modulation transfer function

NPS – шумовой спектр, noise power spectrum

SNR – соотношение сигнал-шум, signal to noise ratio

VGA – оценка по внешним признакам, visual grading analysis,

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

В последние годы в Российской Федерации (РФ) и зарубежных странах отмечается тенденция к росту уровней облучения пациентов при медицинском облучении (Петреев И.В., 2017; Маткевич Е.И., Иванов И.В., 2018; Онищенко Г.Г. и соавт., 2019; Rehani M.M. et al., 2020; Tsovyanov A.G. et al., 2021). Это обусловлено в первую очередь широким применением рентгеновской компьютерной томографии (КТ) в связи с ее высокой информативностью и относительной доступностью (Suliman A., et al., 2021; Postorino M., et al., 2021; Tsovyanov A.G. et al., 2021). По данным формы 3-ДОЗ системы ЕСКИД за 2017 год доля КТ в количественном выражении в РФ составила 3,64%, при этом ее вклад в формирование коллективной дозы от медицинского облучения превышает 50% (Балонов М.И. и соавт., 2018). За последние 5 лет вклад КТ в коллективную дозу вырос с 34% в 2013 до 50,5% в 2018 г., при этом индивидуальная доза увеличилась на 40% (Онищенко Г.Г. и соавт., 2019).

Компьютерно-томографические (КТ-) исследования ассоциированы с высокими индивидуальными дозами облучения пациентов, которые варьируют от 2 мЗв при КТ головного мозга до 90,4 мЗв при мультифазном сканировании органов брюшной полости (Кондратьев Е.В., 2013). Также актуальной проблемой остается проведение многократных повторных КТ-исследований пациентов, находящихся на обследовании и лечении в стационарах. Суммарная эффективная доза для таких пациентов может превышать 100 мЗв (Rehani M.M. et al., 2020). По данным некоторых авторов до 2% злокачественных новообразований могут быть связаны с медицинским облучением (Suliman A., et al., 2021). В связи с этим применение КТ должно сопровождаться оптимизацией радиационной защиты пациентов (Чипига Л.А., 2019; Морозов С.П., 2020; Rehani M.M. et al., 2020; Suliman A., et al., 2021). Однако, снижение доз облучения в лучевой диагностике всегда сопровождается снижением качества изображения, что требует изучения диагностической

значимости низкодозовых протоколов и установления показаний к их применению (Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Иванов И.В, 2015).

Компьютерная томография органов грудной клетки является одним из наиболее часто проводимых лучевых исследований. В последние годы, в связи с распространением новой коронавирусной инфекции, количество проводимых КТ сканирований органов грудной клетки продолжает увеличиваться в связи с использованием в качестве метода диагностики первой линии или даже для скрининга (Сперанская А.А., 2020). Медианные значения эффективной дозы при этом исследовании в РФ варьируют в пределах 4,2-4,8 мЗв по данным ЗДОЗ за 2015-2020г, а по данным отдельных авторов могут достигать 8,2 мЗв, (Smith-Bindman R. et al., 2009). При этом благодаря высокой естественной контрастности структур, возможна разработка низкодозовых оптимизированных протоколов КТ органов грудной клетки с сохранением диагностического качества изображения (Маткевич Е.И. и соавт., 2018; Tack D., 2010).

В кардиохирургических стационарах КТ органов грудной клетки является методом выбора при подозрении на наличие инфекционного процесса у пациентов после оперативных вмешательств (Попов Д.А., 2013; Hota P. et al., 2018; Foldyna B. et al., 2019). Диагностический процесс у таких пациентов осложняется схожестью клинических и рентгенологических признаков нормальных послеоперационных изменений с инфекционными осложнениями (Hota P. et al., 2018; Foldyna B. et al., 2019), особенно в первые 3 недели после операции, что в ряде случаев требует проведения повторных или даже многократных КТ-исследований (Гельфанд Б.Р., 2016). Помимо этого, актуальной задачей является выявление начальных слабовыраженных проявлений воспалительных изменений в легочной ткани (Тюрин И.Е., 2013). Однако при использовании оптимизированных протоколов с неконтролируемым снижением это становится затруднительно в связи с ухудшением качества КТ-изображения (Martini K. et al., 2015; Scholten E.T. et al., 2015).

В последние годы перспективным направлением является использование алгоритмов итеративной реконструкции КТ-изображений (Вишневская А.В.,

Кондратьев Е.В., 2013; Geyer L.L. et al., 2015; Jensen K. et al., 2015; Hata A. et al., 2016; Stiller W., 2018; Sulieman A., et al., 2021).

Таким образом, актуальным вопросом является разработка низкодозовых протоколов сканирования органов грудной клетки, которые обладали бы доказанной диагностической ценностью в выявлении патологических изменений у пациентов после кардиохирургических вмешательств при сохранении минимальной лучевой нагрузки.

Степень разработанности темы

Вопросы оптимизации КТ органов грудной клетки, в том числе с применением итеративных реконструкций широко описаны в зарубежных источниках (Higuchi K. et al., 2013; Löve A., 2013; Goenka A.H. et al., 2014; Laqmani A. et al., 2016). Однако эти публикации не учитывают специфику выявления изменений в грудной клетке у пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства. Большинство исследований проведены с использованием фантомов, примитивно имитирующих тело пациента (Pontana F. et al., 2011; Löve A., 2013; Mathieu K.B. et al., 2014; Sakai N. et al., 2015; Laqmani A. et al., 2016). Результаты таких исследований не могут быть полноценно экстраполированы на пациентов. Часто авторы оценивают преимущественно физико-технические параметры изображения, в меньшей степени уделяя внимание диагностической значимости (Martini K. et al., 2015; Laqmani A. et al., 2016; Sauter A. et al., 2016). Другие авторы, наоборот, уделяют внимание преимущественно экспертной оценке качества изображений без сравнения с объективными параметрами качества (Вишневская А.В., Кондратьев Е.В., 2013; Martini K. et al., 2015; Martini K. et al., 2017). Отсутствуют работы, которые бы демонстрировали комплексный подход к процессу оптимизации с комбинацией оценки физико-технических параметров качества и экспертной оценки качества изображения врачами-экспертами, проведения эксперимента на фантомах с дальнейшим переносом результатов на пациентов.

Кроме того, не указываются конкретные минимальные значения дозовых характеристик, которые доказано позволяли бы получать изображения диагностического качества. Отдельные авторы рекомендуют использовать для визуализации пневмоний низкодозовую КТ, однако при этом указывают на риск пропуска патологических изменений при использовании протоколов КТ со сниженной дозой и призывают использовать их с осторожностью (Beigelman-Aubry С., Schmidt S., 2016).

В отечественной литературе публикации по вопросу оптимизации в КТ носят описательный характер (Кондратьев Е.В., 2012; Вишневская А.В., Кондратьев Е.В., 2013; Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Иванов И.В., 2015; Гомболевский В.А., 2018; Чипига Л.А., 2019; Морозов С.П., 2020).

Так, Маткевич Е.И и соавт., (2018) в своей работе обращают внимание на возможности использования оптимизированных низкодозовых настроек с программами итеративной реконструкции в целях сохранения диагностической значимости и качества изображений. Однако авторы не указывают насколько именно можно снижать дозы облучения пациентов без значимого снижения качества изображения, и по каким параметрам его оценивать. Кондратьев Е.В. (2012) также отмечает сложность в оценке качества КТ-изображения в виду множества факторов, влияющих на него влияние и субъективизма врача-рентгенолога. Вишневская А.В., и Кондратьев Е.В., (2013) указывают, что при разработке оптимизированных КТ-протоколов следует учитывать, что дозы облучения пациентов не должны снижаться за счет снижения диагностической значимости исследований.

В вопросе применения итеративных реконструкций в литературе нет однозначного мнения. В части публикаций они признаются одним из наиболее перспективных методов поддержания качества КТ-изображения при снижении уровня доз облучения пациентов (Маткевич Е.И и соавт., 2018; Voas F.E., Fleischmann D., 2012; den Harder A.M et al., 2015). Однако другие публикации свидетельствуют о неоднозначном влиянии итеративных реконструкций на

качество КТ-изображения (Laqmani A. et al., 2016; Aurumskjöld M-L. et al., 2017; Andersen H.K. et al., 2018; Afadzi M. et al., 2020).

Таким образом, отмечается низкая разработанность темы по конкретным параметрам протоколов КТ, которые позволяли бы получать изображения диагностического качества, в частности у пациентов после кардиохирургических вмешательств, с применением алгоритмов итеративных реконструкций.

Цель исследования

Оптимизация протоколов КТ-сканирования органов грудной клетки у пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства.

Задачи исследования

1. Провести анализ выявляемых при КТ органов грудной клетки изменений у пациентов после кардиохирургических вмешательств.
2. Разработать методику оценки качества КТ органов грудной клетки для данной группы пациентов.
3. Оценить влияние различных алгоритмов реконструкций на качество КТ-изображения.
4. Оценить потенциал снижения дозы для КТ органов грудной клетки за счет изменений параметров сканирования и применения итеративных реконструкций, разработать низкодозовый КТ-протокол для выявления послеоперационных изменений у пациентов после кардиохирургических вмешательств.
5. Определить нижние границы снижения дозы облучения для КТ органов грудной клетки у пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства.

Научная новизна

Разработана методика оптимизации проведения КТ органов грудной клетки, учитывающая параметры настроек протоколов сканирования, дозы облучения пациентов и качество КТ-изображения.

Впервые в отечественной практике разработана многоэтапная комплексная методика экспертной оценки качества КТ-изображения, включающая анализ физико-технических параметров изображения на аккредитационном фантоме, а также оценку качества изображения при выявлении патологических изменений с применением антропоморфного фантома и КТ-данных пациентов.

Разработаны низкодозовые протоколы сканирования органов клетки для пациентов, не уступающие по информативности качеству изображения, получаемые при использовании стандартного протокола.

Проведено комплексное сравнение физико-технических параметров и экспертных оценок изображений, полученных на различных уровнях дозы излучения, с применением гибридных и модельных алгоритмов итеративных реконструкций.

Доказана эффективность применения итеративных реконструкций для низкодозовых протоколов сканирования органов грудной клетки.

Впервые в отечественной практике доказана возможность уменьшения дозы облучения пациентов после кардиохирургических вмешательств при проведении КТ органов грудной клетки с использованием алгоритмов итеративной реконструкции изображений с сохранением диагностического качества в два раза по сравнению со стандартным протоколом сканирования.

Теоретическая и практическая значимость

Разработаны теоретические положения, эффективность которых подтверждена внедрением в клиническую практику оптимизированных низкодозовых протоколов КТ органов грудной клетки.

Впервые разработана методика имитации начальных воспалительных изменений в легких с использованием антропоморфного фантома органов грудной клетки с целью оценки диагностической значимости оптимизированных протоколов.

Проведен анализ различных подходов к оценке качества КТ-изображения в рамках оптимизации КТ-сканирования органов грудной клетки.

Проведен комплексный анализ патологических изменений в грудной клетке, встречающихся у пациентов после кардиохирургических вмешательств.

Впервые в отечественной практике разработан алгоритм многоэтапной комплексной оценки качества КТ-изображения при сканировании грудной клетки с применением различных фантомов и КТ-данных пациентов. Методика зарекомендовала себе как воспроизводимая, объективная и может быть экстраполирована на другие анатомические области. Данный алгоритм использовался при разработке методических указаний МУК 2.6.7.3652 -20 по методам контроля в КТ-диагностике для оптимизации радиационной защиты.

Разработан низкодозовый протокол сканирования органов грудной клетки у пациентов после кардиохирургических вмешательств с двукратным снижением доз облучения пациентов с доказанной диагностической эффективностью.

Методология и методы исследования

Диссертационное исследование проводилось в пять этапов.

На первом этапе изучались отечественные и зарубежные литературные источники, посвященные изучаемой теме. Было изучено всего 200 источников, из них – 57 отечественных, 143 – зарубежных. Ретроспективно были проанализированы наиболее распространённые КТ-изменения, встречающиеся у пациентов после кардиохирургических вмешательств, обследованных за 2018-2020 годы.

На втором этапе была проведена оценка физико-технических параметров качества стандартного и низкодозовых КТ-протоколов с применением алгоритмов итеративных реконструкций на аккредитационном фантоме.

На третьем этапе проведена комплексная оценка качества КТ-изображений для стандартного и низкодозовых КТ-протоколов на антропоморфном фантоме с имитаторами патологических изменений. В комплексную оценку были включены экспертная оценка качества изображений врачами-рентгенологами и оценка диагностической значимости изображения для выявления патологии. Были выбраны наиболее перспективные низкодозовые протоколы использования при обследовании пациентов.

На четвертом этапе обследованы 96 пациентов после кардиохирургических вмешательств с подозрением на наличие воспалительных изменений в легких и/или в зоне оперативного вмешательства с применением стандартного и низкодозовых протоколов.

На пятом этапе работы проведен сравнительный анализ комплексной оценки качества стандартного и низкодозовых протоколов сканирования с использованием алгоритмов итеративных реконструкций КТ-изображений на основании экспертной оценки качества и диагностической значимости в выявлении патологических изменений у пациентов после кардиохирургических вмешательств. Была проведена статистическая обработка полученных результатов, выбран оптимизированный низкодозовый протокол, отвечающий критериям качества изображения для внедрения в клиническую практику.

Основные положения, выносимые на защиту

1. У пациентов после кардиохирургических вмешательств при КТ органов грудной клетки наиболее часто выявляется отек ретростернальной клетчатки, жидкостные скопления в плевральной полости, ретростернальные гематомы, компрессионные ателектазы и дискателектазы. Воспалительные изменения у данной группы пациентов выявляются значительно реже.

2. Действия, направленные на снижение доз облучения пациентов, требуют комплексной методики оценки качества изображения в целях сохранения их диагностической ценности. Целесообразно прогнозировать снижение качества

изображения с использованием специализированных антропоморфных фантомов. Решения об использовании протоколов в клинической практике должны преимущественно базироваться на экспертной оценке качества, а не на оценке физико-технических параметров качества.

3. Качество КТ-изображения достоверно повышается при использовании алгоритмов итеративных реконструкций. Максимальные значения общей экспертной оценки качества изображения для визуализации нормальной КТ-анатомии и патологических изменений в грудной клетке наблюдаются при применении алгоритма модельных итеративных реконструкций.

4. При проведении КТ органов грудной клетки с применением итеративных реконструкций доза облучения пациентов может быть снижена до 2 раз по сравнению с дозой стандартного протокола без потери диагностического качества КТ-изображения. Более существенное снижение дозы облучения пациента (менее 1 мЗв) негативно сказывается на качестве КТ-изображения и требует отдельного обоснования для практического использования.

Степень достоверности и апробация результатов

Степень достоверности полученных результатов проведенного исследования обусловлены значительным и репрезентативным объемом выборки обследованных пациентов ($n=96$), применением актуальных и современных методик исследования и оборудования, прошедшего сертификацию для проведения сканирования и анализа КТ-изображений, многоэтапным дизайном исследования, а также использованием современных методов математической статистики. На основании всех полученных данных были сформулированы положения, выводы и практические рекомендации.

Апробация работы

Основные результаты работы доложены и обсуждены на: Российском конгрессе рентгенологов и радиологов (М., 2016), Невском радиологическом форуме (СПб., 2018, 2019), Всероссийской молодежной медицинской конференции с международным участием «Алмазовские чтения – 2018», Инновационном Петербургском медицинском форуме. – Трансляционная медицина (СПб., 2020), заседаниях Санкт-Петербургского радиологического общества (СПб, 2018, 2019), Европейском конгрессе радиологов (электронный постер; Вена 2018).

Апробация диссертационной работы проведена на совместном заседании Проблемной комиссии по сердечно-сосудистым заболеваниям и эндокринологии и НИО лучевой диагностики ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России (№147 от 17.06.2021).

Публикации по теме диссертации

По теме диссертации опубликовано 18 печатных работ, из них 6 публикаций в журналах, рекомендованных ВАК Министерства образования и науки РФ, в том числе 1 статья в журнале, индексируемом в международной базе данных Scopus.

Внедрение результатов работы в практику

Результаты работы внедрены в работу отдела лучевой диагностики, а также используются в учебном процессе на кафедре лучевой диагностики и медицинской визуализации ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России.

Результаты диссертации были использованы при разработке методических указаний МУК 2.6.7.3652 -20 «Методы контроля в КТ-диагностике для оптимизации радиационной защиты».

Личный вклад автора

Тема и план диссертации, ее основные идеи и содержание разработаны совместно с научным руководителем на основе многолетних целенаправленных исследований.

Автор самостоятельно сформулировал и обосновал актуальность темы диссертации, цель, задачи и этапы научного исследования. Лично автором была создана электронная база данных пациентов.

Диссертант лично обследовал всех 96 пациентов, ретроспективно проанализировал базу данных пациентов за 2018-2020 годы, разработал методику оценки качества изображений и провел анкетирование врачей-экспертов.

Личный вклад автора в изучение литературы, сбор, обобщение, анализ полученных данных и написание диссертации – 100%.

Методы статистической обработки результатов исследования

По результатам обследования были сформированы базы данных в формате MS Excel. Статистический анализ выполнялся с помощью пакетов STATISTICA 10 (Stat Soft, Inc., Tulsa, OK, USA).

Для описания категориальных данных считали абсолютные частоты и проценты от общего количества наблюдений. Обработка категориальных данных проведена с использованием таблиц частот, таблиц сопряженности, критерия Хи-квадрат или точного критерия Фишера (в случае малого число наблюдений). Достоверность различий между выборками категориальных данных определяли с использованием непараметрического теста Манна-Уитни.

Для количественных данных была выполнена описательная статистика. Для описания количественных показателей использовали методы непараметрической статистики.

Структура и объем диссертации

Диссертация изложена на 175 страницах машинописного текста, состоит из введения, обзора литературы, главы с описанием пациентов и методов исследования, главы с результатами исследования, выводов и списком литературы, включающего 57 отечественных и 143 зарубежных источников. Работа иллюстрирована 27 таблицами и 28 рисунками.

ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ПРОБЛЕМЫ ОПТИМИЗАЦИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ДИАГНОСТИКЕ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ КАРДИОХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1 Общие вопросы применения компьютерной томографии в РФ

Источники ионизирующих излучений используются очень широко в современной практике для диагностических и лечебных целей. Медицинское облучение обеспечивает значимый вклад в коллективную дозу населения как Российской Федерации, так других стран (Кузмичев М.К. и соавт., 2015; Водоватов А.В., 2017). По этому показателю оно находится на втором месте после природных источников и на первом месте среди техногенных (Водоватов А.В., 2017). В таких странах как США, Япония, характеризующихся наличием развитой системы здравоохранения, медицинское облучение по вкладу в коллективную дозу уже занимают первое место (Водоватов А.В., 2017; Asada Y. et al., 2016; Vilar-Palop J. et al., 2016). Внедрение высокотехнологичных и высокоинформативных методов исследования, таких как компьютерная томография, приводит к значительному увеличению доз облучения пациентов и наряду с увеличением диагностической эффективности, приводит к возрастанию рисков возникновения злокачественных новообразований (Водоватов А.В., 2017; Онищенко Г.Г. и соавт., 2019; Sulieman A., et al., 2021; Postorino M., et al., 2021; Tsovyanov A.G. et al., 2021).

Одним из наиболее востребованных методов лучевой диагностики является компьютерная томография (КТ), которая позволяет в кратчайшие сроки получать изображения различных анатомических областей в высоком разрешении (Sulieman A., et al., 2021; Postorino M., et al., 2021; Tsovyanov A.G. et al., 2021). В последние годы, в связи с распространением новой коронавирусной инфекции, количество проводимых КТ сканирований органов грудной клетки продолжает увеличиваться в связи с использованием в качестве метода диагностики первой линии или даже для скрининга (Сперанская А.А., 2020). При этом компьютерно-томографические

исследования ассоциированы с высокими индивидуальными дозами облучения пациентов, которые варьируют в широких пределах от 2 мЗв при КТ головного мозга до 90 мЗв при мультифазном сканировании органов брюшной полости (Кондратьев Е.В., 2013). В ряде ситуаций доза облучения за одно КТ-исследование превышает 100 мЗв, а в рамках госпитализации при проведении многократных рентгенорадиологических исследований может достигать дозы 500 мЗв и даже превышать ее (Chipiga L., Bernhardsson C., 2016; Brambilla M. Et al., 2019).

Отмечается ежегодное увеличение числа рентгенорадиологических исследований (Петреев И.В. и соавт., 2017; Tsovyanov A.G. et al., 2021). За последние 6 лет число КТ-исследований увеличилось в 2 раза (Barkovsky A.N. et al., 2019). По состоянию на 2017г в РФ вклад компьютерной томографии в общее число рентгенодиагностических исследований в количественном выражении составлял всего 3,64%, что говорит о значительном потенциале к увеличению количества таких методов исследования. При этом вклад КТ в коллективную дозу постоянно увеличивается и ожидается, что данная тенденция сохранится: доля КТ в коллективной дозе медицинского облучения в РФ, которая в 2002 году не превышала 5%, в 2019 году составляет уже 56,1% (Дружинина П.С. и соавт., 2021; Tsovyanov A.G. et al., 2021). Согласно прогностической оценке коллективной дозы, полученной от медицинского облучения населения, в ближайшие 10 лет ожидается ее удвоение за счет таких методов диагностики, как КТ (Онищенко Г.Г. и соавт., 2019). Водоватов А.В. и соавт., (2021) также отмечают, что за период 2015-2020 гг. число КТ-исследований выросло с 8 до 21 миллионов, что соответствует увеличению вклада в коллективную дозу с 45% до 62%.

Актуальной проблемой также является проведение многократных повторных КТ-исследований пациентов, находящихся на обследовании и лечении в стационарах. Суммарная эффективная доза для таких пациентов может превышать 100 мЗв (Rehani M.M. et al., 2020). Griffey R., Sodickson A., (2009), проанализировав данные за 7,7 лет, утверждают, что среднее количество КТ-исследований на одного пациента может достигать 13 с максимальными значениями до 70 КТ-сканов. Sodickson A. et al., (2009) в работе, посвященной оценке кумулятивных доз и риска

сокращения продолжительности жизни от злокачественных заболеваний, индуцированных медицинским излучением, на основании данных за 22 года утверждают, что до 33% пациентов в течение жизни выполняется более 5 КТ-исследований, а 5% пациентов – от 22 до 132 исследований. При этом до 4% пациентов получают кумулятивную дозу от 250 до 1375 мЗв. Другие авторы в работе, посвященной оценкам коллективной дозы в РФ отмечают, что дозу более 50 мЗв получают менее 1% пациентов (Tsovyanov A.G. et al., 2021). Тем не менее, в последние годы в связи с пандемией COVID-19 был отмечен максимальный рост числа КТ-исследований в том числе за счет массового применения данного метода в диагностике вирусного поражения легких (Vodovatov A. et al., 2020; Zhao W. et al. 2020; Lin Y., et al., 2020).

Эффективные дозы облучения при проведении КТ на порядки превышают таковые при проведении таких традиционных методов лучевой диагностики, как рентгенография, рентгеноскопия и пр. (Балонов М.И. и соавт., 2018; Tsovyanov A.G. et al., 2021). При этом увеличивается количество клинических ситуаций, при которых КТ рассматривается как метод первой линии, например, в диагностике легочных заболеваний (Клинические рекомендации по коронавирусу 2021, Raju S. et al., 2017, Сперанская А.А. 2020). Более ранние публикации предлагали использовать КТ только в неясных клинических случаях или для уточнения осложнений (Vilar J. et al., 2004).

Компьютерная томография органов грудной клетки является одним из наиболее часто проводимых лучевых исследований в РФ. Средняя доза при этом исследовании в РФ составляет 6 мЗв (данные 3 ДОЗ2020). Эффективная доза при КТ органов грудной клетки по литературным данным варьирует в широких пределах (1-11 мЗв) (Николаев А.Е. и соавт., 2018г, Smith-Bindman R. et al., 2009). Другие авторы (Балонов М.И и соавт., 2018; Vessileva J. et al., 2012) также обращают внимание, что дозы облучения при одних и тех же КТ-исследованиях в разных учреждениях РФ и остального мира могут отличаться друг от друга на порядки в связи с использованием разного оборудования, настроек протоколов сканирования и принятых в отделениях лучевой диагностики практик. При этом

компьютерная томография является одним из основных диагностических методов для оценки состояния пациентов после кардиохирургических вмешательств, и в ряде случаев выполняется им неоднократно (Попов Д.А., 2013; Nota P. et al., 2018; Foldyna B. et al., 2019). Особенно актуально использование КТ для этой группы пациентов в условиях пандемии COVID-19 (Кузнецов Д.В. и соавт., 2021).

1.2 Особенности послеоперационного периода пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце

Ежегодно в мире увеличивается количество кардиохирургических операций, проводимых на открытом сердце (Шнейдер В.Э. и соавт., 2018). Однако, несмотря на внедрение новейших технологий в кардиохирургии, проблема инфекционных осложнений остается крайне актуальной (Бокерия Л.А., Белобородова Н.В. 2007; Казачек Я.В., Помешкина С.А., Барбараш О.Л., 2014; Чернявский А.М. и соавт., 2016; Шнейдер В.Э. и соавт., 2018).

Кратность развития послеоперационных осложнений у данной группы пациентов находится в пределах от 4,9% до 30,8%. Причинами могут служить особенности предоперационного статуса пациентов, инвазивность и особенности оперативного вмешательства, особенности послеоперационного лечения (Бокерия Л.А. и соавт., 2007; Попов Д.А., 2013). Никитина Т.Г, Попов Д.А, Хугаева А.А., (2019) указывают, что инфекционные осложнения, в том числе со стороны органов дыхания являются широко распространёнными, особенно среди пациентов старшей возрастной группы. Авторы указывают, что частота развития пневмонии после кардиохирургических вмешательств варьирует от 1,5% до 21%. Стерильная инфекция наблюдается в 0,5-4% случаев с летальностью до 32% по опубликованным отечественным данным (Чернявский А.М. и соавт., 2016). В зарубежных публикациях, посвященных послеоперационным изменениям после кардиохирургических вмешательств, имеются данные, что до 3% пациентов, перенесших срединную стернотомию страдают от различных нарушений заживления раны и раневых инфекций (Foldyna B. et al., 2019). Аналогичные цифры публикуют Nota

P. et al., (2018), авторы отмечают, что частота встречаемости осложнений после срединной стернотомии колеблется в пределах 0,5-5%. Ibanez J. et al., (2016) отдельно выделяют частоту встречаемости пневмонии после больших кардиохирургических вмешательств, которая составляет до 1,2-9,7% случаев. Развивающиеся в послеоперационном периоде инфекционные осложнения могут неблагоприятно влиять на результаты и исход оперативного вмешательства, увеличивать риски для пациентов и стоимость их лечения (Бокерия Л.А., Белобородова Н.В. 2007; Попов Д.А., 2013; Асланов Б.И. и соавт., 2014; Чернявский А.М. и соавт., 2016; Шнейдер В.Э. и соавт., 2018; Никитина Т.Г, Попов Д.А., Хугаева А.А., 2019; Ibanez J. et al., 2016; Foldyna V. et al., 2019).

Отечественные публикации, посвящённых инфекционным осложнениям у пациентов кардиохирургического стационара, выделяют основные группы инфекционных осложнений: инфекции зоны хирургического вмешательства, пневмонии, мочевые инфекции, катетер-ассоциированные инфекции кровотока и сепсис (Бокерия Л.А., Белобородова Н.В., 2007; Попов Д.А., 2013; Казачек Я.В., Помешкина С.А., Барбараш О.Л., 2014). Другие авторы отдельно выделяют в этом списке эндокардиты (Габриэлян Н.И., 2011).

Спринджук М.В. и соавт., (2008) описывая инфекционные осложнения у пациентов после кардиохирургических вмешательств, используют термин «бронхолегочные заболевания», в который включают такие состояния, как пневмонию, плеврит, медиастинит и др., и указывают их как на одну из основных причин послеоперационной заболеваемости и смертности после операций на сердце.

Помимо инфекционных осложнений, одним из наиболее распространенных состояний после кардиохирургических вмешательства является постперикардотомный синдром, который проявляется в виде неспецифической системной реакции организма (Накацева Е.В., и соавт., 2008; Игольникова Л.Н., Никулина Е.Г., 2012). Частота его развития после кардиохирургических операций колеблется от 16% до 68% (Игольникова Л.Н., Никулина Е.Г., 2012).

Вероятность развития послеоперационного воспалительного процесса может быть обусловлена особенностями со оперативного вмешательства (длительность операции, ее инвазивность и др.), со стороны пациента (наличие или отсутствие у него сопутствующих заболеваний, таких как обструктивная болезнь легких или сахарный диабет, ожирение и др.), со стороны особенностей лечения (длительность пребывания в клинике до оперативного вмешательства, предыдущие госпитализации и интенсивность антибиотикотерапии, наличия резистентной флоры и др.) (Попов Д.А., 2013; Чернявский А.М. и соавт., 2016).

Одним из наиболее распространенных осложнений в ранний послеоперационный период у пациентов после кардиохирургических вмешательств является внутрибольничная или нозокомиальная пневмония. Нозокомиальной пневмонией принято считать воспалительный процесс в легочной ткани, который манифестирует через 48 часов после помещения пациента в стационар, с учетом отсутствия у пациента инкубационного периода на момент госпитализации (Казачек Я.В., Помешкина С.А., Барбараш О.Л., 2014). По опубликованным отечественным данным, внутрибольничная пневмония у пациентов после кардиохирургических вмешательств встречается в 2-21% случаев, а у пациентов, которые находятся на длительной искусственной вентиляции легких возрастает до 45,9% (Казачек Я.В., Помешкина С.А., Барбараш О.Л., 2014; Никитина Т.Г, Попов Д.А, Хугаева А.А., 2019). В случае развития пневмонии у таких пациентов значительно увеличиваются сроки госпитализации, время пребывания в ОРИТ (Никитина Т.Г, Попов Д.А, Хугаева А.А., 2019). В раннем послеоперационном этапе внутрибольничную пневмонию бывает достаточно сложно дифференцировать с инфекционными осложнениями области хирургического вмешательства (Bitkover K.Y. et al., 1999). При этом, по данным авторов (Shields T.W. et al., 2009) нозокомиальная пневмония сама по себе может быть причиной развития послеоперационного медиастинита, что особенно затрудняет дифференциальную диагностику.

К инфекциям области хирургического вмешательства относят инфекции, развивающиеся в течение 30 дней после хирургического вмешательства или в

течение года после имплантации клапана сердца (Казачек Я.В., Помешкина С.А., Барбараш О.Л., 2014).

P. Nota et al., (2018) в статье, посвященной осложнениям после кардиохирургических вмешательств, уделяют внимание области хирургического вмешательства. Помимо таких инфекционных осложнений, как остеомиелит, формирование абсцесса, медиастинит, они выделяют осложнения, связанные с лигатурами (перелом, миграция или ротация лигатуры); осложнения, связанные с костными структурами (костные или хрящевые переломы, дигисценция, неполное сращение или тотальное несращение половин грудины); формирование постоперационной гематомы. При этом авторы указывают на схожесть рентгенологических признаков нормальных послеоперационных изменений у пациентов после кардиохирургических вмешательств (таких как отек медиастинальной клетчатки, ретростернальные скопления крови, жидкости, пневмомедиастинум) с таким инфекционным осложнением как постоперационный медиастинит (Nota P. et al., 2018; Foldyna B. et al., 2019), указывая на сложности дифференциальной диагностики, особенно в первые 3 недели после операции и высокую степень субъективности врача-рентгенолога в трактовке выявленных изменений.

Таким образом, кардиохирургические пациенты находятся в зоне риска развития инфекционных осложнений и нуждаются в своевременной и точной диагностике инфекционного процесса. Одними из наиболее распространенных осложнений у данной группы пациентов являются госпитальная пневмония и инфекция области хирургического вмешательства. При подозрении на наличии инфекционного процесса в грудной клетке у данной категории пациентов помимо лабораторного контроля и осмотров, в рамках дифференциальной диагностики широко используются такие рентгеновские методы исследования, как традиционная рентгенография и КТ. Кроме того, актуальными вопросами являются своевременная дифференциальная диагностика воспалительных изменений и таких неинфекционных изменений, как проявления постперикардотомного синдрома, компрессионные ателектазы легочной ткани (на фоне сниженной пневматизации

которых может развиваться инфекционный процесс), отек ретростеральной клетчатки, ретростеральная гематома (с оценкой ее размеров), признаки несостоятельности лигатур грудины и др. (Попов Д.А., 2013; Чернявский А.М. и соавт., 2016).

1.3 Методы лучевой диагностики, применяемые для оценки состояния органов грудной клетки в послеоперационном периоде у пациентов после кардиохирургических вмешательств

1.3.1 Особенности лучевой диагностики внутрибольничной пневмонии у пациентов после кардиохирургических вмешательств

По данным ряда авторов, первым методом диагностики при подозрении на воспалительные изменения в грудной клетке является традиционная рентгенография (Акаева С.А. и соавт., 2007; Тюрин И.Е., 2016; Vilar J., et al., 2004; Franquet T., Chung J.H., 2019). Данный метод визуализации традиционно характеризуется высокой доступностью и распространенностью.

Традиционным методом диагностики пневмонии является обзорная рентгенография грудной клетки (Петров А.А. и соавт., 2018). Согласно национальным рекомендациям, рентгенологическими критериями нозокомиальной пневмонии являются новые или прогрессирующие, стойкие инфильтраты, консолидация и кавитация на двух рентгенограммах грудной клетки (Гельфанд Б.Р., 2016).

Значимым ограничением рентгенографии грудной клетки является невысокая информативность в выявлении пневмонической инфильтрации и ее дифференциальной диагностике с другими патологическими состояниями. Примерно у 10% пациентов с внутригоспитальной пневмонией патологические изменения при рентгенографии отсутствуют, поэтому диагноз часто ставится по данным КТ (Петров А.А. и соавт., 2018). Золотницкая В.П., Сперанская А.А., Яковлева Н.С. (2019) отмечают, что при проведении традиционной рентгенографии небольшие инфильтраты, интерстициальные и мелкоочаговые изменения могут

не определяться. Рядом других авторов также отмечаются недостатки рентгенографии: высокий риск «пропуска» не только единичных очагов и интерстициальных изменений, проявляющихся в виде зон сниженной пневматизации по типу «матового стекла», но и более крупных инфильтратов, большая вариабельность заключений между врачами-рентгенологами (Тюрин И.Е., 2016; Hopstaken R.M. et al., 2004; Vilar J., et al., 2004; Wielpütz M.O. et al., 2014).

T. Franquet, J.H. Chung (2019) указывают, что возможности КТ значительно превосходят традиционную рентгенографию в выявлении мелких воспалительных изменений и может определять проявления пневмонии на 5 дней раньше нее. Авторы рекомендуют использовать КТ в случае подозрений на наличие инфекционных осложнений, сопровождающихся нормальной или неспецифической рентгенологической картиной, а также при наличии подозрений на формирование осложнений или сопутствующей патологии. С. Beigelman-Aubry, S. Schmidt, (2016) отмечают, что нозомиальная пневмония часто рентгенологически проявляется в виде бронхопневмонии с мелкими очагами и в некоторых случаях рекомендуют с осторожностью использовать даже низкодозовую КТ, отдавая предпочтение рутинной КТ. Возможности традиционной рентгенографии ограничены при таких трахеобронхиальных инфекциях, как бронхиолит (Winningham P.J. et al., 2017), которые некоторые авторы также относят к проявлениям бронхопневмонии (Beigelman-Aubry С., Schmidt S., 2016).

A.S. Bhalla et al., (2019) также указывают, что в ряде случаев (например, при поиске очага инфекции при лихорадке неясного генеза,) на основании данных традиционной рентгенографии и по совокупности клинико-рентгенологических показаний принимается решение о выполнении КТ, даже в случае, если на рентгенограмме патологические изменения отсутствуют.

Согласно современным представлениям о легочной инфекции (Franquet Т., Chung J.H. 2019), рентгенологические паттерны пневмонии принято делить на три группы: долевую пневмонию, бронхопневмонию и интерстициальную пневмонию. Рентгенологические и КТ-проявления могут зависеть от этиологического фактора, то есть от инфекционного агента.

При долевой пневмонии воспалительные изменения начинаются в дистальных отделах легочной ткани и чаще всего проявляются в виде участков уплотнения легочной ткани части или целого сегмента легкого, а иногда целой доли с признаками позитивной бронхографии. Однако в некоторых случаях проявляются в виде сферических или очаговоподобных инфильтратов.

Бронхопневмония гистологически характеризуется перибронхиальным воспалением и рентгенологически проявляется в виде мелких неоднородных очагов с нечеткими контурами. Изменения на начальных стадиях бронхопневмонии проявляются в виде неоднородных участков повышенной плотности и только в случае прогрессии заболевания становятся однородными. Позитивная рентгенография отсутствует, а при высокразрешающей КТ могут быть обнаружены мелкие центрилобулярные очаги с нечеткими контурами, линейные участки уплотнения легочной ткани и мелкие зоны консолидации. Franquet T., (2001) в статье, посвященной диагностике пневмоний указывает, что такие возбудители как *Klebsiella pneumoniae*, *Pseudomonas aeruginosa* и др., часто ответственны за развитие внутрибольничной пневмонии, вызывают изменения характерные для бронхопневмонии. Согласно данным Никитина Т.Г, Попов Д.А, Хугаева А.А., (2019), именно *Klebsiella pneumoniae* является наиболее частым возбудителем пневмонии у пациентов после кардиохирургических вмешательств. По данным Beigelman-Aubry C., Schmidt S., (2016) для проявления бронхопневмонии относят также КТ-паттерн «деревяно-в-почках» в виде мелких центрилобулярных очагов, утолщения стенки бронхов и мелких очагов, размерами менее 1 см с перибронхиальными зонами уплотнения по типу «матового стекла» или консолидации. Авторы также же указывают, что рентгенологические изменения, характерные бронхопневмонии, встречается чаще всего у пациентов с внутрибольничной инфекцией и вызываются грам-отрицательными возбудителями, такими как *P. aeruginosa* и *E. coli*. Авторы отдельно отмечают, что изменения легочной ткани в виде очагов воспалительного генеза наиболее часто являются проявлениями внутрибольничной пневмонии (Beigelman-Aubry C., Schmidt S., 2016).

Интерстициальная пневмония рентгенологически проявляется в виде фокальных или диффузных гетерогенных зон снижения пневматизации, ретикулярного и ретикулонодулярного паттерна (Franquet T., Chung J.H. 2019). Сперанская А.А. и соавт., (2016) отмечают, что интерстициальные изменения в легочной ткани требуют проведения КТ, так как могут не выявляться при традиционной рентгенографии.

Часто встречающиеся у кардиохирургических пациентов ателектазы и выпоты в плевральной полости могут затруднить диагностику пневмонии только по данным рентгенографии, что может потребовать дополнительной визуализации (Спринджук М.В. и соавт., 2008). Помимо этого, у пациентов на КТ могут наблюдаться проявления постперикардотомного синдрома, который имеет неспецифические рентгенологические проявления в виде выпота в плевральной полости и в полости перикарда (Наканцева Е.В. и соавт., 2008; Imazio M. Et al., 2011).

В сравнении с КТ легких традиционная рентгенография характеризуется более низкими значениями чувствительности и специфичности в выявлении воспалительных изменений в легких – участков консолидации небольших размеров, очаговых уплотнений, зон по типу «матового стекла» (Тюрин И.Е., 2016). Особенно значима эта разница на ранних этапах развития инфекционного процесса (Franquet T., 2001; Nagaman J. et al., 2009).

Преимущество КТ в визуализации воспалительных изменений в легких проявляется в более раннем их определении, особенно при малых размерах очагов или невысокой плотности (интерстициальные изменения по типу “матового стекла”). КТ может обеспечить значительно более высокое эффективное выявление очагов в легких (до 2-4 раз), даже при их меньших размерах (Тюрин И.Е., 2014). Таким образом, диагностика мелкоочаговых и интерстициальных внутрибольничных пневмоний сегодня во многом является прерогативой КТ.

Принимая во внимание факт то, что начальные, воспалительные изменения в легких часто не выявляются при традиционной рентгенографии, а являются прерогативой КТ, а также то, что пациентам после кардиохирургических

вмешательств часто необходимо выполнение повторных КТ для оценки динамики воспалительных изменений в легких и в области хирургического вмешательства, становится актуальным вопрос оптимизации КТ-протоколов для таких пациентов.

При этом выявление начальных проявлений воспалительных изменений в легочной ткани, локальных зон сниженной пневматизации по типу «матового стекла», гомогенных мелких слабоинтенсивных очагов, мелкоочаговых диссеминаций представляет сложную задачу даже при применении стандартных протоколов КТ, что требует реконструкции изображения в различных плоскостях, с различной толщиной слоя и применения реконструкций максимальной интенсивности (Тюрин И.Е., 2013). При снижении дозы облучения пациентов за счет изменения параметров КТ исследований и, следовательно, уменьшении соотношения сигнал/шум, диагностика низкоплотных очагов становится еще более затруднительной (Martini K. et al., 2015; Scholten E.T. et al., 2015).

C. Beigelman-Aubry, S. Schmidt, (2016) в статье, посвященной визуализации легочных инфекций с помощью КТ, рекомендуют использовать для визуализации пневмоний низкокодозовую и ультранизкодозовую КТ (особенно при необходимости неоднократного КТ-контроля), однако указывают на риск пропуска патологических изменений при использовании протоколов КТ со сниженной дозой. Авторы призывают использовать эти протоколы с осторожностью и указывают на важность размеров предполагаемых патологических изменений (изменения размером более 1 см могут быть обнаружены с помощью ультранизкодозового сканирования без помех).

Опыт использования низкокодозовой КТ демонстрирует, что малые размеры очаговых изменений, их невысокая плотность и расположение в прикорневых и центральных отделах легочной паренхимы могут являться основными причинами пропуска патологических изменений (Тюрин И.Е., 2014). Такие изменения можно обнаружить у пациентов с подозрением на воспалительные изменения органов грудной клетки в начальном периоде воспалительного процесса, у пациентов с нозокомиальной пневмонией (Тюрин И.Е., 2007; Franquet T., Chung J.H. 2019)

1.3. 2 Особенности лучевой диагностики осложнений в зоне оперативного вмешательства у пациентов после кардиохирургических операций

К осложнениям области хирургического вмешательства относят медиастинит, ретростернальную гематому, остеомиелит, абсцесс, перелом, миграция или ротация лигатур грудины, костные или хрящевые переломы, дигисценция, неполное сращение или тотальное несращение половин грудины (Hota P. et al., 2018).

Воспалительные изменения в престеральной клетчатке проявляются чаще всего в виде линейных, тяжистых зон уплотнения, свищевых ходов или абцесса. В случае, если свищевой ход достигает грудины, правомерно предполагать формирования остеомиелита. Абсцессы у таких пациентов не имеют своих особенностей и проявляются как отграниченные инфильтраты с низкой плотностью и включениями газа (Li A.E., Fishman E.K. 2003).

Гематома после стернотомии проявляется как четко отграниченная скопление неоднородного содержимого, которое может характеризоваться достаточно высокой плотностью. В окружающей жировой клетчатке могут наблюдаться тяжистые участки уплотнения, которые являются проявлениями незначительных воспалительных изменений и обычно менее выражены чем при медиастините или абсцессе (Hota P. et al., 2018). Гематомы у пациентов после срединной стернотомии могут локализоваться как в престеральной клетчатке, так и ретростернально (Li A.E., Fishman E.K. 2003).

У пациентов после кардиохирургических вмешательств достаточно часто наблюдаются переломы ребер. Наиболее частая локализация переломов – верхние 1 и 2 рёбра (Hota P. et al., 2018). Переломы могут быть как полными, так и неполными и проявляться в виде нарушения целостности кортикального слоя или «ступеньки». Помимо переломов костных отрезков ребер после срединной стернотомии также наблюдаются переломы хрящевых отрезков, которые более вариабельны по их локализации.

Дигисценция грудины зачастую ассоциирована с инфекционными осложнениями области хирургического вмешательства (Li A.E., Fishman E.K. 2003). КТ-проявления дигисценции грудины включают нарушение нормального положения лигатур, а также увеличение расстояния между половинами грудины. Значимым считается расстояние между половин грудины более 4 мм (Bitkover K.Y. et al., 1999; Li A.E., Fishman E.K. 2003; Hota P. et al., 2018). Хотя некоторые авторы указывают, что расстояние более 2 мм уже можно считать патологическим (Foldyna B. et al., 2019). Перелом лигатур при КТ и рентгенографии проявляется в нарушении целостности и формировании дефекта в металлическом материале (Foldyna B. et al., 2019).

По данным P. Hota et al., (2018) КТ также значительно превосходит традиционную рентгенографию в выявлении повреждений лигатур грудины, несостоятельности швов, ретростеральной гематомы, остеомиелита грудины и является методом выбора. Также авторы рекомендуют КТ для выявления ретростеральной гематомы, абсцесса зоны оперативного вмешательства и медиастинита. Ретростеральные скопления газа и жидкости, наблюдаемые у пациентов после стернотомии, со временем уменьшаются в размерах, что может облегчить дифференциальную диагностику с послеоперационными медиастинитом, однако требует многократных КТ-исследований для оценки динамики изменений (Hota P. et al., 2018). Также повторное проведение КТ может потребоваться при терапии послеоперационного медиастинита консервативным или хирургическим способом. Динамический рентгенологический или КТ-контроль требуется не только для оценки зоны хирургического вмешательства, но и в случае локализации инфекционного процесса в лёгочной ткани для контроля эффективности проводимой терапии (Гельфанд Б.Р., 2016).

Постановка диагноза медиастинит по КТ у пациентов после кардиохирургических вмешательств достаточно сложен (Li A.E., Fishman E.K. 2003). К КТ-проявлениям медиастинита относят отек ретростеральной клетчатки, скопления жидкости и газа. При этом эти изменения могут наблюдаться при неосложнённом послеоперационном течении в первые 21 день после операции (Hota P. et al., 2018).

Отек ретростеральной клетчатки проявляется в виде линейных, неоднородных участков повышенной плотности жировой клетчатки. Скопление жидкости ретростерально у таких пациентов также крайне неспецифичный признак, однако, медиастинит можно заподозрить в том случае, если количество жидкости нарастает или не уменьшается со временем.

Используемые методы диагностики инфекционных осложнений включают в себя комплексное лабораторно-инструментальное обследование: контроль температуры тела, регулярные осмотры зоны оперативного вмешательства, контроль показателей клинического анализа крови, контроль уровня С-реактивного белка, определение уровня прокальцитонина, других маркеров воспаления и др. (Попов Д.А., 2013; Foldyna B et al., 2019). Однако подтверждение наличия инфекционного процесса осложняется тем, что лихорадка, повышенный уровень С-реактивного белка, болевые ощущения в грудной клетке могут быть обусловлены не только локализованным инфекционным процессом, а могут представлять собой генерализованный ответ на травматизацию в ходе оперативного вмешательства (Tammelin A. et al., 2002).

Таким образом, для пациентов с подозрением на внутрибольничную пневмонию, инфекционные осложнения области хирургического вмешательства, находящимся в стационаре после проведения операции на сердце, показано выполнение КТ. В некоторых случаях требуются повторные КТ-сканирования с целью оценки динамики изменений на фоне лечения, что, в свою очередь, значительно повышает лучевую нагрузку на пациента.

1.4 Оценка радиационных рисков при компьютерной томографии

В оценке уровня радиационных рисков для развития злокачественных новообразований в Российской Федерации для компьютерной томографии в современных публикациях приводятся цифры в 1 случай на 3–30 тыс. исследований (Онищенко Г.Г. и соавт., 2019).

Отечественные публикации относят наиболее распространенные и/или высокодозовые рентгенорадиологические исследования (такие как компьютерная томография) к категориям низкого и умеренного радиационного риска. При этом уровень риска для одних и тех же процедур отличается для разных возрастных групп: с наибольшими значениями для лиц до 18 лет и наименьшим для лиц старше 65 лет (Онищенко Г.Г. и соавт., 2019). Так, например, КТ органов грудной клетки относится к низкой категории риска для взрослых пациентов (18 лет - 64 года) и к очень низкой для лиц старше 65 лет. При этом риск от проведения многократных рентгенорадиологических исследований пациента с достижением эффективной дозы облучения пациента в 500 мЗв принято оценивать, как существенный (МР 2.6.1.0098-15).

подавляющее большинство процедур лучевой диагностики в соответствии с концепцией радиационной защиты относят к процедурам с малой дозой облучения, что соответствует дозе до 100 мЗв (Kiselev M.F., Shandala N.K. 2009; МР 2.6.1.0098-152).

На данный момент отсутствует научный консенсус относительно потенциальных рисков от малых доз ионизирующего излучения (Гомболевский В.А. и соавт., 2021). Американская ассоциация медицинских физиков утверждает, что в настоящее время эпидемиологические данные, подтверждающие увеличение заболеваемости раком или смертности от доз облучения ниже 100 мЗв являются неубедительными (AAPM Position Statement on Radiation Risks from Medical Imaging Procedures 04.10.2018).

В ряде отечественных публикаций имеются данные о наличии связи между медицинским ионизирующим излучением и онкологическими заболеваниями у взрослых (Буровик И.А. и соавт., 2015; Онищенко Г.Г. и соавт., 2019). Также имеются статьи, в которых указано, что величина радиоиндуцированных новообразований может достигать 1% от общей онкологической заболеваемости (Berrington de Gonzalez A., Darby S., 2004). Другие авторы утверждают, что до 2% злокачественных новообразований может быть связано с медицинским облучением (Sulieman A., et al., 2021).

Е.И. Маткевич, В.Е. Сеницын, И.В. Иванов (2015) отмечают, что применение низкодозовых оптимизированных протоколов необходимо в условиях возрастания применения КТ и связанного с этим повышенного риска развития злокачественных заболеваний. Авторы обращают внимание на то, что, несмотря на малые дозы облучения при проведении КТ-сканирования, у пациентов после проведения таких процедур могут наблюдаться различные скрытые гематологические или хромосомные нарушения. Оптимизированные низкодозовые протоколы сканирования могут обеспечить снижение уровней риска развития генетических эффектов и онкологических заболеваний до 10 раз по сравнению со стандартными методиками.

С другой стороны, на данный момент следует признать наличие неполного понимания механизмов действия ионизирующего излучения в малых дозах. Это является одной из основных причин существующей в настоящее время неопределенности при оценках риска при малых дозах облучения (Маттссон С., 2014).

В связи с этим широкое применение компьютерной томографии, как метода, ответственного за наибольший вклад в коллективную дозу населения, должно сопровождаться соблюдением принципов радиационной защиты пациентов (Омельчук В.В., Петреев И.В., 2013; Петреев И.В. и соавт., 2017; Чипига Л.А., 2019; Онищенко Г.Г. и соавт., 2019; Морозов С.П., 2020; Rehani M.M. et al., 2020).

1. 5 Основные принципы обеспечения радиационной безопасности при медицинском облучении

Международная система радиационной защиты пациентов основывается на таких принципах, как обоснование и оптимизация (Онищенко Г.Г. и соавт., 2019). Возможности снижения дозы облучения пациентов посредством реализации методов обоснования и оптимизации являются значимыми (Водоватов А.В., 2017). При этом по отношению к пациентам не применяется принцип нормирования. Для пациентов актуальным вопросом является возможность получения необходимых

диагностических данных при сохранении минимальной дозы облучения. При систематическом подходе в применении и реализации принципа оптимизации на практике становится возможным снижение дозы облучения без снижения качества информации до трех раз за 5-10 лет (Водоватов А.В., 2017; Hart D., 2009; Miller D.L. 2015; Rehani M.M. 2015; Meyer S. 2017).

Принцип обоснования подразумевает оценку потенциальной пользы и потенциального вреда при проведении исследования и использованием источников ионизирующего излучения или от его отказа. Потенциальная польза от проведения исследования должна преобладать над вредом, который может быть причинен здоровью пациентов (103 МКРЗ, 2009; 105 МКРЗ, 2011). Применяется данный принцип за счет уменьшения числа недостаточно обоснованных исследований с применением источников ионизирующего излучения (отказ от необоснованных исследований, использованием в приоритетном порядке исследований без ионизирующего излучения). В практическом поле принцип обоснования подразумевает разработку и применение различных критериев для использования диагностических процедур с применением ионизирующего излучения. Разработка таких стандартов диагностики осуществляется с участием профессионального сообщества (врачей, медицинских физиков, специалистов в области радиационной защиты). В западных странах уже используются такие критерии, как iRefer (Великобритания) или рекомендации Американского колледжа радиологов (США) (Онищенко Г.Г. и соавт., 2019). Применение таких критериев в рамках реализации принципа обоснования делает возможным снижение числа недостаточно обоснованных исследований с применением ионизирующего излучения на 20–30% (Raja A.S. et al., 2012; Lacson R. et al., 2016; Huber T.C. et al., 2018).

Принцип оптимизации подразумевает получение полезного медицинского эффекта рентгенорадиологических процедур, получении диагностической информации высокого качества или лечебного результата при наименьших возможных уровнях облучения (Киселев М.Ф., Шандалы Н.К. 2009; GSR Part 3, 2015; SSG-46, 2018). Таким образом, принцип оптимизации реализуется за счет снижения доз облучения пациентов при сохранении пользы от проведения

исследования на необходимом уровне (Чипига Л.А., 2019). Приоритетной целью оптимизации является обеспечение наибольшей пользы для пациента по сравнению с вредом от ионизирующего излучения с учетом социальных и экономических факторов (SSG-46, 2018).

В англоязычных странах в последнее время в практике радиационной защиты часто используется принцип ALARA (as low as reasonably achievable - настолько низкая доза, насколько это практически достижимо, при условии получения изображений надлежащего качества), который во многом сходен с принципом оптимизации (McCollough C.H. et al., 2009; Miller C.G. et al., 2014; Bryant P.A., Croft J., Cole P., 2018;).

На уровне медицинской организации реализация принципа оптимизации осуществляется путем разработки и внедрения низкодозовых протоколов проведения рентгенорадиологических исследований, которые бы обеспечивали качество изображения, необходимое для постановки диагноза. Данный процесс включает в себя следующие этапы (Онищенко Г.Г. и соавт., 2019): оценка и доз облучения пациентов и их аналитика; работа по настройке рентгеновского оборудования, разработка и применение низкодозовых протоколов; оценка возможности применения данных протоколов в практике (оценку качества изображения).

При этом, за счет большого количества параметров и их влияния друг на друга, КТ представляет собой достаточно перспективную сферу среди методик медицинской визуализации для реализации принципа оптимизации (Кондратьев Е.В. 2012; Маткевич Е.И. и соавт, 2018; Чипига Л.А., 2019; Онищенко Г.Г. и соавт., 2019; Järvinen H., 2017; Samei E. et. al. 2019).

Оптимизация КТ сканирования признается этически, профессионально и экономически необходимой частью обследования пациента (103 МКРЗ. 2009; МКРЗ 105, 2011; SSG-46, 2018, Final recommendation statement: lung cancer: screening. U.S. Preventive Services Task Force, 2016).

Процесс оптимизации в КТ почти всегда представляется собой процесс поиска баланса между снижением облучения и уровнем качества КТ-изображения,

которое бы позволило ответить на поставленную клиническую задачу (Martin C. J. 2007; Kalender W.A., et. al., 2008; Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications. Vienna. International Atomic Energy Agency, 2012, Hyun W.G. 2012,).

При этом следует отметить, что к компьютерной томографии до недавнего времени единственным эксплуатационным параметром, который подвергался контролю, являлся только компьютерно-томографический индекс дозы (CTDI). Не были охвачены действующими нормативными документами такие пункты, как оценка качества КТ-изображения и воспроизводимость полученных результатов (Дружинина П.С. и соавт., 2021).

Для оценки эффективности оптимизации проведения КТ исследований необходимо проводить комплексную оценку качества оптимизированных протоколов сканирования, а также проводить сравнительную оценку радиационного риска от воздействия ИИ на организм пациента, с риском от получения диагностического изображения ненадлежащего качества или недополучения диагностической информации (Samei E. et al., 2018).

П.С. Дружинина и соавт., (2021) отмечают необходимость создания дифференцированных протоколов обследования с учетом различных задач диагностики, возможностей оборудования, особенностей пациентов (их индекса массы тела, возраста и т.д.) с целью обеспечения и поддержания качества КТ-исследования.

На практике оптимизация в КТ по данным большинства авторов может идти по двум направлениям (Miller C.G. et al., 2014):

1. Снижение доз облучения пациентов с сохранением диагностического качества рентгеновского изображения.
2. Повышение диагностического качества рентгеновского изображения с сохранением достигнутых уровней облучения пациентов.

Риск чрезмерного снижения дозы велик: при этом качество изображения может снизиться ниже диагностического, что влечет за собой либо диагностическую ошибку, либо необходимость повторного сканирования на других параметрах и, следовательно, необоснованному облучению пациентов. В связи с

этим чрезвычайно важно проводить комплексную оценку оптимизированных протоколов с оценкой параметров качества изображения и их диагностической значимости. Для минимизации облучения пациентов на доклинических этапах предпочтительно использование различных фантомов, предназначенных для рентгенологических исследований.

1.6 Вопросы оптимизации в компьютерной томографии органов грудной клетки

В научной литературе на данный момент существуют термины «низкодозовая КТ легких» и «ультранизкодозовая КТ легких». К сожалению, отсутствует четкое разграничение между этими понятиями.

Гомболовский В.А. и соавт., (2021) в статье, посвященной скринингу рака легкого различает следующие методики проведения КТ органов грудной клетки различают:

- а) стандартные КТ органов грудной клетки со средней дозой 8 мЗв
- б) низкодозовые КТ, которые имеют дозу облучения более низкую, чем стандартные и используются не только для скрининга рака легкого
- в) низкодозовые КТ для скрининга рака легкого, имеющие дозу, более низкую чем стандартные протоколы, но отвечающие требованиям к качеству изображения и дозе лучевой нагрузке
- г) ультранизкодозовые протоколы КТ органов грудной клетки с дозой менее 1 мЗв не для скрининга рака легкого, а для других диагностических задач
- д) ультранизкодозовые протоколы для скрининга рака легкого с дозой облучения пациентов от 0,06 мЗв до 1 мЗв с необходимым качеством изображения.

А.Е. Николаев и соавт. (2018) в статье, посвященной случайным находкам при скрининге рака легкого принимают за низкодозовую КТ исследование, выполненное с эффективной дозой менее 1 мЗв, в соответствии с критериями профилактических рентгеновских исследований взрослого населения (СанПиН 2.6.1.1192-03).

С другой стороны, в опубликованной зарубежной литературе, за низкодозовое сканирование чаще всего принимается протокол сканирования с эффективной дозой 1,4-2 мЗв, а за ультранизкодозовое сканирование - протоколы сканирования с эффективной дозой менее 1 мЗв (Udayasankar U.K. et al., 2009; Aberle D.R. et al., 2011; Larke F.J. et al., 2011; Zhang M. et al., 2018). Beigelman-Aubry C., Schmidt S., (2016) отмечают, что низкодозовая КТ легких характеризуется эффективной дозой 2-3 мЗв для пациентов с нормальным индексом массы тела, а для ультранизкодозовой КТ характерны значения $0,60 \pm 0,15$ мЗв.

В соответствии с современными представлениями, оптимизация при проведении КТ органов грудной клетки, подразумевает под собой снижение силы тока на трубке и/или напряжения, автоматическую модуляцию силы тока, уменьшение длины сканированной зоны и применение итеративных реконструкций (Li Q. et al., 2013; Carotti M., et al., 2020). Коррекция значений напряжения приводит к более значимому изменению дозы облучения пациента, чем изменения значений экспозиции (снижение значений напряжения на 14% сопровождается уменьшением дозы облучения до 35% при сохранении остальных параметров неизменными, при этом зависимость значений экспозиции и дозы облучения является прямопропорциональной) (Hara A.K. et al., 2013., Mayo-Smith W.W. et al., 2014).

Однако уменьшение значений напряжения приводит к повышению уровня шума, снижая значения контраст/шум, сигнал/шум и, следовательно, качество изображения, поэтому по данным ряда авторов рекомендуется для пациентов с низкой с средней массой тела (Mayo-Smith W.W. et al., 2014). Такой подход может быть использован для визуализации высококонтрастных структур, например, легочной ткани (Маткевич Е.И и соавт., 2018). S. Kligerman, et al., (2013) указывают, что применение итеративных реконструкций позволяет поддерживать качество изображения при сканировании пациентов с ожирением. К тому же использование итеративных реконструкций позволяет нивелировать снижение качества КТ-изображения при снижении значений напряжения (Li Q., et al., 2013).

Вопросы оптимизации проведения КТ с разработкой низкодозовых протоколов исследования органов грудной клетки, методические аспекты оценки и повышения качества КТ-изображения, в том числе с использованием различных алгоритмов итеративных реконструкций широко представлены в зарубежной литературе. (Pontana F et al., 2011; Higuchi K. et al., 2013; Löve A. 2013; Mathieu K.B., et al., 2014; Goenka A.H., et al., 2014; Sakai N. et al., 2015; Laqmani A. et al., 2016).

Однако, в большинстве своем эти публикации не касаются изменений в грудной клетке у пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства. К тому же в этих исследованиях часто используются фантомы, недостаточно точно имитирующие тело пациента. Часто авторы концентрируются на физико-технических параметрах изображения, в меньшей степени уделяя внимание экспертной оценке (Martini K. et al., 2015; Laqmani A et al., 2016; Sauter A. et al., 2016). Отсутствуют работы, которые бы демонстрировали комплексный подход к процессу оптимизации с комбинацией оценки физико-технических параметров качества и экспертной оценки качества изображения врачами-экспертами, проведения эксперимента на фантомах с дальнейшим переносом результатов на пациентов.

В отечественной литературе публикации по вопросу оптимизации в КТ носят описательный характер (Кондратьев Е.В., 2012; Вишневская А.В., Кондратьев Е.В., 2013; Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Иванов И.В, 2015; Маткевич Е.И. и соавт., 2015; Гомболевский В.А., 2018; Онищенко Г.Г., 2019; Чипига Л.А., 2019).

Е.И. Маткевич, В.Е. Сеницын, И.В. Иванов, (2015) указывают на необходимость уменьшения дозы облучения пациента при различных КТ-исследованиях с помощью специально разработанных низкодозовых протоколов сканирования, однако отмечают что разработка данных протоколов должна сопровождаться оценкой их эффективности, четко определенными сценариями их использования, а также оценки эффективности снижения радиационных рисков.

Л.А. Чипига (2019) в работе, посвященной технологиям автоматической модуляции силы тока, отмечает, что влияние на требования к низкодозовым оптимизированным протоколами оказывают характеристики компьютерного

томографа, особенности клинической задачи и принятая практика работы отделения лучевой диагностики. Учитывая имеющееся разнообразие каждого из этих параметров, можно сделать вывод, что разработка стандартизированного подхода к оптимизации компьютерно-томографических протоколов сложен или вообще, невозможен и должен разрабатываться индивидуально.

А.В. Вишневская, Е.В. Кондратьев (2013) подчеркивают, разработка низкодозовых протоколов сканирования не должна сопровождаться уменьшением диагностической эффективности. Авторы отмечают, что сохранение удовлетворительного качества изображения всегда должно быть в приоритете. В опубликованной ими работе были использованы низкодозовые протоколы со сниженными значениями силы тока. Для сохранения удовлетворительного уровня качества изображения применялись итеративные реконструкции. Авторы заявляли о снижении уровня эффективной дозы на 35 и 68% в зависимости от выбранного протокола. Однако при этом было отмечено, что существенные сложности в разработке оптимизированных протоколов представляет наличие большого количества разнообразных настроек, отличающихся у разных аппаратов КТ (в зависимости от модели и производителя).

Г.Г. Онищенко и соавт., (2019) указывают на важность оптимизации в КТ. Авторы указывают на важность разработки низкодозовых протоколов сканирования в зависимости от диагностической задачи, вида исследования, особенностей пациента (его возрасте, телосложении и т.д.), однако не указывают конкретных параметров сканирования для той или иной клинической задачи.

Е.И. Маткевич и В.Е. Сеницын (2019) в работе, посвященной анкетированию пациентов, направляющихся на низкодозное КТ-исследования отмечают необходимость максимально возможного уменьшения дозы облучения пациентов и широкого использования возможностей оптимизации лучевой нагрузки. Выполнение КТ должно производиться только по обоснованным показаниям, в том числе и при низкодозовом сканировании. Авторы, тем не менее, уточняют, что унифицированных критериев отбора пациентов, которым показано низкодозовое сканирование КТ, не разработано и предлагают специальную анкету, в которой

будут учтены данные физикального осмотра, характер предполагаемой патологии и особенности исследования (необходимость многофазного или повторного сканирования). В данной публикации авторы не указывают параметры, по которым можно оценить информативность низкодозового протокола и не предлагают конкретных унифицированных параметров низкодозового сканирования, учитывающих конкретную диагностическую задачу.

Е.В. Кондратьев (2012) утверждает, что оптимизация КТ-сканирования с учетом физических параметров пациента и основываясь на диагностической задаче является наиболее простым и эффективным способом снижения чрезмерного облучения. При этом автор отмечает, что определение «оптимального» качества изображения представляет собой достаточно трудную задачу, потому что ее решение зависит не только от таких физических параметров, как шум, сигнал/шум, контраст/шум, но и предпочтения работы в отделении КТ, опыт работы врача-рентгенолога. Автор указывает на важность ограничения зоны сканирования зоной интереса, использования функции модуляции дозы, сохранения максимальной скорости вращения рентгеновской трубки, использования протоколов со сниженными значениями напряжения и/или сниженными значениями силы тока. Также автором отмечена необходимость использования алгоритмов итеративной реконструкции для снижения уровня шума на низкодозовых изображениях. Автор в своей работе предложил варианты низкодозовых протоколов КТ, однако они касались исключительно процедуры КТ-ангиографии. Также не оценивалась диагностическая значимость низкодозовых протоколов по сравнению со стандартными. Несмотря на то, что автор указывает на отсутствие измеренной нижней «границы» дозы ионизирующего излучения, внедрение низкодозовых протоколов в рутинную практику, тем не менее, названо автором основной задачей.

Е.И. Маткевич и соавт., (2018) указывают на актуальность разработки и внедрения в практику оптимизированных КТ-протоколов с применением технологий итеративных реконструкций (ИР), которые позволяют сохранять диагностическую ценность изображения при сниженной дозе. Использование таких технологий по данным авторов позволяет даже при низкодозовом

сканировании получать необходимую диагностическую информацию, в полноте не уступающую информации, полученной при использовании стандартного протокола сканирования. Однако авторы не указывают насколько именно можно снижать дозу ИИ без значимого снижения качества исследования и по каким именно параметрам оценивать его качество.

1.7 Современные подходы к оценке качества изображения в компьютерной томографии

Понятие качества изображения в КТ имеет много составляющих и характеризуется большим числом параметров, которые оказывают на него влияние, что затрудняет процесс оптимизации. К тому же качество КТ-изображения, зачастую зависит от субъективного мнения врача-рентгенолога и уровень дозы ионизирующего излучения часто отходит на второй план (Zarb F. et al., 2010). При уменьшении дозы ИИ ухудшается качество изображения, повышается уровень шума. Высокий уровень шума затрудняет интерпретацию изображений (Naaga J., 2001). Поэтому низкая доза должна быть оптимизирована таким образом, чтобы она соответствовала принципу «настолько низкая, насколько это может быть разумно достижимо ниже соответствующих дозовых ограничений с учетом экономических и социальных факторов» (ICRP. Annals of the ICRP Publication 101, 2006.). Для реализации таких оптимизированных КТ-протоколов необходимы эффективные и научно принятые методы оценки качества изображения (Zarb F. et al., 2010).

В оценке качества КТ-изображениями выделяют 2 подхода (Дружинина П.С. и соавт., 2021; Zarb F. et al., 2010):

1. Оценка физико-технических параметров качества
2. Экспертная оценка качества

Оценка физико-технических параметров в оценке качества КТ-изображения описывается в большом количестве публикаций (Дружинина П.С. и соавт., 2021;

Zarb F. et al., 2011; Löve A. et al., 2013; Gandhi D. et al., 2015; Andersen H.K. et al., 2018; Gharbi S. et al., 2018; Lee K.B., Goo H.W. 2018; Afadzi M. et al., 2020).

Основными техническими параметрами качества в КТ являются: среднее значения числа КТ-единиц для материалов и тканей различной плотности, шум на изображении, артефакты, и разрешающая способность для различных объектов (с высокой контрастностью и низкой) (Дружинина П.С. и соавт., 2021; McNitt-Gray M., 2006; Aurumskjöld M.L., 2017). В зависимости от диагностической задачи, комбинации этих факторов оказывают влияние на визуализацию деталей на КТ-изображении (Goldman L.W., 2007).

Такие измерения обычно проводятся с участием инженеров, осуществляющих калибровку оборудования и медицинских физиков (Дружинина П.С. и соавт., 2021). Полученные данные оцифровываются и могут быть легко воспроизведены, но чаще всего не оцениваются врачами-рентгенологами в диагностическом процессе.

В клинической практике оценка физико-технических параметров может не являться истинным диагностическим показателем качества (Дружинина П.С. и соавт., 2021; Zarb F. et al., 2010; Jensen K. et al., 2015). Однако оценка данных параметров лежит в основе ГОСТов по качеству изображения и именно на их основе проводится контроль качества в КТ в Российской Федерации (Дружинина П.С. и соавт., 2021).

Оценка физико-технических параметров не способна полноценно заменить экспертную оценку качества изображения (Дружинина П.С. и соавт., 2021). Для того, чтобы связать качество КТ-изображения с выявляемостью патологии и подобрать оптимальное соотношение доза/качество, следует применять экспертную оценку качества (Дружинина П.С. и соавт., 2021; Zarb F. et al., 2010; Jensen K. et al., 2015; Andersen H.K. et al., 2018). В практической работе врачи-рентгенологи должны быть уверены в интерпретации изображений и в достоверном исключении наличия патологических изменений.

Существует несколько методов экспертной оценки качества изображения. К ним относят: оценку по внешним признакам (Visual grading analysis, VGA), оценку

соответствия критериям качества (Image Criteria, IC) и различные виды ROC-анализа (Zarb F. et al., 2010).

1. Оценка по внешним признакам (VGA)

VGA - простой способ оценки субъективных мнений через оценку структур на изображении. Существует 2 способа применения VGA: относительная или абсолютная оценка (Verdun F.R. et al, 2015; Mansson L.G., 2000).

В относительном VGA, оценивается отображение структур на исследуемом изображении путем сравнения с одним или несколькими «идеальными» референтными изображениями (Vardhanabhuti V. et al., 2013; Hata A., et al., 2016).

В абсолютной VGA изображения оцениваются по одиночке, и друг относительно друга (Вишневская А.В., Кондратьев Е.В., 2013; Martini K. et al., 2015; Martini K. et al., 2017; Yang et al., 2017; Vardhanabhuti V. et al., 2017). При этом референтное изображение отсутствует. В оценке изображения может быть применена шкала Лайкерта или любая другая аналогичная. Также некоторые авторы отмечают невысокую воспроизводимость при такой форме эксперимента (Verdun F.R. et al., 2015). Некоторые источники обозначают данный метод как метод оценки соответствия изображения набору заданных критериев качества и выделяют его в отдельную группу - (Image Criteria, IC) (Aichinger H., 2012; Dance D. R. et al., 2014).

Выбор оцениваемых с помощью VGA анализа критериев и способ их оценки представляет собой достаточно сложную задачу. Критерии качества, которые можно оценивать методом VGA перечислены в документе европейской комиссии EUR16262 (Bongartz G. Et al., 2000). Эти критерии включают в себя структуры, которые должны быть отображены на изображении, четко визуализируемы и различимы. Однако количество перечисленных в руководстве критериев слишком велико для рутинного анализа качества, весовые коэффициенты для критериев в зависимости от диагностической задачи не указаны.

На практике авторы, которые оценивают качество КТ-изображения, чаще всего выбирают наиболее актуальные для их исследования критерии и

разрабатывают соответствующую систему их оценки. Это приводит к низкой воспроизводимости данных методик.

Несмотря на то, что стандартизированных подходов к оценке качества нет, а также на то, что этот метод очень субъективен и низковоспроизводим, использование критериев качества позволяет выявить неадекватные параметры сканирования и определить действия для их исправления (Zarb F. et al., 2010). Для преодоления этих ограничений используют другие методы анализа качества изображения, такие как различные модификации ROC-анализа.

2. ROC-анализ.

ROC-анализ - это широко используемый метод для субъективной оценки диагностических изображений в рентгенологии. Он предлагает экспертам оценить и ранжировать изображения на предмет наличия патологии. Изображения для такого анализа могут быть получены следующими способами (Zarb F. et al., 2010):

1. Патологические изменения могут быть смоделированы путем цифрового добавления патологических структур к изображению.

2. Патология может быть имитирована с помощью физических объектов, наиболее приближенных к тем изменениям, которые наблюдаются у реальных пациентов. Для работы с такими имитаторами необходимы специальные антропоморфные фантомы, в которые помещается объект, имитирующий патологию.

3. Патология на изображениях может быть настоящей (используются данные реальных пациентов).

ROC-анализ позволяет оценить точность различных видов обследований и различных протоколов. С другой стороны, организация такого анализа сложна в связи с необходимостью получения большого количества изображений с известной и точно определенной патологией, этических вопросов со сканированием пациентов более одного раза, а также привлечением большого числа рентгенологов в качестве экспертов, а это может быть сложно учитывая их рабочие графики (Zarb F. et al., 2010).

Таким образом, в клинических условиях, качество изображения наиболее адекватно оценивается такими научными методами, как анализ VGA, IC и ROC. Данные способы позволяют оценить и оцифровать значения субъективной удовлетворенности качеством изображения и его диагностической ценности. К плюсам этих методик можно отнести соответствие клиническим задачам, встречающимся в практике, к минусам – невысокая воспроизводимость результатов, субъективность и сложности в организации эксперимента, анализе и оценке результатов (Дружинина П.С. и соавт., 2021; Zarb F. et al., 2010). Помимо этого, в данном случае при разработке низкодозовых протоколов сканирования есть необходимость неоднократного сканирования пациента с различными настройками, на разных значениях экспозиции. Это ставит перед исследователями этические вопросы и требует согласования исследования с этическим комитетом. В настоящее время в нашей стране отсутствуют методические рекомендации для проведения оценки изображения с применением этих методов (Дружинина П.С. и соавт., 2021).

Проведение оценки качества изображения на фантомах, может позволить объединить объективный и субъективный методы в единую методику. Применение антропоморфных фантомов дает возможность одновременной оценки физико-технических параметров качества изображения и экспертной оценки (Aichinger H. 2012; Dance D. R. et al., 2014; DeWerd L.A. 2014).

В большинстве публикаций используется только один или два этапа оценки качества изображения. Наиболее распространенный вариант - это сочетание технического подхода с результатами диагностических тестов на фантомах (ROC и/или VGA) (Schulz B. et al., 2012; Higuchi K. et al., 2013; Jensen K., et al., 2014; Jensen K. et al., 2015; Martini K. et al., 2015; Hata A., et al., 2016; Martini K. et al., 2017). Имеются отдельные публикации, сочетающие технический подход и диагностические тесты на пациентах, без использования фантомов (Prakash P. et al., 2010; Guziński M. et al., 2016; Vardhanabhuti V. et al., 2013, 2017).

Имеется достаточно большое количество публикаций, использующих экспертную оценку качества в КТ (Вишневская А.В., Кондратьев Е.В., 2013;

Vardhanabhuti V. et al., 2013; Tang H. et al., 2017; Yang B. et al., 2017; Zhang M. et al., 2018; Xin X. et al. 2018). Однако в публикациях не объясняется, почему авторы решили использовать для сканирования те или иные параметры. В некоторых публикациях параметры сканирования связывались с массой тела пациента (Prakash P. et al., 2010).

С другой стороны, нет достоверных данных о том, что результаты фантомного сканирования могут быть полноценно экстраполированы на пациентов без корректировки в ходе сканирования пациентов. Напротив, в ряде публикаций использование в эксперименте исключительно фантомов и имитаторов патологических изменений оценивается как недостаток метода, ограничивающий внедрение предлагаемого протокола в клиническую практику (Doo K.W. et al., 2014; Jensen K., et al., 2014; Martini K. et al., 2015; Hata A., et al., 2016; Martini K. et al., 2017).

Таким образом, в настоящее время недостаточно исследованным вопросом остается степень соответствия результатов оценки физико-технических параметров и результатов экспертной оценки качества.

В доступной литературе Российской Федерации работ, посвящённых вопросам оптимизации низкодозовых протоколов КТ с применением алгоритмов итеративных реконструкций, и имеющих многоэтапный дизайн, сочетающий оценку физико-технических параметров, фантомное сканирование и верификацию на пациентах с экспертной оценкой качества на данный момент не найдено.

1.8 Характеристика технологии реконструкции компьютерно-томографического изображения

В настоящее время существуют различные поколения и принципы ИР от основных производителей оборудования КТ (Stiller W., 2018). Несмотря на то, что результаты исследований ИР на больших группах пациентов все еще отсутствуют, как и официальные рекомендации по их применению, имеется тенденция к тому,

что в обозримом будущем протоколы ИР заменят традиционные методы реконструкции (Geyer L.L. et al., 2015)

Методы получения КТ изображений по типу обработки сырых данных условно подразделяют на 2 группы (Geyer L.L. et al., 2015):

1. Аналитические методики реконструкции (метод фильтра обратных проекций, FBP).
2. Методы итеративных реконструкций.

В течение нескольких десятилетий в КТ преимущественно использовался метод фильтра обратных проекций (FBP). Такой метод называется также суммационным. Вокруг объекта вращается рентгеновская трубка, формируя несколько «проекций». Суммация этих проекций является первым шагом в формировании изображения FBP.

Изображения при данной технологии формируются из сырых данных с использованием множества математических допущений и упрощений геометрии (Singh S. et al., 2010; Shuman W.P. et al. 2013).

Принцип итеративной реконструкции был известен еще в начале развития технологии КТ, однако широкого применения в то время найти не мог в виду малых мощностей имеющихся компьютерных систем (Geyer L.L. et al., 2015).

Производительность компьютерных процессоров постоянно увеличивается, что позволяет широко применять различные ИР (Beister M., Kolditz D., Kalender W.A., 2012). С 2008 года начали появляться первые решения в этой области (Nara A.K. et al., 2009) и на сегодняшний момент у каждого из основных производителей КТ-оборудования имеется одна или более методика ИР изображений.

В основе принципа ИР лежит многократное сравнение (итерация) данных реконструкции с заложенными исходными данными. Система в ходе итераций создает «искусственные» сырые данные из FBP-реконструкций, и производит сравнения с «оригинальными» сырыми данными. Разница между этими данными используется для формирования скорректированного изображения.

Основная идея итеративных реконструкций в КТ заключается в снижении уровня шума на КТ-изображении и минимизация дозы ИИ (Beister M., Kolditz D., Kalender W.A., 2012, Boas F.E., Fleischmann D., 2012)

Имеется достаточно много публикаций, посвященных влиянию ИР на КТ-изображение, их достоинствам и недостаткам (Вишневецкая А.В., Кондратьев Е.В., 2013, Schulz B. et al., 2012; Higuchi K. et al., 2013; Jensen K., et al., 2014; Geyer L.L. et al., 2015; Jensen K. et al., 2015; Martini K. et al., 2015; Hata A., et al., 2016; Martini K. et al., 2017; Stiller W., 2018).

Основным достоинством ИР является снижение дозы более, чем вдвое от исходной, согласно опубликованному метаанализу (den Harder A.M et al., 2015). ИР также могут улучшать низкоконтрастное разрешение и уменьшать выраженность полосовидных артефактов (Nelson R.C., 2011).

К ограничениям применения ИР относят повышение временных затрат на формирование изображений, и непривычный внешний вид изображений (Xu J., Mahesh M., Tsui B.M., 2009, Afadzi M. Et al., 2020). Некоторые алгоритмы модельных реконструкций требуют больших временных затрат по сравнению со стандартными реконструкциями ФВР или даже гибридными реконструкциями (Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Иванов И.В., 2015; Nelson R.C., Feuerlein S., Boll D.T. 2011, Vardhanabhuti V. et al., 2013), что в некоторой степени может ограничить их применение в первую очередь при неотложной диагностике. Применение ИР может также понижать уровень шума без улучшения информативности изображения (Дружинина П.С. и соавт., 2021).

Особенностью всех ИР также является их «вендороспецифичность» (Geyer et al., 2015). То есть настройки, которые работают для одного производителя, не обязательно будут подходить для другого. Этот момент затрудняет унификацию протоколов сканирования и является препятствием на пути к стандартизации.

Итеративные алгоритмы реконструкций разделяют на две группы (Aurumskjöld M.L., 2017):

1. Гибридные (статистические) итеративные реконструкции
2. Модельные итеративные реконструкции.

Гибридные (статистические) ИР последовательно или параллельно работают в области сырых данных и готовых изображений (и поэтому называются гибридными). Формируется комбинация в различном процентном соотношении аналитических методик с итеративными. Использование фотонной статистики при работе в области проекций дает им второе название «статистические». Оптимизация данных может идти двумя путями: обработкой данных в области проекций и обработки данных в области изображений. Именно обработка в области проекций может дать значимое улучшение изображения по уровню шума и артефактов, а значит и позволяет снижать дозу без значимого снижения качества самого изображения (Aurumskjöld M.L., 2017).

Гибридные итеративные реконструкции характеризуются меньшим уровнем шума изображений по сравнению с методом FBP с одной стороны, и в большей степени, по сравнению с модельными реконструкциями, сохраняют «привычный» вид КТ-изображений с другой стороны, и при этом не требуют значительных временных затрат (Singh S. et al., 2010).

Модельные ИР моделируют не только шум, но и оптическую систему томографа, форму и размеры его детекторов, геометрию рентгеновского луча. С использованием такой технологии становится возможным получение изображений, практически полностью лишенных шумов и со значительно меньшей выраженностью артефактов.

Основным качеством ИР является снижение уровня шума на изображении. Именно оценке уровня шума посвящено большинство публикаций по объективным параметрам качества изображения (Zarb F. et al., 2011; Löve A. et al., 2013; Gandhi D. et al., 2015; Andersen H.K. et al., 2018; Lee K.B., Goo H.W. 2018; Afadzi M. et al., 2020). За счет снижения (или полного нивелирования) шума обеспечивается повышение соотношений контраст-шум (CNR) и соотношение сигнал-шум (SNR).

Опубликованные данные свидетельствуют, что применение алгоритмов итеративных реконструкций в сочетании с низкодозовыми протоколами демонстрируют их высокую эффективность и целесообразность применения при исследовании различных органов и систем (Синицын В.Е и соавт., 2012;

Вишневская А.В., Кондратьев Е.В., 2013; Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Иванов И.В. 2015; Prakash P. et al., 2010; Kligerman S. et al., 2013; Löve A. et al., 2013; Wielpütz M.O. et al., 2014; Jensen K. et al., 2014; Martini K. Et al., 2015; Laqmani A. et al., 2016; Martini K. et al., 2017).

Однако помимо улучшения объективных характеристик изображения, ряд авторов указывает также на неоднозначное влияние модельных реконструкций на КТ-изображение в виде непривычного вида, снижения пространственного разрешения, ухудшения визуализации мелких структур нормальной анатомии (Yanagawa M et al., 2010; Solomon J.B, Christianson O., Samei E. 2012; Kalra M.K. et al., 2013; Khawaja R.D. et al., 2014; Laqmani A. et al., 2016; Aurumskjöld M-L. et al., 2017; Andersen H.K. et al., 2018; Afadzi M. et al., 2020).

Имеются отдельные публикации, посвящённые выявлению очаговых изменений при ультранизкодозной КТ.

A. Neroladaki et al., (2013) утверждают, что для диагностики очаговых образований в легких при использовании модельных ИР достаточно дозы ИИ, сопоставимой с дозой, применяющейся при традиционной рентгенографии.

Другие данные были получены Higuchi K. et al., (2013). Авторы изучали выявляемость очагов по типу «матового стекла» в фантоме с применением аналитических реконструкций и гибридных ИР на низкодозовых КТ-протоколах сканирования органов грудной клетки. Не было отмечено достоверных различий для выявления крупных очагов (8 мм) для протоколов 20, 50 и 100 мАс. Визуализация очагов диаметром 6 мм была одинаковой на изображениях 200 мАс (алгоритм FBP) и 50 мАс (гибридные реконструкции), что говорит о возможности снижения дозы при использовании ИР. При снижении силы тока до 10-20 мАс и применением алгоритма FBP определение очагов по типу «матового стекла» было невозможно, так как они не дифференцировались на фоне высокого уровня шума и линейных артефактов. Выявляемость очагов на этих сверхнизких дозах для протокола гибридной реконструкции была несколько выше.

В ряде опубликованных данных (Higuchi K. et al., 2013; Katsura M. et al., 2013), использование итеративных реконструкций вместо традиционных FBP при

выявлении очаговых изменений в легких позволяет снизить дозу ИИ примерно на 75% от исходной.

С другой стороны, J.D. Thompson et al. (2016) в исследованиях, посвященных изучению влияния ИР на выявление очаговых изменений в легких с использованием антропоморфного фантома, не выявили значимой зависимости между выявлением очага и уровнем/алгоритмом ИР.

1.9 Заключение

Таким образом, при общей тенденции к оптимизации и рекомендациям к снижению дозы ИИ, отмечается низкая разработанность темы по оценке качества изображения, конкретным параметрам оптимизации протоколов КТ, особенно с применением итеративных реконструкций различных поколений.

Актуальными остаются вопросы оптимизации КТ исследования органов грудной клетки, а также разработка комплексной оценки качества КТ-изображения с использованием оценки физико-технических параметров качества и экспертной оценки. Открытым остается вопрос до какого уровня можно безопасно снижать эффективную дозу ИИ без потери необходимой диагностической информации, особенно при наличии в арсенале отделения КТ методик итеративной реконструкции.

Опубликованные данные зачастую противоречивы в вопросах оценки патологических изменений и нормальной анатомии легочной ткани на низкодозовых протоколах, с использованием итеративных реконструкций. В частности, это касается оптимизации КТ-сканирования органов грудной клетки у пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце и нуждающихся в своевременной и точной диагностике бронхолегочных осложнений. Учитывая необходимость выполнения таким пациентам многократных КТ-исследований с целью контроля эффективности исследования, следует оценить диагностические возможности низкодозового КТ-протокола органов грудной клетки с использованием итеративных реконструкций.

ГЛАВА 2. ХАРКТЕРИСТИКА МЕТОДИКИ ИССЛЕДОВАНИЯ и ОБСЛЕДОВАННЫХ ПАЦИЕНТОВ

2.1 Характеристика оборудования и протоколов исследования

Исследования проводили на 128-срезовом спиральном компьютерном томографе Ingenuity CT (Philips Medical Systems Inc., Кливленд). Минимальное время ротации 0,4 сек. Ширина детектора 4 см. Количество рентгеновских трубок – 1. Томограф оснащен следующими алгоритмами реконструкций:

1. Метод обратных проекций (FBP), суммационный метод реконструкции, традиционно используемый в компьютерной томографии.

2. Метод итеративной реконструкции (iDose4) для улучшения качества изображения при низкодозовом сканировании (гибридные, статистические реконструкции).

3. Метод модельной итеративной реконструкции (IMR) для сканирования головы, шеи, сердца, грудной клетки, брюшной полости, малого таза и конечностей (модельные итеративные реконструкции)

Протоколы исследования.

Исследование осуществляли с использованием различных протоколов сканирования, которые отличались друг от друга уровнями дозы облучения. Основываясь на рекомендациях Mayo-Smith W.W. et al., (2014), при разработке стандартного (эталонного) протокола использовали рекомендации, разработанные для данной модели КТ американским обществом физиков в медицине с уменьшением напряжения с 120 до 100 кВ (Adult Routine Chest CT Protocols Version 2.1 5/4/2016): 100 кВ, 142 мАс, CTDI_{vol} 5,6 мГр).

Экспериментальные протоколы характеризовались уменьшением доз облучения до 50%, 25%, 12,5% и 7% от стандартного путем уменьшения значений экспозиции. При сканировании аккредитационного и антропоморфного фантомов отключали систему модуляции силы тока для более точного контроля дозы ИИ.

Для клинического этапа эксперимента использовали технологии модуляции силы тока (3D-модуляция по оси Z и по осям XY), с напряжением на рентгеновской трубке в эталонном протоколе 120кВ. Параметры использованных протоколов сканирования представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Параметры использованных протоколов КТ-сканирования органов грудной клетки

Протокол	Напряжение кВ	Экспозиция, мАс	Сила тока, мА	Время сканирования ^{а)} , с	Время вращения трубки ^{а)} , с	Коллимация	Питч фактор	СТ DI, мГр
Эталонный	100	142	149	0,953	1	64x0,625	1.048	5.6
Экспериментальный-1	100	71	74	0,959	1	64x0,625	1.048	2.8
Экспериментальный-2	100	35	37	0,946	1	64x0,625	1.048	1.4
Экспериментальный-3	100	17	24	0,708	0,75	64x0,625	1.048	0.7
Экспериментальный-4	100	10	35	0,286	0,4	64x0,625	1.477	0.4

Примечание: ^{а)} время вращения трубки – время, за которое трубка в Гентри совершает оборот на 360°; время сканирования – время при спиральном сканировании, за которое будет отсканирована зона коллимации, определяется, как отношение времени вращения трубки к питч фактору

Для реконструкций изображений были выбраны следующие алгоритмы и уровни: FBP (метод фильтра обратных проекций), iDose уровень 4 (гибридные итеративные реконструкции), возможный выбор уровней от 1 до 6; IMR (модельные итеративные реконструкции) уровень 2, возможный выбор уровней от 1 до 3. КТ-сканы органов грудной клетки, выполненные на каждом из протоколов (см. таблицу 1) были реконструированы с использованием всех 3 алгоритмов. Матрица изображений – 768x768 пикселей.

2.2 Этапы экспериментальной работы

Этап №1. Оценка физико-технических параметров изображения с использованием калибровочного фантома

На первом этапе исследования в рамках технического подхода к анализу качества изображения были оценены физико-технические параметры КТ-изображения: точность определения единиц Хаунсфилда, уровень шума, шумовой спектр, соотношение контраст/шум, уровень пространственного разрешения и функцию передачи модуляции.

Для оценки объективных параметров был использован специальный аккредитационный фантом, разработанный для оценки качества изображения в компьютерной томографии в соответствии с ГОСТ Р МЭК 61223-2-6-2001 п. 5.1.2., 5.2.2., 5.3.2. - СТ АСР 464 Phantom (рисунок 1) (McCollough С.Н. et al., 2004, АСР СТ аккредитационный фантом для компьютерной томографии. Руководство по эксплуатации. Научно-производственное предприятие «Доза»).

Сканирование фантома было проведено в соответствии с параметрами, указанными в таблице 1. Все изображения были реконструированы тремя разными методами, с толщиной среза и расстоянием между ними 1 мм и матрицей 768x768 (размер пикселя 0,4661x0,4661).

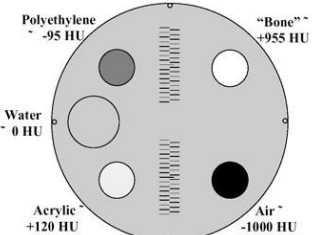
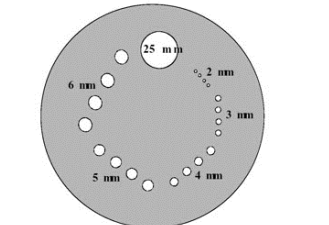
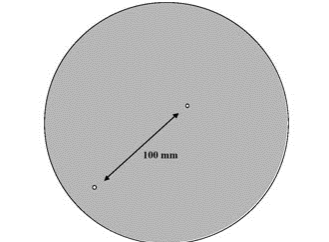
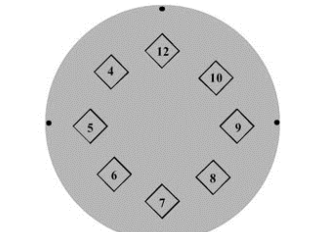


Рисунок 1 – Фантом модели СТ АСР 464

Фантом изготовлен из однородного и стабильного полимера «твердая вода» и состоит из четырех основных модулей: модуль совпадения, модуль низкого

контраста, модуль однородности, модуль высокого контраста, что позволяет обеспечить контроль всех показателей качества изображения (Таблица 2).

Таблица 2 – Модули фантома СТ ACR 464 Phantom

Схематическое изображение модулей	Описание модулей
	<p>Модуль 1. Применяется для оценки позиционирования, толщины среза и точности КТ-чисел.</p>
	<p>Модуль 2. Применяется для оценки низкоконтрастного разрешения.</p>
	<p>Модуль 3. Применяется для оценки однородности КТ-индекса и шума</p>
	<p>Модуль 4. Модуль используется для оценки высококонтрастного разрешения.</p>

Для оценки результатов обработки изображений фантома ACR использовали программное обеспечение Image J (Рисунок 2).

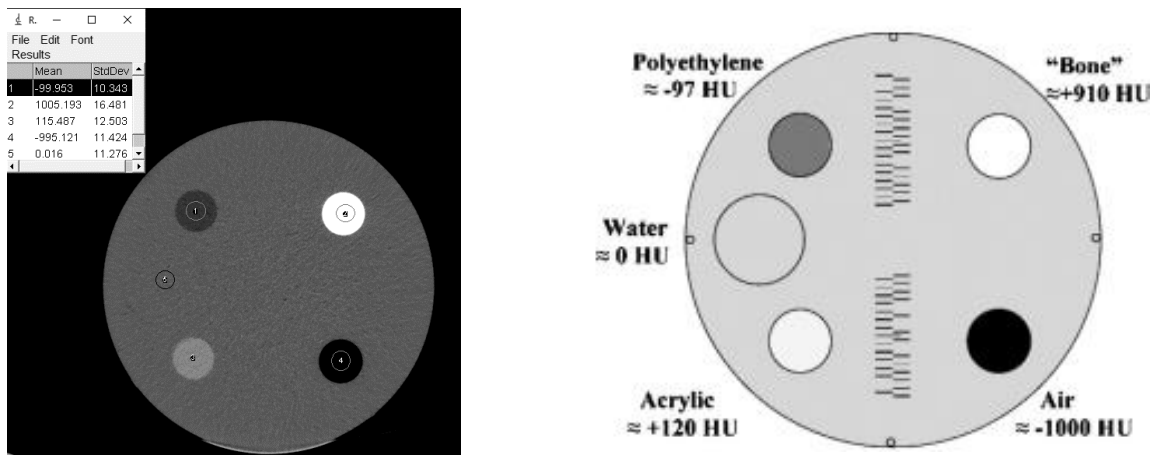


Рисунок 2 – Блок АСР-фантома с вставками из разных материалов: а – аксиальный срез КТ-изображения при обработке в Image J; б – расположение вставок с разными материалами

Точность определения единиц Хаунсфилда

Значения единиц Хаунсфилда находятся в зависимости от уровня энергии рентгеновского пучка (полной фильтрации пучка и напряжения на трубке). Кроме того, на них оказывают влияние характеристики обследуемого объекта (такие как его плотность и размер), значения калибровочных коэффициентов, а также уровень толщины среза при реконструкции изображений (McCollough С.Н. et al., 2004). Калибровка КТ-оборудования производилась на основе чисел Хаунсфилда для воды (связи с этим значения плотности воды находятся в границах $-7\text{HU} - +7\text{HU}$). Требования к значениям плотности воды в числах Хаунсфилда должны соответствовать указанным критериям при любых значениях напряжения и примененного алгоритма реконструкции. В целях оценки воспроизводимости чисел Хаунсфилда была проведена оценка точности их определения для различных материалов (McCollough С.Н. et al., 2004; АСР СТ Руководство по эксплуатации; ГОСТ 61223-2-6 – 2001; ГОСТ Р МЭК 61223-2-6 – 2001; ГОСТ 61223-3-5 – 2008, ГОСТ Р МЭК 61223-3-5 – 2008).

Для проведения анализа точности определения чисел Хаунсфилда выбрали аксиальный срез изображения блока фантома с включениями из различных материалов (кость (910 HU), полиэтилен (-97 HU), воздух (-1000 HU), вода (0 HU), акрил (120 HU). В центральных зонах включений размещали зону интереса (ROI)

круглой формы, как показано на рисунке 2. При обработке изображений, полученных на разных режимах сканирования, зоны интереса размещали в идентичных областях путем копирования ROI. Оценивали средние значения чисел Хаунсфилда в зоне ROI. Методика оценки воспроизводимости чисел Хаунсфилда и их допустимые критерии взяли из рекомендаций Американского колледжа радиологов (McCollough C.H. et al., 2004).

Шум

Шум является критерием, определение которого не составляет трудностей, поэтому именно он оценивается наиболее часто при оценке качества КТ-изображения (McCollough C.H. et al., 2004; ACR CT Руководство по эксплуатации; ГОСТ 61223-2-6 – 2001; ГОСТ Р МЭК 61223-2-6 – 2001; ГОСТ 61223-3-5 – 2008, ГОСТ Р МЭК 61223-3-5 – 2008; Kalender W.A. 2011; Чипига Л.А., 2019).

Уровень шума оценивали на блоке фантома однородной структуры. В центральной части данной зоны размещали область интереса (ROI) как показано на рисунке 3.

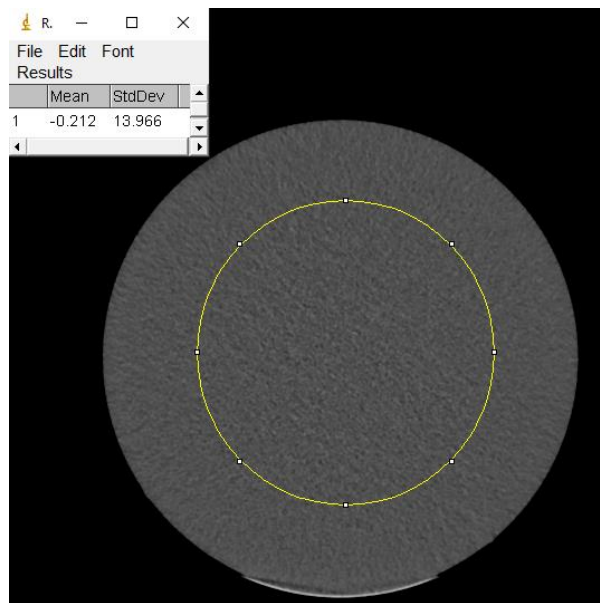


Рисунок 3 – Пример обработки КТ-изображения однородного блока ACR-фантома для оценки шума

В целях оценки уровня шума определяли значения стандартного отклонения в значениях чисел Хаунсфилда. Также в целях более глубокого анализа уровня

шума для всех протоколов анализировали шумовой спектр (noise power spectrum, NPS) (Friedman S.N. et al., 2013) с использованием выражения 1:

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

где

$\Delta_x \Delta_y$ и N_x, N_y – размер пикселей и их число в горизонтальном и вертикальном направлениях, соответственно.

Для оценки радиальной функции формулу 1 приводят с использованием выражения для радиальной частоты: $f_r = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$.

Радиальную функцию шумового спектра определяли с использованием специального макроса QA-distri для Image J (Colombo P. et al., 2013), для этого квадратная область интереса была определена в центральной области аксиального среза фантома и скопирована на то же место при обработке серий изображений, полученных на разных протоколах.

Контраст (CNR)

Соотношение контраст-шум (contrast noise ratio, CNR) определяли на блоке, в котором содержались низкоконтрастные объекты. Данный блок включает в себя округлые объекты различного диаметра (2-25 мм). Плотность объектов на 6 единиц Хаунсфилда выше плотности фона (Рисунок 4б) (McCollough C.H. et al., 2004; ACR CT Руководство по эксплуатации; Martin C. J. 2007).

Области интереса размещались попарно в структуре низкоконтрастного объекта и в фоновой зоне рядом с ним как показано на рисунке 4. Для каждого протокола сканирования ROI копировали для полного соответствия локализации.

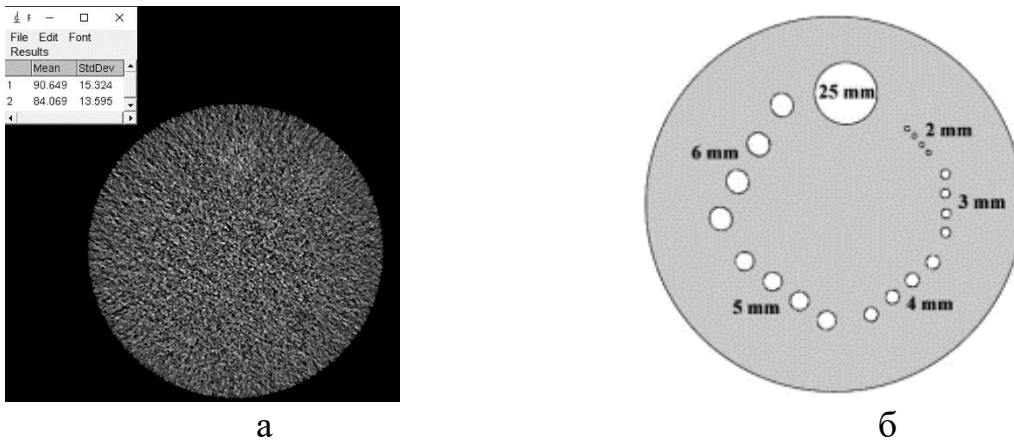


Рисунок 4 – Блок ACR-фантома с низкоконтрастными объектами из разных материалов: а – аксиальный срез КТ-изображения (iDose реконструкция) при обработке в ImageJ; б – размещение низкоконтрастных объектов

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

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

где

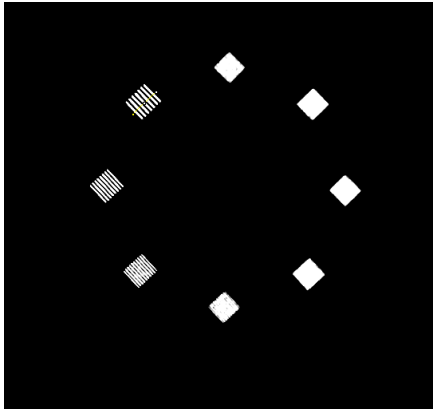
$\overline{HU}_{\text{объект}}$ – среднее значение единиц Хаунсфилда в области интереса наибольшего низкоконтрастного объекта;

$\overline{HU}_{\text{фон}}$ и $\overline{SD}_{\text{фон}}$ – среднее значение, и стандартное отклонение единиц Хаунсфилда однородного фона, рядом с объектом, соответственно.

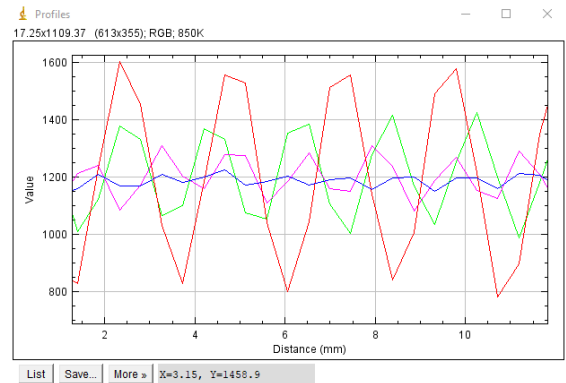
Значения CNR для пяти срезов каждой серии усредняли для использования в дальнейшем анализе.

Пространственное разрешение

Блок фантома с мирами использовали для оценки значений пространственного разрешения. Данный блок включает в себя 8 мир с разными частотами линий: 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 и 12 пар линий на см (ACR CT, Руководство по эксплуатации; American College of Radiology. Computed tomography quality control manual). Оценка пространственного разрешения осуществлялась путем построения профилей, по которым анализировалась четкость визуализации пар линий (Рисунок 5).



а



б

Рисунок 5 – Пример обработки КТ-изображения блока ACR-фантома с мирами из высококонтрастного материала для оценки функции передачи модуляции (modulation transfer function, MTF) в программе ImageJ: а – аксиальный срез КТ-изображения высококонтрастного блока фантома; б – функции профилей для мир фантома

Для оценки пространственного разрешения MTF дополнительно определяли по однородному блоку фантома. Анализ данных и определение MTF проводили методом края/контура (Journal of the ICRU Vol 12 No 1 (2012) Report 87) с использованием специального кода в MathLab с открытой лицензией (Friedman S.N. et al., 2013).

Этап №2. Экспертная оценка изображения в выявлении очагов по типу «матового стекла» с использованием антропоморфного фантома.

Для этого этапа был использован антропоморфный фантом Kagaku Chest Phantom N1 Lungman, (Япония) (Рисунок 6).

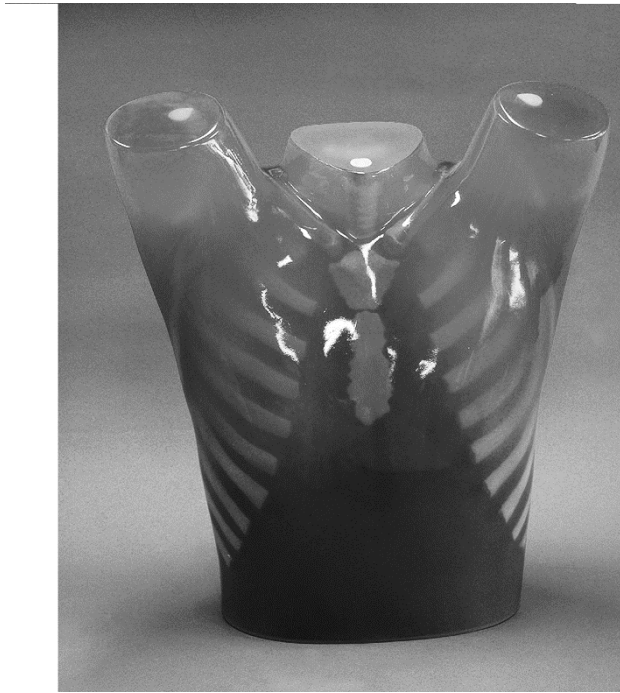


Рисунок 6 – Антропоморфный фантом Kagaku Chest Phantom N1 Lungman

Фантом Lungman по своим характеристикам соответствует грудной клетке человека средних размеров (70 кг) в положении «руки вверх». Он произведен из специальных полимерных материалов, характеризующихся теми же значениями проникающей способности, что и структуры грудной клетки человека. Сертифицирован для проведения процедур рентгенографии и компьютерной томографии. Внутренние конструкции фантома по значениям контрастности и плотности максимально приближенно имитируют органы средостения, легочный рисунок, сосуды легких.

Конструкция фантома подразумевает возможность помещения внутрь него различных объектов, которые могут имитировать различные патологические состояния.

За 2 года были изучены данные КТ-изображений органов грудной клетки пациентов после проведения кардиохирургических вмешательств (всего 232 пациента). Среди выявленной патологии преобладали: выпот в плевральной полости (192), в полости перикарда (165), участки консолидации легочной паренхимы (132), зоны компрессионных ателектазов (110), дискателектазы (119), единичные и множественные очаги в легких различных размеров и плотности

(116), участки интерстициальных изменений по типу «матового стекла» различных размеров и степени выраженности (80), зоны альвеолярной инфильтрации легочной ткани (62), зоны уплотнения ретростернальной клетчатки (188), скопления жидкости в ретростернальной области различной плотности (178), признаки несостоятельности швов грудины (19). В рамках подготовительного этапа работы было определено, что очаговые изменения в легких оказались наиболее пригодными патологическими изменениями для имитации патологических изменений в фантоме.

В ходе анализа патологических изменений, определяемых по КТ у пациентов, после кардиохирургических вмешательств был выбран тип очагов для имитации патологических изменений. В ходе предварительной оценки и работе по выбору патологических образований для имитации было определено, что такие изменения, как мелкие центрилобулярные очаги (по типу «дерево в почках») или фокальные участки изменений по типу «матового стекла» не могут быть достоверно симитированы при настоящем исследовании в виду технической сложности. При использовании имитаторов солидных очагов небольших размеров, регистрировали значительное количество ложноотрицательных ответов в связи с тем, что очаги были схожи по своим денситометрическим характеристикам со структурами, имитирующими бронхи и сосуды в конструкции фантома. Таким образом, рентгенологическая картина не полностью соответствовала реальной практике, так как у пациентов солидные очаги не «сливаются» с сосудистыми структурами, в связи с чем от данного типа очагов было решено отказаться при проведении эксперимента.

Крупны солидные очаги достоверно были видны на всех уровнях дозы, при всех применённых алгоритмах реконструкции изображений, поэтому их использование не могло обеспечить оценку диагностической значимости данной методики. Значения истинноположительных результатов при использовании данных очагов достигали до 100%. Аналогичная ситуация наблюдалась при использовании очаговых образований, которые поставлялись в комплекте с

фантомом (их размеры были достаточно крупные, контуры четкие, ровные, что позволяло визуализировать их на всех протоколах сканирования).

Таким образом, в ходе предварительной подготовки к проведению исследования, для экспериментального этапа наиболее пригодным был признан очаг по типу «матового стекла». Данный очаги не «сливались» со структурами фантома, при этом сохранялась высокая сложность при их распознавании в связи с их низкой плотностью и меньшей контрастностью.

При этом данный тип очагов в высокой степени соответствует тем изменениям, которые могут быть выявлены у пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства на начальных этапах развития воспалительных изменений в легких. Согласно публикации Гаврилова П.В и соавт., (2017) за очаг принималась локальная зона уплотнения лёгочной ткани округлой формы, размерами до 1 см.

В ходе подготовки к проведению эксперимента была проведена работа по выбору материалов для имитации очагов. В ходе тестирования применимости материалов были изучены: силикон, клей ПВА, эпоксидная смола, различные органические и тканевые структуры. Был проведен анализ плотностных характеристик данных материалов и их комбинаций. Наиболее соответствующим материалом для имитации очагов «по типу «матового стекла» была признана комбинация из медицинского бинта и клея ПВА. Данные материалы обеспечили высокое удобство использования и отвечала критериям соответствия патологическим изменениям, встречающимся у пациентов после кардиохирургических вмешательств.

При использовании данной комбинации материалов денситометрические характеристики очагов соответствовали значениям, описанным в литературных источниках -600-800HU (Yan X. et al., 2013; Doo K.W. et al., 2014; Kitami A. et al., 2016; Li Q. et al., 2017). При этом очаги, имитируемые с помощью медицинского бинта, характеризовались неровными, нечеткими контурами, что соответствует очагам, которые наблюдаются у пациентов в рентгенологической практике. Диаметр очагов находился в пределах от 0,5 см до 1,0 см. Распределение очагов

внутри фантома было осуществлено в случайном порядке, вручную, равномерно по верхним, средним, нижним отделам легких, в центральных и субплевральных отделах. Количество очагов в фантоме составляло 10 штук. Примеры изображений очагов представлены на рисунке 7.

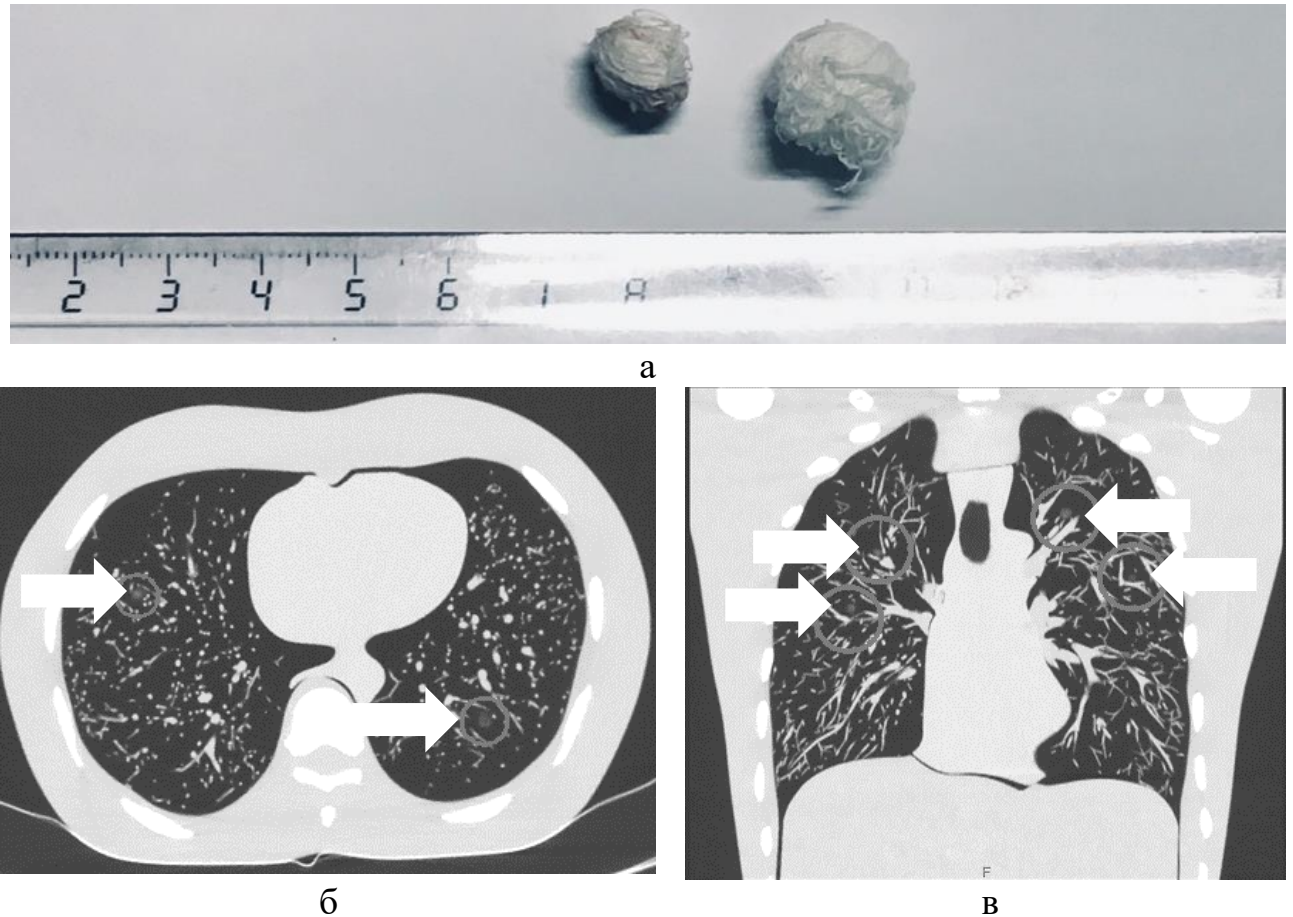


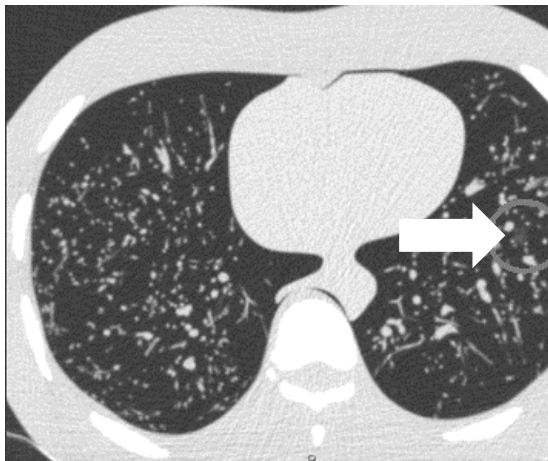
Рисунок 7 – Очаги по типу «матового стекла», изготовленные из комбинации ПВА/медицинский бинт: а – внешний вид очагов до помещения в фантом; б, в – КТ-изображения очагов по типу «матового стекла» в фантоме

В ходе эксперимента было организовано 5 загрузок очагов внутрь фантома с изменением расположения очагов. Также сканировали фантом «пустой» фантом без использования очагов в качестве контрольного сканирования. В итоговую выборку было включено 150 КТ-изображений в формате DICOM органов грудной клетки (Таблица 3). Половина изображений характеризовалась отсутствием очагов, другую половину составляли изображения с очагами. Отсутствовали возможности

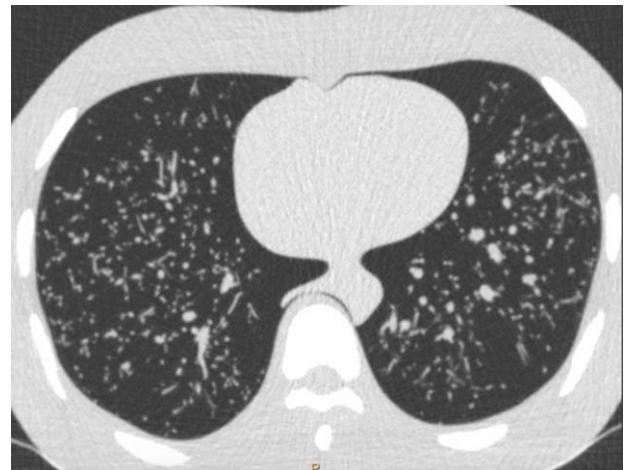
пролистывания изображений и формирования реконструкций максимальной интенсивности. Примеры КТ-изображений представлены на рисунке 8.

Таблица 3 – Структура базы данных КТ изображений

Экспозиция, мАс	Количество КТ изображений, шт.					
	Алгоритм FBP		Алгоритм iDose		Алгоритм IMR	
	С имитатора ми очагов	Без имитаторов	С имитатора ми очагов	Без имитаторов	С имитатора ми очагов	Без имитаторов
142	5	5	5	5	5	5
71	5	5	5	5	5	5
35	5	5	5	5	5	5
17	5	5	5	5	5	5
10	5	5	5	5	5	5



а



б

Рисунок 8 – КТ-изображение фантома: а – наилучший срез с очагом; б – «пустой» КТ-срез (изображение без очага)

Для работы с КТ-изображениями использовали специализированную программу для работы с КТ Intellispace Portal. Анонимизированные и рандомизированные КТ-изображения анализировались на сертифицированных для работы с рентгеновскими изображениями мониторах.

Для проведения экспертной оценки качества пригласили 10 врачей-рентгенологов с опытом работы в лучевой диагностике которых составил от 3 до 10 лет. Предварительное инструктирование врачей включало в себя информацию

о том, что изображения, предоставляемые для анализа отличаются методом реконструкции изображений и уровнем дозы облучения, а также то, что на изображении могут определяться очаги по типу «матового стекла» в количестве от 0 до 3 штук.

В качестве субъективных параметров качества изображения были выбраны следующие характеристики:

1. Возможность выявить наличие патологических очагов на представленном изображении.

2. Оценка изображения по шкале Лайкерта (оценки от 1 до 5).

Для оценки субъективных параметров была разработана анкета-опросник, включающая в себя следующие вопросы:


1. Есть ли очаг на изображении?

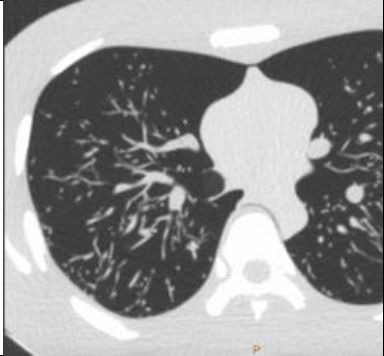



2. Какое количество очагов Вы видите?

3. Есть ли сомнения в наличии очагов?

4. Оцените качество изображения по шкале от 1 до 5 исходя из Вашей субъективной оценки (Таблица 4)

Таблица 4 – Критерии оценки качества КТ-изображения

Балл оценки качества изображения	Характеристик а изображения	Описание	Примеры изображений
1	2	3	4
5	Отличное	Максимально четко отображены нормальные структуры фантома. Выявление патологических изменений не вызывает затруднений. Минимальный уровень шума, отсутствуют артефакты.	

1	2	3	4
4	Хорошее	<p>Нормальные структуры фантома и патологические изменения визуализируются отчетливо. Минимальный уровень шума, артефактов.</p>	
3	Удовлетворительное	<p>Нормальные структуры фантома и патологические изменения визуализируются достаточно отчетливо. Допустимый уровень шума, артефактов.</p>	
2	Неудовлетворительное	<p>изображения. Выявление патологических изменений затруднительно. Нормальные структуры прослеживаются неотчетливо или искажены. Высокий уровень шума, значимые артефакты.</p>	
1	Плохое	<p>Выявление патологических изменений невозможно. Нормальные структуры искажены или прослеживаются неотчетливо. Неприемлемый уровень шума на изображении, неприемлемая выраженность артефактов.</p>	

Изображения с оценками 3, 4 и 5 признавались диагностически приемлемыми. За диагностически неприемлемые изображения принимали изображения с оценками 1 и 2.

Анализ результатов врачей, участвующих в эксперименте, фиксировали в специальной таблице. Анализируемые параметры включали в себя: 1) мнение врача по наличию на изображении очаговых изменений (с уточнением локализации и числа); 2) значения субъективной оценки изображения в значениях от 1 до 5; 3) вербальная характеристика изображения в свободной форме. Автор эксперимента контролировал локализацию выбранных очагов на основе имеющегося ключа. Это было реализовано для увеличения достоверности полученных результатов и точной оценки количества ложноположительных и ложно-отрицательных результатов.

Оценка значений эффективной дозы для всех протоколов было произведено на основании методологии МУ 2.6.1. 2944-11 с применением дозового коэффициента от DLP к эффективной дозе для зоны грудной клетки $0,017 \text{ мЗв}/(\text{мГр} \cdot \text{см})$.

Для описания категориальных данных считали абсолютные частоты и проценты от общего количества наблюдений. Обработка категориальных данных проведена с использованием таблиц частот, таблиц сопряженности, критерия Хи-квадрат или точного критерия Фишера (в случае малого число наблюдений). Достоверность различий между выборками категориальных данных определяли с использованием непараметрического теста Манна-Уитни.

Для количественных данных была выполнена описательная статистика с использованием методов непараметрической статистики.

В результате первых двух этапов эксперимента на основании объективных параметров, субъективной оценке качества изображения врачами-рентгенологами, а также оценке диагностической значимости в выявлении патологических изменений, были выбраны настройки двух низкодозовых протоколов, которые позволяют получать изображения удовлетворительного качества.

Этап №3. Клиническая апробация низкодозовых протоколов, оценка их диагностической значимости в сравнении со стандартным протоколом в оценке патологических изменений у пациентов после кардиохирургических вмешательств.

Выбранные настройки низкодозовых протоколов были использованы для третьего этапа работы. Сканирование контрольной группы пациентов осуществляли на стандартном протоколе сканирования (120 кВ, Dose right index, DRI 14) с включенной модуляцией силы тока по оси XY и по оси Z (3D-модуляция). Для исследуемой группы пациентов сканирование проводили 2 раза: первое сканирование с использованием протокола с дозой 50% от эталонного, DRI 10; второе – с 25% от эталонного, DRI 4 (низкодозовый и ультранизко-дозовый соответственно). Таким образом суммарная доза, получаемая пациентом в исследуемой группе, оставалась ниже, чем при сканировании на стандартном протоколе

В связи с использованием технологий модуляции дозы, для соответствия характеристикам сканирования, использованным на этапе с антропоморфным фантомом, верхние значения силы тока были ограничены 71 mAs для протокола 50% от стандартной дозы ИИ и 35mAs для протокола 25% от стандартной дозы ИИ (Таблица 5).

Таблица 5 – Характеристики использованных для 3 этапа протоколов

Протокол	Сила тока, мА	Анодное напряжение, кВ	Время вращения трубки, с	Коллимация	Питч	Доза DLP, мГр*с м
Стандартный	142	120	0,4	64x0,625	1.048	206,7
Низкодозовый	71	100	0,4	64x0,625	1.048	100,1
Ультранизкодозовый	35	100	0,4	64x0,625	1.048	50

Полученные изображения реконструировали с использованием следующих параметров: мягкотканый режим (мягкий kernel, толщина среза 2 мм,

реконструкция с применением гибридного статистического алгоритма iDose, а также с использованием модельного алгоритма IMR) и легочный режим (жесткий kernel, толщина среза 1 мм, реконструкция с применением гибридного статистического алгоритма iDose, а также с использованием модельного алгоритма IMR). Основываясь на результатах предыдущих этапов работы алгоритм FBP был исключен из числа рассматриваемых.

2.3 Характеристики обследованных пациентов. Критерии включения и исключения

В исследование было включено 96 пациентов, перенесших кардиохирургическое вмешательство, с подозрением на воспалительные изменения в грудной клетке. При этом сканирование 50 пациентов осуществляли с использованием стандартного протокола (контрольная группа), 46 пациентов – только с использованием низкодозовых настроек, выбранных в ходе эксперимента с антропоморфным фантомом (исследуемая группа).

Критерии включения пациентов в исследование:

1. Кардиохирургическая операция в рамках данной госпитализации.
2. Наличие эпикриза-направления на КТ от лечащего врача.
3. Объективные данные обследования пациента, позволяющие предположить воспалительные изменения в грудной клетке.
4. Лабораторные данные: лейкоцитоз, повышенный уровень СРБ и др.
5. Подписание информированного согласия.

Критерии исключения:

1. Неспособность лежать неподвижно в течение ≥ 5 минут.
2. Невозможность задержать дыхание на время сканирования, нахождение пациента на ИВЛ.
3. Невозможность пациента провести сканирование с поднятыми вверх руками.

4. Наличие выраженных артефактов от металлических конструкций в теле пациента.

5. Беременность.

При формировании выборки также учитывали индекс массы тела пациента так, чтобы на каждое значение дозы и примененный алгоритм реконструкции приходилось одинаковое количество пациентов с индексом массы тела более 25 и менее 25. Характеристика обследованных пациентов представлена в таблице 6.

Таблица 6 – Характеристика обследованных пациентов.

Возраст, лет	Число мужчин	Число женщин	Масса тела, кг	Индекс массы тела, кг/м ²	Среднее количество дней после проведения кардиохирургической операции
62±12 (28-83)	76 79,2%	20 20,8%	82±13 (50-120)	28,2±4,6 (20,0-42,5)	19±14 (7-100)

Из таблицы 6 следует, что в обследованной группе преобладают мужчины старшего возраста со склонностью к избыточному весу. КТ-сканирование проводилось ~ через 3 недели после оперативного вмешательства.

Данные по произведённым оперативным вмешательствам у обследованной группы пациентов представлены в таблице 7.

Таблица 7 – Кардиохирургические вмешательства у обследованной группы пациентов

Оперативное вмешательство	Изолированное АКШ, МКШ	С протезированием АК	С протезированием АК и АО	С перевязкой ЛП	С пластикой клапанов сердца	С пластикой клапанов + ушивание ЛП	С протезированием Ao, пластика клапанов	С пластикой аневризм ЛЖ
АКШ/МКШ	48	10	1	1	3	2	1	3
Пластика МК	3							
Протезирование АК	11							
Пластика клапанов и ушивание ушка ЛП	1							
Протезирование Ao	1							
Протезирование Ao АК	4							
Протезирование клапанов, пластика клапанов + ушивание ушка ЛП	2							
Протезирование ТК	4							
Протезирование Ак + пластика МК	1							

Из таблицы 7 следует, что наиболее распространенными оперативными вмешательствами в обследованной группе являлись изолированные шунтирующие операции, операции шунтирования в сочетании с протезированием аортального клапана, а также изолированное протезирование аортального клапана. Изолированное протезирование аорты, протезирование аортального и митрального клапанов, шунтирование с перевязкой ушка левого предсердия проводились значительно реже.

Сложность в проведении оценки качества заключалась в значительных временных затратах участвующих в работе врачей-экспертов. при анализе КТ-данных 96 пациентов. Был проведен анализ КТ-данных по наиболее актуальным патологическим изменениям среди данной группы пациентов.

Основываясь на полученных данных, была проведена сортировка для формирования итоговой выборки с включением в нее 18 пациентов.

Такие изменения, как жидкостные скопления в плевральной полости, компрессионные ателектазы, отек ретростернальной клетчатки, которые выявлялись у большинства пациентов и были гарантировано, видны на КТ, не были включены в критерии отбора, однако так же наблюдались у пациентов в итоговой выборке в связи с их распространенностью.

Таким образом, итоговая выборка, используемая при проведении работы представлена в таблице 8

Таблица 8 – Итоговая выборка пациентов для проведения экспертной оценки качества КТ-изображения

Алгоритм	Стандартный протокол	ИМТ	Низкодозовый протокол	ИМТ	Ультранизкодозовый протокол	ИМТ
Алгоритм IMR	Пациент 1	27,1	Пациент 7	28,7	Пациент 13	25
	Пациент 2	29,8	Пациент 8	22,3	Пациент 14	32,6
	Пациент 3	24,5	Пациент 9	22,6	Пациент 15	29,7
	Пациент 4	38	Пациент 10	23,7	Пациент 16	24,8

Алгоритм iDose	Пациент 5	24,9	Пациент 11	32	Пациент 17	22,6
	Пациент 6	24,4	Пациент 12	33,9	Пациент 18	36,3

Из таблицы 8, следует, что итоговая выборка для экспертной оценки качества включала в себя одинаковое количество пациентов и нормальным ИМТ и пациентов с избыточной массой тела для обоих алгоритмов реконструкции и для всех трех протоколов сканирования.

2.4 Методика экспертной оценки качества изображения

Были подготовлены полноценные анонимизированные и рандомизированные КТ-исследования пациентов (серии изображений, реконструированные в легочном и медиастинальном окне, с возможностью пролистывания), соответствующие условиям работы врача-рентгенолога. В ходе анализа изображений врачи-рентгенологи имели возможность изменять уровень и ширину окна в зависимости от необходимости и личных предпочтений, масштабировать изображения, а также формировать реконструкции проекции максимальной интенсивности.

Для анализа изображений использовалась специализированная программа для работы с файлами в формате DICOM Intellispace Portal, сертифицированные для работы в КТ мониторы.

Экспертную оценку проводили 5 врачей-рентгенологов (стаж работы в компьютерной томографии 5-10 лет). Каждый врач получал набор из 18 КТ-исследований, представленных данными 18 различными пациентами и 6 уникальными настройками (доза и алгоритм реконструкции). Для получения статистической достоверности результатов к работе были привлечены 5 врачей-рентгенологов.

В рамках подготовки к эксперименту были обучены методике оценки качества с использованием КТ-данных пациентов, не вошедших в итоговую выборку.

Сформированный набор КТ-данных для анализа врачами-рентгенологами представлен в таблице 9.

Таблица 9 – Сформированный набор КТ-данных для экспертной оценки качества изображений

Стандартный протокол,	Низкодозовый протокол	Ультранизкодозовый протокол
3 пациента, реконструкция IMR	3 пациента, реконструкция IMR	3 пациента, реконструкция IMR
3 пациента, реконструкция iDose	3 пациента, реконструкция iDose	3 пациента, реконструкция iDose

Для оценки качества изображения в рамках диагностического подхода был разработан опросник, основанный на европейских критериях качества КТ-изображения (EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY, 1999) (Таблица 10). Были выбраны наиболее значимые критерии, которые могут быть легко оценены и воспроизведены. При этом часть критериев для стандартной КТ и КТ высокого разрешения была объединена, основываясь на опубликованных данных (Bhalla A.S. et al., 2019).

На основе выбранных критериев разработали опросник для оценки качества изображения в рамках 3 этапа работы (Приложение 1).

Для выставления балльной оценки были использованы следующие критерии:

1. Структура прослеживается неотчетливо или частично, значимо изменена, контуры выражено размыты, нечеткие, границы не прослеживаются, оценка невозможна.

2. Визуализация структуры выражено снижена, контуры размыты, нечеткие, границы прослеживаются неотчетливо, качество визуализации недостаточное для достоверной оценки, оценка значимо затруднена.

3. Удовлетворительная визуализация структуры, контуры довольно четкие с умеренно выраженным размытием, границы прослеживаются, качество визуализации удовлетворительное, достаточное для достоверной оценки.

4. Хорошая визуализация деталей, границ, возможна минимально выраженная размытость, нечеткость контуров, не влияющая на качество визуализации, достоверная оценка с незначительными сложностями.

5. Отличная визуализация деталей и контуров, размытие отсутствует, достоверная оценка без затруднений.

В связи с тем, что исследование было направлено на определение возможности использования разработанных оптимизированных протоколов для исключения очагово-инфильтративных изменений в легких, для всей совокупности патологических изменений было принято решение, что все параметры качества изображения имеют одинаковый удельный вес (одинаково значимы).

В качестве характеристики качества КТ-изображения использовали следующие параметры:

1. Общий балл за изображение для патологических изменений (определялся как сумма всех баллов за по каждой категории - минимально – 7, максимально 35). Порог приемлемых значений составил 21 балл.

2. Общий балл за изображение для нормальной анатомии ОГК (определялся как сумма всех баллов за по каждой категории - минимально – 6, максимально 30). Порог приемлемых значений составил 18 баллов.

3. Общая характеристика изображения (от 1 до 5, пороговое значение – 3).

Отдельно оценивали диагностическую значимость изображений, полученных с использованием различных протоколов в выявлении патологических изменений на КТ-изображении. Первоначальная визуализация патологических изменений проводилась двумя врачами-рентгенологами со стажем в кардиоторакальной визуализации 8 и 10 лет. При наличии их консенсуса, результаты принимались за «корректные» и затем использовались в качестве ключа.

Все расхождения с ключом были поделены на 3 группы:

1. Ошибки первой категории, связанные с нераспознаванием имеющейся значимой патологии (не определены очагово-инфильтративные изменения в

легких, воспалительные изменения в средостении, несостоятельность лигатур грудины, признаки остеомиелита и др.) – 6 шт.

2. Ошибки второй категории, связанные с нераспознаванием патологических изменений, не оказывающих влияние на ведение пациента (буллы в легочной ткани, дискателектазы, послеоперационные изменения в области оперативного вмешательства и др.) – 22 шт.

3. Ошибки третьей категории - расхождения, связанные с различной интерпретацией одних и тех же патологических изменений, не влияющие на ведение пациента (различная трактовка зон консолидации легочной ткани, зон по типу «матового стекла», дифференциальная диагностика между компрессионным и дискателектазом, субъективные представления о ширине допустимого диастаза половин грудины и др.) – 50 шт.

2.5 Статистический анализ

Для описания категориальных данных считали абсолютные частоты и проценты от общего количества наблюдений. Обработка категориальных данных проведена с использованием таблиц частот, таблиц сопряженности, критерия Хи-квадрат или точного критерия Фишера (в случае малого число наблюдений). Достоверность различий между выборками категориальных данных определяли с использованием непараметрического теста Манна-Уитни.

Для количественных данных была выполнена описательная статистика. Для описания количественных показателей использовали методы непараметрической статистики.

В результате был проведен анализ патологических изменений, характерных для пациентов после кардиохирургических вмешательств в послеоперационном периоде, проведено комплексное сравнение объективных параметров, субъективной оценки и диагностической значимости изображений КТ органов грудной клетки, полученных на стандартных, низкодозовых и ультранизкодозовых параметрах сканирования и с использованием различных алгоритмов

итеративных реконструкций для этой группы пациентов. Выбраны низкодозовые настройки сканирования пациентов, доказано отвечающие критериям качества КТ-изображения, обладающие высокой диагностической значимостью, которые внедрены в клиническую практику

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА КТ
ИЗОБРАЖЕНИЯ НИЗКОДОЗОВЫХ КТ-ПРОТОКОЛОВ У ПАЦИЕНТОВ
ПОСЛЕ КАРДИОХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ

3.1 Результаты оценки физико-технических параметров качества изображения на
аккредитационном фантоме

Оценка точности определения единиц Хаунсфилда на различных настройках протоколов КТ-сканирования.

Результаты оценки значений единиц Хаунсфилда для разных материалов АСР-фантома приведены в таблице 10.

Таблица 10 – Измеренные значения единиц Хаунсфилда для АСР-фантома для разных экспозиций. Звездочкой выделены значения, которые не вошли в рекомендованный разброс значений (McCollough С.Н. et al., 2004)

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

Из таблицы 10 следует, что значения чисел Хаунсфилда для воды находились в пределах референсных значений для всех протоколов сканирования. К сожалению, для остальных материалов при наличии референсных значений, отсутствуют критерии для оценки. При этом анализ чисел Хаунсфилда для разных материалов, демонстрирует значительный разброс значений для разных КТ-сканеров (McCollough С.Н. et al., 2004, The Phantom Laboratory Catphan® 500 and 600 Manual, 2015).

Как показано в таблице 11, значения чисел Хаунсфилда для всех исследованных материалов за исключением кости находятся в рекомендованном диапазоне для всех протоколов сканирования. Материал, соответствующий кости отмечалось увеличение значений чисел Хаунсфилда для исследованных протоколов сканирования. Это может быть связано с уменьшением значений напряжения до 100 кВ. Также обращает на себя внимание сниженное значение единиц Хаунсфилда для полиэтилена на протоколе FBP с экспозицией 10 мАс. Данный факт может быть связан с недостатком статистики для осуществления реконструкции изображения необходимого качества на сверхнизких значениях экспозиции.

Таким образом, не было найдено значимых различий в регистрации чисел Хаунсфилда между всеми изученными протоколами сканирования и примененными алгоритмами реконструкции. Все протоколы по данному параметру подходят для использования в практической работе.

Оценка уровня шума на КТ-изображении

Результаты оценки шума КТ-изображений обследованных протоколов и реконструкций приведены на рисунке 9.

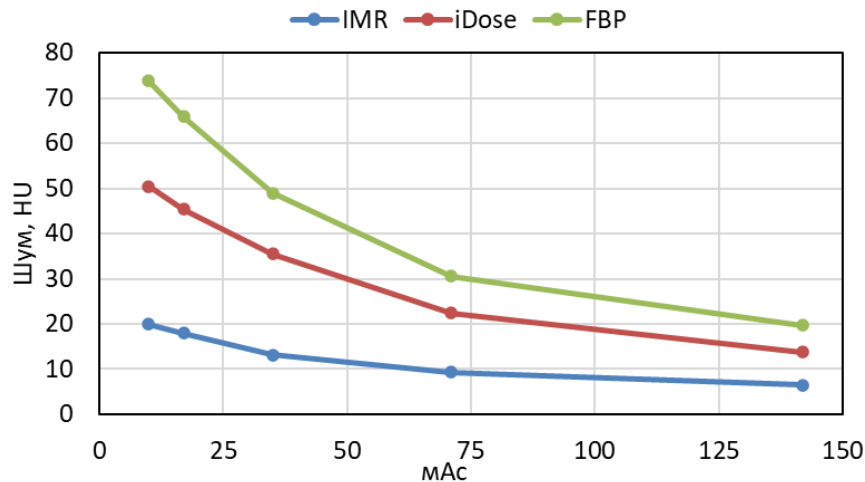


Рисунок 9 – Зависимость шума изображения от экспозиции для разных реконструкций

Из рисунка 9 следует, что шум снижается с ростом экспозиции для всех видов реконструкций. Реконструкция IMR обеспечивает шум на 60% ниже по сравнению с iDose реконструкцией и на 70% ниже по сравнению с FBP реконструкцией. Увеличение шума изображения влияет на параметр CNR. Например, относительно низкий шум при iMR реконструкции соответствует более высоким значениям CNR: снижение шума на 60% относительно iDose увеличивает CNR на 50 – 85%.

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

Оценка шумового спектра КТ-изображения

Оценку шумового спектра проводили для более глубокого изучения шума на КТ-изображении. С помощью данного параметра можно анализировать корреляцию между значениями рядом расположенных пикселей и уровнем зернистости изображения. Форма кривой и, следовательно, структура шума в первую очередь определяется примененным алгоритмом реконструкции. Высота пика кривой находится в зависимости от уровня шума, а форма кривой характеризует структуру шума.

Результаты оценки шумового спектра представлены на рисунке 10.

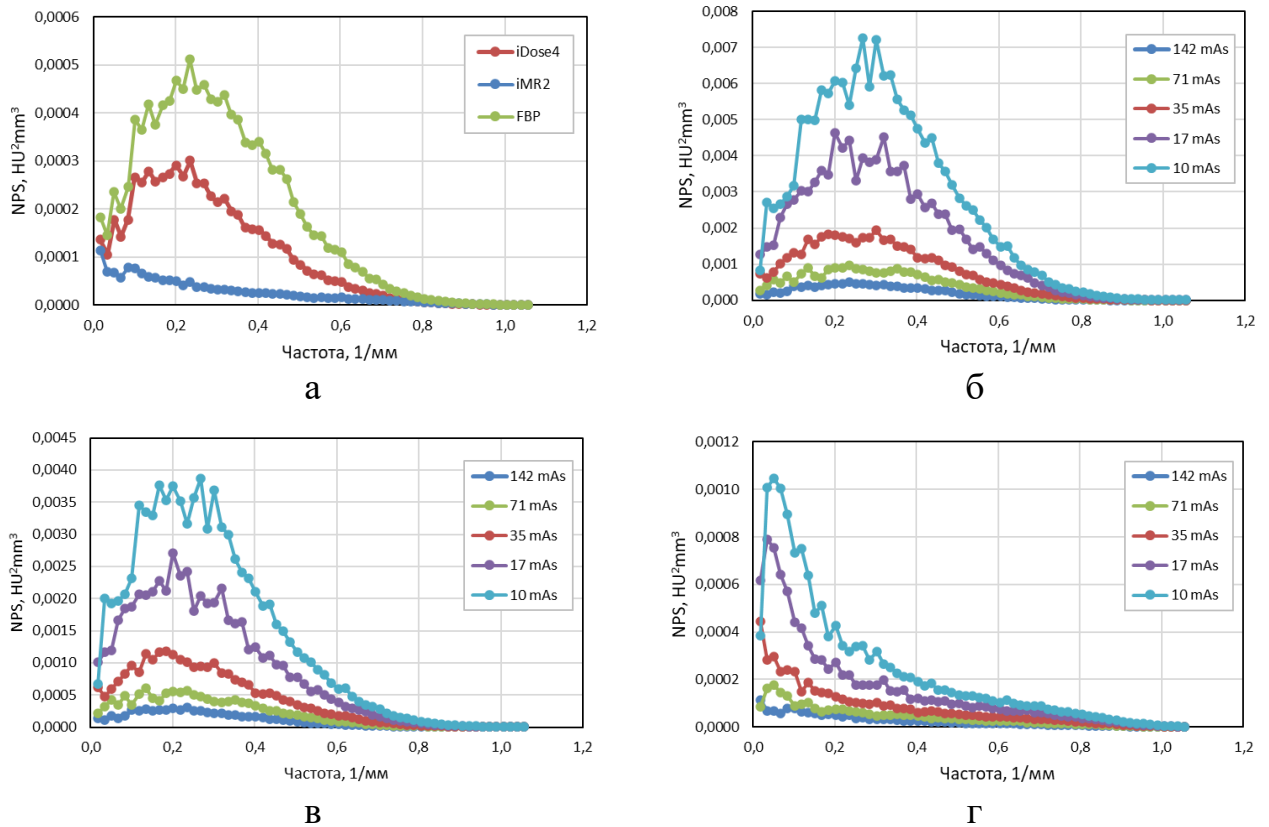


Рисунок 10 – Сравнение шумовых спектров КТ-изображений, полученных на: а – эталонном протоколе, с разными реконструкциями; б – различных протоколах с FBP реконструкцией; в – различных протоколах с iDose реконструкцией; г – различных протоколах с iMR реконструкцией

Из рисунка 10 следует, что пик шумового спектра для FBP выше по сравнению с iMR и iDose; для iMR – самый низкий. Форма шумового спектра изображения зависит от метода реконструкции: для iMR пик смещен влево (частота 0,1) по сравнению с FBP и iDose (частота 0,2). Это указывает на более грубую, крупнозернистую структуру шума, что проявляется непривычной размытостью при визуальной оценке изображения. Для всех методов реконструкции высота пика снижается при увеличении экспозиции, а пик смещается в область меньших частот.

Оценка контраста и соотношения контраст/шум.

Оценка контраста изображений блока с низкоконтрастными объектами была основана на определении разницы значений единиц Хаунсфилда между объектом и фоном (Таблица 11).

Таблица 11 – Среднее различие единиц Хаунсфилда для блока низкого контраста ACR-фантома

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

Из таблицы 11 следует, что разница значений единиц Хаунсфилда варьировала от 2 до 9 для FBP, от 2 до 8 для iDose и от 4 до 8 для IMR при разных экспозициях. Реальная разница в 6 HU достигается при наибольшей экспозиции на всех реконструкциях. Снижение разницы единиц Хаунсфилда между объектом и фоном свидетельствует о снижении контраста.

Полученные значения соотношения контраст/шум (CNR) для обследованных протоколов и реконструкций приведены на рисунке 11.

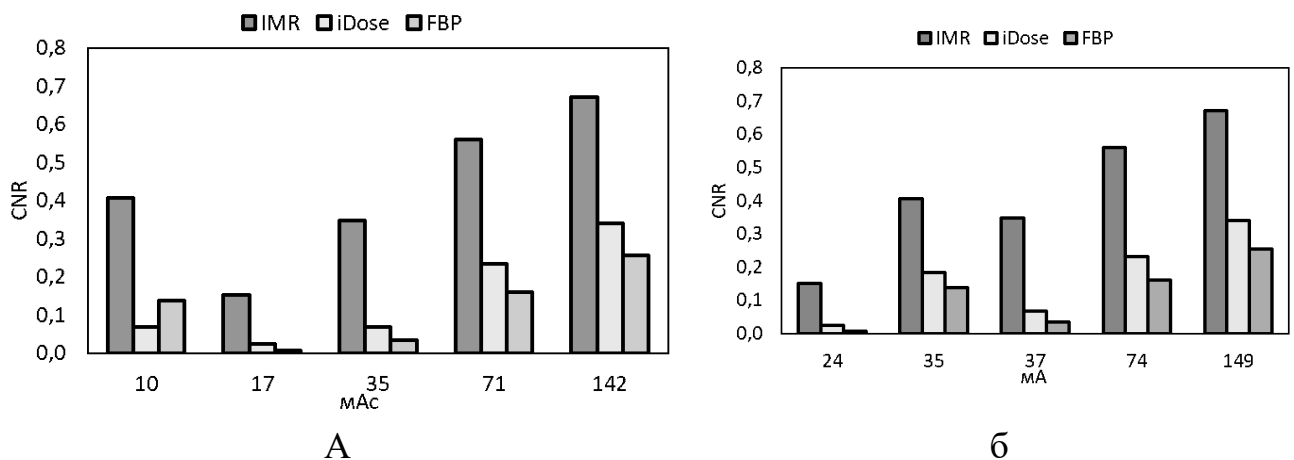


Рисунок 11 – Зависимость CNR от: а – экспозиции; б – силы тока для разных реконструкций

Из рисунка 11 следует, что использование реконструкции IMR увеличивает CNR на 50-85% относительно iDose и на 62-95% относительно FBP.

Для всех алгоритмов реконструкции изображения отмечается одинаковый характер зависимости соотношения контраст-шум от уровня экспозиции. CNR

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

Значения CNR более 0,4 наблюдаются только для IMR реконструкции при мАс > 50, CNR достигает 0,67 при 142 мАс. Для реконструкций iDose значения CNR не превышают 0,36, для FBP – 0,3. Для протоколов головы и брюшной полости взрослых рекомендованные значения CNR должны быть не ниже 1, что соответствует тому, что разница единиц Хаунсфилда между объектом и фоном (Таблица 11) превышает шум изображения, обеспечивая необходимый контраст.

Оценка пространственного разрешения и функции передачи модуляции

Для оценки пространственного разрешения определяли частоту пар линий высококонтрастных миш, различимых на КТ-изображении для обследуемых протоколов и реконструкций (Таблица 12).

Таблица 12 – Пространственное разрешение для высоконтрастных объектов (число пар линий/мм) для разных протоколов сканирования и реконструкций

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

Из таблицы 12 следует, что частота пар линий соответствует толщине различаемых на изображении линий: например, частота 0,7 пар линий/мм соответствует толщине линии 0,71 мм; 0,6 – 0,83; 0,5 – 0,10 мм. Увеличение частоты различимых на изображении пар соответствует более тонким чередуемым линиям различимым на изображении.

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

При формировании изображения происходит усреднение значений соседних пикселей, что приводит к размытости контуров на границе перехода структур разной плотности. Этот эффект приводит к потере амплитуды сигнала и снижению контрастности изображений и особенно проявляется при мелких размерах объектов.

Для оценки снижения контрастности при уменьшении размера объектов и увеличении частоты чередования линий используют параметр MTF. Параметры сглаживания изображения, влияющие на MTF, задаются в том числе и при выборе реконструкции.

Результаты сравнения значений MTF для обследованных реконструкций, полученных на эталонном протоколе приведены на рисунке 12.

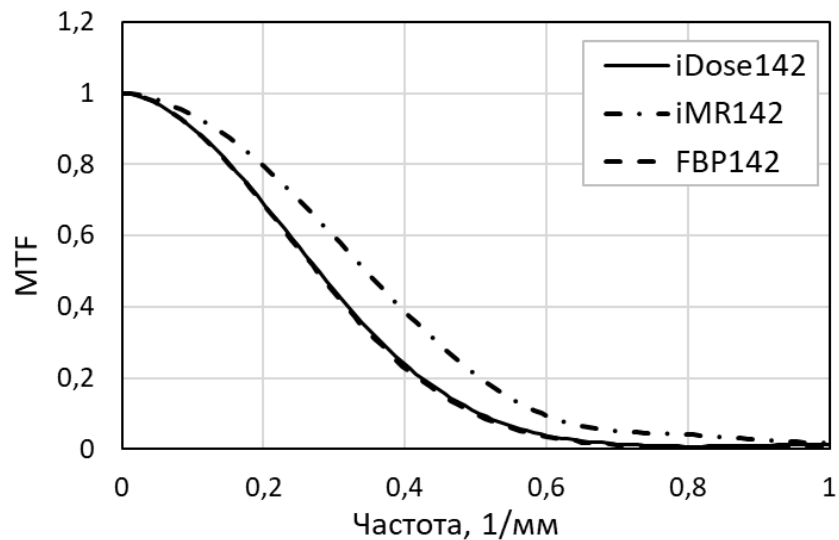


Рисунок 12 – Зависимости MTF от пространственного разрешения для разных методов реконструкции (iDose, IMR, FBP), полученные на эталонном протоколе

Из рисунка 12 видно, что зависимость MTF для iDose совпадает с FBP. Реконструкция IMR обеспечивает лучшее пространственное разрешение, чем iDose и FBP. Потеря контрастности на 50% ($MTF_{50\%}$) для IMR соответствует частоте линий 0,34 – 0,35 на мм (толщина линий 1,4 мм) и снижается до 0,32 при низких экспозициях, для iDose и FBP – 0,27 (толщина линий 1,8 мм) при всем обследованном диапазоне экспозиций (Таблица 13). Снижение контрастности объектов до 10% от исходной соответствует частоте линий 0,57 – 0,59 для IMR (толщина различных линий 0,8 мм) и 0,50 для iDose и FBP (толщина различных линий 0,10 мм).

Таблица 13 – Значения $MTF_{10\%}$ и $MTF_{50\%}$ для разных протоколов и реконструкций

Уровень MTF	$MTF_{50\%}$			$MTF_{10\%}$		
	iDose	iMR	FBP	iDose	iMR	FBP
Экспозиция протокола, мАс						
1	2	3	4	5	6	7
142	0,28	0,35	0,28	0,50	0,59	0,49

Продолжение таблицы 13

1	2	3	4	5	6	7
71	0,27	0,34	0,26	0,49	0,59	0,49
35	0,27	0,34	0,26	0,50	0,59	0,48
17	0,27	0,33	0,27	0,50	0,57	0,49
10	0,26	0,32	0,26	0,48	0,57	0,48

Из таблицы 13 видно, что реконструкция IMR обеспечивает лучшее пространственное разрешение относительно iDose и FBP. Дополнительно выявлено снижение пространственного разрешения для IMR реконструкции при снижении экспозиции до уровня 10 – 17 мАс.

3.2 Результаты экспертной оценки качества КТ-изображения на антропоморфном фантоме

В таблице 14 представлены результаты оценки DLP и эффективных доз для выбранных протоколов в соответствии с заданной областью сканирования: 300 мм начиная от области ключиц.

Таблица 14 – Результаты оценки дозовых характеристик для выбранных протоколов

Протокол	мАс	DLP, мГр*см	CTDI, мГр	ЭД
Эталонный	142	209	5,6	3,5
Экспериментальный -1	71	104	2,8	1,8
Экспериментальный -2	35	52	1,4	0,9
Экспериментальный -3	17	26	0,7	0,4
Экспериментальный -4	10	15	0,4	0,3

Как следует из таблицы 14, снижение мАс приводит к прямо пропорциональному снижению ЭД; при этом начиная с 35 мАс ЭД снижается ниже 1 мЗв.

Результаты экспертной оценки качества изображений представлены на рисунках 13-15.

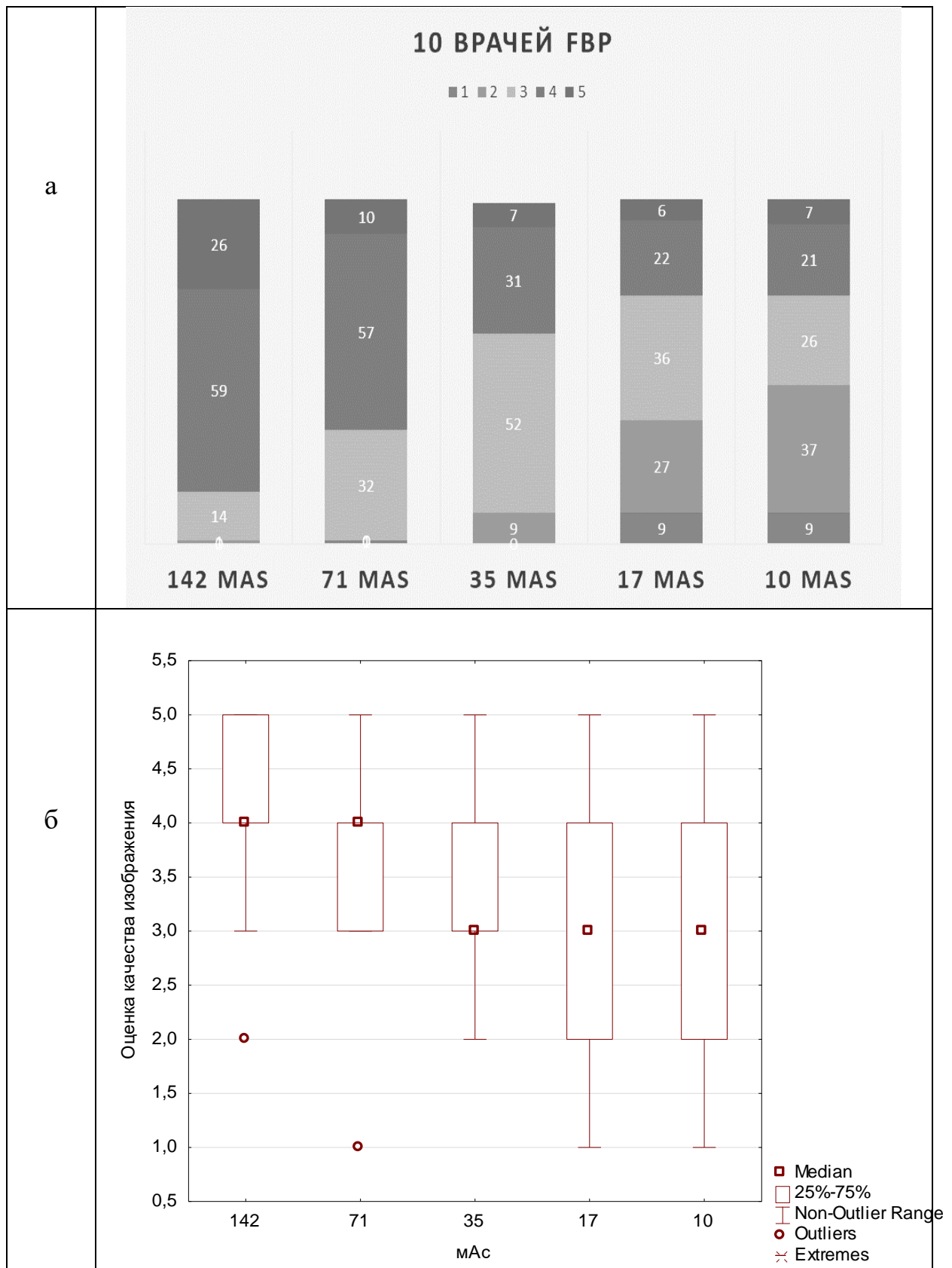


Рисунок 13 – Результаты распределения оценок качества КТ-изображений для протокола FBP в зависимости от мАс: а – количественном виде; б – качественном виде

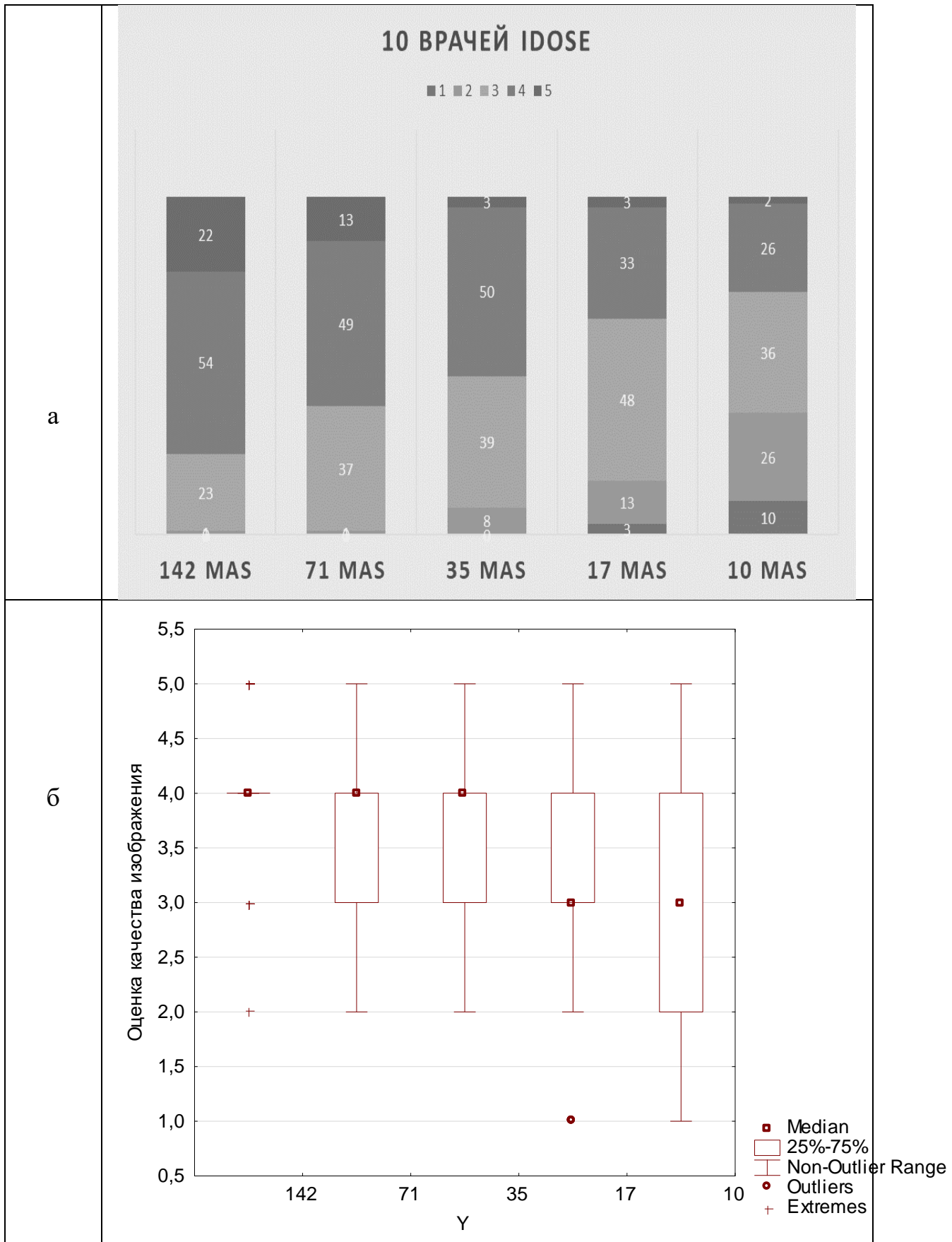


Рисунок 14 – Результаты распределения оценок качества КТ-изображений для протокола iDose в зависимости от mAs: а – количественном виде; б – качественном виде

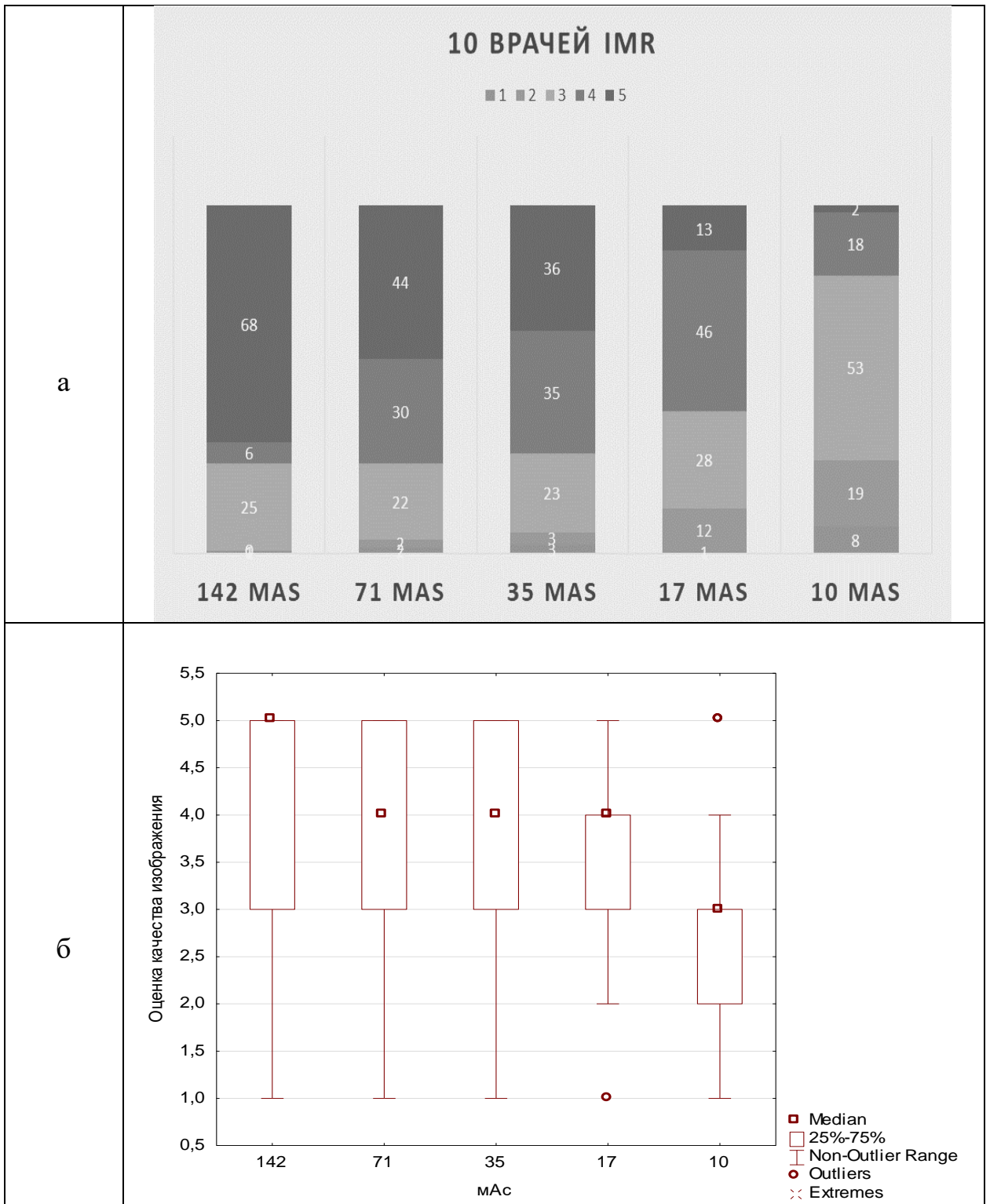


Рисунок 15 – Результаты распределения оценок качества КТ-изображений для протокола IMR в зависимости от мАс: а – количественном виде; б – качественном виде

Из рисунков 13-15 следует, что уменьшение дозы облучения приводило к снижению экспертной оценки за счет ухудшения качества КТ-изображения. Отдельно следует отметить, что более низкие экспертные оценки для модельных

реконструкций наблюдались у врачей, которые не работают с такими реконструкциями в ежедневной практике. По ходу проведения работы с изображениями отмечалось постепенное увеличение средних значений оценки IMR-реконструкций у части экспертов, что говорит о том, что данные реконструкции требуют времени для адаптации.

Сравнение трех изученных алгоритмов реконструкции демонстрировало наличие достоверных различий в их экспертной оценке качества для протоколов с экспозицией 142, 71, 35 и 17 мАс. Отсутствовали достоверные различия для низкодозового протокола со значениями силы тока 10 мАс.

Для алгоритма модельной реконструкции IMR отмечались более высокие оценки для всех уровней экспозиции. Реконструкции iDose характеризовались меньшими значениями экспертной оценки, реконструкции FBP демонстрировали наиболее низкие оценки качества изображения.

Оценка количества диагностически неприемлемых изображений.

Результаты оценки количества неприемлемых изображений представлены в таблице 15.

Таблица 15 – Процент неприемлемых КТ-изображений

Алгоритм реконструкции	142 мАс	71 мАс	35 мАс	17 мАс	10 мАс
FBP	1	1	9	36	46
iDose	1	1	8	16	36
IMR	1	4	6	13	27

Из таблицы 15 следует, что количество изображений, характеризующихся оценками 1 и 2 (неприемлемые значения) оставалось незначительным для всех трех алгоритмов реконструкций при сохранении высоких значений экспозиции, то есть на протоколах 142 мАс и 71 мАс. При этом даже на этих протоколах выявлялись единичные оценки с значениями 1 и 2. Низкие значения экспертной оценки на высоких уровнях экспозиции могут быть обусловлены непривычным для врача-рентгенолога внешним видом со значимым снижением шума.

Для низкодозового протокола с экспозицией 35мАс количество изображений с неприемлемыми оценками не достигало 10%. для всех трех алгоритмов реконструкции изображений.

Протоколы с минимальными значениями экспозиции (17 мАс и 10 мАс) характеризовались значимым ростом числа неприемлемых значений экспертной оценки. Для протокола с уровнем экспозиции 10 мАс их число составило 36% для реконструкции iDose и 46% для реконструкции FBP. Достоверно меньшим количеством диагностически неприемлемых изображений характеризовались реконструкции IMR. При этом даже для модельных реконструкций количество неприемлемых изображений превысило значение в 10% и составило 13% для протокола 17 мАс и 27% для протокола 10 мАс. Данные результаты свидетельствуют об ограниченной применимости протоколов с экспозицией 10 и 17 мАс.

Вербальная оценка качества КТ-изображения.

Результаты анализа в соответствии с выбранными группами представлены в таблице 16.

Таблица 16 – Результаты оценки комментариев экспертов

Метод реконструкции	Сила тока (мАс)	Группа комментариев					
		Высокое качество изображения	Низкое качество изображения	Непривычное изображение	Сомнение в наличии очага	Шумное изображение	Размытое изображение
1	2	3	4	5	6	7	8
IMR	142	3	-	7	-	-	-
	71	5	-	7	2	-	-
	35	2	-	4	4	-	-
	17	3	1	2	4	-	5
	10	-	7	1	15	-	18
iDose	142	1	-	2	3	-	-
	71	-	-	-	2	-	-
	35	2	-	-	3	2	-
	17	2	3	-	3	-	-
	10	-	-	-	16	2	6

Продолжение таблица 16

1	2	3	4	5	6	7	8
FBP	142	1	-	1		-	-
	71	1	1	-	1	-	-
	35	-	-	-	3	4	-
	17	-	2	-	16	1	-
	10	2	3	-	16	2	3

Из таблицы 16 следует, при уменьшении дозы облучения отмечается увеличение количества сомнений в наличии очагов. Изображения, полученные с помощью модельных итеративных реконструкций IMR часто получали вербальную характеристику «размытые». Врачи-эксперты отмечали наличие нечеткости контуров или двойных контуров объектов на этих изображениях. Также по отношению к изображениям, полученным с помощью алгоритма IMR, применялась характеристика «непривычное изображение», что было более характерно для врачей-рентгенологов, которые не привыкли работать с модельными реконструкциями.

Изображения, полученные с применением всех трех технологий реконструкции (с небольшим преобладанием модельных реконструкций), получали характеристику «высокое качество изображения». Вербальные характеристики «низкое качество» чаще всего применялись для изображений, полученных с применением низкодозовых протоколов безотносительно примененного алгоритма реконструкции изображения. В то же время отмечались немногочисленные высокие оценки изображений, полученных на низких значениях экспозиции, что свидетельствует о привычности работы с низкодозовыми протоколами части врачей-рентгенологов.

Изображения, полученные на низких значениях экспозиции с применением реконструкций FBP и iDose, чаще получали вербальную характеристику «шумное изображение».

Результаты поиска врачами-экспертами имитаторов очаговых изменений

В результате оценки изображений из общей выборки были удалены два изображения, на которых структуры, представляющие в конструкции фантома

Продолжение таблицы 17

							(2,8%)
							(1,6%)
							(2,4%)
Итого ошибок		(3%)	(1,3%)	(6%)	(8%)	(15%)	

Из таблицы 17 следует, что все три алгоритма реконструкции изображений характеризовались наличием ошибок при поиске очагов. Количество ошибок увеличивалось при уменьшении дозы облучения, достигая 15% на дозе 0,3 мЗв (протокол с экспозицией 10 мАс). Модельные реконструкции на протоколе 10 мАс характеризовались значимым увеличением ложных ответов по сравнению с изображениями, полученными с применением алгоритмов FBP и iDose. Использование низкодозовых протоколов с уровнем экспозиции 17 мАс и 10 мАс является ограниченно применимым в связи с большим количеством ложных ответов.

3.3 Сравнение результатов оценки физико-технических параметров и экспертной оценки качества изображения

В результате двух первых этапов эксперимента было проведено сравнение физико-технической оценки качества изображения и экспертной оценки качества КТ-изображений антропоморфного фантома. Результаты сравнения представлены в таблице 18.

Таблица 18 – Сводные данные по физико-техническим параметрам и экспертной оценке качества КТ-изображений низкодозовых протоколов ОГК

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

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

Из таблицы 18 следует, что при сравнении физико-технической и экспертной оценки качества КТ-изображений модельный алгоритм итеративной реконструкции (IMR) характеризовался более высокими значениями физико-технических параметров качества по сравнению с алгоритмами iDose и FBP. Алгоритм IMR демонстрировал более высокие значения соотношения

контраст/шум, более низкий уровень шума. Эти оценки коррелируют с более высокими значениями экспертной оценки качества КТ-изображения. Лучшие значения контрастности и пространственного разрешения, а также наименьший уровень шума определялся на протоколе IMR со значениями экспозиции 142мАс.

При использовании модельных реконструкций изображений регистрировалось смещение шумового спектра в зону меньших частот. Это обуславливает изменение внешнего вида изображения (врачи-рентгенологи характеризовали его как «искусственное») и может приводить к снижению диагностической значимости. На низких значениях экспозиции это сопровождалось увеличением числа ложных ответов при экспертной оценке изображений при сохранении физико-технических параметров качества на высоких уровнях. На протоколах с высокими и средними значениями экспозиции уменьшения диагностической ценности таких протоколов не наблюдалось.

Таким образом, результаты анализа физико-технических параметров не значимо не коррелируют со значениями экспертной оценки и поэтому не могут быть использованы в качестве прогностического метода для оценок диагностической значимости.

Результаты проведенного эксперимента демонстрируют, что к уменьшению диагностической ценности изображения может привести бесконтрольное понижение дозы облучения пациента. Также это может приводить к некорректной трактовке полученных данных или к повторному облучению пациента. Применение модельных итеративных реконструкций (IMR) не всегда позволяет улучшить характеристики изображения, компенсируя снижение дозы облучения. А при использовании протоколов 17 мАс и 10 мАс, наоборот, характеризуется более низкими значениями диагностической значимости при сохранении достаточно высоких значений физико-технических параметров качества и субъективной экспертной оценки.

Таким образом, нижней границей экспозиции при сканировании органов грудной клетки для исключения воспалительных изменений в легких (в частности, очагов по типу «матового стекла») следует рассматривать значения 35мАс.

Наиболее перспективными протоколами для проведения эксперимента в рамках клинической апробации являются протоколы с экспозицией 71 мАс и 35 мАс (низкодозовый (Экспериментальный-1) и ультранизкодозовый (Экспериментальный-2) соответственно). При использовании данных протоколов наблюдались удовлетворительные значения экспертной оценки изображения и умеренное количество ложных ответов для всех трех алгоритмов реконструкции с некоторым преимуществом алгоритма реконструкции IMR. Выбранные протоколы использовались для проведения клинического этапа эксперимента.

3. 4 Результаты оценки качества КТ-изображений в рамках клинического этапа

Результаты анализа патологических изменений у обследованной группы пациентов.

Всего выявлено и проанализировано 443 патологических изменения у пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства (Таблица 19).

Таблица 19 – Структура патологических изменений, определяемых у обследованной группы пациентов

Изменения, определяемые у пациентов по КТ	Количество	
	Абсолютное	%
1	2	3
Очагово-инфильтративные изменения в легких	16	16,7
Локальные зоны сниженной пневматизации (консолидация, зоны по типу матового стекла)	5	5,2
Компрессионные ателектазы	41	42,7
Продолжение таблицы 19		
1	2	3

Линейные, ретикулярные изменения (дискателектазы, утолщение междолькового интерстция)	47	49
Зоны повышенной воздушности (буллы, эмфизема)	8	8,3
Жидкостные скопления (плевральный выпот)	63	65,6
Скопления жидкости в полости перикарда, перипротезные скопления жидкости.	28	29,2
Отек ретростеральной/подкожной клетчатки, жидкостные скопления	96	100
Ретростеральные включения воздуха/газа	26	27,1
Ретростеральная гематома	53	55,2
Воспалительные инфильтраты в подкожно-жировой клетчатки в зоне оперативного вмешательства	1	1
КТ-признаки медиастинита	2	2,1
Несостоятельность лигатур грудины, дигисценция	4	4,2
Диастаз половин грудины	9	9,4
Другое (лимфоаденопатия, солидные очаги и др).	14	14,6
Переломы ребер	30	31,3

Из таблицы 19 следует, что у пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце в грудной клетке, наиболее часто встречаются такие изменения, как отек ретростеральной клетчатки, жидкостные скопления в зоне оперативного вмешательства, скопления жидкости в плевральной полости, ретростеральные гематомы и компрессионные ателектазы. Очагово-инфильтративные изменения в легких, переломы ребер, перипротезные скопления жидкости встречаются реже. Наименее часто у данной группы пациентов определяются такие состояния как несостоятельность половин грудины, медиастинит и воспалительные изменения в подкожно-жировой клетчатке.

Была проведена оценка средних значений дозы, полученной пациентами в контрольной и исследуемой группах (Таблица 20).

Таблица 20 – Средние значения дозы ИИ у пациентов в контрольной и исследуемой группах

Протокол	DLP, мГр×см	Эффективная доза, мЗв
Стандартный	207±51 (131-367)	3,5±0,9 (2,2-6,2)
Низкодозовый	100±8 (73-116)	1,7±0,1 (1,2-2,0)
Ультранизкодозовый	50±4 (38-58)	0,8±0,1 (0,6-1,0)

Данные из таблицы 20 свидетельствуют, что использование низкодозового протокола позволяет снизить дозу ИИ на 100%, ультранизкодозового протокола – на 200% по сравнению со значениями стандартного протокола.

Анализ ошибок при интерпретации КТ-изображений.

В таблице 21 представлено распределение случаев ошибочной интерпретации результатов КТ в зависимости от примененного протокола сканирования и алгоритма итеративной реконструкции.

Таблица 21 – Распределение ошибочных интерпретаций

Категория ошибок	iDose			IMR		
	Стандартный протокол	Низкодозовый протокол	Ультранизкодозовый протокол	Стандартный протокол	Низкодозовый протокол	Ультранизкодозовый протокол
1	2	3	4	5	6	7
Ошибки 1 категории	-	-	4	-	-	2

Продолжение таблицы 21

1	2	3	4	5	6	7
---	---	---	---	---	---	---

Ошибки 2 категории	1	3	1	2	3	12
Ошибки 3 категории	10	11	10	4	3	12

Из таблицы 21 следует, что при использовании стандартного и низкодозового протоколов не наблюдается наличия ошибок первой категории вне зависимости от используемого метода реконструкции. При применении ультра-низкодозового протокола сканирования отмечается появление таких ошибок как для изображений, полученных с использованием протокола IMR (2 ошибки), так и для протокола iDose (4 ошибки).

Количество ошибок второй категории значительно больше, чем первой (всего 22 ошибки). По ошибкам второй категории для изображений, полученных с помощью алгоритма реконструкции iDose, достоверных различий нет для всех трех протоколов сканирования (1, 3 и 1 ошибка соответственно). Для изображений, полученных с применением алгоритма IMR было отмечено резкое увеличение числа ошибок второй категории на ультранизкодозовом протоколе по сравнению со стандартным и низкодозовым протоколами сканирования (12, 2 и 3 ошибки соответственно).

Количество ошибок третьей категории для реконструкций iDose достаточно высоко и не зависит от протокола сканирования (всего 31 ошибка). 10 ошибок были определены для стандартного протокола, 11 для низкодозового и 10 для ультранизкодозового. Для алгоритма реконструкции IMR таких ошибок для стандартного и низкодозового протоколов значительно меньше (4 и 3 соответственно). Между этими протоколами отсутствуют достоверные отличия. При выборе ультранизкодозового сканирования для алгоритма IMR, количество расхождений увеличивается до 12, но при этом остается сопоставимым с данными, полученными при использовании алгоритма реконструкции iDose.

Представленные данные свидетельствуют об отсутствии значимых отличий между стандартным и низкодозовым протоколами для всех методов

реконструкции. Достоверность полученных результатов ограничена с в связи с малой выборкой пациентов. Работы в этом направлении будут продолжены.

Примеры ошибок представлены на рисунках 17-19.

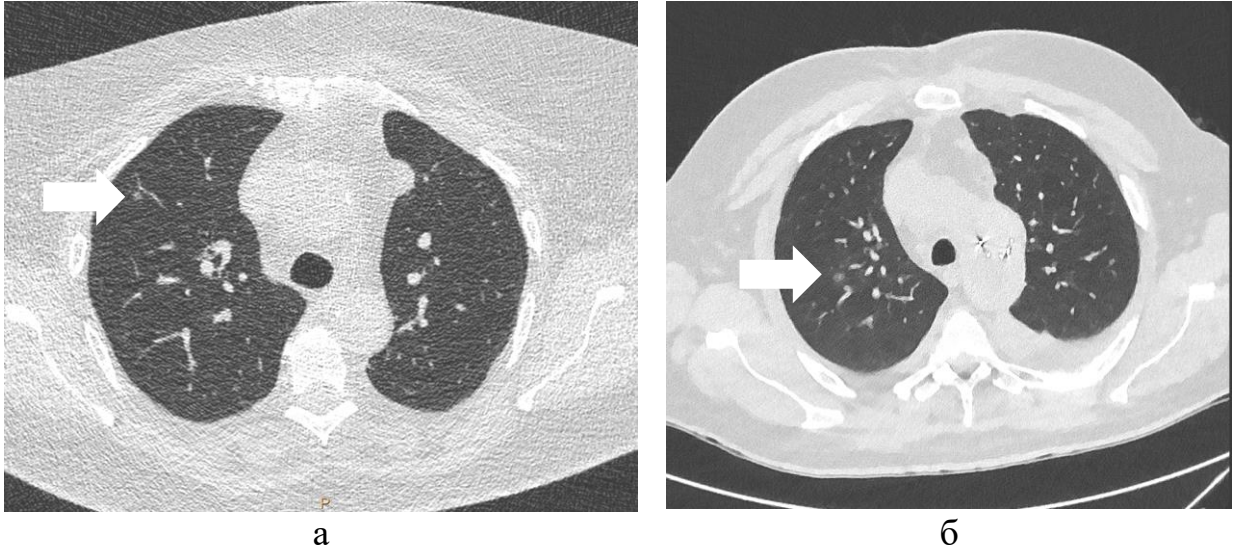
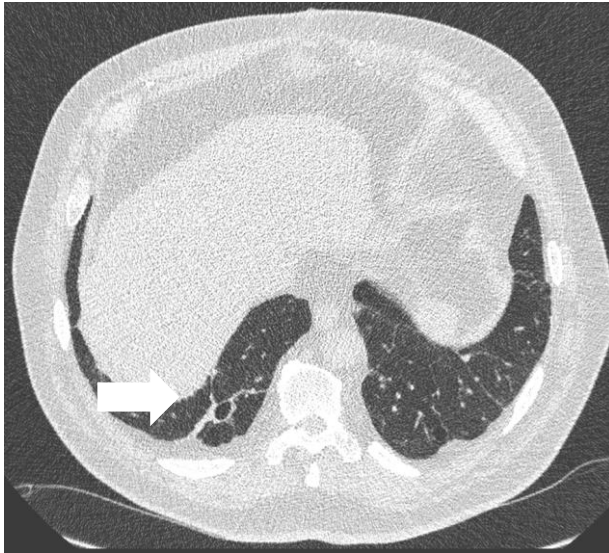


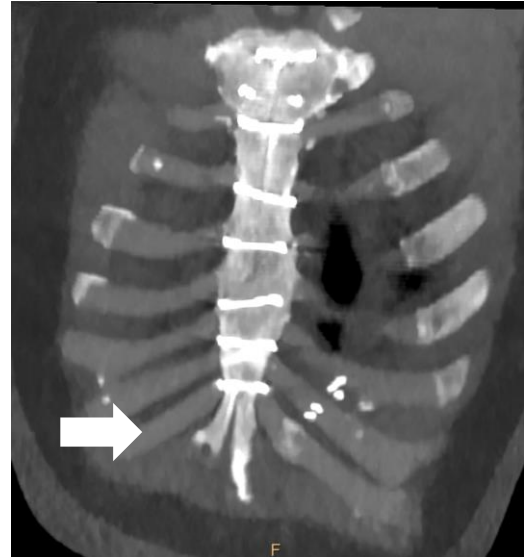
Рисунок 17 – Пример ошибок первой категории. А- пропуск немногочисленных сгруппированных очагов по типу «матового стекла», вероятно воспалительного генеза в верхней доле правого легкого (4 врача из 5), ультранизкодозовый протокол, реконструкция iDose. Б – пропуск аналогичных очагов в верхней, средней долях правого легкого (2 врача из 5), ультранизкодозовый протокол, реконструкция IMR. Патологические изменения указаны стрелками (и/б 3866/C2020, и/б 9012/C2020).



Рисунок 18 – Примеры ошибок второй категории. А – пропуск буллы верхней доле правого легкого (2 врача из 4); низкодозовый протокол, реконструкция IMR. Б – пропуск буллы в верхней доле левого легкого (1 врач из 4); стандартный протокол, реконструкция iDose. Патологические изменения указаны стрелками (и/б 2220/С2020, и/б 18948/С2019).



а



б

Рисунок 19 – Примеры ошибок третьей категории. А – трактовка участка ателектазированной легочной ткани в нижней доле справа как зоны линейного дискателектаза (1 врач из 4); ультранизкодозовый протокол, реконструкция IMR. Б – трактовка расстояния между половинами грудины на уровне мечевидного отростка как значимого диастаза (1 врач из 4); ультранизкодозовый протокол, реконструкция IMR. Патологические изменения указаны стрелками (и/б 27490/С2019, и/б 5841/С2020).

Пример сравнения визуализации патологических изменений (очаг по типу «матового стекла» в верхней доле правого легкого) представлен на рисунке 20.

	iDOSE	IMR

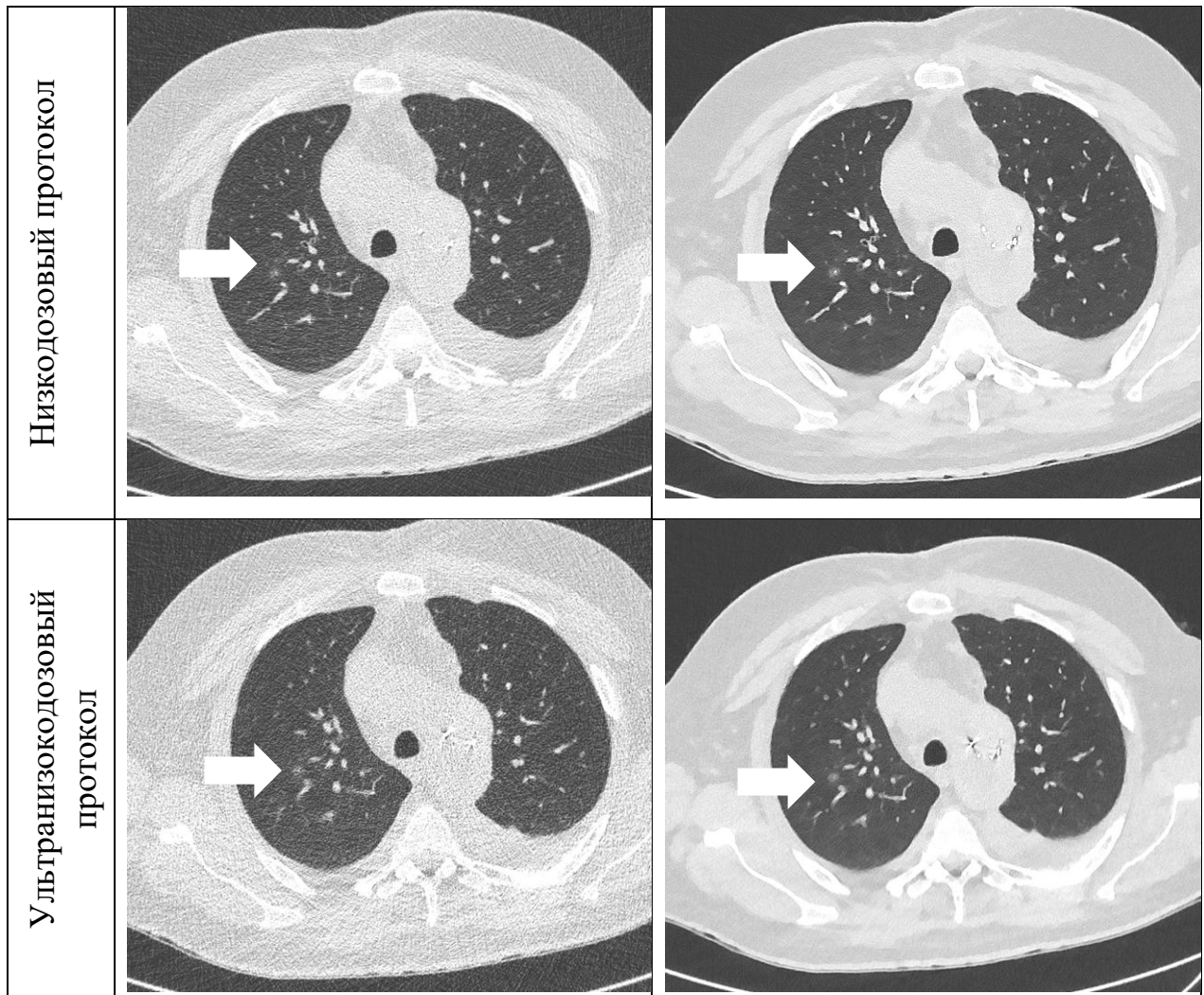
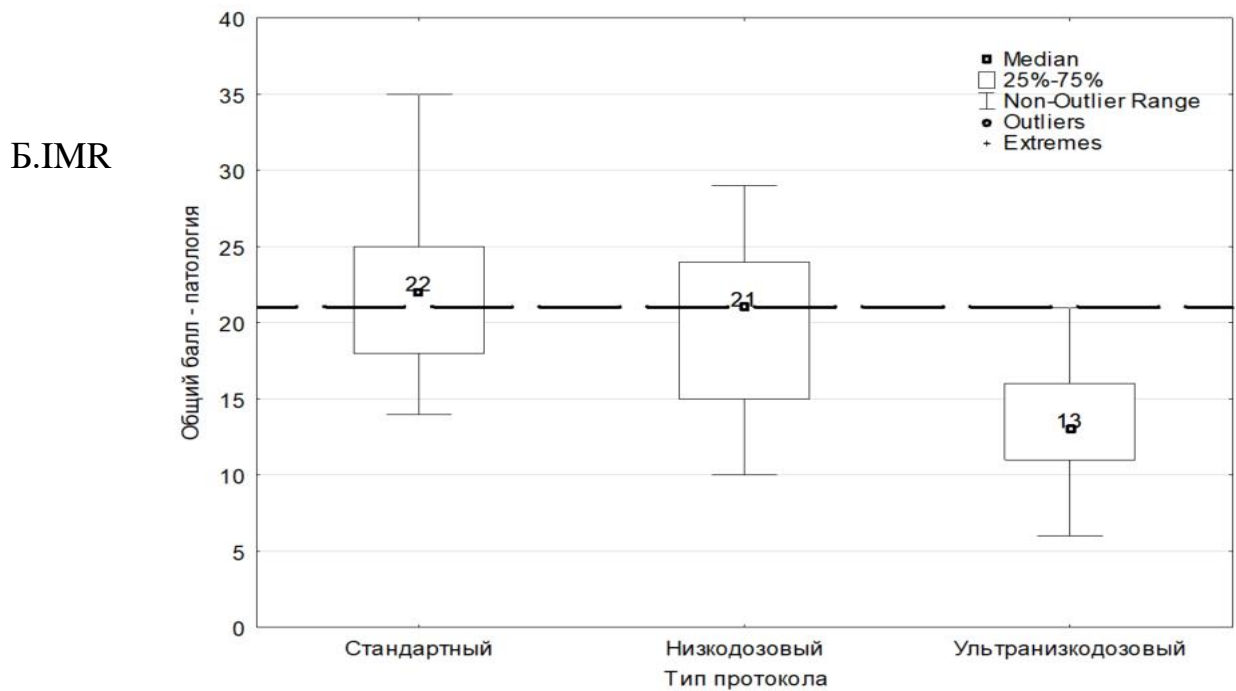
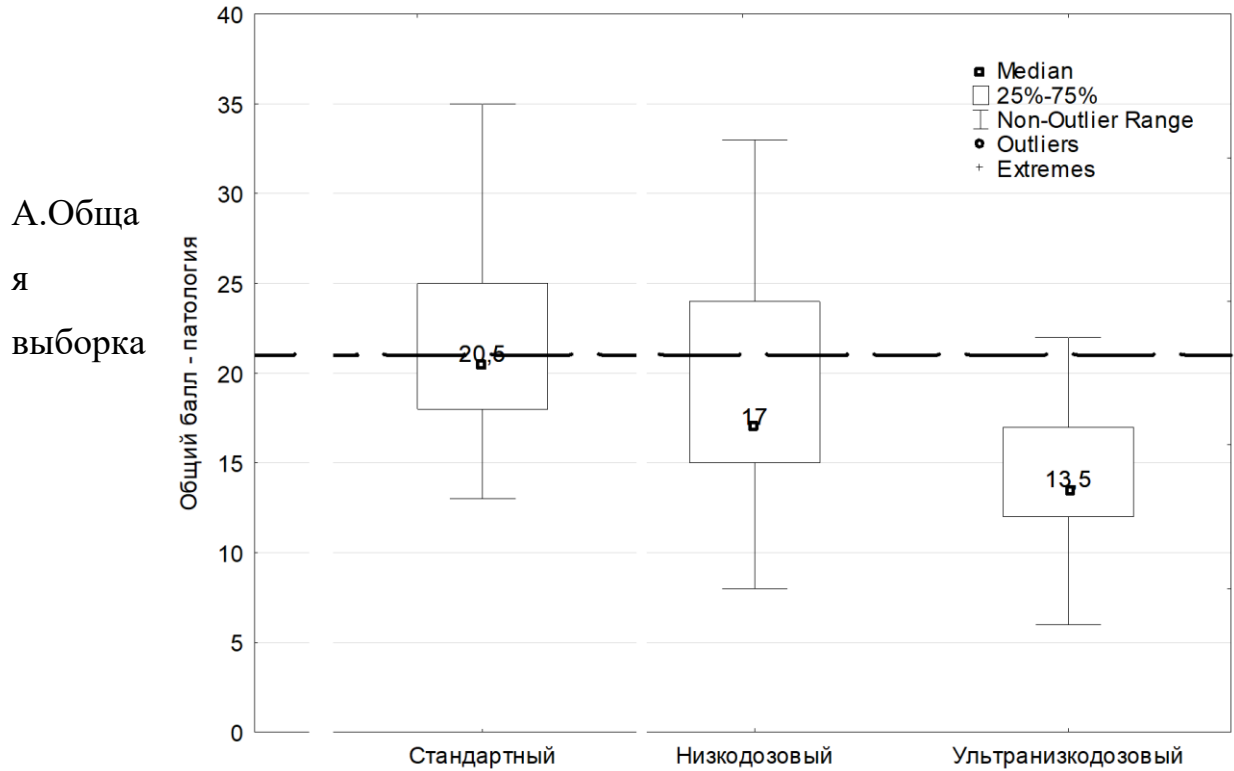


Рисунок 20 – КТ- срезы на уровне очага по типу «матового стекла» в верхней доле правого легкого, полученные на разных уровнях дозы и с применением различных алгоритмов итеративных реконструкций. Обращает на себя внимание более четкое отображение очага при использовании низкодозового протокола по сравнению ультранизкодозовым. При использовании алгоритма модельных итеративных реконструкций IMR очаг визуализируется значительно более отчетливо (и/б 9012/C2020)

Результаты экспертной оценки качества КТ-изображения пациентов врачами-рентгенологами

Результаты анализа оценки качества изображения представлены на рисунках 21-23, из которых следует, что для всех трех рассмотренных параметров (общей оценки качества изображения, оценки качества визуализации нормальной анатомии и патологических изменений) вне зависимости от использованного метода реконструкции отсутствуют достоверные различия между стандартным и

низкодозовым протоколами. При использовании ультранизкодозового протокола выборки оценок экспертов по всем трем параметрам достоверно ниже по сравнению с стандартным и низкодозовым протоколами.



B.iDose

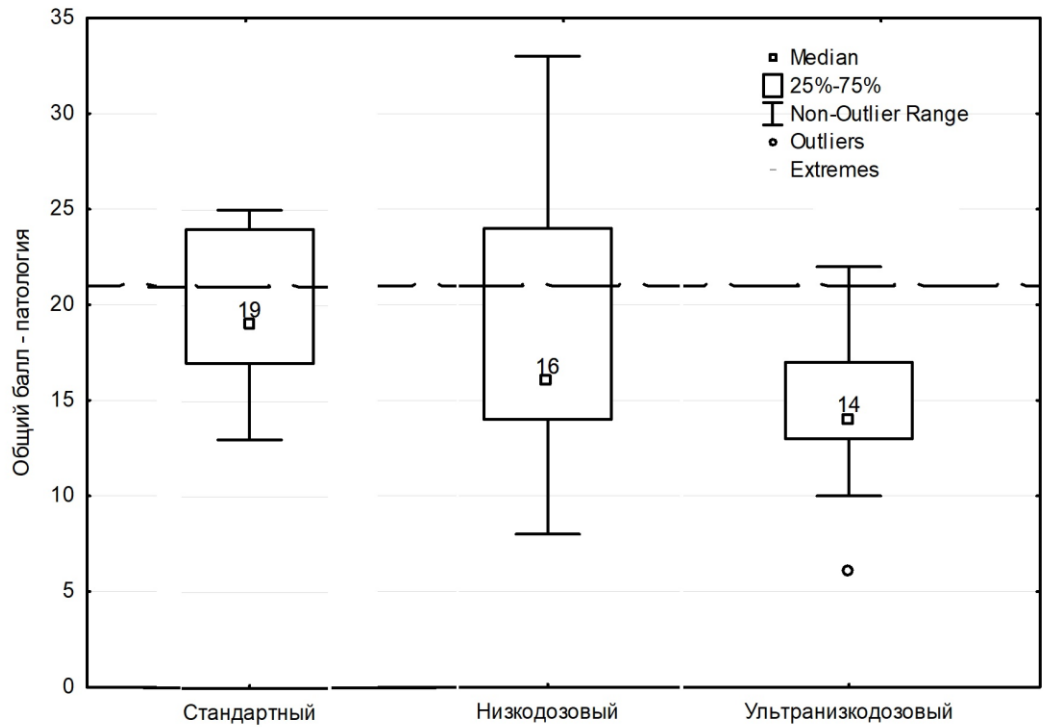
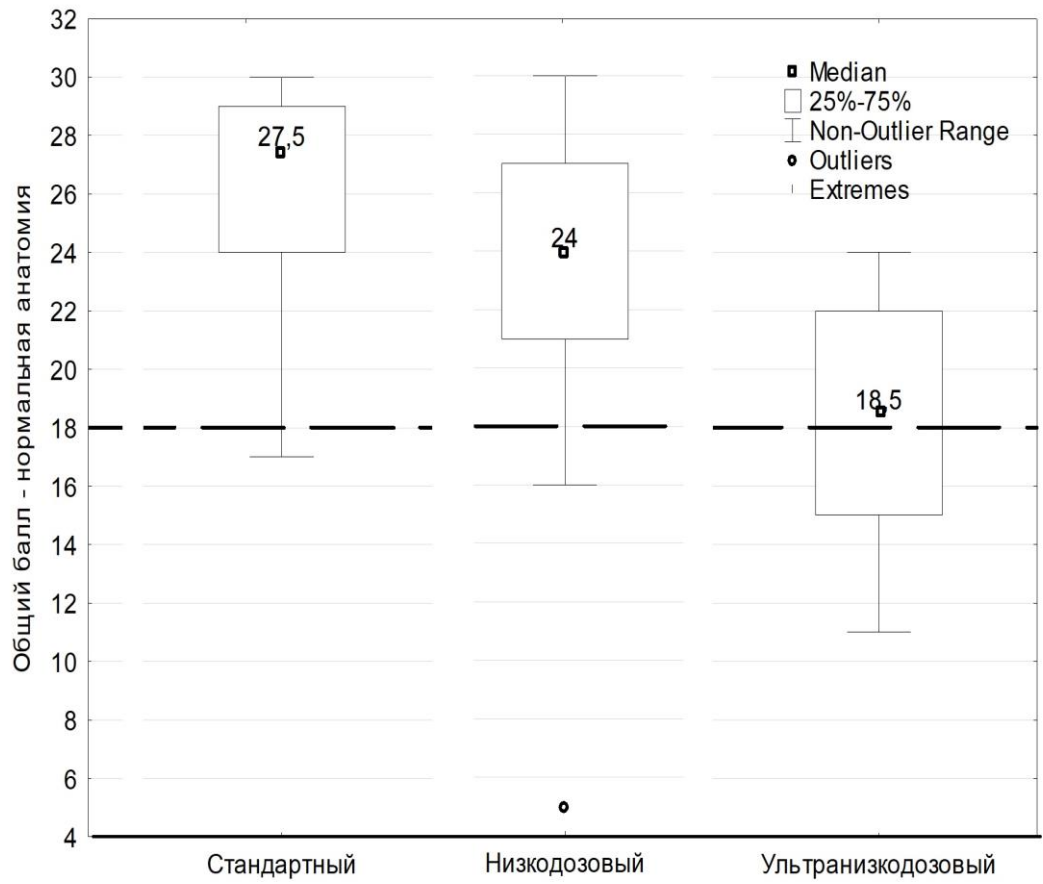
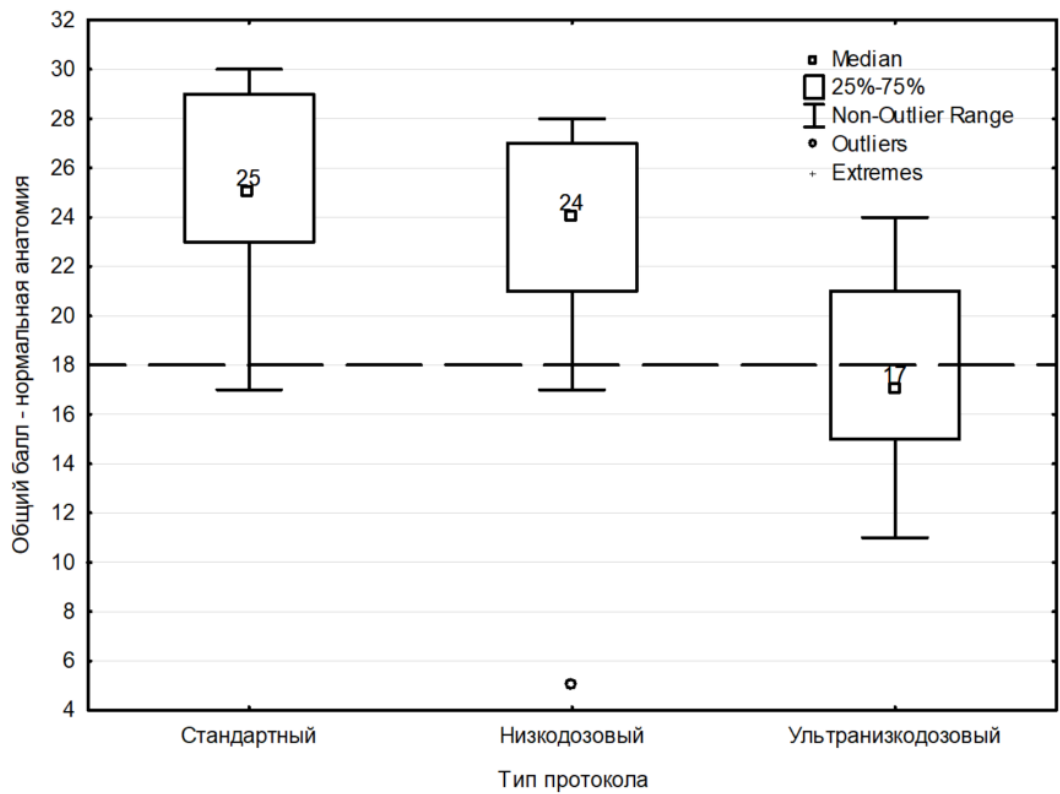


Рисунок 21 - Сравнение экспертной оценки качества визуализации патологических изменений между стандартным и низкодозовыми протоколами для: а) общей выборки изображений; б) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции IMR; в) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции iDose. Сравнение проводилось по сумме баллов за визуализацию патологических изменений. Пунктирной линией отмечен порог приемлемых значений – 21 балл. В общей выборке порог приемлемых значений не прошел ни один из исследуемых протоколов сканирования (наилучший балл у стандартного протокола – 20,5). Для алгоритма IMR порог приемлемых значений пройден для стандартного и низкодозового протоколов (соответственно 22 и 21 балл). Для алгоритма iDose ни один из протоколов не достиг уровня приемлемых значений

А.Общая
выборка



Б. IMR



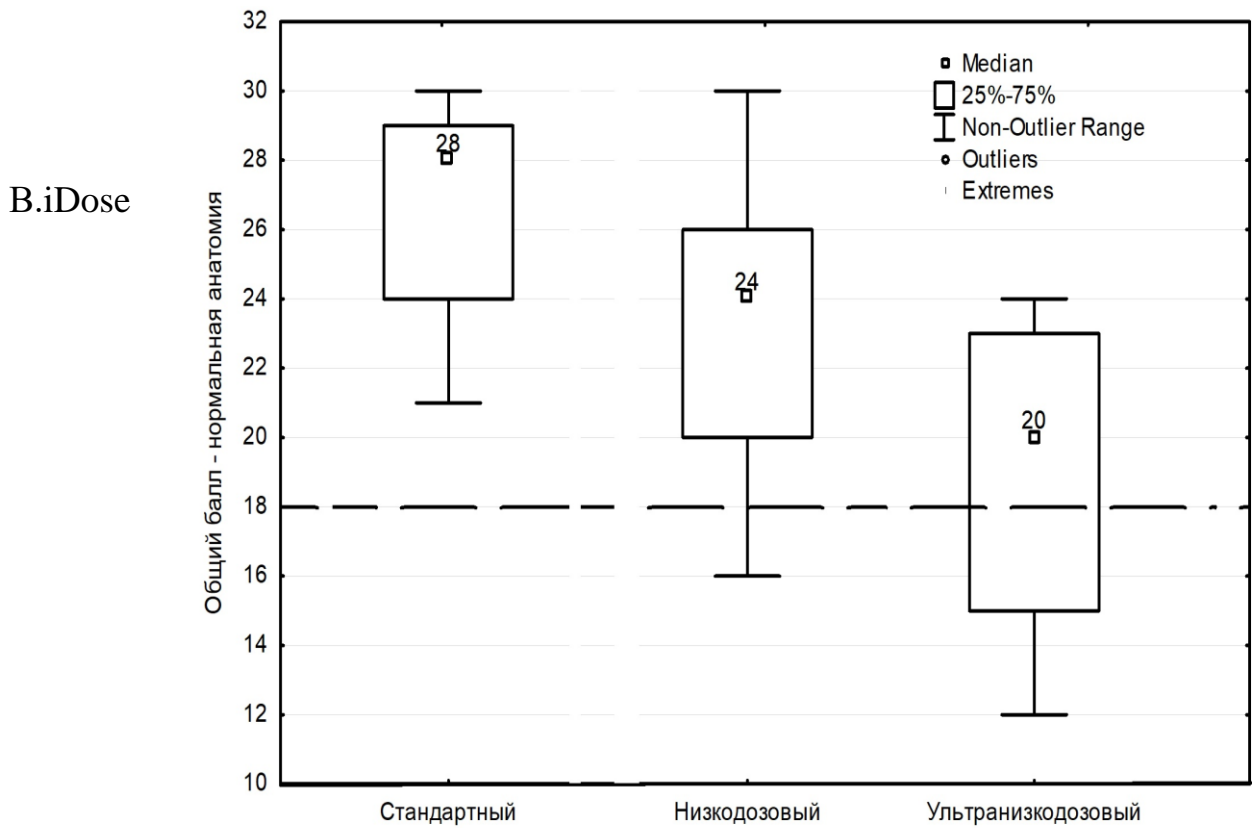
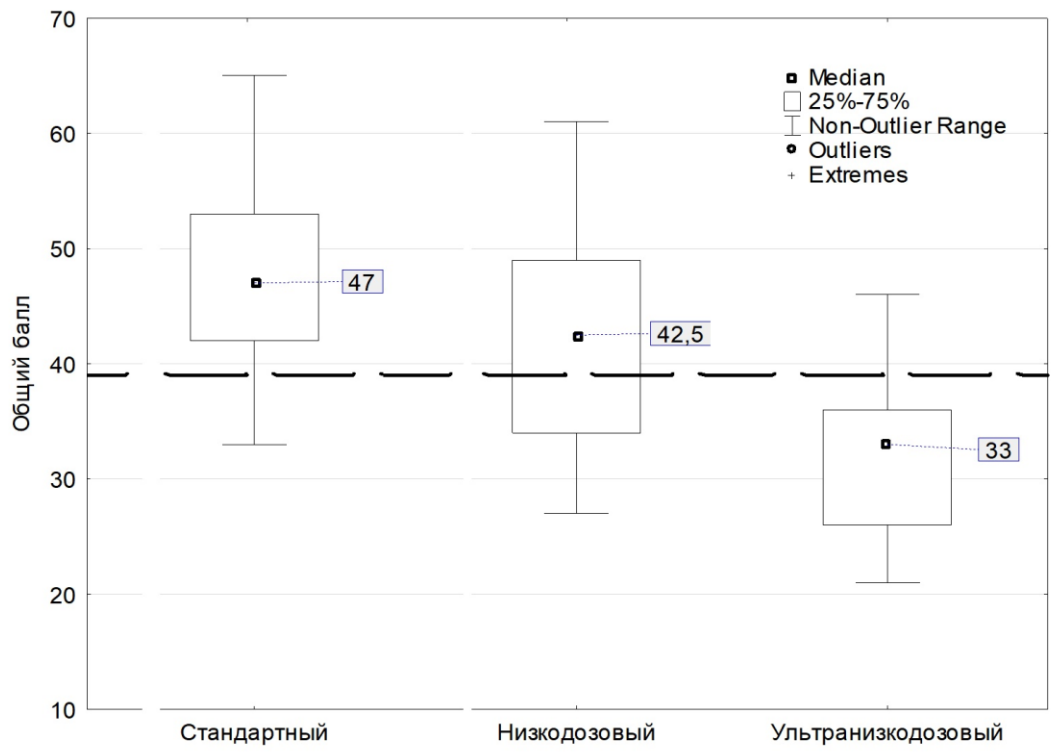
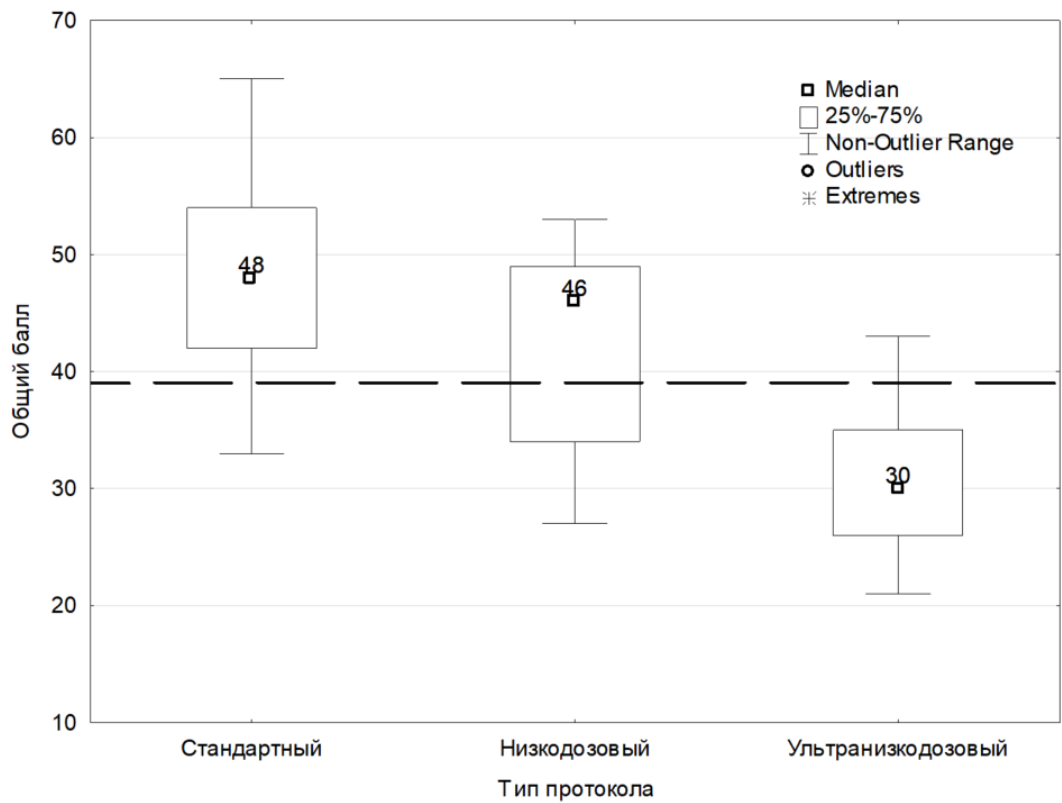


Рисунок 22 – Сравнение экспертной оценки качества визуализации нормальной анатомии между стандартным и низкодозовыми протоколами для: а) общей выборки изображений; б) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции IMR; в) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции iDose. Сравнение проводилось по сумме баллов за визуализацию нормальной анатомии. Пунктирной линией отмечен порог приемлемых значений – 18 балл. В общей выборке для визуализации структур нормальной анатомии значения оценок всех протоколов сканирования превысили порог приемлемых значений с наилучшими значениями для стандартного протокола (27,5 баллов) и наихудшими для ультранизкодозового протокола (18,5 баллов). Для алгоритма IMR оценки ультранизкодозового протокола не достигли приемлемых значений (17 баллов). Значения оценок стандартного и низкодозового протоколов значительно превысили порог приемлемых значений (25 и 24 балла соответственно). Для алгоритма iDose значения оценок всех протоколов сканирования превысили порог приемлемых значений с наилучшими значениями для стандартного протокола (28 баллов) и наихудшими для ультранизкодозового протокола (20 баллов). Обращает на себя внимание, что в оценке визуализации структур нормальной анатомии алгоритм iDose демонстрирует более высокие значения по сравнению с алгоритмом IMR.

А.Общая
выборка



Б. IMR



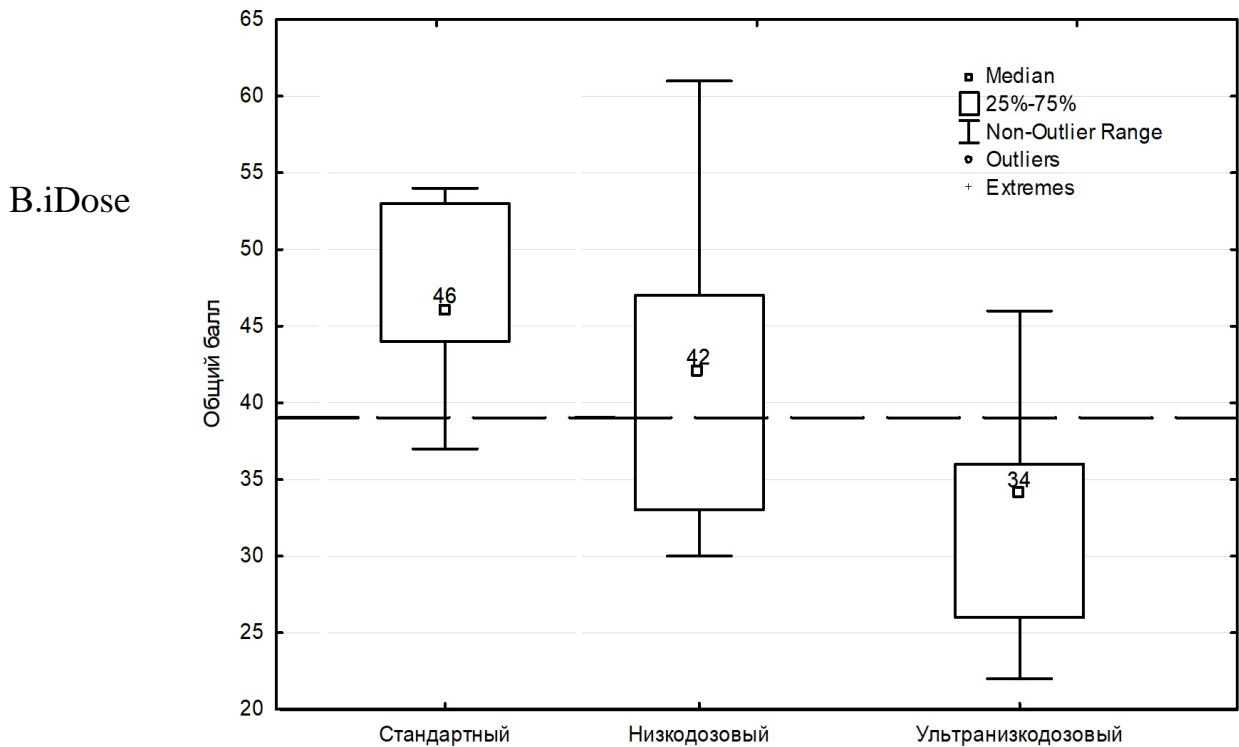
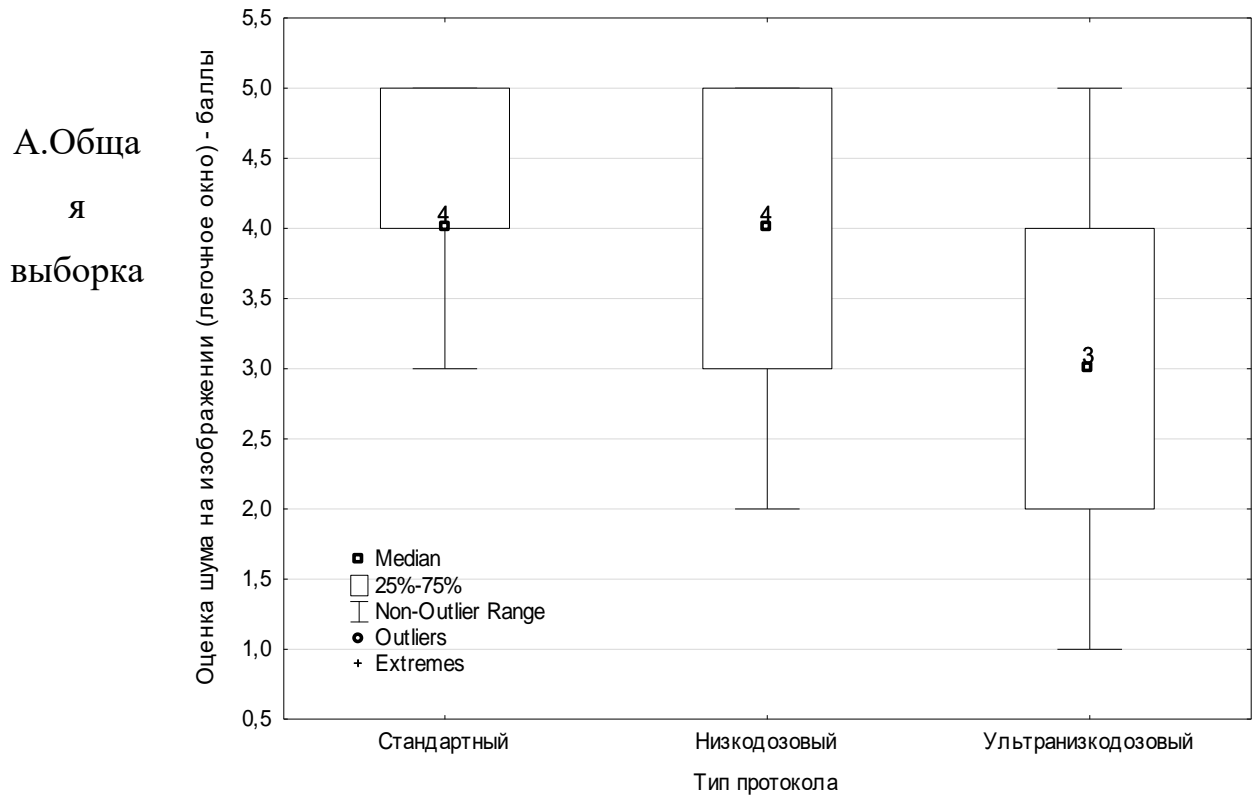


Рисунок 23 – Сравнение общей экспертной оценки качества изображения (для структур нормальной анатомии грудной клетки и выявленных патологических изменений) между стандартным и низкодозовыми протоколами для: а) общей выборки изображений; б) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции IMR; в) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции iDose. Сравнение проводилось по сумме баллов за визуализацию нормальной анатомии и патологических изменений. Пунктирной линией отмечен порог приемлемых значений – 39 баллов. Для общей выборки оценки ультранизкодозового протокола не достигли приемлемых значений (33 балла). Оценки для стандартного и низкодозового протоколов составили 47 и 42,5 балла соответственно. Аналогичные результаты наблюдались для алгоритма IMR (48, 46 и 30 баллов для стандартного, низкодозового и ультранизкодозового протоколов соответственно) и для алгоритма iDose (46, 42 и 34 балла соответственно)

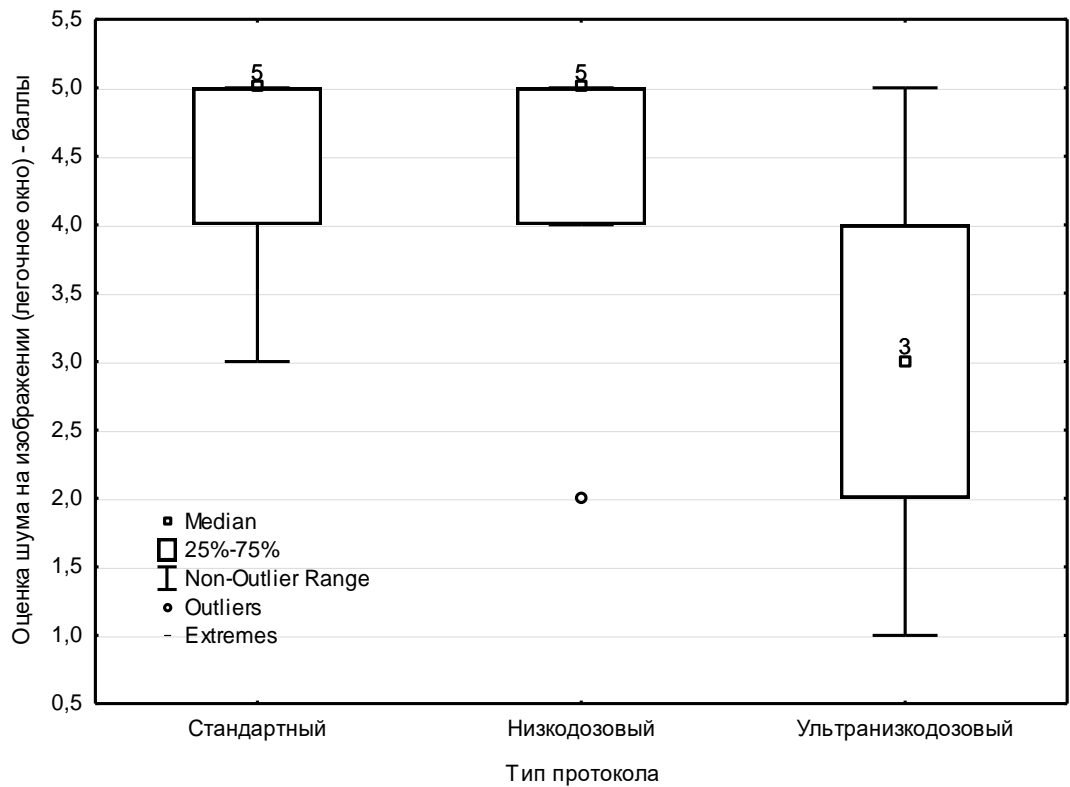
Таким образом, отсутствуют достоверные различия между стандартным и низкодозовым протоколами для всех методов реконструкции. Ультранизкодозовый протокол достоверно отличается (имеет более низкие оценки) для обоих методов реконструкции. Данное обстоятельство позволяет судить о приемлемости использования низкодозового протокола в качестве альтернативы стандартному. Ультранизкодозовый протокол по результатам оценок не может быть

рекомендован в качестве альтернативы стандартному в связи с большим количеством неприемлемых оценок.

Результаты сравнения экспертных оценок уровней шума на представленных изображениях представлено на рисунках 24 и 25 для легочного и мягкотканного окон соответственно.



Б. IMR



B.iDose

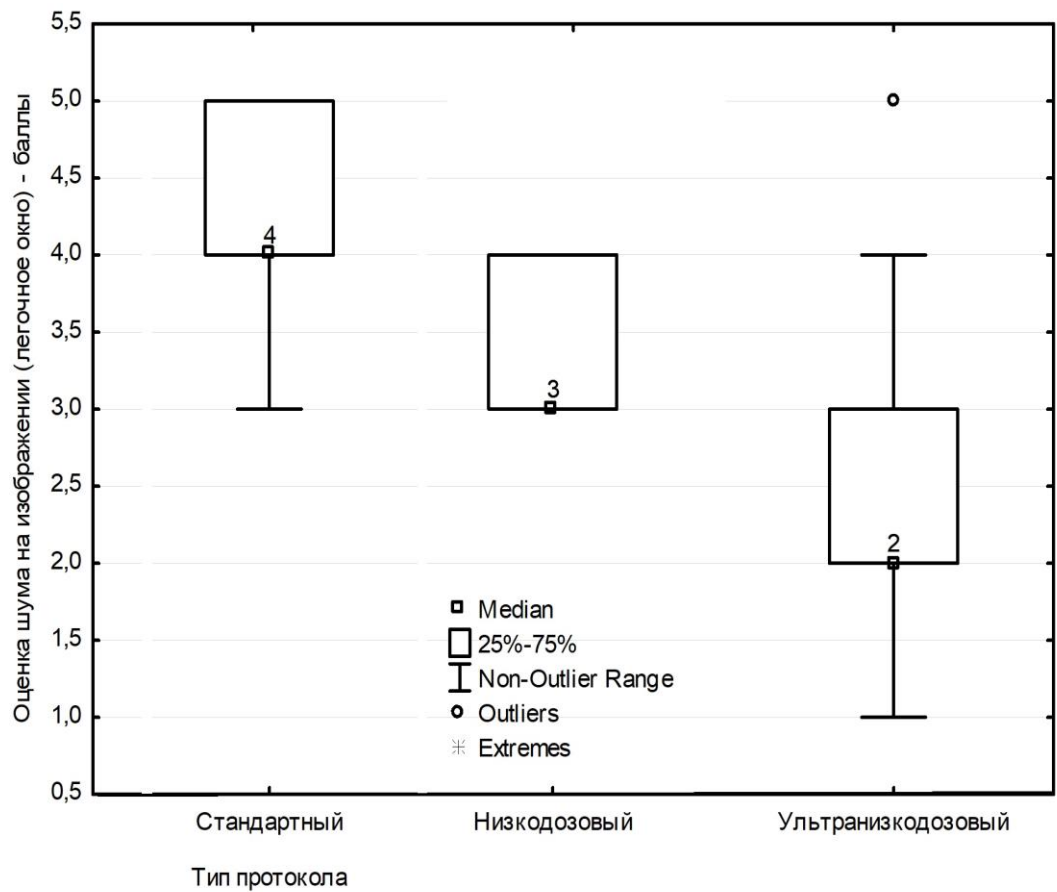
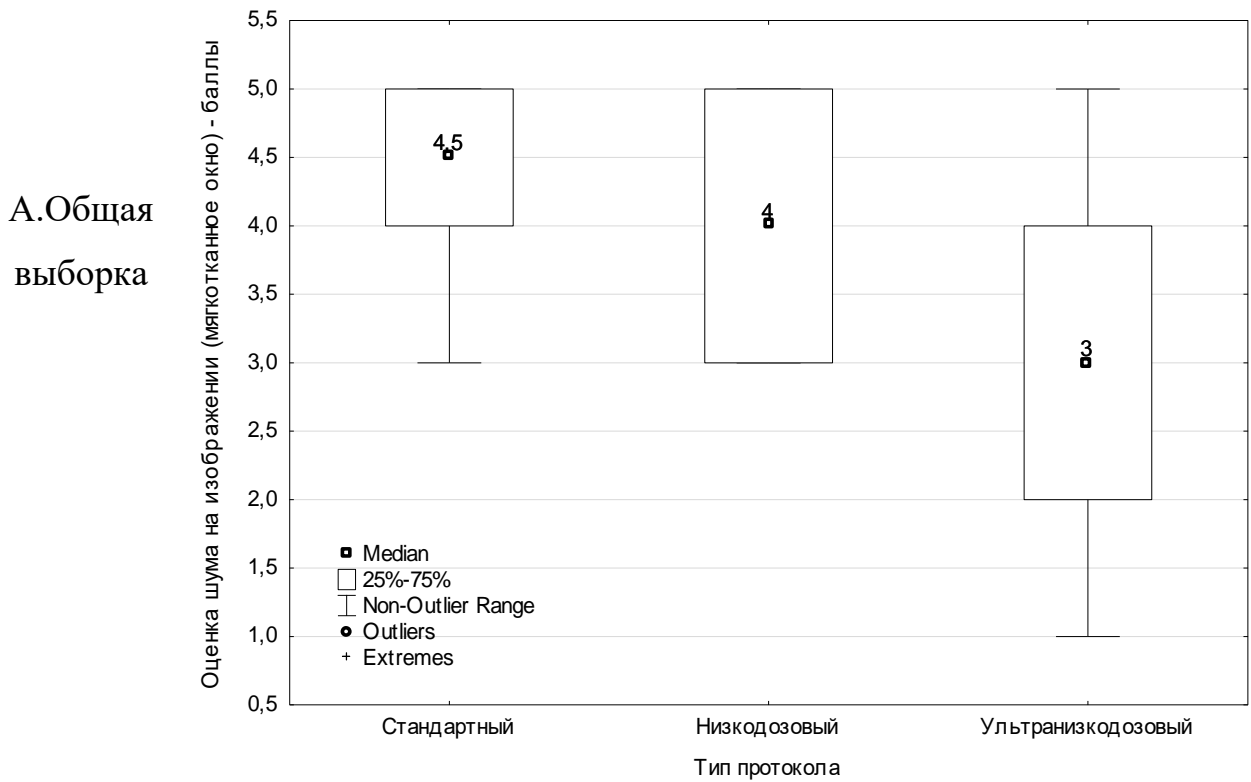
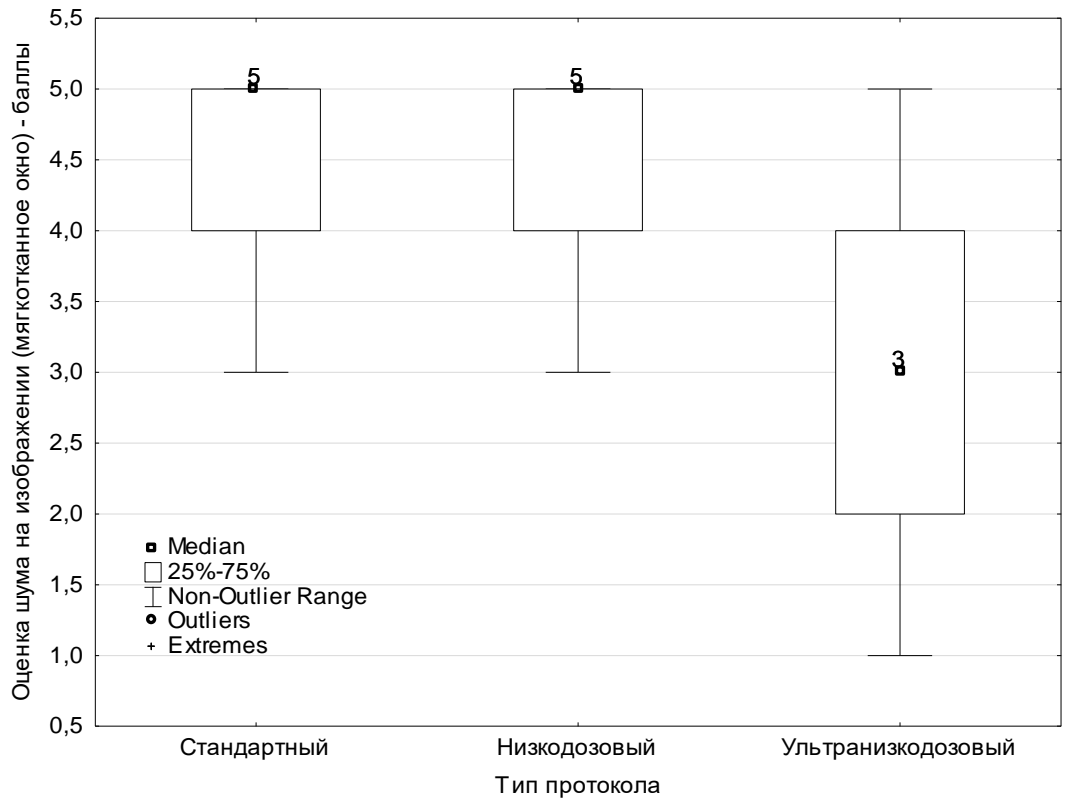


Рисунок 24 - Сравнение уровня шума в легочном окне между стандартным и низкодозовыми протоколами для: а) общей выборки изображений; б) изображений,

обработанных с помощью алгоритма реконструкции IMR; в) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции iDose. Значения с баллами 3 и выше считались приемлемыми для применения в клинической практике. Для общей выборки и для алгоритма IMR значения оценки уровня шума в легочном окне достигали или превышали приемлемые значения. Ультранизкодозовый протокол с применением алгоритма iDose не достигал приемлемых значений оценки (2 балла)



Б. IMR



B.iDose

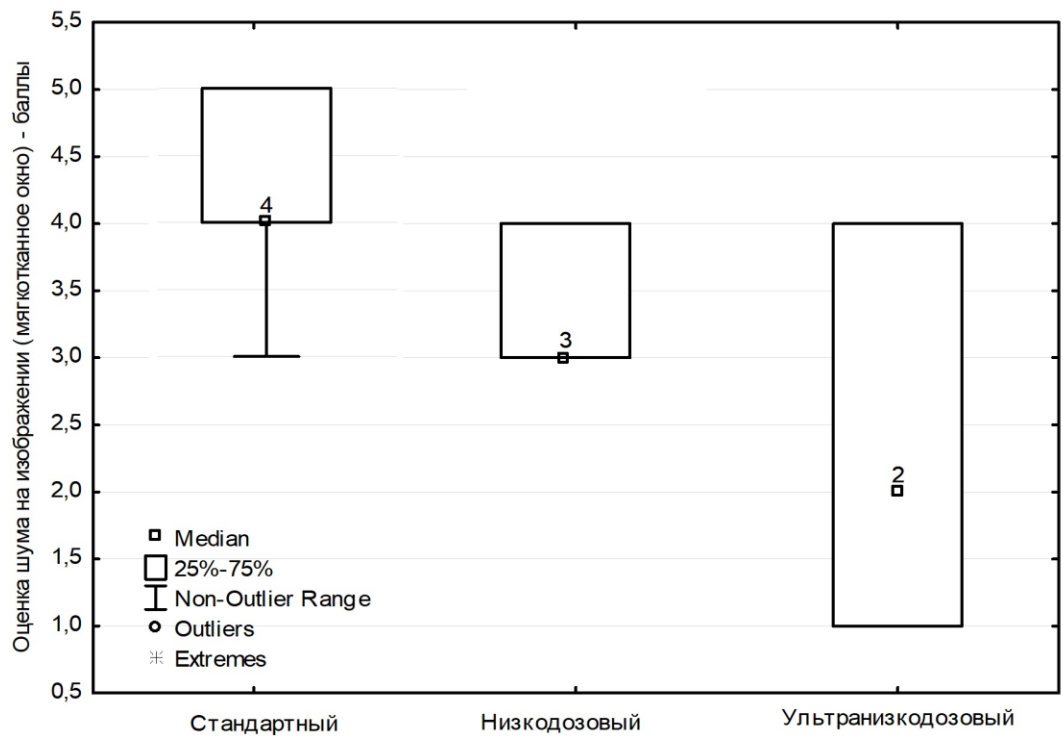
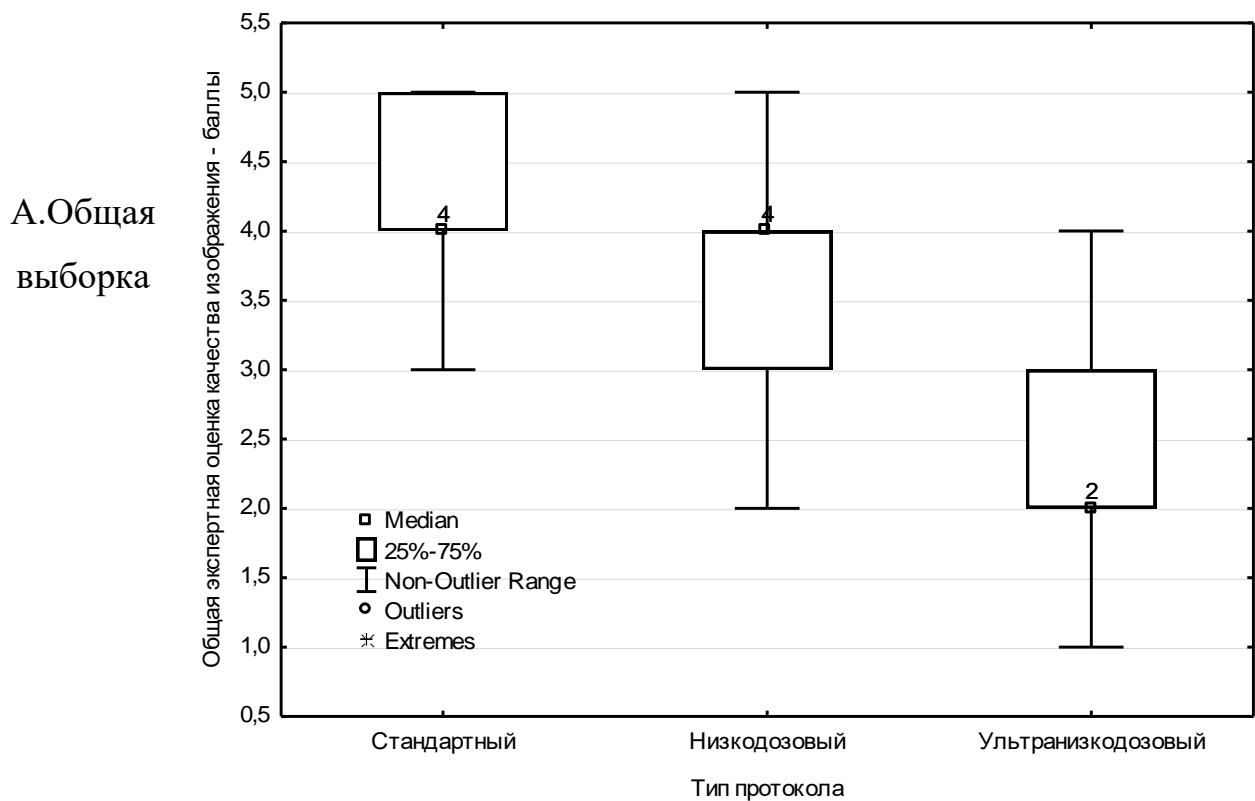


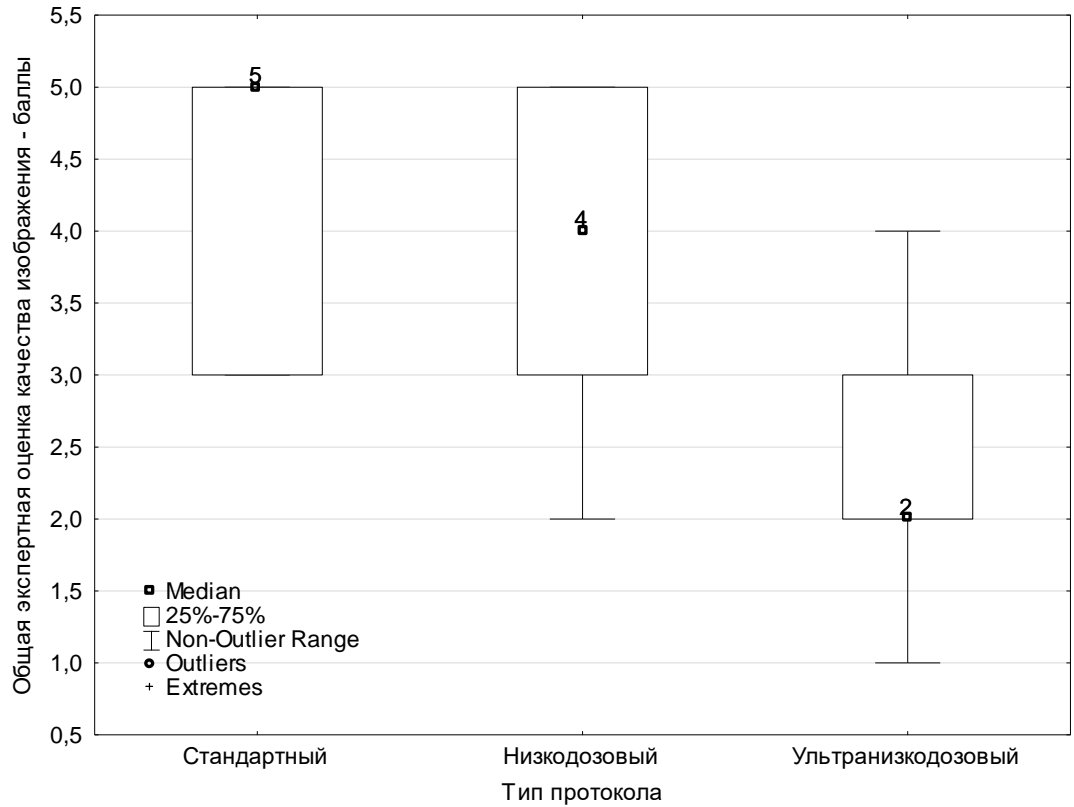
Рисунок 25 – Сравнение уровня шума в мягкотканном окне между стандартным и низкодозовыми протоколами для: а) общей выборки изображений; б) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции IMR; в) изображений, обработанных с помощью алгоритма реконструкции iDose. Значения с баллами 3 и выше считались приемлемыми для применения в клинической практике

Как следует из рисунков 24 и 25, для общей выборки и для алгоритма IMR значения оценки уровня шума в легочном окне достигали или превышали приемлемые значения. Ультранизкодозовый протокол с применением алгоритма iDose не достигал приемлемых значений оценки (2 балла). Отсутствуют достоверные различия между стандартным и низкодозовым протоколами для всех методов реконструкции. Ультранизкодозовый протокол достоверно отличается (имеет более низкие оценки) для обоих методов реконструкции.

Результаты сравнения значений общей экспертной характеристики КТ-изображения представлено на рисунке 26.



B.IMR



B.iDose

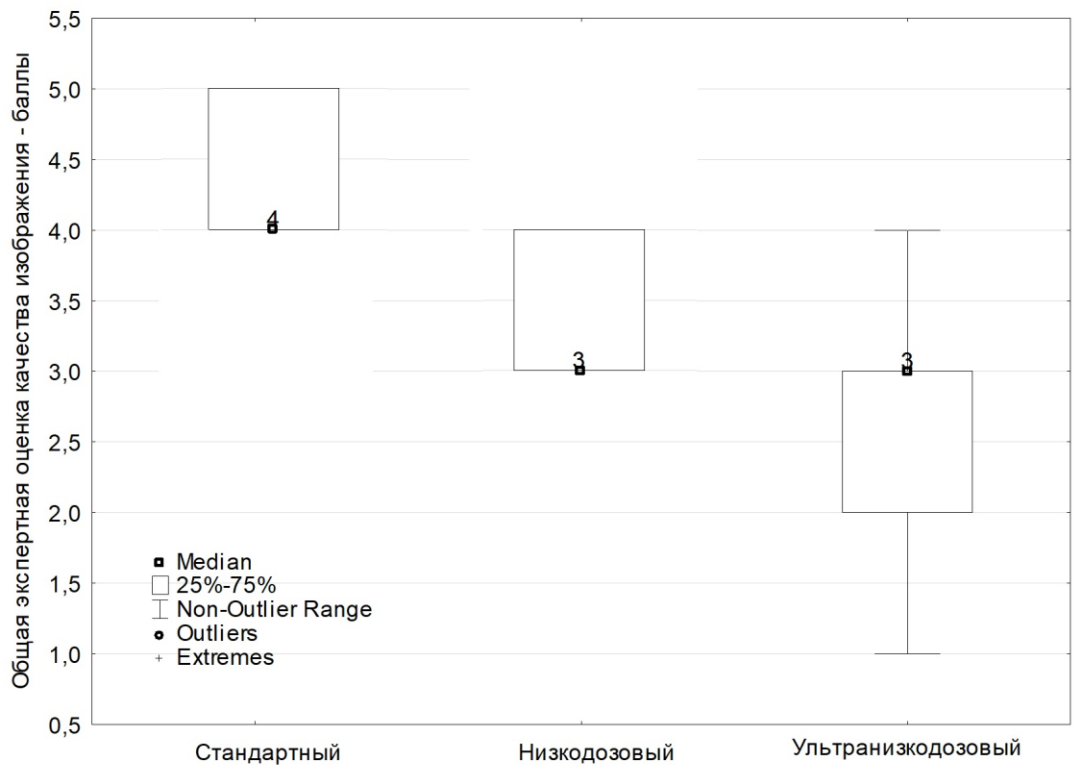


Рисунок 26 – Сравнение уровня шума в мягкотканном окне между стандартным и низкодозовыми протоколами для: а) общей выборки изображений; б) изображений, полученных с помощью алгоритма реконструкции IMR; в) изображений, полученных с помощью алгоритма реконструкции iDose. Значения с

баллами 3 и выше считались приемлемыми для применения в клинической практике

Из рисунка 26 следует, что для общей выборки изображений и для протокола IMR оценки ультранизкодозового протокола не достигали приемлемых значений (2 балла). В остальных случаях изображения характеризовались оценками 3 и выше. Изображения, полученные с использованием протокола IMR на стандартном и низкодозовом протоколах, характеризовались более высокими оценками по сравнению с протоколом iDose (5 и 4, 4 и 3 балла соответственно). Таким образом, для общей выборки и метода реконструкции IMR отсутствуют достоверные различия между стандартным и низкодозовым протоколами; ультранизкодозовый протокол достоверно отличается от стандартного и низкодозового протоколов (оценки экспертов достоверно ниже). Для метода реконструкции iDose достоверно различаются оценки между всем тремя протоколами.

Отдельные аномально низкие оценки различных параметров качества изображения (см. предыдущие рисунки) в том числе и для КТ изображений, выполненных на стандартных протоколах, могут быть объяснены наличием в выборке большого числа пациентов с избыточной массой тела (ИМТ более 25 кг/м²).

Для подтверждения данной гипотезы было проведено сравнение всех критериев качества изображений для выборок пациентов с нормальной (ИМТ ≤ 25 кг/м²) и избыточной (ИМТ > 25 кг/м²) массой тела (попарное сравнение тестом Манна-Уитни). Результаты сравнения представлены в таблицах 22-24.

Таблица 22 – Сравнение медианных баллов для всех критериев качества изображений для пациентов с нормальной и избыточной массой тела для

стандартного протокола КТ сканирования. Жирным курсивом отмечены ячейки, для которых наблюдались достоверные различия между выборками пациентов с нормальной и избыточной массой тела (тест Манна-Уитни, $p < 0,05$)

Критерий	IMR				iDose			
	Нормостеники		Гиперстеники		Нормостеники		Гиперстеники	
	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений
Оценка шума на изображении (легочное окно)	5		5		4		4	
Оценка шума на изображении (мягкотканное окно)	5		5		5		4	
Общая экспертная оценка качества изображения (применительно к уверенности в заключении)	5		4		4		4	
Общий балл (патология+нормальная анатомия)	54		47	2	47	1	46	
Общий балл - патология	25	2	22	4	22	5	19	4
Общий балл - нормальная анатомия	29	1	24	1	29	4	27	

Таблица 23 – Сравнение медианных баллов для всех критериев качества изображений для пациентов с нормальной и избыточной массой тела для низкодозового протокола КТ сканирования. Жирным курсивом отмечены ячейки,

для которых наблюдались достоверные различия между выборками пациентов с нормальной и избыточной массой тела (тест Манна-Уитни, $p < 0,05$)

Критерий	IMR				iDose			
	Нормостеники		Гиперстеники		Нормостеники		Гиперстеники	
	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений
Оценка шума на изображении (легочное окно)	5	-	5	1	3	-	3	-
Оценка шума на изображении (мягкотканное окно)	5	-	3	-	4	-	3	-
Общая экспертная оценка качества изображения (применительно к уверенности в заключении)	5		4		3		3	
Общий балл (патология + нормальная анатомия)	46	4	40	2	<u>50</u>		<u>35</u>	<u>7</u>
Общий балл - патология	22	4	17	3	<u>24</u>	<u>1</u>	<u>15</u>	<u>9</u>
Общий балл - нормальная анатомия	25	3	23	3	28	1	24	9

Таблица 24 – Сравнение медианных баллов для всех критериев качества изображений для пациентов с нормальной и избыточной массой тела для ультранизкодозового протокола КТ сканирования. Жирным курсивом отмечены

ячейки, для которых наблюдались достоверные различия между выборками пациентов с нормальной и избыточной массой тела (тест Манна-Уитни, $p < 0,05$)

Критерий	IMR				iDose			
	Нормостеник и		Гиперстеник и		Нормостеник и		Гиперстеник и	
	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений	медианный балл	Число диагностически неприемлемых изображений
Оценка шума на изображении (легочное окно)	4	1	3	4	<u>3</u>	<u>3</u>	<u>2</u>	5
Оценка шума на изображении (мягкотканное окно)	4	1	3	5	<u>3</u>	<u>3</u>	<u>1</u>	5
Общая экспертная оценка качества изображения (применительно к уверенности в заключении)	3	2	2	7	3	3	2	4
Общий балл (патология + нормальная анатомия)	35	3	30	9	<u>36</u>	<u>7</u>	<u>26</u>	5
Общий балл - патология	15	4	13	9	<u>16</u>	<u>9</u>	<u>12</u>	5
Общий балл - нормальная анатомия	20	4	16	9	21	8	13	5

Результаты, представленные в таблицах 22-24, показывают, что достоверно более низкое качество изображения наблюдалось для пациентов с избыточной

массой тела при сканировании на низкодозовом и ультранизкодозовом протоколах с применением метода реконструкции iDose. Для метода реконструкции IMR достоверные различия между пациентами с нормальной и избыточной массой тела для всех протоколов отсутствуют.

Число диагностически неприемлемых изображений растет с переходом от стандартного к низкодозовому и ультранизкодозовому протоколам. При этом достоверные различия между стандартным и низкодозовым протоколами наблюдались только по общему баллу на изображение. Следует отметить, что число диагностически неприемлемых изображений по параметру визуализации патологических структур практически одинаково для стандартного и низкодозового протоколов для обоих методов реконструкции.

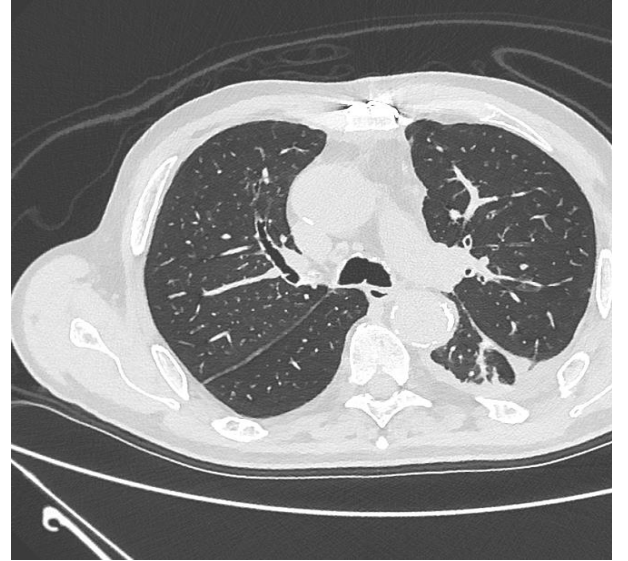
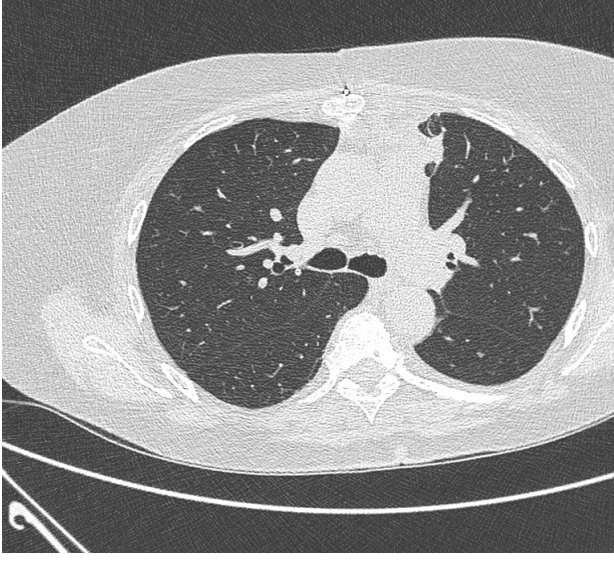
Таким образом, результаты исследования позволяют рекомендовать низкодозовый протокол в качестве альтернативы стандартному с предпочтительным использованием метода реконструкции IMR. Примеры КТ-изображений в легочном и мягкотканном окнах для нормостеников и гиперстеников, полученные стандартном и низкодозовых протоколах представлены на рисунках 27-28.

НОРМОСТЕНИКИ

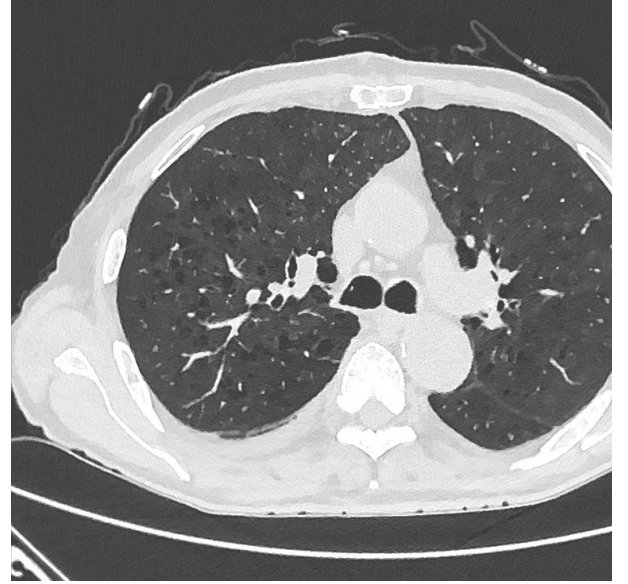
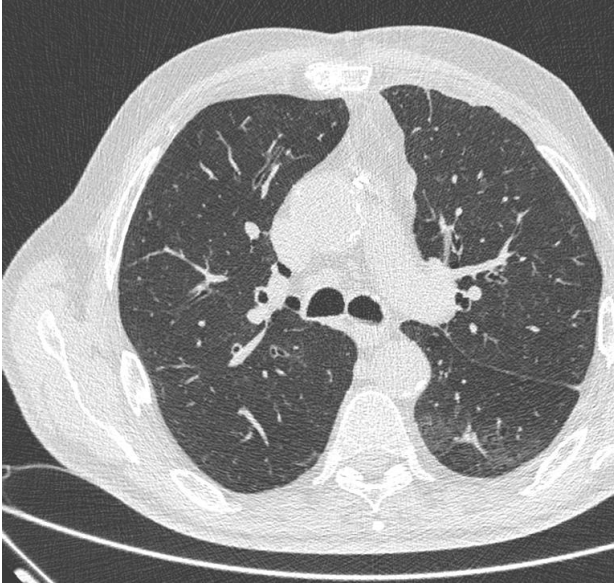
iDOSE

IMR

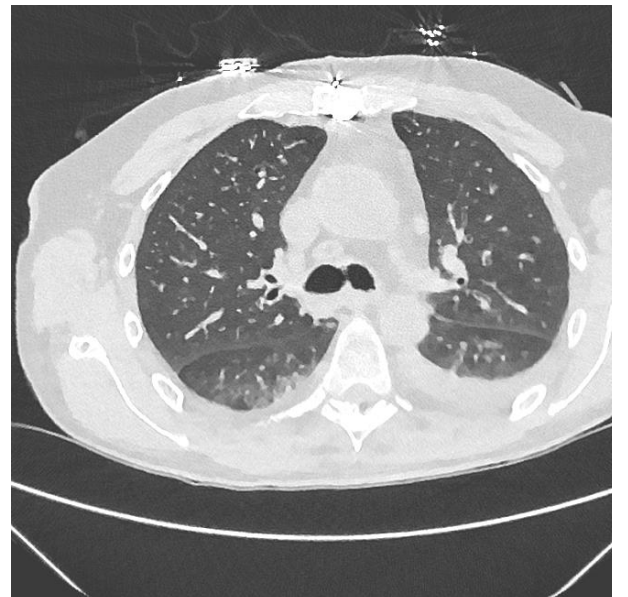
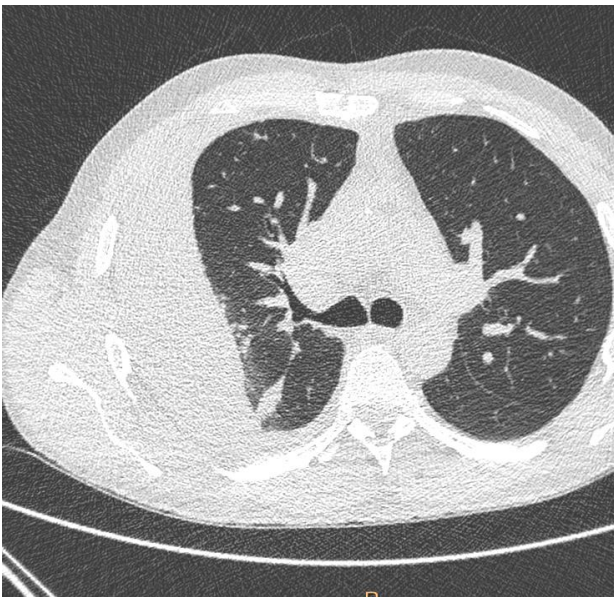
Стандартный протокол



Низкодозовый протокол



Ультранизкодозовый протокол

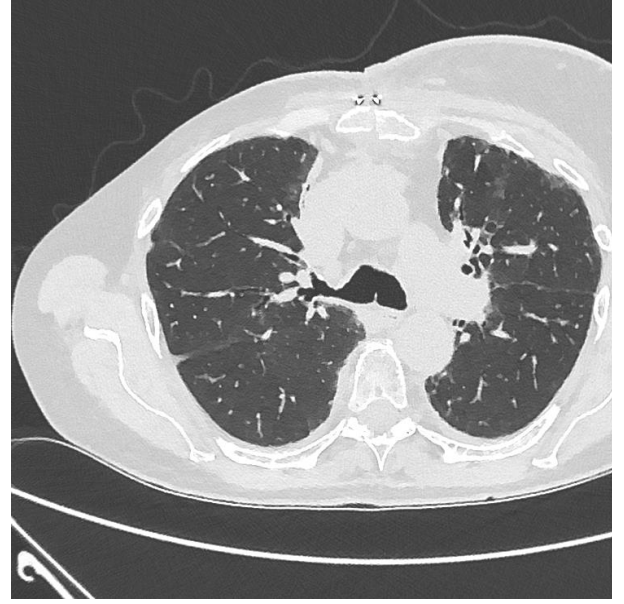
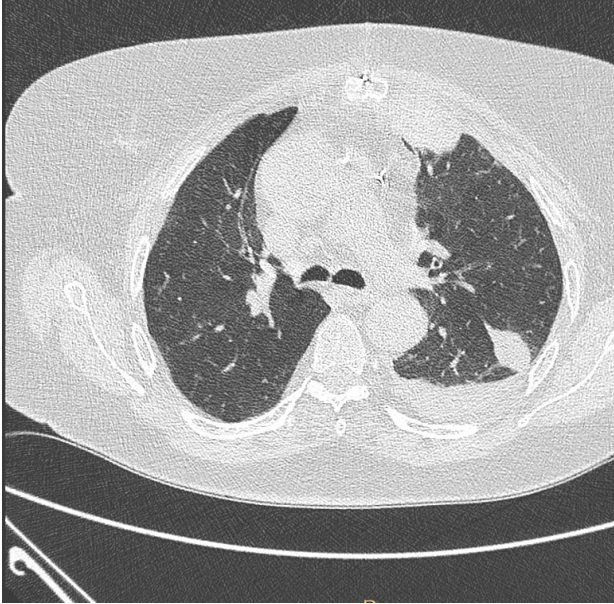


ГИПЕРСТЕНИКИ

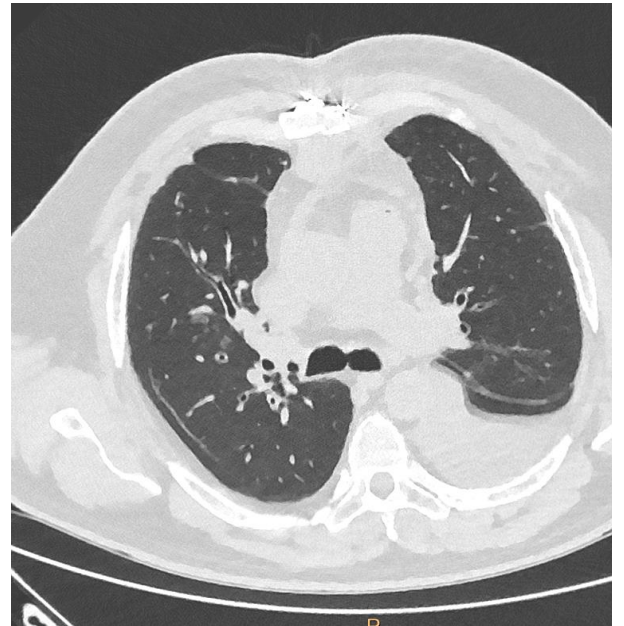
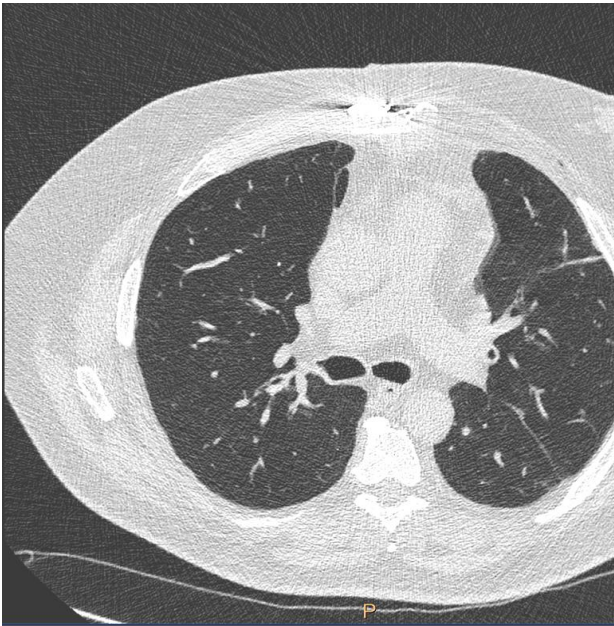
iDOSE

IMR

Стандартный протокол



Низкодозовый протокол



Ультранизкодозовый протокол

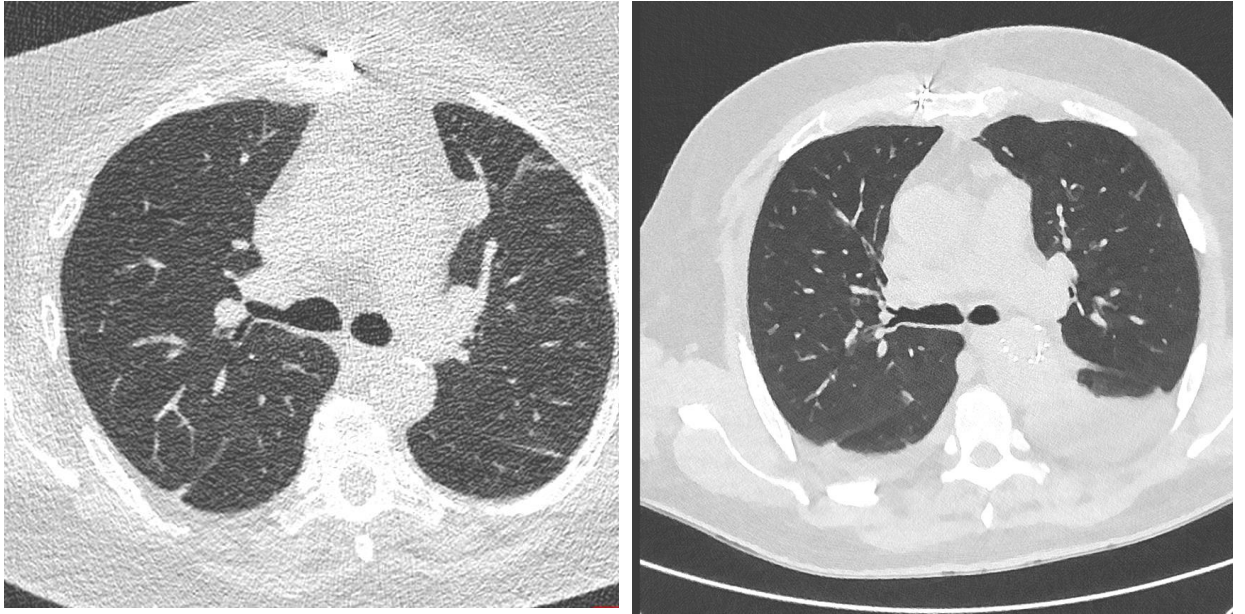


Рисунок 27 – КТ-изображения в легочном окне, полученные на стандартном и низкодозовых протоколах с применением реконструкций iDose и IMR для пациентов с нормальной и избыточной массой тела (и/б 2948/C2020, и/б 14994/C2019, и/б 20831/C2019, и/б 27283/C2021, и/б 26902/C2019, и/б 415/C2019)

НОРМОСТЕНИКИ

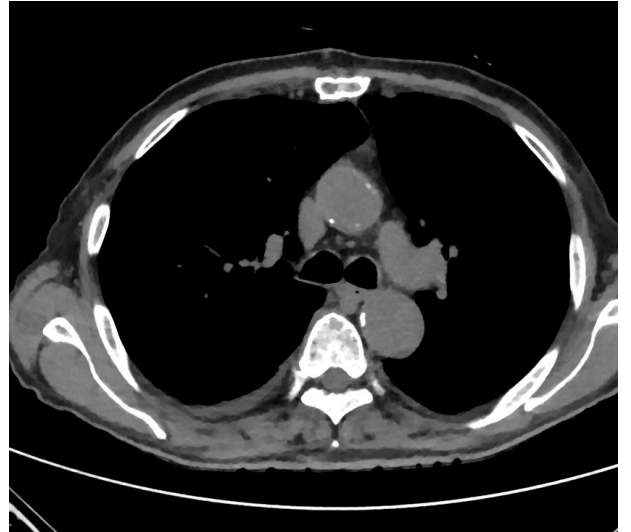
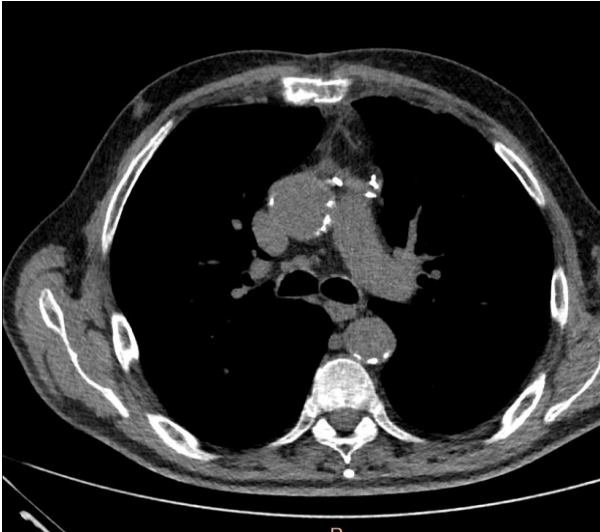
iDOSE

IMR

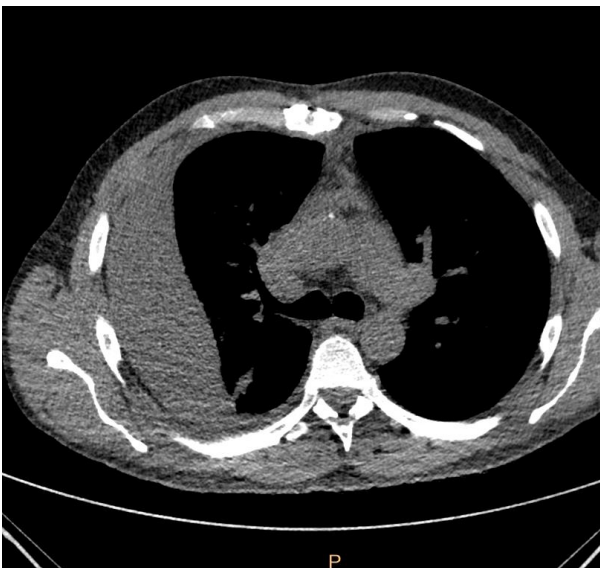
Стандартный протокол



Низкодозовый протокол



Ультранизкодозовый



ГИПЕРСТЕНИКИ

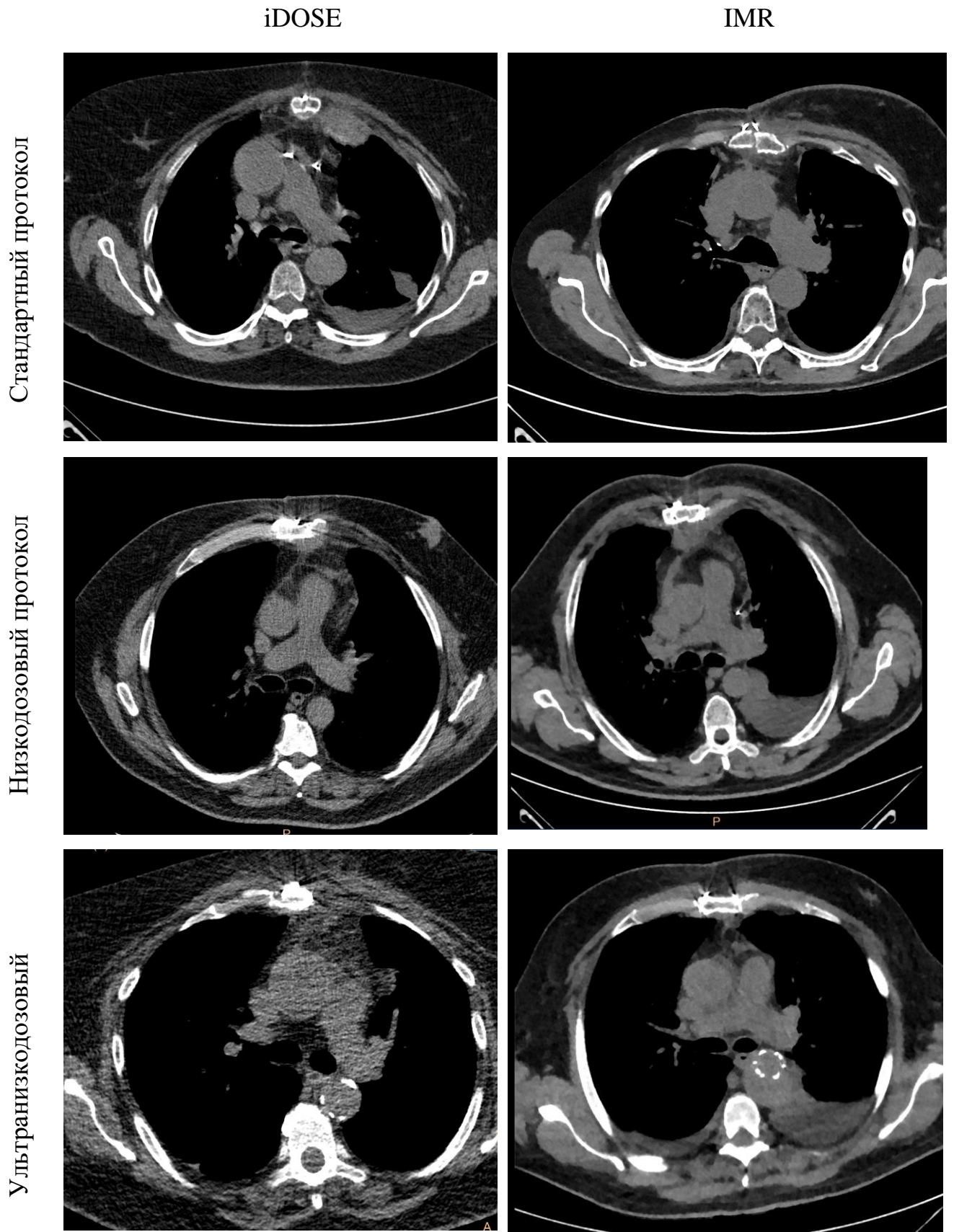


Рисунок 28 – КТ-изображения в мягкотканном окне, полученные на стандартном и низкодозовых протоколах с применением реконструкций iDose и IMR для пациентов с нормальной и избыточной массой тела

Также была выполнена оценка корреляции между оценками качества изображения по сумме баллов (нормальная анатомия, патологические изменения и весь набор параметров) и экспертными оценками уровней шума и качества изображения. Результаты сравнения в виде значений коэффициентов корреляции Спирмена представлены в таблицах 25-27 для общей выборки, и методов реконструкции IMR и iDose соответственно (и/б 27283/C2021, и/б 19250/C2020, и/б 25283/C2019, и/б 23657/C2019, и/б 14994/C2019, и/б 9470/C2020)

Таблица 25 – Корреляционная зависимость различных параметров оценки качества изображения для общей выборки

Параметры оценки качества	Оценка шума на изображении (легочное окно) - баллы	Оценка шума на изображении (мягкотканное окно) - баллы	Общая экспертная оценка качества изображения - баллы	Общий балл	Общий балл - патология	Общий балл - нормальная анатомия
Оценка шума на изображении (легочное окно) - баллы	1,00	0,83	0,75	0,55	0,47	0,53
Оценка шума на изображении (мягкотканное окно) - баллы	0,83	1,00	0,71	0,53	0,44	0,51
Общая экспертная оценка качества изображения - баллы	0,75	0,71	1,00	0,80	0,67	0,78
Общий балл	0,55	0,53	0,80	1,00	0,87	0,87
Общий балл - патология	0,47	0,44	0,67	0,87	1,00	0,55
Общий балл - нормальная анатомия	0,53	0,51	0,78	0,87	0,55	1,00

Таблица 26 – Корреляционная зависимость различных параметров оценки качества изображения для выборки изображений полученных с применением метода реконструкции IMR

Параметры оценки качества	Оценка шума на изображении (легочное окно) - баллы	Оценка шума на изображении (мягкотканное окно) - баллы	Общая экспертная оценка качества изображения - баллы	Общий балл	Общий балл - патология	Общий балл - нормальная анатомия
Оценка шума на изображении (легочное окно) - баллы	1,00	0,78	0,72	0,54	0,50	0,52
Оценка шума на изображении (мягкотканное окно) - баллы	0,78	1,00	0,62	0,37	0,30	0,42
Общая экспертная оценка качества изображения - баллы	0,72	0,62	1,00	0,84	0,78	0,80
Общий балл	0,54	0,37	0,84	1,00	0,89	0,91
Общий балл - патология	0,50	0,30	0,78	0,89	1,00	0,64
Общий балл - нормальная анатомия	0,52	0,42	0,80	0,91	0,64	1,00

Таблица 27 – Корреляционная зависимость различных параметров оценки качества изображения для выборки изображений, полученных с применением метода реконструкции iDose

Параметры оценки качества	Оценка шума на изображении (легочное окно) - баллы	Оценка шума на изображении (мягкотканное окно) - баллы	Общая экспертная оценка качества изображения - баллы	Общий балл	Общий балл - патология	Общий балл - нормальная анатомия
Оценка шума на изображении (легочное окно) - баллы	1,00	0,85	0,87	0,65	0,46	0,72
Оценка шума на изображении (мягкотканное окно) - баллы	0,85	1,00	0,85	0,75	0,60	0,70
Общая экспертная оценка качества изображения - баллы	0,87	0,85	1,00	0,74	0,52	0,79
Общий балл	0,65	0,75	0,74	1,00	0,86	0,83
Общий балл - патология	0,46	0,60	0,52	0,86	1,00	0,47
Общий балл - нормальная анатомия	0,72	0,70	0,79	0,83	0,47	1,00

Представленные в таблицах 25-27 результаты указывают на достоверно высокий уровень положительной корреляции для всех использованных критериев качества изображения. Наибольшие значения коэффициента корреляции Спирмена были получены для общей экспертной оценки качества изображения и всех параметров, кроме оценки патологических изменений, что позволяет при необходимости использовать более простые методы экспертной оценки качества КТ-изображения (общая экспертная оценка качества изображения применительно к уверенности в заключении вместо более сложной оценки отдельных патологических структур и структур нормальной анатомии).

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

В рамках выполненной работы было проведено сравнение возможных подходов к оптимизации КТ-сканирования, в частности с применением различных алгоритмов итеративных реконструкций. Выбраны наиболее перспективные подходы оптимизации определены перспективы снижения дозы облучения для изучаемой группы пациентов.

У пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства по КТ выявляется большой спектр разнообразных патологических изменений, включающий в себя: очагово-инфильтративные изменения в легких (как проявления внутрибольничной пневмонии), локальные зоны сниженной пневматизации (консолидация, зоны по типу матового стекла), компрессионные ателектазы, линейные, ретикулярные изменения (дискателектазы, утолщение междолькового интерстция), зоны повышенной воздушности (буллы, эмфизема), жидкостные скопления (плевральный выпот), скопления жидкости в полости перикарда, перипротезные скопления жидкости, отек ретростеральной/подкожной клетчатки, жидкостные скопления, ретростеральные включения воздуха/газа, ретростеральные гематомы, воспалительные инфильтраты в подкожно-жировой клетчатки в зоне оперативного вмешательства, медиастинит, несостоятельность лигатур грудины, диастаз половин грудин, переломы ребер и др. Аналогичные данные публикуются в отечественной и зарубежной литературе (Спринджук М.В. и соавт., 2008; Попов Д.А., 2013; Казачек Я.В., Помешкина С.А., Барбараш О.Л., 2014; Чернявский А.М. и соавт., 2016; Шнейдер В.Э. и соавт., 2018; Никитина Т.Г, Попов Д.А, Хугаева А.А., 2019; Nota P. et al., 2018; Foldyna V. et al., 2019).

По нашим данным, такие воспалительные изменения, как внутрибольничная пневмония и медиастинит развиваются у данной группы пациентов в 16,7% и 2,1% случаев соответственно. Еще в 1% случаев определялись отграниченные воспалительные изменения в области подкожно-жировой клетчатки.

Сходные результаты публикуются в отечественных научных работах, посвященных данной теме. Чернявский А.М. и соавт. (2016) отмечают, что частота развития стеральной инфекции у пациентов после кардиохирургических операций варьирует в пределах 0,5-4%. Казачек Я.В., Помешкина С.А., Барбараш О.Л., (2014) указывают частоту инфекционных осложнений в области хирургического вмешательства после таких вмешательств в пределах 1,5-6,9%, а внутрибольничной пневмонии в пределах 15-18%. Никитина Т.Г, Попов Д.А, Хугаева А.А., (2019) отмечают, что частота развития пневмонии у этих пациентов составляет 10,6%. Попов Д.А. (2013) указывает, что частота развития инфекционных осложнений у таких пациентов находится в пределах от 4,9% до 30,8% в зависимости от их исходного статуса. Аналогичные цифры публикуются в зарубежной литературе. Nota P. et al., (2018) указывают, что частота осложнения в зоне кардиохирургического вмешательства варьирует в пределах 0,5-5%. Foldyna B. et al., (2019) указывают, что различные нарушения заживления раны и инфекции в области хирургического вмешательства у данной группы пациентов наблюдаются в 3% случаев.

Также соотносимые с опубликованными данными результаты были получены по другим осложнениям после кардиохирургических вмешательств. Так, например, несостоятельность лигатур грудины в нашем исследовании встречалась в 4,2% случаев, что соответствует данным в 2-3% (Nota P. et al., 2018). У всех обследованных пациентов наблюдались локальные жидкостные скопления в ретростренальной области, что также соответствует опубликованным данным Foldyna B. et al., (2019).

Данная группа пациентов характеризуется длительными сроками госпитализации в целом и послеоперационным периодом в частности, что приводит к повышенным рискам развития инфекционным осложнений и необходимости в проведении таких методов визуализации, как КТ органов грудной клетки. Учитывая частоту выявляемых изменений и невозможность в некоторых случаях их достоверной дифференциальной диагностики, данные пациенты нуждаются в контрольных КТ или в некоторых случаях даже многократных КТ-

исследованиях. Среднее количество КТ-исследований у данной группы пациентов по нашим данным составило 2 за период госпитализации, что делает актуальным разработку низкодозового протокола КТ для уменьшения лучевой нагрузки. К сожалению, в проанализированной нами литературе не было найдено информации о частоте проведения КТ органов грудной клетки данной группе пациентов в других учреждениях.

В ходе разработки низкодозового КТ- протокола была проведена комплексная оценка качества КТ-изображения, которая включала оценку физико-технических параметров качества и двухэтапную экспертную оценку качества с привлечением врачей-рентгенологов (с использованием антропоморфного фантома и КТ-данных пациентов). Аналогичный подход к разработке низкодозовых протоколов используется в ряде зарубежных публикаций (Aichinger H. 2012; Dance D. R. et al., 2014; DeWerd L.A. 2014).

Как было показано в разделе 3.1. техническая оценка позволяет описать большой спектр параметров, таких как точность определения единиц Хаунсфилда, уровень шума, шумовой спектр, соотношение контраст/шум, уровень пространственного разрешения и функцию передачи модуляции. В результате оценки физико-технических параметров качества изображения все протоколы для трех алгоритмов реконструкций соответствуют имеющимся рекомендациям в одинаковой степени. Это затрудняет выбор наилучших настроек сканирования, основываясь только на оценке технических параметров изображения. Для низкодозовых протоколов сканирования органов грудной клетки нет разработанных критериев оценки качества изображения по таким параметрам, как соотношение контраст-шум и пространственное разрешение.

Отмечается более высокие значения качества изображения для модельных реконструкций по сравнению с FBP и iDose по таким параметрам, как MTF, соотношение контраст/шум, и шумовой спектр. К тому же изображения, полученные с применением модельного алгоритма реконструкции, характеризовались более низким уровнем шума.

Полученные результаты по оценке шумового спектра соответствуют результатам в ранее опубликованных работах, которые проводились на более высоких значениях силы тока (Löve A. et al., 2013; Aurumskjöld M.L. et al., 2017). Это позволяет экстраполировать полученные результаты в зону малых значений экспозиции.

По оценке CNR схожие результаты исследований были опубликованы ранее (Aurumskjöld M.L. et al., 2017; Löve A. et al., 2013). В данных работах демонстрировалось, что при использовании алгоритма модельной реконструкции IMR наблюдались более высокие результаты по соотношению контраст/шум по сравнению с алгоритмами iDose и FBP. Следует отметить, что вышеописанные исследования использовали протоколы КТ-сканирования с более высокими значениями силы тока, а, значит и с большей дозой облучения пациента.

В опубликованных ранее работах по оценке пространственного разрешения не проводилось сравнение пространственного разрешения для разных алгоритмов реконструкций в условиях низкодозового сканирования (Löve A. et al., 2013; Aurumskjöld M.L. et al., 2017). С другой стороны, в работе Solomon J.B, Christianson O., Samei E. (2012) авторы указывали на то, что изображения, полученные с помощью модельных методов реконструкций, могут влиять на пространственное разрешение, в том числе снижая его.

Изображения, полученные с использованием алгоритма IMR, обладают иными физико-техническими характеристиками, обуславливающими в том числе и непривычный вид КТ-изображения. В нашем исследовании было отмечено, что изменение пика шумового спектра и смещение в его в область меньших частот приводит к изменению внешнего вида изображения, формирования «непривычного» вида изображения. Этот феномен характерен для модельных итеративных реконструкций и может снижать диагностическую значимость изображения, затрудняя его анализ. Схожие результаты были опубликованы ранее (Löve A. et al., 2013; Andersen H.K. et al., 2018). Другие авторы утверждают, что на таких изображениях лучше выявляются патологические изменения, несмотря на то,

что визуализация нормальных анатомических структур снижена и они имеют измененный, пятнистый внешний вид (Laqmani A. et al., 2016).

Как было показано в разделах 3.2 и 3.3., не было выявлено высокой корреляции между экспертной оценкой качества изображения и оценкой его физико-технические параметров.

Изменение объективного показателя на определенную величину не влечет пропорционального изменения значений экспертной оценки. Изображения с высоким шумом и низким контрастом, и низкой MTF характеризовались низким количеством неприемлемых изображений и малым количеством диагностических ошибок, что свидетельствует о том, что врачи, участвующие в эксперименте, в клинической практике привыкли к субоптимальному качеству изображения. Оценка физико-технических параметров изображения не подходит в качестве полноценной альтернативы для экспертной оценки качества изображения, однако представленные методики, могут быть рекомендованы для первичной оценки качества изображения в процессе оптимизации КТ-протоколов. Аналогичные выводы были опубликованы в отечественных и зарубежных работах, посвященных данной теме (Дружинина П.С. и соавт., 2021; Zarb F. et al., 2010; Jensen K. et al., 2015; Andersen H.K. et al., 2018). Приоритет в разработке низкодозового протокола сканирования следует отдавать экспертной оценке изображения врачом-рентгенологом, непосредственно занимающегося диагностикой данного вида патологии.

В результате экспертной оценки качества КТ-изображений с использованием антопоморфного фантома были отмечены значимо более высокие оценки для алгоритмов IMR по сравнению с алгоритмами FBP и iDose. Это соотносится с опубликованными ранее данными (Yuki H. et al., 2015). При этом имелись отдельные «выбросы» значений для протоколов IMR, что свидетельствует о своеобразном разнообразии мнений: врачи-эксперты, не работающие с модельными реконструкциями, ставили им более низкие оценки. Наименьшие оценки были отмечены для протоколов FBP, что делает их наименее приемлемыми для клинического использования, что соотносится с опубликованными ранее

работами (Jensen K. et al., 2014; Martini K. et al., 2015; Martini K. et al., 2017). С другой стороны, Thompson J.D. et al. (2016) в исследованиях, посвященных изучению влияния ИР на выявление очаговых изменений в легких с использованием антропоморфного фантома, не выявили значимой зависимости между выявлением очагов и примененным алгоритмом ИР.

При этом при снижении дозы ниже 0,9 мЗв (35 мАс) было отмечено резкое снижение оценок изображений и повышение количества недиагностических КТ-сканов, что делает протоколы с силой тока 17 мАс и 10 мАс ограничено применимыми для диагностического поиска очагов по типу «матового стекла» для всех обследованных алгоритмов реконструкций. Это не соответствует опубликованным данным, свидетельствующим о возможности получения изображения диагностического качества с дозой, достигающей цифровой флюорографии (0,06 мЗв) (Гомболевский В.А. и соавт., 2021; Gordic S. et al. 2014; Martini K. et al., 2016).

В нашем исследовании было отмечено, что модельные реконструкции в ряде случаев характеризовались «непривычным видом изображения», а на низких значениях дозы врачи-эксперты оценивали их как «размытые». Данные выводы соотносятся с опубликованными ранее работами (Laqmani A. et al., 2016; Aurumskjöld M-L. et al., 2017; Afadzi M. et al., 2020).

Изображения, полученные на низких дозах ИИ, вызывали у врачей-экспертов сомнения в наличии очагов, вне зависимости от примененного алгоритма реконструкции. К аналогичным выводам пришли зарубежные авторы (Martini K. et al., 2016).

Значительное снижение дозы до значений 0,3 – 0,4 мЗв (10 – 17 мАс) приводило к статистически достоверному повышению количества ложных ответов в поиске очагов. Использование модельных реконструкций на этих значениях дозы приводит к большему количеству ошибок по сравнению с протоколами FBP и iDose. Это может быть связано с описанным выше «непривычным видом изображения» описанным выше.

Предложенная методика показала правомочность при работе с пациентами, несмотря на ограничения применения антропоморфного фантома (стандартные размеры, ограниченный спектр определяемой патологии). Тем не менее, результаты оценки качества изображения, полученные на этапе работы с фантомом коррелировали с результатами клинического применения низкодозовых протоколов.

По результатам анализа ошибочных интерпретаций и по представленным данным анализа экспертных оценок КТ-изображений пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства, можно сделать вывод о приемлемости разработанного низкодозового протокола в клинической практике для оценки состояния пациентов после перенесенного оперативного вмешательства на сердце, что приводит к значимому (в 2 раза) снижению доз облучения пациентов без потерь в диагностическом качестве изображения. Ультранизкодозовый протокол не рекомендован для клинического применения для таких пациентов вне зависимости от использованного алгоритма итеративных реконструкций изображений в виду значимо большего количества ошибок при анализе, а также неудовлетворительных экспертных оценок качества изображений.

Однако следует учесть, что данные настройки подходят преимущественно для пациентов с нормальным и гипостеничным телосложением. Возможности их применения для пациентов с избыточной массой тела должны быть дополнительно оценены. Опубликованные ранее работы, посвященные данной проблематике, указывают на перспективность использования низкодозовых протоколов с применением итеративных реконструкций для пациентов с ожирением (Martini K. et al., 2017).

Достоверных различий в оценках изображений для методов реконструкции iDose и IMR не выявлено, оба метода могут быть рекомендованы для использования для применения в низкодозовом протоколе. Однако, учитывая более высокие оценки уровня шума в мягкотканном окне для низкодозового протокола с применением реконструкций IMR, а также отсутствие достоверных различий в оценках для метода IMR между пациентами с нормальной и избыточной массой

тела, реконструкции IMR являются более предпочтительными для использования. К аналогичным выводам пришли авторы работ, посвященных сходной тематике (Yuki H. et al., 2015).

При этом обращало на себя внимание то, что в экспертной оценке визуализации структур нормальной анатомии алгоритм iDose демонстрирует более высокие значения по сравнению с алгоритмом IMR. Оценка визуализации патологических изменений, наоборот, демонстрировала более высокие значения для алгоритма IMR. Данные результаты коррелируют с рядом опубликованных ранее работ (Yanagawa M et al., 2010; Khawaja R.D. et al., 2014; Laqmani A. et al., 2016).

Таким образом, в рамках данной работы представлен комплексный подход к проведению оптимизации КТ органов грудной клетки, включающий в себя процедуру контроля качества с учетом физико-технических характеристик качества изображения на аккредитационном фантоме, скрининг протоколов с использованием антропоморфных фантомов и апробацию результатов исследования на пациентах, включающие в себя субъективную оценку качества и оценку диагностической значимости изображения.

Использование многоэтапного дизайна исследования и применения аккредитационного и антропоморфного фантомов позволило выбрать для клинического этапа эксперимента наиболее перспективные протоколы сканирования, тем самым снизив количество повторных сканирований и дозу облучения для пациентов.

Разработанная методика оценки качества КТ-изображения зарекомендовала себя как информативной и воспроизводимой и может быть использована для разработки новых протоколов сканирования. Применение комплексной оценки представленных параметров позволяет обеспечить высокую диагностическую значимость низкодозовых протоколов.

В результате работы был разработан низкодозовый протокол сканирования (Приложение №2), доказано позволяющий получить КТ-изображения удовлетворительного качества, при этом с дозой ИИ вдвое меньше стандартной. Данный

протокол введен в клиническую практику для контрольных КТ-исследований как для пациентов после кардиохирургических вмешательств, так и для других групп пациентов, нуждающихся в многократных КТ-исследованиях органов грудной клетки (например, контроль эффективности лечения пациентов с новой коронавирусной инфекцией и др.). Характеристики разработанного протокола представлены в приложении №2.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

По оценке физико-технических параметров все изученные режимы для всех трех реконструкций в равной мере соответствуют имеющимся рекомендациям.

По параметрам MTF, CNR и NPS показано достоверно более высокое качество изображений, полученных с применением реконструкции IMR по сравнению с FBP и iDose. Реконструкция IMR характеризуется значительно меньшим уровнем шума и более высокими значениями CNR и MTF. По остальным параметрам значимых различий нет. Тем не менее, изображения, полученные с использованием IMR, обладают иными физико-техническими характеристиками, обуславливающими в том числе и непривычный вид КТ-изображения. Это подтверждается в том числе и результатами экспертной оценки изображений врачами-рентгенологами.

Физико-технические параметры качества изображения и экспертная оценка слабо коррелируют между собой. Изменение объективного показателя на определенную величину, не влечет пропорционального изменения значений экспертной оценки. Изображения с высоким шумом и низким контрастом, и низкой MTF характеризовались низким количеством неприемлемых изображений и малым количеством диагностических ошибок, что свидетельствует о том, что врачи, участвующие в эксперименте, в клинической практике привыкли к субоптимальному качеству изображения. Оценка физико-технических параметров изображения не подходит в качестве полноценной альтернативы для экспертной оценки качества изображения.

Результаты работы позволяют утверждать, что неконтролируемое снижение дозы облучения пациента приводят к уменьшению диагностической значимости изображения, что может явиться причиной некорректной трактовки полученных данных или повторного облучения пациента. Применение модельных итеративных реконструкций (IMR) не всегда позволяет улучшить характеристики изображения, компенсируя снижение дозы облучения, но при использовании протоколов 17 мАс и 10 мАс, наоборот, характеризуется более низкими значениями диагностической

значимости при сохранении достаточно высоких значений физико-технических параметров качества и субъективной экспертной оценки.

При сравнении протоколов 71 мАс (низкодозовый) и 35 мАс (ультранизкодозовый) были отмечены более низкие значения общей экспертной оценки качества изображения для протокола 35мАс. Ультранизкодозовый протокол характеризовался достоверно более низкими значениями оценок в визуализации патологических изменений и нормальной анатомии грудной клетки как для алгоритма iDose, так и для алгоритма IMR. К тому же этот протокол характеризовался большим количеством ошибок интерпретации первой и второй категорий. Низкодозовый протокол достоверно не отличался в значениях экспертной оценки от стандартного протокола. При этом результаты оценки изображений, полученных с помощью алгоритма IMR были достоверно выше, чем изображения, реконструированные алгоритмом iDose.

Результаты исследования позволяют рекомендовать низкодозовый протокол в качестве альтернативы стандартному с предпочтительным использованием метода реконструкции IMR.

В результате разработан и внедрен в клиническую практику новый протокол низкодозового сканирования грудной клетки, эффективная доза которого составила $\sim 1,7$ мЗв, что в 2 раза ниже дозы, получаемой при применении стандартного протокола, при полном сохранении его диагностической значимости.

В отличие от работ других авторов (Higuchi K. et al., 2013; Löve A. 2013; Mathieu K.V., et al., 2014; Goenka A.H., et al., 2014; Sakai N. et al., 2015; Laqmani A. et al., 2016), применение комплексной оценки качества изображений при разработке оптимизированного протокола позволяет достоверно судить о его диагностической значимости и применимости в клинической практике.

Применение многоэтапного дизайна разработки оптимизированного протокола позволило минимизировать лучевую нагрузку на пациентов, проведя предварительный отбор наиболее пригодных протоколов с использованием фантомов.

Результатом данной работы является предложенный низкодозовый протокол сканирования органов грудной клетки, который может быть использован для оценки состояния пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце, а также в других клинических ситуациях, требующих повторных или многократных КТ-исследований. Технические параметры разработанного протокола представлены в приложении №2.

ВЫВОДЫ

1. Наиболее часто встречающимися патологическими изменениями, выявленными у пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце, являются: отек ретростеральной клетчатки, жидкостные скопления в плевральной полости, ретростеральные гематомы, компрессионные ателектазы и дискателектазы.

2. Разработанная методика оценки качества КТ-изображения, включает имитацию патологических изменений, применение критериев качества изображения с использованием специализированного антропоморфного фантома и может быть использована для оптимизации новых протоколов сканирования органов грудной клетки и других анатомических областей.

3. Применение алгоритмов итеративной реконструкции изображений позволяет повысить качество КТ-изображения, что особенно важно при разработке низкодозовых протоколов сканирования. По результатам экспертной оценки качества КТ-изображения, достоверно более высоким качеством характеризуются КТ-изображения, реконструированные с использованием модельных технологий итеративной реконструкции.

4. Разработан низкодозовый протокол сканирования органов грудной клетки, который по результатам комплексной оценки качества КТ-изображений характеризуется эффективной дозой облучения пациента вдвое ниже дозы стандартного, и соответствующим стандартному диагностическим качеством. Данный протокол может быть использован для пациентов после кардиохирургических вмешательств, и для других групп пациентов, нуждающихся в повторных или многократных КТ-исследованиях органов грудной клетки нормального и астеничного телосложения.

5. Чрезмерное снижение дозы облучения пациентов до уровня менее 1,0 мЗв приводит к значительному снижению диагностической точности, что не позволяет рекомендовать такие протоколы для оценки состояния пациентов после перенесенных оперативных вмешательств на сердце.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Выбор протокола КТ-сканирования должен основываться на диагностической задаче, кратности проводимых КТ-исследований, а также учитывать антропометрические параметры пациента.

2. При разработке и внедрении новых протоколов КТ-сканирования необходимо проводить комплексную оценку качества КТ-изображения. Низкодозовые протоколы целесообразно использовать в клинической практике с осторожностью в связи со значительным снижением уровня качества изображений.

3. Комплексная оценка качества КТ-изображения должна включать в себя оценку физико-технических параметров изображения и экспертную оценку качества изображения. Для повышения качества изображения целесообразно использовать методы модельных итеративных реконструкций.

4. Использование низкодозовых протоколов показано пациентам с ИМТ $< 25 \text{ кг/м}^2$, перенесших оперативные вмешательства на сердце, для выявления воспалительных изменений в грудной клетке и оценке динамики выявленных изменений.

5. Ультранизкодозовые протоколы с эффективной дозой менее $1,0 \text{ мЗв}$ не рекомендованы для клинического применения для выявления воспалительных изменений в грудной клетке у пациентов после кардиохирургических вмешательств в виду значимо большего количества ошибок при анализе, а также неудовлетворительных экспертных оценок качества изображений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акаева, С.А. Значимость рентгенографии грудной клетки в диагностике и лечении пневмонии врачами общей практики / С.А. Акаева, С.Н. Багаева, Б.Т. Аппаева // Электронный сборник научных трудов «Здоровье и образование в XXI веке». – 2007. – Т. 9, № 2. – С. 48.
2. Акинфиев, Д.М. Атлас сравнительной рентгенохирургической анатомии: учебное пособие для системы послевузовского профессионального образования врачей / Д.М. Акинфиев, Н.О. Бартош, В.Е. Сеницын и соавт. – Москва : Радиология-Пресс, 2012. – 367 с. – ISBN 9785990235625.
3. Асланов, Б.И. Эпидемиологическое наблюдение за инфекциями, связанными с оказанием медицинской помощи: Федеральные клинические рекомендации / Б.И. Асланов, Л.П. Зуева, А.В. Любимова и соавт. – Москва: [б. и.], 2014. – 58 с.
4. Балонов, М.И. Дозы пациентов от медицинских исследований в России в 2009-2015 годах / М.И. Балонов, В.Ю. Голиков, И.А. Звонова и соавт. // Актуальные вопросы радиационной гигиены : Материалы международной научно-практической конференции. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева, 2018. – С. 22–24.
5. Бокерия, Л.А. Инфекция в кардиохирургии / Л.А. Бокерия, Н.В. Белобородова. – Москва: Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН, 2007. – 583 с. – ISBN 9785798202065.
6. Буровик, И.А. Оптимизация методики мультиспиральной компьютерной томографии при динамическом наблюдении онкологических больных / И.А. Буровик, А.А. Локшина, С.А. Кулева // Медицинская визуализация – 2015. – № 2. – С. 129–134.
7. Вишневская, А.В. Снижение эффективной дозы облучения при МСКТ-перфузии головного мозга с использованием итеративных реконструкций / А.В.

Вишневская, Е.В. Кондратьев // Медицинская визуализация. – 2013. – № 3. – С. 41–51.

8. Водоватов, А.В. Анализ структуры и аппаратного парка лучевой диагностики в Ленинградской области за период 2010–2019 гг / А.В. Водоватов, О.А. Историк, И.К. Романович и соавт. // Медицина и организация здравоохранения. – 2021. – Т. 6, № 2. – С. 43–64.

9. Водоватов, А.В. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации защиты пациентов при рентгенографических исследованиях: специальность 14.02.01 «Гигиена» : диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук / Водоватов Александр Валерьевич. – Санкт-Петербург, 2017. – 217 с. – Место защиты: Федеральное бюджетное учреждение науки «Федеральный научный центр гигиены имени Ф. Ф. Эрисмана» Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека.

10. Габриэлян, Н.И. Эпидемиология гнойно-септических инфекций в кардиохирургии высоких технологий / Н.И. Габриэлян // Материалы II Междунар. конгресса по внутрибольничным инфекциям. – Москва, 2011. – С. 23–24.

11. Гаврилов, П.В. Стандартизованная интерпретация и контроль выявленных одиночных образований в легких по системе Lung Imaging Reporting and Data System (Lung-RADS™) / П.В. Гаврилов, И.А. Баулин, О.В. Лукина // Медицинский альянс. – 2017. – № 3. – С. 17–27.

12. Гомболевский, В.А. Организация и эффективность скрининга злокачественных новообразований легких методом низкодозной компьютерной томографии / В.А. Гомболевский, А.А. Барчук, А.Ш. Лайпан и соавт. // Радиология – практика. – 2018. – № 1 (67). – С. 28–36.

13. Гомболевский, В.А. Основные достижения низкодозной компьютерной томографии в скрининге рака легкого / В.А. Гомболевский, В.Ю. Чернина, И.А. Блохин и соавт. // Туберкулез и болезни легких. – 2021. – Т. 99, № 1. – С. 61–70. – doi: 10.21292/2075-1230-2021-99-1-61-70.

14. ГОСТ Р МЭК 61223-2-6-2001. Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах)

рентгенодиагностики = Ч. 2-6. Испытания на постоянство параметров. Аппараты для рентгеновской компьютерной томографии : государственный стандарт Российской Федерации ГОСТ Р МЭК 61223-2-6-2001 : введен впервые : введен 2003-01-01 / Госстандарт России. – Москва: ИПК Изд-во стандартов, 2002 г. – IV, 16 с.

15. ГОСТ Р МЭК 61223-3-5-2008. Оценка и контроль эксплуатационных параметров в отделениях лучевой диагностики = Ч. 3-5. Приемочные испытания. Оценка эксплуатационных характеристик рентгеновской аппаратуры для компьютерной томографии : национальный стандарт Российской Федерации ГОСТ Р МЭК 61223-3-5-2008 : введен впервые : введен 2009-09-01 / Федеральное агентство по техническому регулированию и метрологии. – Москва: Стандартинформ, 2009. – IV, 23 с.

16. Данные 3-ДОЗ 2020 // Центр диагностики и телемедицины. – URL: <https://tele-med.ai/otchet/3-doz> (дата обращения 14.09.2021).

17. Дружинина, П.С. Современные подходы к обеспечению качества диагностики в компьютерной томографии / П.С. Дружинина, Л.А. Чипига, С.А. Рыжов и соавт. // Радиационная гигиена. – 2021. – Т. 14, № 1. – С. 17–33. – doi: 10.21514/1998-426X-2021-14-1-17-33.

18. Золотницкая, В.П. Особенности лучевой картины внебольничной пневмонии при интерстициальных заболеваниях легких / В.П. Золотницкая, А.А. Сперанская, Н.С. Яковлева // Лучевая диагностика и терапия. – 2019. – № 2 (10). – С. 72–79. – doi: 10.22328/2079-5343-2019-10-2-72-79.

19. Игольникова, Л.Н. Постперикардотомный синдром: клиничко-лабораторная диагностика, лечение (обзор литературы) / Л.Н. Игольникова, Е.Г. Никулина // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. – 2012. – Т. 5, № 1. – С. 42–46.

20. Ионизирующее излучение, радиационная безопасность. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований: Санитарные правила и нормативы:

СанПиН 2.6.1.1192-03. – Санкт-Петербург: ДЕАН, 2003. – 78 с. – ISBN 5-93630-294-6.

21. Казачек, Я.В. Профилактика инфекционных осложнений в кардиохирургии / Я.В. Казачек, С.А. Помешкина, О.Л. Барбараш // Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. – 2014. – № 4. – С. 62–69.

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

23. Кондратьев, Е.В. Оптимизация протоколов мультиспиральной компьютерно-томографической ангиографии: специальность 14.01.13 «Лучевая диагностика, лучевая терапия»: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Кондратьев Евгений Валерьевич ; «Институт хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России. – Москва, 2013. – 25 с. – Место защиты: Рос. науч. центр рентгенорадиологии МЗ РФ.

24. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований: Методические указания. МУ 2.6.1. 2944-11 // Роспотребнадзор. – URL: https://www.rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT_ID=4848 (дата обращения 14.09.2021).

25. Кузмичев, М.К. Гигиеническая оценка доз облучения населения Воронежской области от источников ионизирующего излучения / М.К. Кузмичев, Ю.И. Степкин, О.В. Клепиков и соавт. // Гигиена и санитария. – 2015. – Т. 94, № 9. – С. 39–41.

26. Кузнецов, Д.В. Коронарное шунтирование больных ишемической болезнью сердца с SARS-COV-2 инфекцией: поиск оптимальной стратегии / Д.В. Кузнецов, А.А. Геворгян, В.В. Новокшенов и соавт. // Российский кардиологический журнал. – 2021. – Т. 26, № S1. – С. 17–21. – doi: 10.15829/1560-4071-2021-4342.

27. Маткевич, Е.И. Направления снижения дозы облучения при компьютерной томографии / Е.И. Маткевич, И.В. Иванов // Исследования и практика в медицине. – 2018. – Т. 5, № S2. – С. 48–49.

28. Маткевич, Е.И. Обоснование алгоритма применения низкодозовых методик при проведении компьютерной томографии персоналу из категорий повышенного риска / Е.И. Маткевич, В.Е. Сеницын, И.В. Иванов // Боевой стресс. Медико-психологическая реабилитация лиц опасных профессий : Сборник материалов XI Всероссийской научно-практической конференции, Москва, 25–26 ноября 2015 года. – Москва: Издательский дом «Граница», 2015. – С. 350–356.

29. Маткевич, Е.И. Основные направления снижения дозы облучения пациентов при компьютерной томографии / Е.И. Маткевич, В.Е. Сеницын, М.И. Зеликман и соавт. // Российский электронный журнал лучевой диагностики. – 2018. – Т. 8, № 3. – С. 60–73. – doi: 10.21569/2222-7415-2018-8-3-60-73.

30. Маткевич, Е.И. Прогнозируемые показатели здоровья при использовании низкодозовых методик компьютерной томографии / Е.И. Маткевич, В.Е. Сеницын, И.В. Иванов // Авиакосмическая и экологическая медицина. – 2015. – Т. 49, № 6. – С. 61–67.

31. Методы контроля в КТ-диагностике для оптимизации радиационной защиты: методические указания. МУК 2.6.7.3652-20 // Роспотребнадзор. – URL: https://www.rospotrebnadzor.ru/documents/details.php?ELEMENT_ID=15989 (дата обращения 14.09.2021).

32. Морозов, С.П. Прогнозирование летальных исходов при COVID-19 по данным компьютерной томографии органов грудной клетки / С.П. Морозов, В.А. Гомболевский, В.Ю. Чернина и соавт. // Туберкулез и болезни легких. – 2020. – Т. 98, № 6. – С. 7–14. – doi: 10.21292/2075-1230-2020-98-6-7-14.

33. Накацева, Е.В. Постперикардотомный синдром после операции на открытом сердце: современные методы диагностики / Е.В. Накацева, О.М. Моисеева, О.Т. Титаренко и соавт. // Артериальная гипертензия. – 2008. – Т. 14, № S1-2. – С. 23–28.

34. Никитина, Т.Г. Нозокомиальная пневмония у пациентов старшей возрастной группы после кардиохирургических операций / Т.Г. Никитина, Д.А. Попов, А.А. Хугаева // Клиническая физиология кровообращения. – 2019. – Т. 16, № 2. – С. 124–132. – doi: 10.24022/1814-6910-2019-16-2-124-132.

35. Николаев, А.Е. Случайные находки при скрининге рака легкого методом низкодозной компьютерной томографии / А.Е. Николаев, В.А. Гомболевский, А.П. Гончар и соавт. // Туберкулез и болезни легких. – 2018. – Т. 96, № 11. – С. 60–68. – doi: 10.21292/2075-1230-2018-96-11-60-67.

36. Нозокомиальная пневмония у взрослых: Российские национальные рекомендации / Под ред. акад. РАН Б.Р. Гельфанда; отв. ред. Д.Н. Проценко, Б.З. Белоцерковский. – 2-е изд., перераб. и доп. – Москва: ООО «Медицинское информационное агентство», 2016. – 176 с. – ISBN 978-5-9986-0284-9.

37. Омельчук, В.В. Научно-исторические аспекты преподавания радиационной гигиены в Военно-медицинской академии им. С.М. Кирова / В.В. Омельчук, И.В. Петреев // Радиационная гигиена. – 2013. – Т. 6, № 4. – С. 35–38.

38. Онищенко, Г.Г. Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть 1. Тенденции развития, структура лучевой диагностики и дозы медицинского облучения / Г.Г. Онищенко, А.Ю. Попова, И.К. Романович и соавт. // Радиационная гигиена. – 2019. – Т. 12, № 1. – С. 6–24. – doi: 10.21514/1998-426X-2019-12-1-6-24.

39. Онищенко, Г.Г. Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть 2. Радиационные риски и совершенствование системы радиационной защиты / Г.Г. Онищенко, А.Ю. Попова, И.К. Романович и соавт. // Радиационная гигиена. – 2019. – Т. 12, № 2. – С. 6–24. – doi: 10.21514/1998-426X-2019-12-2-6-24.

40. Оценка радиационного риска у пациентов при проведении рентгенорадиологических исследований: методические рекомендации №

2.6.1.0098-15. – Москва: Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, 2015. – 34 с.

41. Петреев, И.В. Актуальные проблемы радиационной гигиены в Вооруженных силах Российской Федерации / И.В. Петреев, С.В. Цветков, А.В. Куханов и соавт. // Вестник Российской Военно-медицинской академии. – 2017. – № 3 (59). – С. 167–170.

42. Петров, А.А. Практические аспекты использования биомаркеров в диагностике нозокомиальной пневмонии: анализ литературы и собственные исследования / А.А. Петров, С.А. Рачина, С.К. Груздев, и соавт. // Клиническая фармакология и терапия. – 2018. – Т. 27, № 2. – С. 50–55.

43. Попов, Д.А. Послеоперационные инфекционные осложнения в кардиохирургии / Д.А. Попов // Анналы хирургии. – 2013. – № 5. – С. 15–21.

44. Профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (COVID-19): временные методические рекомендации. Версия 11 (07.05.2021) // Министерство здравоохранения Российской Федерации. – URL: https://static0.minzdrav.gov.ru/system/attachments/attaches/000/055/735/original/B%D0%9C%D0%A0_COVID-19.pdf (дата обращения 14.09.2021).

45. Радиационная защита в медицине. Публикация 105 МКРЗ / Под редакцией Д. Валентина; Редактор русского перевода М.И. Балонов, переводчик А.В. Федоров. – Санкт-Петербург: ФГУН НИИРГ, 2011. – 66 с.

46. Радиационная защита и безопасность источников излучения: Международные основные нормы безопасности. Общие требования безопасности. Серия норм МАГАТЭ по безопасности, № GSR Part 3. – Вена: МАГАТЭ, 2015. – 518 с. – ISBN 978–92–0–409915–7.

47. Рекомендации 2007 года Международной Комиссии по радиационной защите. Публикация 103 МКРЗ / пер. с англ., под ред. М. Ф. Киселёва, Н. К. Шандалы. – Москва: Изд. ООО ПКФ «Алана», 2009. – 312 с. – ISBN 978-5-9900350-6-5.

48. Сперанская, А.А. Компьютерная томография в оценке формирования различных типов пневмофиброза у больных интерстициальными заболеваниями

легких / А.А. Сперанская, Л.Н. Новикова, О.П. Баранова и соавт. // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2015. – № 4. – С. 5–11.

49. Сперанская, А.А. Лучевые проявления новой коронавирусной инфекции COVID-19 // Лучевая диагностика и терапия. – 2020. – Т. 11. – №. 1. – С. 18-25.

50. Спринджук, М.В. Нестабильность грудины после операций на открытом сердце / М.В. Спринджук, И.М. Лаптева, И.Э. Адзериho и соавт. // Грудная и сердечно-сосудистая хирургия. – 2008. – № 5. – С. 65–69.

51. Тюрин, И.Е. Визуализация хронической обструктивной болезни легких / И.Е. Тюрин // Практическая пульмонология. – 2014. – № 2. – С. 40–47.

52. Тюрин, И.Е. Рентгенодиагностика внебольничных пневмоний / И.Е. Тюрин // Поликлиника. – 2013. – № 3-1. – С. 7–11.

53. Тюрин, И.Е. Рентгенодиагностика госпитальных пневмоний / И.Е. Тюрин // Атмосфера. Пульмонология и аллергология. – 2007. – № 2. – С. 8–13.

54. Тюрин, И.Е. Рентгенодиагностика тяжелой пневмонии и гриппа / И.Е. Тюрин // Лучевая диагностика и терапия. – 2016. – № 1 (7). – С. 13–16.

55. Чернявский, А.М. Инфекции в кардиохирургии / А.М. Чернявский, А.Р. Таркова, Т.М. Рузматов и соавт. // Хирургия. Журнал им. Н. И. Пирогова. – 2016. – № 5. – С. 64–68.

56. Чипига, Л.А. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии / Л.А. Чипига // Радиационная гигиена. – 2019. – Т. 12, № 1. – С. 104–114. – doi: 10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114.

57. Шнейдер, В.Э. Влияние гипергликемии на развитие инфекционных послеоперационных осложнений у кардиохирургических пациентов / В.Э. Шнейдер, В.В. Соколова, С.Д. Медведев и соавт. // Медицинская наука и образование Урала. – 2018. – Т. 19, № 3 (95). – С. 46–49.

58. AAPM Position Statement on Radiation Risks from Medical Imaging Procedures – 4.10.2018: [site]. – URL: <https://www.aapm.org/org/policies/details.asp?type=PP&id=439> (accessed 22.09.2021).

59. Aberle, D.R. The national lung screening trial: overview and study design / D.R. Aberle, C.D. Berg, W.C. Black et al. // *Radiology*. – 2011. – Vol. 258, No. 1. – P. 243–253. – doi: 10.1148/radiol.10091808.

60. Afadzi, M. Image quality measured from ultra-low dose chest computed tomography examination protocols using 6 different iterative reconstructions from 4 vendors, a phantom study / M. Afadzi, K. Fossa, H.K. Andersen et al. // *Journal of computer assisted tomography*. – 2020. – Vol. 44, No. 1. – P. 95–101. – doi: 10.1097/RCT.0000000000000947.

61. Aichinger, H. Image quality and dose / H. Aichinger, S. Joite-Barfuß, J. Dierker et al. // *Radiation exposure and image quality in x-ray diagnostic radiology*. – Berlin: Springer, 2012. – P. 85–101.

62. Andersen, H.K. Image quality with iterative reconstruction techniques in CT of the lungs—A phantom study / H.K. Andersen, D. Völgyes, A.C.T. Martinsen // *European journal of radiology open*. – 2018. – Vol. 5. – P. 35–40.

63. Asada, Y. Survey of patient exposure from general radiography and mammography in Japan in 2014 / Y. Asada, S. Suzuki, K. Minami et al. // *J. Radiol. Prot.* – 2016. – Vol. 36, No. 2. – P. 8–18. – doi: 10.1088/0952-4746/36/2/N8.

64. Aurumskjöld, M.L. Improvements to image quality using hybrid and model-based iterative reconstructions: a phantom study / M.L. Aurumskjöld, K. Ydström, A. Tingberg, M. Söderberg // *Acta Radiologica*. – 2017. – Vol. 58, No. 1. – P. 53–61. – doi: 10.1177/0284185116631180.

65. Balonov, M. Patient doses from medical examinations in Russia: 2009-2015 / M. Balonov, V. Golikov, I. Zvonova et al. // *Journal of Radiological Protection*. – 2018. – Vol. 38, No. 1. – P. 121–139. – doi: 10.1088/1361-6498/aa9b99.

66. Barkovsky, A.N. Information Bulletin: Radiation exposure doses of the population of the Russian Federation in 2018 / A.N. Barkovsky, R.R. Akhmatdinov, R.R. Akhmatdinov et al. – Saint-Petersburg, 2019. – 72 p.

67. Basics of Computed-Tomography Technology // *Journal of the ICRU*. – 2012. – Vol. 12, No. 1. – P. 13 – 23. – doi: 10.1093/jicru/nds002.

68. Båth, M. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation / M. Båth, L.G. Månsson // *Br J Radiol.* – 2007. – Vol. 80, No. 951. – P. 169–176. – doi: 10.1259/bjr/35012658.

69. Beigelman-Aubry, C. Pulmonary Infections: Imaging with CT / C. Beigelman-Aubry, S. Schmidt // *Multidetector-Row CT of the Thorax.* – Springer, Cham, 2016. – P. 131–161.

70. Beister, M. Iterative reconstruction methods in X-ray CT / M. Beister, D. Kolditz, W.A. Kalender // *Physica medica.* – 2012. – Vol. 28, No. 2. – P. 94–108. – doi: 10.1016/j.ejmp.2012.01.003.

71. Bhalla, A.S. Imaging protocols for CT chest: a recommendation / A.S. Bhalla, A. Das, P. Naranje et al. // *The Indian journal of radiology & imaging.* – 2019. – Vol. 29, No. 3. – P. 236–246. – doi: 10.4103/ijri.IJRI_34_19.

72. Bitkover, C.Y. Computed tomography of the sternum and mediastinum after median sternotomy / C.Y. Bitkover, K. Cederlund, B. Aberg, J. Vaage // *The Annals of thoracic surgery.* – 1999. – Vol. 68, No. 3. – P. 858–863. – doi: 10.1016/s0003-4975(99)00549-4.

73. Boas, F.E. CT artifacts: causes and reduction techniques/ F.E. Boas, D. Fleischmann // *Imaging Med.* – 2012. – Vol. 4, No. 2. – P. 229–240.

74. Brambilla, M. Multinational data on cumulative radiation exposure of patients from recurrent radiological procedures: call for action / M. Brambilla, J. Vassileva, A. Kuchcinska, M.M. Rehani // *European Radiology.* – 2020. – Vol. 30, No. 5. – P. 2493–2501. – doi: 10.1007/s00330-019-06528-7.

75. Bryant, P.A. Communicating radiation risk: the role of public engagement in reaching ALARA / P.A. Bryant // *Journal of Radiological Protection.* – 2021. – Vol. 41, No. 2. – P. S1. – doi: 10.1088/1361-6498/ABD348.

76. Carotti, M. Chest CT features of coronavirus disease 2019 (COVID-19) pneumonia: key points for radiologists / M. Carotti, F. Salaffi, P. Sarzi-Puttini et al. // *La radiologia medica.* – 2020. – Vol. 125, No. 7. – P. 636–646. – doi: 10.1007/s11547-020-01237-4.

77. Chipiga, L. Patient doses in computed tomography examinations in two regions of the Russian Federation / L. Chipiga, C. Bernhardsson // Radiation Protection Dosimetry. – 2016. – Vol. 169 (1-4). – P. 240–244. – doi: 10.1093/rpd/ncv516.

78. Colombo, P. Dose reduction using a CT iterative reconstruction algorithm with low tube voltage and exposure / P. Colombo, F. Zucconi, C. Cadioli et al. // – European Congress of Radiology-ECR 2013, 2013.

79. Computed tomography quality control manual – 2017. American College of Radiology: [site]. – URL: https://www.acr.org/-/media/ACR/NOINDEX/QC-Manuals/CT_QCManual.pdf (accessed 22.09.2021).

80. Dance, D.R. Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students / D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment et al. – Vienna: international atomic energy agency, 2014. – 710 p. – ISBN: 978–92–131010–1.

81. de Gonzalez, A.B. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries / A.B. de Gonzalez, S. Darby // The lancet. – 2004. – Vol. 363, No. 9406. – P. 345–351. – doi: 10.1016/S0140-6736(04)15433-0.

82. den Harder, A.M. Achievable dose reduction using iterative reconstruction for chest computed tomography: a systematic review / A.M. den Harder, M.J. Willemink, Q.M. B. de Ruiter et al. // European journal of radiology. – 2015. – Vol. 84, No. 11. – P. 2307–2313. – doi: 10.1016/j.ejrad.2015.07.011.

83. DeWerd, L.A. The phantoms of medical and health physics / L.A. DeWerd. – Berlin: Springer, 2014. – P. 127–129.

84. Doo, K.W. Comparison of chest radiography, chest digital tomosynthesis and low dose MDCT to detect small ground-glass opacity nodules: an anthropomorphic chest phantom study / K.W. Doo, E.-Y. Kang, H.S. Yong et al. // European radiology. – 2014. – Vol. 24, No. 12. – P. 3269–3276. – doi: 10.1007/s00330-014-3376-6.

85. European guidelines on quality criteria for computed tomography – 1999: [site]. – URL: https://radiomed.ru/sites/default/files/field/comment_node_forum/european-guidelines-on-quality-criteria-for-ct_16252_2004.pdf (accessed 22.09.2021).

86. Foldyna, B. Computed tomography improves the differentiation of infectious mediastinitis from normal postoperative changes after sternotomy in cardiac surgery / B.

Foldyna, M. Mueller, C.D. Etz et al. // *European radiology*. – 2019. – Vol. 29, No. 6. – P. 2949–2957. – doi: 10.1007/s00330-018-5946-5.

87. Franquet, T. Imaging of pneumonia: trends and algorithms / T. Franquet // *European Respiratory Journal*. – 2001. – Vol. 18, No. 1. – P. 196–208. – doi: 10.1183/09031936.01.00213501.

88. Franquet, T. Imaging of pulmonary infection / T. Franquet, J.H. Chung J. Hodler // In: *Diseases of the Chest, Breast, Heart and Vessels 2019-2022: Diagnostic and Interventional Imaging*. – Chapter 7. – Springer, 2019. – P. 65–77. – doi: 10.1007/978-3-030-11149-6_7.

89. Freifeld, A.G. Clinical practice guideline for the use of antimicrobial agents in neutropenic patients with cancer: 2010 update by the infectious diseases society of America / A.G. Freifeld, E.J. Bow, K.A. Sepkowitz et al. // *Clinical Infectious Diseases*. – 2011. – Vol. 52, No. 4. – e56–93. – doi: 10.1093/cid/cir07.

90. Friedman, S.N. A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom / S.N. Friedman, G.S.K. Fung, J.H. Siewerdsen et al. // *Medical physics*. – 2013. – Vol. 40, No. 5. – P. 051907. – doi: 10.1118/1.4800795.

91. Gandhi, D. Technical Note: Phantom study to evaluate the dose and image quality effects of a computed tomography organ-based tube current modulation technique / D. Gandhi, D.J. Crotty, G.M. Stevens, T.G. Schmidt // *Medical physics*. – 2015. – Vol. 42, No. 11. – P. 6572–6578. – doi: 10.1118/1.4933197.

92. Geyer, L.L. State of the art: iterative CT reconstruction techniques / L.L. Geyer, U.J. Schoepf, F.G. Meinel et al. // *Radiology*. – 2015. – Vol. 276, No. 2. – P. 339–357. – doi: 10.1148/radiol.2015132766.

93. Gharbi, S. Assessment of organ dose and image quality in head and chest CT examinations: a phantom study / S. Gharbi, S. Labidi, M. Mars et al. // *Journal of Radiological Protection*. – 2018. – Vol. 38, No. 2. – P. 807–818. – doi: 10.1088/1361-6498/aac336.

94. Goenka, A.H. Effect of reduced radiation exposure and iterative reconstruction on detection of low-contrast low-attenuation lesions in an anthropomorphic liver phantom: an 18-reader study / A.H. Goenka, B.R. Herts, N.A. Obuchowski et al. // *Radiology*. – 2014. – Vol. 272, No. 1. – P. 154–163. – doi: 10.1148/radiol.14131928.

95. Goldman, L.W. Principles of CT and CT technology / L.W. Goldman // *Journal of nuclear medicine technology*. – 2007. – Vol. 35, No. 3. – P. 115–128. – doi: 10.2967/jnmt.107.042978.

96. Goo, H.W. CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists / H.W. Goo // *Korean journal of radiology*. – 2012. – Vol. 13, No. 1. – P. 1–11. – doi: 10.3348/kjr.2012.13.1.1.

97. Griffey, R.T. Cumulative radiation exposure and cancer risk estimates in emergency department patients undergoing repeat or multiple CT / R.T. Griffey, A. Sodickson // *American Journal of Roentgenology*. – 2009. – Vol. 192, No. 4. – P. 887–892. – doi: 10.2214/AJR.08.1351.

98. Guziński, M. Head CT: image quality improvement of posterior fossa and radiation dose reduction with ASiR-comparative studies of CT head examinations / M. Guziński, Ł. Waszczuk, M.J. Szaśiadek // *European radiology*. – 2016. – Vol. 26, No. 10. – P. 3691–3696. – doi: 10.1007/s00330-015-4183-4.

99. Haaga, J.R. Radiation dose management: weighing risk versus benefit / J.R. Haaga // *American Journal of Roentgenology*. – 2001. – Vol. 177, No. 2. – P. 289–291. – doi: 10.2214/ajr.177.2.1770289.

100. Hagaman, J.T. Admission chest radiograph lacks sensitivity in the diagnosis of community-acquired pneumonia / J.T. Hagaman, G.W. Rouan, R.T. Shipley et al. // *The American journal of the medical sciences*. – 2009. – Vol. 337, No. 4. – P. 236–240. – doi: 10.1097/MAJ.0b013e31818ad805.

101. Hara, A.K. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study / A.K. Hara, R.G. Paden, A.C. Silva et al. // *American Journal of Roentgenology*. – 2009. – Vol. 193, No. 3. – P. 764–771. –doi: 10.2214/AJR.09.2397.

102. Hara, A.K. Reducing body CT radiation dose: beyond just changing the numbers / A.K. Hara, C.V. Wellnitz, R.G. Paden et al. // *American Journal of Roentgenology*. – 2013. – Vol. 201, No. 1. – P. 33–40. – doi: 10.2214/AJR.13.10556.
103. Hart, D. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK / D. Hart, M.C. Hillier, B.F. Wall // *Br. J. Radiol*. – 2009. – Vol. 82, No. 973. – P. 1–12. – doi: 10.1259/bjr/12568539.
104. Hata, A. Submillisievert CT using model-based iterative reconstruction with lung-specific setting: an initial phantom study / A. Hata, M. Yanagawa, O. Honda et al. // *European radiology*. – 2016. – Vol. 26, No. 12. – P. 4457–4464. –doi: 10.1007/s00330-016-4307-5.
105. Higuchi, K. Detection of ground-glass opacities by use of hybrid iterative reconstruction (iDose) and low-dose 256-section computed tomography: a phantom study / K. Higuchi, M. Nagao, Y. Matsuo et al. // *Radiological physics and technology*. – 2013. – Vol. 6, No. 2. – P. 299–304. – doi: 10.1007/s12194-013-0200-y.
106. Hopstaken, R.M. Inter-observer variation in the interpretation of chest radiographs for pneumonia in community-acquired lower respiratory tract infections / R.M. Hopstaken, T. Witbraad, J.M.A. van Engelshoven, G.J. Dinant // *Clinical radiology*. – 2004. – Vol. 59, No. 8. – P. 743–752. – doi: 10.1016/j.crad.2004.01.011.
107. Hota, P. High-resolution CT findings of obstructive and restrictive phenotypes of chronic lung allograft dysfunction: more than just bronchiolitis obliterans syndrome / P. Hota, C. Dass, M. Kumaran, S. Simpson // *American Journal of Roentgenology*. – 2018. – Vol. 211, No. 1. – P. W13–W21. – doi: 10.2214/AJR.17.19041.
108. Huber, T.C. Impact of a commercially available clinical decision support program on provider ordering habits / T.C. Huber, A. Krishnaraj, J. Patrie, C.M. Gaskin // *Journal of the American College of Radiology*. – 2018. – Vol. 15, No. 7. – P. 951–957. – doi: 10.1016/j.jacr.2018.03.045.
109. Ibañez, J. Long-term mortality after pneumonia in cardiac surgery patients: a propensity-matched analysis / J. Ibañez, M. Riera, R. Amezaga et al. // *Journal of intensive care medicine*. – 2016. – Vol. 31, No. 1. – P. 34–40. – doi: 10.1177/0885066614523918.

110. Imazio, M. Risk of constrictive pericarditis after acute pericarditis / M. Imazio, A. Brucato, S. Maestroni et al. // *Circulation*. – 2011. – Vol. 124, No. 11. – P. 1270–1275. – doi: 10.1161/circulationaha.111.018580.

111. International atomic energy agency. Radiation protection and safety in medical uses of ionizing radiation. Specific Safety Guide №SSG-46. – Vienna: IAEA, 2018. – 340 p.

112. Järvinen, H. Patient dose monitoring and the use of diagnostic reference levels for the optimization of protection in medical imaging: current status and challenges worldwide / H. Järvinen, J. Vassileva, E. Samei et al. // *Journal of Medical Imaging*. – 2017. – Vol. 4, No. 3. – P. 031214. – doi: 10.1117/1.JMI.4.3.031214.

113. Jensen, K.M.Ø. X-ray diffraction computed tomography for structural analysis of electrode materials in batteries / K.M.Ø. Jensen, X. Yang, J.V. Laveda et al. // *Journal of The Electrochemical Society*. – 2015. – Vol. 162, No. 7. – P. A1310–A1314. – doi: 10.1149/2.0771507jes.

114. Jensen, N.K.G. Dynamic contrast enhanced CT aiding gross tumor volume delineation of liver tumors: an interobserver variability study / N.K.G. Jensen, D. Mulder, M. Lock et al. // *Radiotherapy and Oncology*. – 2014. – Vol. 111, No. 1. – P. 153–157. – doi: 10.1016/j.radonc.2014.01.026.

115. Kalender, W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications / W.A. Kalender. – Erlangen: John Wiley & Sons, 2011.

116. Kalender, W.A. Technical approaches to the optimisation of CT / W.A. Kalender, S. Buchenau, P. Deak et al. // *Physica Medica*. – 2008. – Vol. 24, No. 2. – P. 71–79. – doi: 10.1016/j.ejmp.2008.01.012.

117. Kalra, M.K. Sinogram-affirmed iterative reconstruction of low-dose chest CT: effect on image quality and radiation dose / M.K. Kalra, M. Woisetschläger, N. Dahlström et al. // *American Journal of Roentgenology*. – 2013. – Vol. 201, No. 2. – P. W235–W244. – doi: 10.2214/AJR.12.9569.

118. Katsura, M. Model-based iterative reconstruction technique for ultralow-dose chest CT: comparison of pulmonary nodule detectability with the adaptive statistical iterative reconstruction technique / M. Katsura, I. Matsuda, M. Akahane et al. //

Investigative radiology. – 2013. – Vol. 48, No. 4. – P. 206–212. – doi: 10.1097/RLI.0b013e31827efc3a.

119. Khawaja, R.D.A. Computed tomography (CT) of the chest at less than 1 mSv: an ongoing prospective clinical trial of chest CT at submillisievert radiation doses with iterative model image reconstruction and iDose⁴ technique / R.D.A. Khawaja, S. Singh, M. Gilman et al. // Journal of computer assisted tomography. – 2014. – T. 38. – №. 4. – C. 613-619.

120. Kitami, A. Correlation between histological invasiveness and the computed tomography value in pure ground-glass nodules / A. Kitami, F. Sano, S. Hayashi et al. // Surgery today. – 2016. – Vol. 46, No. 5. – P. 593–598. – doi: 10.1007/s00595-015-1208-1.

121. Kligerman, S. The effect of computer-aided detection on radiologist performance in the detection of lung cancers previously missed on a chest radiograph / S. Kligerman, L. Cai, C.S. White // Journal of thoracic imaging. – 2013. – Vol. 28, No. 4. – P. 244–252. – doi: 10.1097/RTI.0b013e31826c29ec.

122. Lacson, R. Assessing strength of evidence of appropriate use criteria for diagnostic imaging examinations / R. Lacson, A.S. Raja, D. Osterbur et al. // Journal of the American Medical Informatics Association. – 2016. – Vol. 23, No. 3. – P. 649–653. – doi: 10.1093/jamia/ocv194.

123. Laqmani, A. Comparison of image quality and visibility of normal and abnormal findings at submillisievert chest CT using filtered back projection, iterative model reconstruction (IMR) and iDose4TM / A. Laqmani, M. Avanesov, S. Butscheidt et al. // European journal of radiology. – 2016. – Vol. 85, No. 11. – P. 1971–1979. – doi: 10.1016/j.ejrad.2016.09.001.

124. Larke, F.J. Estimated radiation dose associated with low-dose chest CT of average-size participants in the National Lung Screening Trial / F.J. Larke, R.L. Kruger, C.H. Cagnon et al. // American Journal of Roentgenology. – 2011. – Vol. 197, No. 5. – P. 1165–1169. – doi: 10.2214/AJR.11.6533.

125. Ledermann, H.P. Pitfalls and limitations of magnetic resonance imaging in chronic posttraumatic osteomyelitis / H.P. Ledermann, A. Kaim, G. Bongartz et al. // *Eur Radiol.* – 2000. – Vol. 10. – P. 1815–1823. – doi: 10.1007/s003300000480.

126. Lee, K.B. Quantitative image quality and histogram-based evaluations of an iterative reconstruction algorithm at low-to-ultralow radiation dose levels: a phantom study in chest CT / K.B. Lee, H.W. Goo // *Korean journal of radiology.* – 2018. – Vol. 19, No. 1. – P. 119–129. – doi: 10.3348/kjr.2018.19.1.119.

127. Li, A.E. Evaluation of complications after sternotomy using single-and multidetector CT with three-dimensional volume rendering / A.E. Li, E.K. Fishman // *American Journal of Roentgenology.* – 2003. – Vol. 181, No. 4. – P. 1065–1070. – doi: 10.2214/ajr.181.4.1811065.

128. Li, Q. Combining low tube voltage and iterative reconstruction for contrast-enhanced CT imaging of the chest-initial clinical experience / Q. Li, H. Yu, L. Zhang et al. // *Clinical radiology.* – 2013. – Vol. 68, No. 5. – P. e249–e253. – doi: 10.1016/j.crad.2012.12.009.

129. Li, Q. Quantitative CT analysis of pulmonary pure ground-glass nodule predicts histological invasiveness / Q. Li, L. Fan, E.-T. Cao et al. // *European journal of radiology.* – 2017. – Vol. 89. – P. 67–71. – doi: 10.1016/j.ejrad.2017.01.024.

130. Lin, Y. Reply to «CT Is not a screening tool for coronavirus disease (COVID-19) pneumonia» / Y. Lin, W. Zhao, J. Liu // *American Journal of Roentgenology.* – 2020. – Vol. 215, No. 1. – P. W12–W12. – doi: 10.2214/AJR.20.23288.

131. LoCicero, J. Shields' general thoracic surgery / J. LoCicero. – 8th edition. – Netherlands: Wolters Kluwer. – 202 p.

132. Löve, A. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels / A. Löve, M-L. Olsson, R. Siemund et al. // *The British journal of radiology.* – 2013. – Vol. 86, No. 1031. – P. 20130388. – doi: 10.1259/bjr.20130388.

133. Löve, A. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels / A. Löve, M-L. Olsson, R.

Siemund et al. // *The British journal of radiology*. – 2013. – T. 86. – №. 1031. – C. 20130388.

134. Ludewig, E. Diagnostic imaging – Evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis / E. Ludewig, M. Frame, A. Richter // *Veterinary Research Communications*. – 2010. – Vol. 34, No. 5. – P. 473–479. – doi: 10.1007/s11259-010-9413-2.

135. Månsson, L.G. Methods for the evaluation of image quality: a review / L.G. Månsson // *Radiation protection dosimetry*. – 2000. – Vol. 90, No. 1-2. – P. 89–99. – doi: 10.1093/oxfordjournals.rpd.a033149.

136. Martin, C.J. The importance of radiation quality for optimization in radiology / C.J. Martin // *Biomedical imaging and intervention journal*. – 2007. – Vol. 3, No. 2. – P. e38. – doi: 10.2349/bij.3.2.e38.

137. Martini, K. Diagnostic accuracy and added value of dual-energy subtraction radiography compared to standard conventional radiography using computed tomography as standard of reference / K. Martini, M. Baessler, S. Baumueller et al. // *PloS one*. – 2017. – Vol. 12, No. 3. – P. e0174285. – doi: 10.1371/journal.pone.0174285.

138. Martini, K. Evaluation of pulmonary nodules and infection on chest CT with radiation dose equivalent to chest radiography: Prospective intra-individual comparison study to standard dose CT / K. Martini, B.K. Barth, T.D.L. Nguyen-Kim et al. // *European journal of radiology*. – 2016. – Vol. 85, No. 2. – P. 360–365. – doi: 10.1016/j.ejrad.2015.11.036.

139. Martini, K. Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: a phantom study / K. Martini, K. Higashigaito, B.K. Barth et al. // *The British journal of radiology*. – 2015. – Vol. 88, No. 1056. – P. 20150389. – doi: 10.1259/bjr.20150389.

140. Mathieu, K.B. Radiation dose reduction for CT lung cancer screening using ASIR and MBIR: a phantom study / K.B. Mathieu, H. Ai, P.S. Fox et al. // *Journal of applied clinical medical Physics*. – 2014. – Vol. 15, No. 2. – P. 271–280. – doi: 10.1120/jacmp.v15i2.4515.

141. Mattsson, S. On the estimation of radiation induced cancer risks from very low doses of radiation // *Актуальные вопросы радиационной гигиены*. – 2014. – С. 140-141.
142. Mayo-Smith, W.W. How I do it: managing radiation dose in CT / W.W. Mayo-Smith, A.K. Hara, M. Mahesh et al. // *Radiology*. – 2014. – Vol. 273, No. 3. – P. 657–672. – doi: 10.1148/radiol.14132328.
143. McCollough, C.H. Strategies for reducing radiation dose in CT / C.H. McCollough, A.N. Primak, N. Braun et al. // *Radiologic Clinics*. – 2009. – Vol. 47, No. 1. – P. 27–40. – doi: 10.1016/j.rcl.2008.10.006.
144. McCollough, C.H. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid / C.H. McCollough, M.R. Bruesewitz, M.F. McNitt-Gray et al. // *Medical physics*. – 2004. – Vol. 31, No. 9. – P. 2423–2442. – doi: 10.1118/1.1769632.
145. McNitt-Gray, M. MO-A-ValB-01: Tradeoffs in Image Quality and Radiation Dose for CT / M. McNitt-Gray // *Medical Physics*. – 2006. – Vol. 33, No. 6. – P. 2154–2155. – doi: 10.1118/1.2241390.
146. Medical imaging dose optimisation from ground up: expert opinion of an international summit / E. Samei, H. Järvinen, M. Kortensniemi et al. // *Journal of Radiological Protection*. – 2018. – Vol. 38, No. 3. – P. 967. – doi: 10.1088/1361-6498/aac575.
147. Meyer, S. Diagnostic reference levels in low- and middle-income countries: Early «aLARAM» bells? / S. Meyer, W.A. Groenewald, R.D. Pitcher // *Acta radiol*. – 2017. – Vol. 58, No. 4. – P. 442–448. – doi: 10.1177/0284185116658681.
148. Meza, R. Evaluation of the benefits and harms of lung cancer screening with low-dose computed tomography: modeling study for the US Preventive Services Task Force / R. Meza, J. Jihyoun, I. Toumazis et al. // *JAMA*. – 2021. – Vol. 325, No. 10. – P. 988–997. – doi: 10.1001/jama.2021.1077.
149. Miller, C.G. Medical imaging in clinical trials / C.G. Miller, J. Krasnow, L.H. Schwartz. – London: Springer London, 2014. – ISBN: 978-1-84882-709-7.

150. Miller, D.L. Reducing radiation, revising reference levels / D.L. Miller, E. Vano, M.M. Rehani // *J. Am. Coll. Radiol.* – 2015. – Vol. 12, No. 3. – P. 214–216.

151. Nelson, R.C. New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: how do they work, and what are the advantages and disadvantages? / R.C. Nelson, S. Feuerlein, D.T. Boll // *Journal of cardiovascular computed tomography.* – 2011. – Vol. 5, No. 5. – P. 286–292. – doi: 10.1016/j.jcct.2011.07.001.

152. Neroladaki, A. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations / A. Neroladaki, D. Botsikas, S. Boudabbous et al. // *European radiology.* – 2013. – Vol. 23, No. 2. – P. 360–366. – doi: 10.1007/s00330-012-2627-7.

153. Pontana, F. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients / F. Pontana, A. Duhamel, J. Pagniez et al. // *European radiology.* – 2011. – Vol. 21, No. 3. – P. 636–643. – doi: 10.1007/s00330-010-1991-4.

154. Postorino, M. Radiation dose from medical imaging in end stage renal disease patients: a Nationwide Italian Survey / M. Postorino, D. Lizio, A. De Mauri et al. // *Journal of Nephrology.* – 2021. – T. 34. – №. 3. – C. 791-799.

155. Prakash, P. Radiation dose reduction with chest computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction technique: initial experience / P. Prakash, M.K. Kalra, S.R. Digumarthy et al. // *Journal of computer assisted tomography.* – 2010. – Vol. 34, No. 1. – P. 40–45. – doi: 10.1097/RCT.0b013e3181b26c67.

156. Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications / International Atomic Energy Agency. – Vienna, 2012. – 171 p. – ISBN: 978-92-0-128910-0.

157. Raja, A.S. Effect of computerized clinical decision support on the use and yield of CT pulmonary angiography in the emergency department / A.S. Raja, I.K. Ip, L.M. Prevedello et al. // *Radiology.* – 2012. – Vol. 262, No. 2. – P. 468–474. – doi: 10.1148/radiol.11110951.

158. Raju, S. Chest CT signs in pulmonary disease: a pictorial review / S. Raju, S. Ghosh, A.C. Mehta // *Chest*. – 2017. – Vol. 151, No. 6. – P. 1356–1374. – doi: 10.1016/j.chest.2016.12.033.
159. Rehani, M. Patients undergoing recurrent CT scans: assessing the magnitude / M. Rehani, M.K. Yang, E.R. Melick et al. // *European radiology*. – 2020. – Vol. 30, No. 4. – P. 1828–1836. – doi: 10.1007/s00330-019-06523-y.
160. Rehani, M.M. Dose surveys and DRLs: critical look and way forward / M.M. Rehani // *Radiat. Prot. Dosim.* – 2015. – Vol. 165, No. 1–4. – P. 67–69.
161. Sakai, N. Low-dose CT screening using hybrid iterative reconstruction: confidence ratings of diagnoses of simulated lesions other than lung cancer / N. Sakai, H. Yabuuchi, M. Kondo et al. // *The British journal of radiology*. – 2015. – Vol. 88, No. 1053. – P. 20150159. – doi: 10.1259/bjr.20150159.
162. Samei, E. Performance evaluation of computed tomography systems: summary of AAPM task group 233 / E. Samei, D. Bakalyar, K.L. Boedeker et al. // *Medical physics*. – 2019. – Vol. 46, No. 11. – P. e735-e756. – doi: 10.1002/mp.13763.
163. Sauter, A. Ultra low dose CT pulmonary angiography with iterative reconstruction / A. Sauter, T. Koehler, A.A. Fingerle et al. // *PLoS One*. – 2016. – Vol. 11, No. 9. – P. e0162716. – doi: 10.1371/journal.pone.0162716
164. Scholten, E.T. Towards a close computed tomography monitoring approach for screen detected subsolid pulmonary nodules? / E.T. Scholten, P.A. de Jong, B. de Hoop et al. // *European Respiratory Journal*. – 2015. – Vol. 45, No. 3. – P. 765–773. – doi: 10.1183/09031936.00005914.
165. Schulz, B. Automatic bone removal technique in whole-body dual-energy CT angiography: performance and image quality / B. Schulz, K. Kuehling, W. Kromen et al. // *American Journal of Roentgenology*. – 2012. – Vol. 199, No. 5. – P. W646–W650. – doi: 10.2214/AJR.12.9176.
166. Shuman, W.P. Model-based iterative reconstruction versus adaptive statistical iterative reconstruction and filtered back projection in liver 64-MDCT: focal lesion detection, lesion conspicuity, and image noise / W.P. Shuman, D.E. Green, J.M.

Busey et al. // American journal of roentgenology. – 2013. – Vol. 200, No. 5. – P. 1071–1076. – doi: 10.2214/AJR.12.8986.

167. Singh, S. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques / S. Singh, M.K. Kalra, J. Hsieh et al. // Radiology. – 2010. – Vol. 257, No. 2. – P. 373–383. – doi: 10.1148/radiol.10092212.

168. Smith-Bindman, R. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer / R. Smith-Bindman, J. Lipson, R. Marcus et al. // Archives of internal medicine. – 2009. – Vol. 169, No. 22. – P. 2078–2086. – doi:10.1001/archinternmed.2009.427.

169. Sodickson, A. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults / A. Sodickson, P.F. Baeyens, K.P. Andriole et al. // Radiology. – 2009. – Vol. 251, No. 1. – P. 175–184. – doi: 10.1148/radiol.2511081296.

170. Solomon, J.B. Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers / J.B. Solomon, O. Christianson, E. Samei // Medical physics. – 2012. – Vol. 39, No. 10. – P. 6048–6055. – doi: 10.1118/1.4752209.

171. Stiller, W. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview / W. Stiller // European journal of radiology. – 2018. – Vol. 109. – P. 147–154. – doi: 10.1016/j.ejrad.2018.10.025.

172. Sulieman, A. Patient radiation dose reduction using a commercial iterative reconstruction technique package / A. Sulieman, H. Adam, A. Elnour // Radiation Physics and Chemistry. – 2021. – T. 178. – C. 108996.

173. Tack, D. Radiation dose optimization in thoracic imaging / D. Tack // JBR-BTR. – 2010. – Vol. 93, No. 1. – P. 15–19. – doi: 10.5334/jbr-btr.31.

174. Tammelin, A. Mediastinitis after cardiac surgery: improvement of bacteriological diagnosis by use of multiple tissue samples and strain typing / A. Tammelin, A. Hambræus, E. Ståhle // Journal of clinical microbiology. – 2002. – Vol. 40, No. 8. – P. 2936–2941. – doi: 10.1128/JCM.40.8.2936-2941.2002.

175. Tang, H.C. Correlation of parameters on preoperative CT images with intra-articular soft-tissue injuries in acute tibial plateau fractures: A review of 132 patients

receiving ARIF / H.C. Tang, I-J. Chen, Y.-C. Yeh et al. // *Injury*. – 2017. – Vol. 48, No. 3. – P. 745–750. – doi: 10.1016/j.injury.2017.01.043.

176. The Optimisation of Radiological Protection – roadening the Process / International commission on radiological protection // *Annals of the ICRP*. – 2006. – Vol. 36, No. 3. – P. 89–104. – doi: 10.1016/j.icrp.2006.09.008.

177. The phantom laboratory: Catphan manual. – 2015. – 34 p.

178. Thompson, J.D. Effect of reconstruction methods and x-ray tube current–time product on nodule detection in an anthropomorphic thorax phantom: A crossed-modality JAFROC observer study / J.D. Thompson, D.P. Chakraborty, K. Szczepura et al. // *Medical physics*. – 2016. – Vol. 43, No. 3. – P. 1265–1274. – doi: 10.1118/1.4941017.

179. Tsovyanov, A.G. Patient Radiation Dose from Medical Diagnostic Imaging Procedures in 2018 / A.G. Tsovyanov, A.G. Sivenkov, V.E. Zhuravleva et al. // *Atomic Energy*. – 2021. – C. 1-5.

180. Udayasankar, U.K. Acute abdominal pain: value of non-contrast enhanced ultra-low-dose multi-detector row CT as a substitute for abdominal radiographs / U.K. Udayasankar, J. Li, D.A. Baumgarten et al. // *Emergency radiology*. – 2009. – Vol. 16, No. 1. – P. 61–70. – doi: 10.1007/s10140-008-0743-0.

181. Vardhanabhuti, V. Image quality assessment of standard-and low-dose chest CT using filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and novel model-based iterative reconstruction algorithms / V. Vardhanabhuti, R.J. Loader, G.R. Mitchell et al. // *American Journal of Roentgenology*. – 2013. – Vol. 200, No. 3. – P. 545–552. – doi: 10.2214/AJR.12.9424.

182. Vardhanabhuti, V. Prospective intra-individual comparison of standard dose versus reduced-dose thoracic CT using hybrid and pure iterative reconstruction in a follow-up cohort of pulmonary nodules–Effect of detectability of pulmonary nodules with lowering dose based on nodule size, type and body mass index / V. Vardhanabhuti, C.-L. Pang, S. Tenant et al. // *European journal of radiology*. – 2017. – Vol. 91. – P. 130–141. – doi: 10.1016/j.ejrad.2017.04.006.

183. Vassileva, J. National survey of patient doses in diagnostic and interventional radiology and nuclear medicine 2002 – 2013 / J. Vassileva, K. Ingilizova, A. Dimov et al. – Publisher: NCRRP. – ISBN: 978-619-90135-4-0.
184. Verdun, F.R. Image quality in CT: From physical measurements to model observers / F.R. Verdun, D. Racine, J.G. Ott et al. // *Physica Medica*. – 2015. – Vol. 31, No. 8. – P. 823–843. – doi: 10.1016/j.ejmp.2015.08.007.
185. Vilar, J. Radiology of bacterial pneumonia / J. Vilar, M.L. Domingo, C. Soto, J. Cogollos // *European journal of radiology*. – 2004. – Vol. 51, No. 2. – P. 102–113.
186. Vilar-Palop, J. Updated effective doses in radiology / J. Vilar-Palop, J. Vilar, I. Hernández-Aguado et al. // *Journal of radiological Protection*. – 2016. – Vol. 36, No. 4. – P. 975. – doi: 10.1088/0952-4746/36/4/975.
187. Vodovatov, A. Preliminary assessment of structure and collective dose from CT examinations related to COVID-19 diagnostics in the Russian Federation in March–June 2020 / A. Vodovatov, I.K. Romanovich, O.A. Istorik et al. // *medRxiv – Radiology and Imaging*. – 2020. – doi: 10.1101/2020.08.25.20181396.
188. Wielpütz, M.O. Radiological diagnosis in lung disease: factoring treatment options into the choice of diagnostic modality / M.O. Wielpütz, C.P. Heußel, F.J.F. Herth, H.-U. Kauczor // *Deutsches Ärzteblatt International*. – 2014. – Vol. 111, No. 11. – P. 181–187. – doi: 10.3238/arztebl.2014.0181.
189. Winningham, J. Bronchiolitis: a practical approach for the general radiologist / P.J. Winningham, S. Martínez-Jiménez, M.L. Rosado-de-Christenson et al. // *Radiographics*. – 2017. – Vol. 37, No. 3. – P. 777–794. – doi: 10.1148/rg.2017160131.
190. Xin, X. Improved image quality of low-dose CT combining with iterative model reconstruction algorithm for response assessment in patients after treatment of malignant tumor / X. Xin, J. Shen, S. Yang et al. // *Quantitative imaging in medicine and surgery*. – 2018. – Vol. 8, No. 7. – P. 648. – doi: 10.21037/qims.2018.08.05.
191. Xu, J. Is iterative reconstruction ready for MDCT? / J. Xu, M. Mahesh, B.M.W. Tsui // *Journal of the American College of Radiology*. – 2009. – Vol. 6, No. 4. – P. 274–276. – doi: 10.1016/j.jacr.2008.12.014.

192. Xu, Y. Impact of the adaptive statistical iterative reconstruction technique on image quality in ultra-low-dose CT / Y. Xu, H. Wen, C. Hui et al. // *Clinical Radiology*. – 2013. – T. 68. – №. 9. – C. 902-908.
193. Yanagawa, M. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for pulmonary CT: image quality of the cadaveric lung on standard-and reduced-dose CT / M. Yanagawa, O. Honda, S. Yoshida et al. // *Academic radiology*. – 2010. – Vol. 17, No. 10. – P. 1259–1266. – doi: 10.1016/j.acra.2010.05.014.
194. Yang, W. Improving low-dose CT image using residual convolutional network / W. Yang, H. Zhang, J. Yang et al. // *IEEE access*. – 2017. – Vol. 5. – P. 24698–24705. – doi: 10.1109/ACCESS.2017.2766438.
195. Yuki, H. Clinical impact of model-based type iterative reconstruction with fast reconstruction time on image quality of low-dose screening chest CT / S. Oda, D. Utsunomiya et al. // *Acta Radiologica*. – 2016. – T. 57. – №. 3. – C. 295-302.
196. Zarb, F. Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurements of image quality / F. Zarb, L. Rainford, M.F. McEntee // *Radiography*. – 2011. – Vol. 17, No. 2. – P. 109–114. – doi: 10.1016/j.radi.2010.10.004.
197. Zarb, F. Image quality assessment tools for optimization of CT images / F. Zarb, L. Rainford, M.F. McEntee // *Radiography*. – 2010. – Vol. 16, No. 2. – P. 147–153. – doi: 10.1016/j.radi.2009.10.002.
198. Zhang, M. Screening for lung cancer using sub-millisievert chest CT with iterative reconstruction algorithm: image quality and nodule detectability / M. Zhang, W. Qi, Y. Sun et al. // *The British journal of radiology*. – 2018. – Vol. 91, No. 1090. – P. 20170658. – doi: 10.1259/bjr.20170658.
199. Zhang, Y. / High resolution CT in differentiating minimally invasive component in early lung adenocarcinoma / Y. Zhang, J.W. Qiang, J.D. Ye et al. // *Lung Cancer*. – 2014. – Vol. 84, No. 3. – P. 236–241. – doi: 10.1016/j.lungcan.2014.02.008.
200. Zhao, W. Relation between chest CT findings and clinical conditions of coronavirus disease (COVID-19) pneumonia: a multicenter study / W. Zhao, Z. Zheng, X. Xie et al. // *American Journal of Roentgenology*. – 2020. – Vol. 214, No. 5. – P. 1072–1077. – doi: 10.2214/AJR.20.22976.

Приложение 1 - Опросник для оценки качества КТ-изображения

	Визуализация патологических изменений	Наличие на изображении: да/нет	Оценка визуализации в баллах (1-5), если применимо
1	Очагово-инфильтративные изменения в легких		
2	Линейные, ретикулярные изменения (утолщения междолькового интерстиция, дискателектазы и др).		
3	Зоны повышенной воздушности (буллы, эмфизема и др.)		
4	Зоны сниженной воздушности (матовое стекло, зоны консолидации)		
5	Жидкостные скопления - плевральный выпот/выпот в полости перикарда		
6	Изменения в области хирургического вмешательства (медиастинит, уплотнение клетчатки, скопления жидкости, включения газа/воздуха, ретростерральная клетчатка)		
7	Костные изменения (диастаз половины грудины, несостоятельность лигатур, признаки костной деструкции, переломы ребер)		
	Дополнительно		
	Визуализация структур нормальной анатомии ОГК		Оценка в баллах (1-5)
1	Бронхи и сосуды крупных размеров, например долевые и сегментарные		
2	Субсегментарные бронхососудистые структуры		
3	Мелкие сосудистые структуры в периферических отделах легких (в пределах 2 см от висцеральной плевры), структуры вторичной легочной доли		

4	Междолевая плевра	
5	Структуры, находящиеся в средостении (легочная артерия, лимфатические узлы, трахея, пищевод, камеры сердца, аорта и др.)	
6	Костные структуры (ребра, грудина, позвонки)	
	Шум на изображении (легочное окно): 1 – шум превалирует на изображении 2 – изображение выражено зашумлено 3 – умеренно выраженный шум 4 – минимально выраженный шум 5 – отсутствие шума на изображении	
	Шум на изображении (мягкотканное окно): 1 – шум превалирует на изображении 2 – изображение выражено зашумлено 3 – умеренно выраженный шум 4 – минимально выраженный шум 5 – отсутствие шума на изображении	
	Общая характеристика изображения (применительно к уверенности в заключении): 1- очень плохое качество 2- плохое качество 3- приемлемое качество 4- хорошее качество 5- отличное качество	

Приложение 2 – Характеристики разработанного низкодозового протокола
сканирования

Характеристика протокола сканирования	Значения
Коллимация	64x0,625
Питч	1
Время ротации	0,4 сек
Dose Right Index	10
Модуляция силы тока	Z-modulation, 3D-modulation
Напряжение на трубке	100 кВ
Минимальные значения экспозиции	-
Максимальные значения экспозиции	71
Liver Area Dose Right Index	+3
Характеристика параметров реконструкции в легочном окне	Значения
Толщина среза	1 мм
Инкремент	1 мм
Фильтр	Y-sharp (iDose, уровень 4), SharpPlus (IMR, уровень 2)
Окно реконструкции	C-600, W1600
Render mode	Average
Матрица реконструкции	768
Характеристика параметров реконструкции в легочном окне	Значения
Толщина среза	2 мм
Инкремент	2 мм
Фильтр	Standart B (iDose, уровень 4), Soft Tissue (IMR, уровень 2)
Окно реконструкции	C60, W400
Render mode	Average
Матрица реконструкции	768

Приложение 3 - Список пациентов

№ п/п	Фамилия	№ и/б	№ п/п	Фамилия	№ и/б
1	А-ва В.А.	15410/С2019	44	Л-ин А.Ю.	9225/С2020
2	А-ев А.В.	2800/С2018	45	Л-ин Д.Ф.	25343/С2019
3	А-ко В.Н.	26902/С2019	46	Л-ов А.Е.	10473/С2020
4	А-ов Е.А.	9220/С2020	47	Л-ов Н.П.	1998/С2020
5	А-ов Е.А.	9220/С2020	48	М-ва Р.Л.	19250/С2020
6	А-ов Е.А.	2220/С2020	49	М-ва Т.И.	10398/С2019
7	Б-ва Г.А.	415/С2019	50	М-ев В.В.	6944/С2020
8	Б-ва Н.И.	25555/С2019	51	М-ий Е.А.	16480/С2019
9	Б-ев И.В.	8690/С2020	52	М-их Ю.В.	6460/С2020
10	Б-ев.С.Н.	19330/С2020	53	М-йн Г.О.	26739/С2021
11	Б-ен С.В.	31436/С2019	54	М-на Н.В.	9012/С2020
12	Б-ий В.Я.	9214/С2019	55	Н-ев Н.И.	6539/С2020
13	Б-ин В.Л.	35577/С2019	56	Н-ов А.И.	10014/С2020
14	Б-на Т.В.	26112/С2019	57	Н-ов А.М.	8121/С2020
15	Б-ов А.В.	23311/С2019	58	П-ва Н.Н.	8714/С2019
16	Б-ов С.Б.	18948/С2019	59	П-ий А.М.	9808/С2020
17	В-ко О.Е.	473/С2020	60	П-ко А.Ф.	16290/С2021
18	В-ов А.И.	34873/С2019	61	П-ов Е.Н.	5914/С2020
19	В-ов А.С.	19721/С2019	62	П-ов М.В.	6641/С2020
20	Г-ев С.В.	32627/С2019	63	П-ов Ю.В.	7574/С2019
21	Г-ев Ю.М.	9214/С2019	64	Р-ин С.А.	22466/С2019
22	Г-ов М.М.	2262/С2020	65	Р-ов Е.В.	8822/С2020
23	Г-ро Л.А.	3866/С2020	66	С-бо В.Н.	9914/С2020
24	Д-ин И.А.	18548/С2019	67	С-ев В.А.	27227/С2019
25	Д-ов Р.М.	6652/С2020	68	С-ин И.А.	20831/С2019
26	Е-ов А.Н.	27490/С2019	69	С-ин Л.Б.	32703/С2019
27	Ж-ев А.А.	2948/С2020	70	С-ов А.А.	35085/С2019
28	Ж-ов М.Ш.	33192/С2019	71	С-ов А.Е.	31895/С2019
29	З-ко В.И.	5841/С2020	72	С-ов А.С.	4874/С2019
30	З-ый Н.М.	2670/С2020	73	С-ов В.А.	27283/С2021
31	З-ый Н.М.	9470/С2020	74	С-ов В.Л.	23800/С2019
32	К-ва Л.Ю.	9683/С2020	75	Т-ач. С.В.	27060/С2019
33	К-ва Л.Ю.	9683/С2020	76	Т-ин А.П.	34828/С2019
34	К-ва Н.В.	14994/С2019	77	Т-на С.Б.	35435/С2019
35	К-ин Ю.А.	32001/С2019	78	Т-ов А.С.	34757/С2019
36	К-ин Ю.П.	8102/С2020	79	Т-ов Д.А.	8162/С2020
37	К-ко В.Ю.	3545/С2020	80	Т-ов М. А.	34757/С2019
38	К-на М.А.	1152/С2020	81	Т-ов Ф.К.	21189/С2019
39	К-ов А.Е.	26383/С2019	82	Т-ян М.Н.	17521/С2019
40	К-ов В.П.	22422/С2019	83	У-ва Т.М.	20937/С2019
41	К-ов Ю.В.	6131/С2019	84	Ф-ов А.В.	5984/С2020
42	Л-ий В.К.	7563/С2019	85	Ф-ов М.П.	7967/С2020
43	Л-ин А.В.	4703/С2020	86	Х-ов А.А.	3215/С2020
			87	Х-ый Г.М.	23657/С2019
			88	Ц-ев И.В.	33851/С2019

89	Ц-ок С.Г.	28938/C2019
90	Ч-ев У.И	7554/C2020
91	Ч-рь Ф.В.	25283/C2019
92	Ш-ва Р.М.	24610/C2019
93	Ш-ев В.А.	2672/C2020
94	Ш-ко В.Б.	7259/C2020
95	Ш-на М.А.	8503/C2020
96	Я-ко Л.И.	7069/C2020

Акт о внедрении результатов научно-квалификационной работы

«УТВЕРЖДАЮ»

Заместитель Генерального директора по научной работе
ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России,
Член-корреспондент РАН Конради А.О.

« » _____




АКТ О ВНЕДРЕНИИ РЕЗУЛЬТАТОВ В ПРАКТИКУ НАУЧНОЙ РАБОТЫ

№ _____

1. Наименование предложения: Оптимизация протоколов КТ-сканирования органов грудной клетки у пациентов, перенесших кардиохирургические вмешательства.
2. Краткая аннотация: Разработана методика многоэтапной комплексной оценки качества КТ-изображения при разработке оптимизированных протоколов сканирования, в том числе у пациентов после кардиохирургических вмешательств.
3. Эффект от внедрения: Разработан низкодозовый протокол сканирования органов грудной клетки у пациентов после кардиохирургических вмешательств с двукратным снижением доз облучения пациентов с доказанной диагностической эффективностью.
4. Место и время использования предложения: отделение лучевой диагностики №2, ФГБУ «НМИЦ им.В.А.Алмазова», 2021г.
5. Форма внедрения: Разработана методика имитации начальных воспалительных изменений в легких с использованием антропоморфного фантома органов грудной клетки с целью оценки диагностической значимости оптимизированных протоколов. Проведен анализ различных подходов к оценке качества КТ-изображения в рамках оптимизации КТ-сканирования органов грудной клетки. Проведен комплексный анализ патологических изменений в грудной клетке, встречающихся у пациентов после кардиохирургических вмешательств.
6. Название темы научно-квалификационной работы (диссертации): «Возможности компьютерной томографии с применением итеративных реконструкций в выявлении воспалительных изменений в грудной клетке у пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце».

Автор: Беркович Г.В. - очный аспирант
кафедры лучевой диагностики и медицинской
визуализации ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова»
Минздрава России



(подпись)

Руководитель подразделения – базы внедрения:
Заведующий отделом лучевой диагностики
ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова»
Минздрава России, врач-рентгенолог Басек И.В.



(подпись)



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА ПО НАДЗОРУ В
СФЕРЕ ЗАЩИТЫ ПРАВ ПОТРЕБИТЕЛЕЙ И
БЛАГОПОЛУЧИЯ ЧЕЛОВЕКА

Федеральное бюджетное учреждение науки
"Санкт-Петербургский научно-
исследовательский институт радиационной
гигиены имени профессора П.В. Рамзаева"
Федеральной службы по надзору в сфере
защиты прав потребителей и
благополучия человека

(ФБУИ НИИРГ им. П.В. Рамзаева)

ул. Мира, д. 8, Санкт-Петербург, 197101

тел./факс: (812) 233-53-63

E-mail: IRH@niirg.ru сайт: www.niirg.ru

ОКПО 01966503 ОГРН 1037828042229

ИНН 7813080781 КПП 781301001

В диссертационный совет
Д 208.054.02
ФГБУ "НМИЦ им.В.А.Алмазова"
Минздрава России

24.09.2021 №- 348

Акт внедрения

результатов диссертационной работы Г.В. Берковича

«Возможности компьютерной томографии с применением итеративных
реконструкций в выявлении воспалительных изменений в грудной клетке у
пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце»

Настоящим удостоверяем, что результаты диссертационного исследования
Г.В. Берковича внедрены в методических указаниях МУК 2.6.7.3652-20 "Методы
контроля в КТ- диагностике для оптимизации радиационной защиты", Москва,
Роспотребнадзор, 2020 г.

Данный документ используется органами и организациями Федеральной
службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека
для обеспечения радиационной безопасности пациентов при проведении
компьютерно-томографических исследований.

ВРИО директора ФБУ
им. П.В. Рамзаева



Н.М. Вишнякова



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА ПО НАДЗОРУ В
СФЕРЕ ЗАЩИТЫ ПРАВ ПОТРЕБИТЕЛЕЙ И
БЛАГОПОЛУЧИЯ ЧЕЛОВЕКА**

Федеральное бюджетное учреждение науки
"Санкт-Петербургский научно-
исследовательский институт радиационной
гигиены имени профессора П.В. Рамзаева"
Федеральной службы по надзору в сфере
защиты прав потребителей и
благополучия человека

(ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева)

ул. Мира, д. 8, Санкт-Петербург, 197101

тел./факс: (812) 233-53-63

E-mail: IRH@niirg.ru сайт: www.niirg.ru

ОКПО 01966503 ОГРН 1037828042229

ИНН 7813080781 КПП 781301001

В диссертационный совет
Д 208.054.02
ФГБУ "НМИЦ им.В.А.Алмазова"
Минздрава России

24.09.2022 № 347

АКТ ВНЕДРЕНИЯ

в учебный процесс учебного центра Федерального бюджетного учреждения науки «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева» Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека результатов научной работы по результатам кандидатской диссертации на тему: «Возможности компьютерной томографии с применением итеративных реконструкций в выявлении воспалительных изменений в грудной клетке у пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце» соискателя Берковича Глеба Владимировича.

Мы, нижеподписавшиеся, комиссия в составе: председатель - ученый секретарь ФБУН НИИРГ им. П. В. Рамзаева, д.м.н. Омельчук В. В., члены комиссии: заведующая учебным отделом к.х.н. Симонова Т. П., заведующая научно-организационным отделом Голубева Т.Н. удостоверяем, что результаты диссертационного исследования на тему «Возможности компьютерной томографии с применением итеративных реконструкций в выявлении воспалительных изменений в грудной клетке у пациентов, перенесших оперативные вмешательства на сердце» соискателя Берковича Г.В. внедрены в цикл повышения квалификации «Радиационная безопасность пациентов и

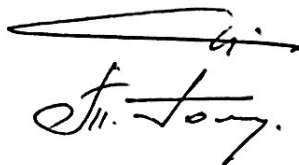
персонала при рентгенорадиологических исследованиях», организованный на базе учебного центра ФБУН НИИРГ им. П. В. Рамзаева.

Председатель комиссии:
Доктор медицинских наук



Омельчук В. В.

Члены комиссии:
Кандидат химических наук



Симонова Т. П.

Голубева Т.Н.