

ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
ГОРОДА МОСКВЫ
«НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ КЛИНИЧЕСКИЙ ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ
И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЕПАРТАМЕНТА
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ МОСКВЫ»

На правах рукописи

СИЛИН АНТОН ЮРЬЕВИЧ

**НИЗКОДОЗНАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ
В СОЧЕТАНИИ С МОДЕЛЬНОЙ ИТЕРАТИВНОЙ РЕКОНСТРУКЦИЕЙ
ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ
В УСЛОВИЯХ ПЕРВИЧНОГО ЗВЕНА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ**

3.1.25– Лучевая диагностика (Медицинские науки)

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук,
профессор Сеницын Валентин Евгеньевич

Москва – 2023

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ. СОВРЕМЕННЫЕ ВОПРОСЫ И ПРОБЛЕМЫ ОПТИМИЗАЦИИ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ КТ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ	13
1.1. Понятие о качестве изображения	14
1.2. Направления снижения дозы облучения	15
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	33
2.1. Экспериментальная оценка влияния применения модельной итеративной реконструкции при низкодозной компьютерной томографии органов грудной клетки.....	33
2.2. Группы пациентов и протоколы сканирования.....	39
2.3. Оценка влияния модельной итеративной реконструкции на порядковый кальциевый индекс.....	43
2.4. Распределение по группам риска ССЗ.....	44
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ НА СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ ФАНТОМАХ	49
3.1. Повторение эксперимента на томографе другого производителя	52
ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ	55
4.1. Пациенты и доза облучения	55
4.2. Сравнение показателей «шум» и «соотношение контраст-шум»	59
4.3. Выявление пороговых значений массы тела для кластеров НДКТ	65
4.4. Согласованность результатов в подгруппах НДКТ с СДКТ	70
4.5. Оценка влияния модельной итеративной реконструкции на порядковый кальциевый индекс.....	78
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	79
ВЫВОДЫ	90
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	91
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	92
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	93

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы и степень ее разработанности

Компьютерная томография органов грудной клетки является одной из наиболее часто применяемых методик исследования грудной полости для оценки состояния органов средостения, в том числе коронарных сосудов, а также легочной паренхимы [Khan S. A. et al., 2019; Collet C. et al., 2018].

В ходе проведения КТ-исследования как врач, так и пациент получают высокую дозу лучевой нагрузки, поэтому поиски способов ее снижения при выполнении данного исследования являются одним из ключевых направлений современной рентгенологии [Coakley F. V. et al., 2011].

Впервые вопрос о снижении дозы лучевой нагрузки компьютерной томографии при исследовании больших групп пациентов был поднят после американского популяционного исследования скрининга рака легких National Lung Cancer Screening Trial (NLST) 2002-2004 гг. [85]. До этого исследования единственным возможным способом снижения лучевой нагрузки была корректировка настроек сканирования, прежде всего напряжения на рентгеновской трубке и силы тока [Naidich D. P. et al., 1990]. Такой подход обеспечивал снижение лучевой нагрузки, однако ограничивал количество диагностических задач, решаемых выполнением низкодозной КТ, например, низкодозная КТ легких рекомендована только для выполнения скрининга, и в случае выявления изменений требуются дополнительные методы исследования.

Появление алгоритма модельных итеративных реконструкций (МИР) позволяет значительно снижать дозу облучения за счет устранения цифрового шума [Beister M., Kolditz D., Kalender W. A., 2012, Hara A. K. et al., 2009, Nuyts J. et al., 1998].

Возможности применения МИР представляют сразу двойную ценность:

- 1) оптимизация качества КТ-исследований за счет исключения цифрового шума;

2) оптимизация безопасности КТ-исследований за счет снижения лучевой нагрузки.

Опубликованные данные показывают возможность снижения дозы при использовании МИР в среднем на 65-70 % от стандартной FBP-реконструкции, а в некоторых исследованиях – на 90 % и более с сохранением или повышением диагностического качества изображения [Padole A. et al., 2015].

Однако до сих пор не изучено, до какого нижнего порога значений возможно снижать лучевую нагрузку, сохраняя при этом диагностическое качество изображения. Разработка низкодозных протоколов КТ-сканирования с применением МИР позволит получать качественные изображения при существенно меньшей дозе облучения. Дополнительным вкладом в минимизацию лучевой нагрузки станет оптимизация уровней облучения в зависимости от индекса массы тела пациента, что соответствует принципам ALARA [Willis C. E., Slovis T. L., 2004].

Наряду с очагами в легких, по данным НДКТ органов грудной клетки возможно выявить и другие клинически значимые находки (например, эмфизему легких или кальцификацию коронарных артерий), которые также необходимо интерпретировать для выбора правильной тактики ведения пациента. Например, при первичных исследованиях в программе NLST у 10,2 % обследованных, не имеющих признаков рака легких, были выявлены клинически значимые случайные находки [85, 106]. Анализ результатов программы скрининга Nederlands-Leuvens Longkanker Screenings Onderzoek (NELSON) показал, что в группе риска случайно выявленный коронарный кальций является предиктором сердечно-сосудистых событий и повышает риск смерти [145]. Измерение порядкового кальциевого индекса при КТ органов грудной клетки позволит выявлять группы риска ССЗ и направлять пациентов к клиницисту на досимптомном этапе. Доказана высокая корреляция измерений порядкового кальциевого индекса и шкалы Агатстона. Важно, что для этого не требуется дополнительного сканирования и расходных материалов, а значит, оптимизируется экономическая составляющая КТ-исследования и

минимизируется лучевая нагрузка на пациента. Однако имеются публикации о снижении показателей кальциевого индекса, измеренного по шкале Агатстона при использовании МИР, что приводит к реклассификации пациентов в более низкую группу риска [Kurata A. et al., 2013]. При этом влияние МИР на измерение порядкового кальциевого индекса по данным КТ органов грудной клетки до сих пор не изучено.

Резюмируя, стоит сказать, что в мировой литературе не представлены исследования по разработке протокола низкодозной КТ с использованием МИР, который можно было бы применять в качестве стандартного в учреждениях первичного звена здравоохранения, то есть первого уровня оказания медицинской помощи, ориентированного на первичный прием, профилактику и амбулаторное лечение.

Разработка такого протокола является одной из актуальных клинических и научных задач и требует изучения качества визуализации легочных структур и патологий при КТ, в зависимости от дозовой нагрузки и конституции пациента.

Цель исследования

Разработать персонафицированный протокол НДКТ в сочетании с МИР для исследования органов грудной клетки в условиях первичного звена здравоохранения.

Задачи исследования

1. Оценить в условиях эксперимента влияние использования модельной итеративной реконструкции при низкодозной компьютерной томографии органов грудной клетки на качество изображения, визуализацию легочных структур и органов средостения.

2. Оценить диагностическую точность и информативность применения НДКТ органов грудной клетки при использовании МИР, по сравнению со

стандартной КТ органов грудной клетки в условиях первичного звена здравоохранения и предложить персонализированный алгоритм подбора лучевой нагрузки в зависимости от массы тела пациента.

3. По данным НДКТ органов грудной клетки с МИР изучить возможность стратификации рисков ССЗ с помощью имеющейся шкалы порядкового кальциевого индекса в рамках одного исследования, сравнив точность распределения по группам риска ССЗ шкалы порядкового кальциевого индекса и Агатстона.

Научная новизна исследования

Экспериментально доказано высокое качество изображения легочных структур и очагов на фантоме верхней части туловища человека при использовании протокола низкодозного КТ-сканирования в сочетании с МИР (Патент на изобретение от 07.12.2020 № 2020140115).

Впервые разработаны и протестированы «in vivo» протоколы НДКТ в сочетании с алгоритмами МИР.

Выработан новый подход к выбору протокола и подбору дозы излучения, адаптированной к массе человека при низкодозном КТ-сканировании, показана диагностическая точность, чувствительность и специфичность таких протоколов.

Впервые, на основании выполненных исследований, доказана возможность определения значений порядкового кальциевого индекса, НДКТ с использованием МИР.

Практическая и теоретическая значимость работы

Согласно результатам дозиметрической оценки, разработанные и изложенные в настоящей работе протоколы НДКТ 1 и НДКТ 0,5 позволяют уменьшить лучевую нагрузку на пациента на 60-70 %, что является

принципиально важным аспектом снижения лучевой нагрузки на население при КТ-диагностике, проводимой в первичном звене.

Экспериментально и клинически доказана информативность изображений, получаемых с помощью разработанных низкодозных протоколов, что подтвердилось в ежедневной практике врачей-рентгенологов.

Предложен персонализированный подбор дозы излучения исходя из массы пациента, что в масштабах высокопоточного приема в первичном звене здравоохранения позволяет индивидуально снижать дозу облучения пациента и выдерживать интенсивный график обследования пациентов.

Издательством «ФИЗМАТЛИТ» приняты к изданию учебник и методическое пособие по физическим основам лучевой диагностики, включая теоретические основы МИР, которые будут использованы в качестве обучающего материала для студентов медицинских вузов и клинических ординаторов.

Методология и методы исследования

Диссертационное исследование проводилось в несколько этапов.

На первом этапе был выполнен анализ отечественной и зарубежной литературы, посвященной использованию итеративной модельной реконструкции при компьютерной томографии. Изучено 162 литературных источника, из них 17 – отечественных авторов и 145 – иностранных.

На втором этапе был сформирован протокол и подготовлена документация исследования. Был разработан план и выполнены экспериментальный и клинко-диагностический разделы работы. Экспериментальный раздел работы проведен в соответствии с принципами доказательной медицины. Клинко-диагностический раздел работы проведен в соответствии с принципами доказательной медицины по плану, одобренному решением Независимого этического комитета (протокол от 17 сентября 2020 № 4/2020). Для участия в исследовании был отобран 271 пациент, направленный на компьютерную томографию органов грудной клетки и КТ-исследование кальциевого индекса, на основании критериев

включения и исключения. Каждый участник исследования оформлял добровольное согласие на участие в диссертационном исследовании, был ознакомлен со всеми этапами исследования и его целями. Пациенты были разделены на две группы, на основании целей и задач выполненного исследования: КТ органов грудной клетки (200 человек) и КТ-исследование кальциевого индекса (71 человек).

Было проведено исследование калибровочного и антропоморфного фантомов по стандартному и разработанному протоколу низкодозного КТ-сканирования органов грудной клетки на томографах двух разных производителей.

С помощью разработанного протокола была доказана эффективность низкодозного КТ-сканирования.

На третьем этапе исследования первой группе из 200 пациентов были выполнены стандартная и низкодозная компьютерная томография органов грудной клетки. На основании дозы облучения, используемой при низкодозной компьютерной томографии, пациенты были разделены на 2 подгруппы: с лучевой нагрузкой менее 0,5 мЗв и более 0,5 мЗв, но менее 1 мЗв. Пациентам из второй группы было выполнено КТ-исследование кальциевого индекса и низкодозная компьютерная томография с лучевой нагрузкой более 0,5 мЗв, но менее 1 мЗв.

На четвертом этапе была сформирована единая база данных, сочетающая в себе жалобы пациентов, данные компьютерной томографии и дозы облучения. Была произведена статистическая обработка базы данных пациентов.

На пятом этапе опубликованы результаты исследования в научных журналах, соответствующих критериям ВАК.

Основные положения, выносимые на защиту

1. В сравнении со стандартной КТ органов грудной клетки, НДКТ при использовании МИР не уступает в диагностической точности и показана к применению в первичном звене здравоохранения.

2. Предложен персонафицированный алгоритм подбора лучевой нагрузки исходя из массы пациента при проведении НДКТ органов грудной клетки с использованием МИР в условиях первичного звена здравоохранения.

3. По данным НДКТ органов грудной клетки с МИР показана возможность стратификации рисков ССЗ в рамках одного исследования, как с помощью шкалы порядкового кальциевого индекса, так и с помощью индекса Агатстона.

Работа проводилась в соответствии с этическими нормами Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Этические принципы проведения научных исследований с участием человека», с поправками на 2013 г., и положениями, утвержденными приказом Минздрава России от 19.06.2003 № 266 «Об утверждении Правил клинической практики в Российской Федерации».

Диссертационное исследование на тему «Низкодозная компьютерная томография в сочетании с модельной итеративной реконструкцией при исследовании органов грудной клетки в условиях первичного звена здравоохранения» одобрено Независимым этическим комитетом Московского регионального отделения Российского общества рентгенологов и радиологов (протокол от 17 сентября 2020 № 4/2020).

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Цель, задачи и результаты исследования полностью соответствуют паспорту специальности 3.1.25 – Лучевая диагностика (Медицинские науки).

Личный вклад автора

Автор выполнил анализ отечественных и иностранных литературных источников, соответствующих теме диссертации. В ходе работы автором было проанализировано 162 источника литературы отечественных и зарубежных авторов.

Сформирована рабочая гипотеза, ее основные идеи, разработан дизайн исследования, выработана методология исследования, на основании которых сформулированы цель и задачи исследования. На основании гипотезы выявлены статистически значимые показатели и выполнено экспериментальное низкодозное КТ-исследование на фантоме верхней части туловища человека.

Произведен отбор участников исследования, информирование об этапах и основных положениях исследования, анкетирование участников; проведена расшифровка КТ-исследования органов грудной клетки 230 респондентов; проведен анализ и описаны полученные результаты.

Автором выполнены все этапы статистической обработки и описание результатов исследования, написаны статьи, тезисы докладов, диссертация и автореферат.

Степень достоверность и апробация результатов

Научные положения и результаты исследования имеют высокую степень достоверности и аргументации, подтвержденные экспериментальным исследованием, выполненным на основе принципов доказательной медицины.

Точность полученных результатов подтверждается достаточной выборкой пациентов (общее количество пациентов составило 271 человек), исследованиями высокого качества на современном оборудовании, обработкой полученных данных современными методами статистического анализа.

Обсуждение основных положений диссертации

Основные положения диссертационной работы были доложены на региональном заседании РОО «Казахстанское радиологическое общество» (Нур-Султан 2018), конгрессе «Частная медицинская клиника» (Алматы, 2019), научно-практических конференциях «Современные диагностические возможности раннего выявления заболеваний» (Воронеж, 2019) и «Роль КТ и

МРТ исследований в онкологии и педиатрии» (Краснодар, 2019), VIII Евразийском радиологическом форуме (Нур-Султан, 2019), Невском радиологическом форуме (Санкт-Петербург, 2019, 2021).

Внедрение результатов исследования в практику

Результаты исследования внедрены в клиническую практику ООО «Клинический госпиталь на Яузе», а также в городской поликлинике Городской клинической больницы г. о. Жуковский.

Публикации по теме диссертации

По материалам диссертации опубликовано 4 печатные работы в журналах, рекомендованных ВАК Минобрнауки России, из них 1 тезис доклада на Невском радиологическом форуме (Санкт-Петербург, 2020) и выдан патент:

– Силин А. Ю., Груздев И. С., Васильев А. Ю., Морозов С. П. Сравнение качества изображения и дозы облучения при стандартной и низкодозной компьютерной томографии органов грудной клетки с применением модельной итеративной реконструкции // Лучевая диагностика и терапия. – 2020. – Т. 11, №. 1 (S). – С. 83. – Режим доступа: <https://doi.org/10.22328/2079-5343-2020-1S>.

– Силин А. Ю., Груздев И. С., Мещеряков А. И., Беркович Г. В., Морозов С. П. Компьютерная томография с использованием модель-базированных итеративных реконструкций в клинической практике // Лучевая диагностика и терапия. – 2020. – Т. 11, №. 3. – С. 14–19. – Режим доступа: <https://doi.org/10.22328/2079-5343-2020-11-3-14-19>.

– Силин А. Ю., Груздев И. С., Беркович Г. В., Николаев А. Е., Морозов С. П. Возможности применения модель-базированных итеративных реконструкций при компьютерной томографии легких // Медицинская

визуализация. – 2020. – Т. 24, №. 3. – С. 107–113. – Режим доступа: <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-3-107-113>.

– Силин А. Ю., Груздев И. С., Морозов С. П. Влияние модельной итеративной реконструкции на качество изображения при стандартной и низкодозной компьютерной томографии органов грудной клетки. Экспериментальное исследование // Клиническая практика. – 2020. – Т. 11, №. 4. – Режим доступа: <https://doi.org/10.17816/clinpract34900>.

– Патент № 2753474 Российская Федерация; Способ низкодозного сканирования органов грудной клетки, адаптированный к массе тела пациента: № 2020140115: заявлен 07.12.2020: опубликован 17.08.2021/ Морозов С.П., Силин А.Ю., Груздев И.С., Мещеряков А.И.

Объем и структура диссертации

Материалы диссертации изложены на 109 страницах машинописного текста. Диссертация состоит из введения, 4 глав, заключения, выводов, списка сокращений, списка литературы, включающего 162 литературных источника, из них 17 – отечественных авторов и 145 – иностранных. Работа иллюстрирована 26 рисунками, 30 таблицами.

Диссертация оформлена в соответствии с ГОСТ Р 7.0.11-2011.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ. СОВРЕМЕННЫЕ ВОПРОСЫ И ПРОБЛЕМЫ ОПТИМИЗАЦИИ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ КТ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

С момента появления первого компьютерного томографа в 1970 гг. число выполненных томографий неуклонно растет. Только в России в 2018 году было выполнено 10,4 млн КТ-исследований [6]. Средняя доза при КТ (в зависимости от аппарата) на одно сканирование составляет 15 мЗв для взрослых и 30 мЗв для новорожденных [101]. Результаты доступных исследований о наличии связи между проведенной компьютерной томографией и возникновением онкологии противоречивы и требуют дополнительного изучения [131,134,144,12,14,15,17]. При этом есть данные, что в популяции Австралии, подвергшейся проведению КТ-исследования, частота возникновения рака на 24 % выше, чем в популяции, не проходившей КТ-сканирование [97]. Остаются актуальными принципы ALARA (As Low As Reasonably Achievable – настолько мало насколько возможно) [23,120,8] пришедшие в рентгенологию из атомной энергетики, о применении минимально допустимой лучевой нагрузки за счет как оптимизации показаний, так и совершенствования протоколов сканирования. В то же время многие исследователи соглашаются, что слепое следование данным принципам приводит к развитию радиофобии как у пациентов, так и у врачей и, в итоге, к отказу в выполнении необходимых диагностических процедур, результатами чего могут стать необратимые последствия [109].

Возрастающая потребность общества в рентгенологической диагностике отражается и на медицинском персонале. Медицинские работники являются наиболее подверженной стрессу и психоэмоциональным проблемам группой профессий [2,9]. Дополнительные риски, создающиеся за счет профессиональной вредности, могут стать критическими с точки зрения как соматического, так и психологического здоровья и влиять на продолжительность и качество жизни медиков [90,148]. Все эти проблемы объясняют, почему снижение лучевой нагрузки при рентгенологических исследованиях, в особенности КТ как методе,

связанном с наиболее высокой дозой облучения, стало одним из ключевых вопросов в снижении рисков в популяции.

1.1. Понятие о качестве изображения

Для оценки полученных в ходе сканирования КТ-изображений применяют множество различных параметров, позволяющих стандартизировать методику исследований вне зависимости от места проведения и производителя компьютерного томографа. Выделяют объективные и субъективные критерии оценки качества. Субъективным критерием является визуальная оценка наблюдателем (в случае компьютерной томографии – врачом, рентгенологом) с выставлением оценок. Наиболее часто используемыми субъективными показателями используются шкала Лайкерта и пространственное разрешение. При применении шкалы Лайкерта рентгенолог выставляет различные оценки по балльной шкале (чаще 5- или 10-балльной) [29,62]. Полученные суммы баллов сравниваются между собой. Шкала Лайкерта менее воспроизводима по сравнению с другими критериями, в особенности с объективными, так как зависит не только от самих изображений, но и от опыта наблюдателя. Пространственное разрешение оценивает минимальный размер структур, визуализируемых как отдельные [142]. Чем меньше их размер, тем выше разрешение и лучше качество. Для оценки пространственного разрешения при компьютерной томографии могут использоваться специализированные модули с наличием тонких свинцовых цилиндров. Диаметр наименьших различимых цилиндров будет являться актуальным значением пространственного разрешения.

Объективные критерии не зависят от наблюдателя и являются наиболее точными и воспроизводимыми между различными условиями сканирования. Наиболее распространенными объективными критериями качества изображения являются:

– SD (standard deviation, или noise) – цифровой шум изображения. Это дефект изображения, вносимый электроникой [7]. Чем ниже значение цифрового шума, тем более четким является изображение и выше его качество;

– CNR (contrast-to-noise ratio) – соотношение контраст-шум [143]. При оценке полученных данных компьютерной томографии для расчета CNR используется отношение разности плотности различных структур, которая создает различия при отображении в серой шкале, к значению цифрового шума. Чем выше значение CNR, тем лучше качество полученного изображения.

Проведение оценки качества медицинских изображений выполняется с комбинацией объективных и субъективных критериев. Ограничиться только объективными критериями не представляется возможным, так как визуально плохое изображение не может быть использовано врачом-рентгенологом, даже несмотря на отличные результаты объективной оценки.

1.2. Направления снижения дозы облучения

В настоящее время активно изучаются способы снижения лучевой нагрузки при рентгенологических исследованиях.

К настоящему времени выделяются три основных направления уменьшения лучевой нагрузки:

- оптимизация показаний для выполнения исследований с лучевой нагрузкой [71];
- усовершенствование оборудования за счет изменения характеристик рентгеновской трубки, детекторов и изменения параметров сканирования, таких как киловольтаж, сила тока, питч и так далее [47, 86, 158];
- разработка и совершенствование алгоритмов реконструкции «сырых» данных [132].

Оптимизация показаний к выполнению исследования, связанного с ионизирующим излучением, базируется на принципах ALARA. Во всем мире, в том числе и в России, разрабатываются рекомендации о выборе и периодичности использования различных методов исследования [13,30,162]. Например, установлено, что при скрининге рака легкого с помощью низкодозной компьютерной томографии стандартный период должен составлять 1 год, в то

время как при скрининге колоректального рака с помощью виртуальной колоноскопии промежутки между исследованиями должны составлять 5 лет. Создание специализированных рекомендаций для врачей-клиницистов позволяет им выбрать необходимый метод исследования с минимальными рисками и расходами [121]. После выбора наиболее подходящего метода исследования для дальнейшего снижения дозы облучения приступают к изменению самих протоколов сканирования.

Для оптимизации лучевой нагрузки используется корректировка различных параметров, при этом возможно изменение как одного параметра, так и их совокупности. Еще в 1997 году Nara et al. [55] уменьшили дозу облучения при КТ-колоноскопии до 75 % только за счет увеличения питча.

Наиболее часто для снижения лучевой нагрузки прибегают к уменьшению напряжения на рентгеновской трубке (киловольтаж – кВ) и изменению силы тока.

Самыми распространенными являются следующие значения напряжения на рентгеновской трубке: 80, 100, 120 и 140 кВ [9]. Использование более низкого значения напряжения приводит к уменьшению дозы облучения и наоборот. Например, при использовании 100 кВ протокола возможно снижение уровня лучевой нагрузки вплоть до 1 мЗв [91]. При этом уменьшение напряжения на рентгеновской трубке не обязательно покажет снижение качества получаемых изображений. Более низкий уровень киловольтаж приводит к изменению проникающей способности фотона, к так называемому K-edge эффекту [61]. Данный эффект обуславливает увеличение значений КТ-чисел при снижении киловольтаж и уменьшение их значений при его повышении. Эти физические свойства активно применяются при выполнении компьютерной томографии с внутривенным контрастированием. Выявлено, что оптимальным напряжением для поглощения фотонов атомами йода, который применяется в качестве контрастного препарата, является 80 кВ. При использовании протоколов сканирования с напряжением на рентгеновской трубке 80 кВ возможно

одновременное снижение уровня лучевой нагрузки и дозы вводимого контрастного препарата [1].

Изменение силы тока на рентгеновской трубке не приводит к изменению КТ-чисел, но влияет на значения шума и соотношения контраст-шум [16]. Отмечается обратная пропорциональность между значением силы тока и шумностью изображения. Более высокая сила тока обеспечивает меньший уровень шума, но приводит к повышению лучевой нагрузки. Практически все современные компьютерные томографы в базовой комплектации оборудованы системой автоматической модуляции тока, которая позволяет индивидуально изменять параметры сканирования в зависимости от комплекции пациента. Принцип работы состоит в изменении силы тока на рентгеновской трубке во время сканирования в зависимости от суммарной поглощающей способности структур на уровне одного среза. Необходимые данные компьютерный томограф получает при выполнении топограммы в двух взаимно перпендикулярных плоскостях [50]. Таким образом достигается персонификация дозы облучения в зависимости от комплекции пациента.

Существенным вкладом в снижение дозы облучения стала разработка новых способов реконструкции КТ-изображений. Алгоритм итеративной реконструкции был представлен в 2009 г. вместо существовавшего ранее метода обратного проецирования взвешенных фильтрованных проекций (filtered back projection – FBP). Хотя сам принцип итеративной реконструкции был разработан до появления FBP и назывался алгебраическим восстановлением (algebraic reconstruction – ART), его внедрение долгое время оставалось неосуществимым в связи с недостаточной мощностью компьютеров и невозможности полного устранения цифрового шума в КТ-данных [125, 151].

Использование метода итеративных реконструкций (ИР) позволяет улучшить качество изображения и снизить уровень шума по сравнению с FBP, и, как следствие, получить изображение с тем же качеством при уменьшенной дозе облучения [100, 115, 150, 151].

Итеративная реконструкция (от англ. *iterative* – повторяющийся) повторяет восстановление данных несколько раз для лучшей оценки использованных приближенных значений при математическом моделировании, что позволяет получить изображения с более низким шумом [115]. Конечной целью всех итераций является выделение шума и получения изображения максимально приближенного к реальному объекту, следствием чего является возможность снижения дозы при КТ-исследовании. Нужно понимать, что сама ИР не снижает лучевую нагрузку, а позволяет сохранить качество изображения при более низких значениях дозы [99].

К настоящему времени разработано 3 основных алгоритма ИР:

- 1) ИР, работающая с только с изображением (*Image-based denoising*);
- 2) гибридная или статистическая ИР (*Statistical / Hybrid Iterative Reconstruction*), работающая с проекционными данными или с проекционными данными и восстановленными изображениями;
- 3) истинная итеративная реконструкция, или так называемая «модель-базирующая» (*model based reconstruction* – МИР), которая работает с проекционными данными и реконструированными изображениями и использует обратное и прямое восстановление данных [100, 151].

Для решения задачи МИР производители компьютерных томографов используют различные алгоритмы [99, 100, 115] и, соответственно, коммерческие решения. В зависимости от производителя и используемого оборудования время реконструкции составляет от нескольких минут [39] до одного часа и более [107].

Основными преимуществами модельных итеративных реконструкций (МИР) является возможность снижения дозы облучения при сохранении и даже повышении качества изображения по сравнению с FBP [25, 24]. Опубликованы данные о возможности снижения дозы в среднем на 65–70 % от стандартной, а в некоторых исследованиях – на 90 % и более с сохранением диагностического качества изображения [89, 107]. Например, Neroladaki et al. [107] практически сравнивали низкодозовую КТ с рентгенографией органов грудной клетки в двух проекциях.

В подавляющем большинстве исследований было установлено повышение объективного качества изображения при использовании МИР по сравнению с FBP, подтверждено снижение шума в изображениях на 60-90 % и повышение соотношения контраст-шум в 3-6 раз [136, 140]. Аналогичные результаты получены и в российской публикации, посвященной итеративным реконструкциям последнего поколения [3]. Более того, в исследованиях, сравнивающих качество изображения при стандартной и сниженной дозе, были выявлены более низкие значения шума и более высокие значения CNR при использовании МИР со сниженной дозой в сравнении с FBP и стандартной дозой [25, 95, 111].

Практически во всех исследованиях с использованием МИР было выявлено повышение субъективного качества визуализации зоны исследования. Исключение составляли несколько исследований, посвященных использованию МИР при низкодозной КТ органов грудной клетки с лучевой нагрузкой менее 0,5 мЗв, где отмечалось ухудшение визуализации междольковых перегородок в легких [77, 88, 39, 157]. Аналогичное снижение визуализации при выраженном снижении дозы облучения отмечалось и при других алгоритмах реконструкций [26].

В исследованиях, направленных на оценку исследуемых структур при использовании МИР, в большинстве случаев было отмечена лучшая выявляемость патологии рентгенологами [45, 49, 78]. Однако den Harder et al. [42], оценивавшие одновременное использование системы автоматического поиска очагов CAD (computed aided diagnosis) при разных поколениях реконструкции, включая FBP и МИР, не выявили значимой разницы в чувствительности выявления очагов, при этом на фоне снижения лучевой нагрузки был отмечен рост числа ложноположительных результатов при использовании МИР на 1 % (95 % при рутинной дозе и 96 % при 0,6 мЗв), что не происходило при использовании FBP. В то же время Kikuchi et al. показали, что применение МИР обеспечивает лучшую выявляемость легочных очагов с помощью CAD у пациентов с установленным

водителем ритма по сравнению с алгоритмом подавления артефактов от металла [79].

Большинство опубликованных исследований посвящены применению МИР при клинических ситуациях, когда необходима четкая визуализация мелких структур, например при КТ-коронарографии [111], КТ-скрининге рака легкого [25, 57, 107] и КТ-ангиографии [56]. Также очевидно, что при наличии МИР возможность снижения лучевой нагрузки без снижения качества изображения является перспективным диагностическим направлением в педиатрии. На момент написания литературного обзора в мировой литературе описано несколько случаев применения МИР в педиатрии: снижение дозы в абдоминальных исследованиях [24], исследованиях сердца [130], грудной клетки [147], опорно-двигательного аппарата [122].

Учитывая, что обследование органов грудной клетки является одним из наиболее часто применяемых методов КТ-сканирования, по нашему мнению, изучение возможности оптимизации лучевой нагрузки при данном обследовании представляется крайне перспективным.

Это подтверждает широкое внедрение в практику КТ-скрининга рака легкого [11, 35, 82], а также большое количество заболеваний, при которых показана КТ органов грудной клетки [121]. Высокая потребность в данном исследовании и внимание к растущей лучевой нагрузке на популяцию усиливают интерес медицинского сообщества к технологии МИР.

Применение МИР открывает возможности для разработки новых низкодозовых протоколов сканирования. Особенно актуальным это является для России, где, несмотря на развитие техники лучевых методов исследования, значительной проблемой, препятствующей развитию новых низкодозных методов исследования, является радиофобия как у пациентов, так и у самих врачей, приводящая к необоснованному отказу в применении методик со сниженной дозой [10]. Данные особенности требуют достижения максимально низкой лучевой нагрузки, что существенно ограничивает применение низкодозовых протоколов, особенно у пациентов с высоким ИМТ, за счет необходимости

повышать силу тока на рентгеновской трубке. Однако модельная итеративная реконструкция является наименее чувствительной к появлению шума при снижении силы тока на трубке [100]. Тем не менее в большинстве проанализированных литературных данных ИМТ пациентов, прошедших КТ ОГК с дозой менее 1 мЗв, не превышал 25 кг/кв.м [36, 59, 156].

На данный момент нет единого определения и критериев низкодозовых КТ-исследований. При анализе научных публикаций наиболее распространенными терминами являются:

- компьютерная томография со стандартной дозой облучения (standard-dose CT или routine dose CT – SDCT/RDCT);
- компьютерная томография со сниженной дозой облучения или низкодозовая компьютерная томография – любая КТ, с дозой облучения меньшей, чем у стандартной КТ (low dose CT – LDCT);
- ультранизкодозная компьютерная томография (ultralow-doseCT – ULDCST). Термин, как правило, применяется к компьютерной томографии с дозой облучения менее 1 мЗв.

Количество информации о критериях распределения КТ по данным градациям ограничено. В США для НДКТ-скрининга рака легкого опубликована рекомендация Ассоциации Медицинских Физиков (AAPM) совместно с Американским Колледжем Радиологии, согласно которой значение $CTDI_{vol}$ НДКТ органов грудной клетки должно быть менее 3 мГр. При длине сканирования 32 см и К-факторе 0,015 доза облучения будет составлять около 1,5 мЗв. При этом в исследовании NLST (National Lung Cancer Screening Trial) стояла задача, чтобы 1,5 мЗв составляла средняя доза облучения [106]. В России программа НДКТ-скрининга рака легких ограничена суммарной дозой облучения 1 мЗв в год [5]. Попытки уменьшить лучевую нагрузку за счет снижения напряжения и силы тока на рентгеновской трубке приводят к повышению шумности изображения, особенно в верхушках легких вследствие артефактов от костей плечевого пояса [89, 146].

После появления технологии МИР многие исследователи заинтересовались возможностями получения лучевой нагрузки при КТ органов грудной клетки менее 1 мЗв, что может практически приравнять НДКТ к рентгенографии органов грудной клетки в двух проекциях. В опубликованных данных исследователи при использовании низкодозовых протоколов менее 1 мЗв и применении модельных итеративных реконструкций [39,161] отмечали лучшую выявляемость солидных очагов по сравнению с предыдущими методами реконструкций. При НДКТ со средней дозой облучения 0,67 использование МИР также обеспечило выявление большего количества солидных очагов [161], особенно диаметром менее 4 мм, что важно для тактики ведения очагов, выявленных в ходе повторного (round) скрининга, и более четкое изображение контуров очагов по сравнению с FBP [84]. В исследовании Zhang et al. [161] при низкодозовом протоколе менее 1 мЗв только при использовании МИР было достигнуто диагностическое качество изображения как легочных структур, так и средостения, при одновременном увеличении количества выявленных солидных очагов. Это может классифицировать МИР как технологию, не только снижающую лучевую нагрузку, но и увеличивающую выявляемость патологии при КТ ОГК.

Опубликовано большое количество данных об использовании МИР при НДКТ органов грудной клетки с лучевой нагрузкой менее 0,4 мЗв. Использование МИР позволяет выявить столько же солидных очагов при НДКТ с лучевой нагрузкой 0,16 мЗв, как и при НДКТ с нагрузкой более 1 мЗв [107]. Padole et al. [114] при НДКТ с дозой 0,4 мЗв выявили 97 % некальцинированных легочных очагов, обнаруженных на референсной КТ с лучевой нагрузкой 4 мЗв. Все невыявленные очаги были менее 4 мм средним диаметром. При этом по рекомендациям флейшнеровского респираторного общества [94, 105] и британского торакального общества [28] легочные узелки размерами менее 6 мм не требуют наблюдения, а по рекомендациям LUNG-RADS в ходе скрининга требуют дополнительного контрольного КТ-исследования только новые узелки, сечением не менее 4 мм.

В большинстве выполненных исследований индекс массы тела пациентов (ИМТ) был менее 25 кг/м^2 . Количество научных публикаций о применении МИР у пациентов с лишним весом и ожирением ограничено. В исследовании Lee et al. [89] при НДКТ с лучевой нагрузкой $0,3 \text{ мЗв}$ диагностическое качество изображения у пациентов с ИМТ < 25 достигалось в 95 % случаев, с ИМТ более 25, но менее 30 – в 75 % случаев и у пациентов с ИМТ, превышающим 30, диагностическое качество изображения удалось достигнуть только в 60 % случаев. Отдельных исследований, посвященных зависимости качества изображений КТ органов грудной клетки при использовании МИР от массы тела пациента, не опубликовано.

Sun et al. в своей работе поставили задачей достичь приемлемого качества КТ-изображений у детей при дозе облучения около $0,1 \text{ мЗв}$ [139]. Для этого детям со средним возрастом 1.71 ± 1.01 года выполняли КТ с напряжением на рентгеновской трубке, равным 80 кВ и 4 мАс, изображения реконструировали по алгоритму МИР. Сравнение качества выполнялось со стандартным, принятым в клинике протоколом. Все низкодозные изображения, восстановленные с применением МИР, были признаны диагностически удовлетворительными.

Удовлетворительное качество изображения при НДКТ с дозой облучения менее $0,4 \text{ мЗв}$ достигалось практически для всех типов легочной патологии. Исключение составляли изменения со сниженной плотностью (эмфизема или воздушные ловушки) и очаговые изменения по типу матового стекла менее 4 мм. В исследовании Lee et al. при средней лучевой нагрузке $0,3 \text{ мЗв}$ только 40 % изменений со сниженной плотностью было диагностировано, большинство не визуализируемых патологий располагалось в верхних отделах легких [89]. Аналогичные данные о худшей визуализации эмфиземы и очагов по типу матового стекла опубликованы и в других исследованиях [84, 88, 107]. Ju et al. [72] в своем исследовании у пациентов со средним ИМТ=27 и лучевой нагрузкой $0,4 \text{ мЗв}$ отмечают, что НДКТ позволяет выявить очаговые изменения по типу матового стекла, но рекомендуют выполнение контрольной (follow-up) КТ со стандартной дозой для дифференциального диагноза. При исследовании фантома

органов грудной клетки и изготовленных вручную имитаторов легочных очагов по типу «матового стекла» с разными дозами облучения и применением различных алгоритмов восстановления данных: FBP, статистическая ИР и МИР, было установлено, что наиболее оптимальной лучевой нагрузкой низкодозного протокола с применением модельбазированного восстановления данных для выявления участков повышенной плотности легочной ткани по типу матового стекла является 0,9 мЗв, достигаемая при напряжении на рентгеновской трубке 100 кВ и значением $mAs = 35$ [4]. При меньших значениях лучевой нагрузки отмечается значительное увеличение количество ложноположительных результатов.

Согласно новым рекомендациям Британского Торакального Общества и европейскому коммюнике о скрининге рака легкого [113], использование полуавтоматической оценки объема очагов предпочтительней измерения максимального диаметра. Использование МИР при полуавтоматической оценке объема очагов позволяет сохранить точность измерения даже при низкодозовой КТ [51, 81, 138].

Хроническая обструктивная болезнь легких входит в десятку ведущих причин смертности в мире. Ввиду гетерогенности морфологических изменений при ХОБЛ и степени проявлений клинических симптомов нарастает интерес к данным КТ органов грудной клетки на вдохе/выдохе и количественным методом оценки бронхиального дерева, в том числе суммарной площади поверхности и толщины стенок дыхательных путей, объема эмфиземы легочной ткани. В литературе отмечается высокая корреляция между функцией легких и данными компьютерной томографии [93, 129]. КТ позволяет различить воздушные ловушки вследствие эмфиземы от аномалий маленьких бронхов [93]. Наличие эмфиземы увеличивает риск развития рака легкого [60], поэтому диагностика эмфиземы может улучшить отбор пациентов и снизить количество недиагностированных случаев [124].

Основными характеристиками, измеряемыми при количественной КТ, являются полный объем легких, индекс эмфиземы (ИЭ), средняя плотность легких

и измерения дыхательных путей. Снижение субъективной визуализации изменений с пониженной плотностью при очень низких дозах и у пациентов с повышенным ИМТ описано нами выше. При количественной КТ легких разные производители предлагают полуавтоматические и полностью автоматические методики измерения.

Изучению влияния МИР на количественные измерения при КТ легких посвящено небольшое количество статей. Большинство исследователей соглашается, что использование МИР обеспечивает наиболее точное измерение дыхательных путей [37, 70, 80, 133]. Jia et al. [70] отмечали возможность измерения более мелких бронхов, лучшую продолжительность и полноценность бронхиальных стенок, меньшую вариабельность результатов при КТ легких с дозой менее 1 мЗв по сравнению со стандартной КТ и использованием итеративных реконструкций второго поколения. Аналогичные результаты были получены Gomez-Cardona et al. при измерениях на фантоме дыхательных путей [52]. В последних публикациях за 2018 год отмечают, что использование МИР обеспечивает наилучшее измерение объема эмфиземы и площади стенок бронхов [80], а также наилучшую корреляцию результатов между НДКТ и КТ со стандартной дозой [58].

Katsura et al. [74] оценивали применение МИР при КТ высокого (ВРКТ) разрешения при интерстициальных заболеваниях легких. Использование МИР обеспечило снижение шумности изображения на 60 %, уменьшение количества streak-артефактов и повышение пространственного разрешения изображения. В отличие от Laqmani [88], при стандартной дозе визуализация нормальных легочных структур не снижалась. Некоторая «пластилиновость» изображения также не влияла на диагностическое качество исследования. Использование МИР обеспечивает ВРКТ-изображения лучшего качества, чем использование предыдущих поколений реконструкции КТ-данных.

Yan et al. [155] опубликовали данные о сохранении диагностического качества изображения НДКТ со средней лучевой нагрузкой в 0,3 мЗв и МИР при обследовании пациентов с грибковой инфекцией легких по сравнению с НДКТ с

лучевой нагрузкой 0,7 мЗв и использованием итеративных реконструкций второго поколения. Визуализация всех признаков инвазивной грибковой инфекции легких была аналогичной НДКТ, за исключением halo-признака (участки изменения по типу матового стекла вокруг узелкового образования). Визуализация этого признака ухудшалась вследствие умеренного blurring-эффекта, однако это не приводило к статистически значимой разнице в диагностике. Исследователи также отметили лучшую визуализацию узелковых образований и участков консолидации.

Пациенты со злокачественными новообразованиями после проведенного лечения вынуждены проходить компьютерную томографию 2-3 раза в год для оценки ответа опухоли на лечение. Таким образом, они рискуют получить суммарную дозу облучения более 50 мЗв в год. В связи с этим является перспективным разработка низкодозовых протоколов мониторинга онкологических пациентов и изучение возможности применения МИР в этом вопросе.

В исследовании de Margerie-Mellon [39] использование МИР при НДКТ с дозой облучения 0,22 мЗв позволило выявить всю патологию, ранее выявленную при стандартной КТ органов грудной клетки у пациентов с гематологическими злокачественными опухолями и известной патологией легких. Исследователи отмечали лучшую визуализацию очагов по типу матового стекла и эмфиземы при использовании МИР благодаря уменьшению окружающего шума и количества streak-артефактов. При этом визуализация патологии и диагностическая уверенность рентгенологов были значительно выше при использовании МИР.

Morimoto et al. [103] использовали МИР и НДКТ для мониторинга пациентов с онкологическими заболеваниями и получили более четкую визуализацию контуров образований и воспроизводимые по сравнению со стандартной КТ данные о размерах целевых очагов.

Xin et al. [154] отобрали 47 пациентов с диагностированным злокачественным заболеванием (рак легкого, рак печени, рак желудка, колоректальный рак, рак молочной железы и рак шейки матки), которым

проводилось лечение в виде оперативного вмешательства или химиотерапии. Пациентам в качестве мониторинга дважды с периодом менее 6 месяцев выполнялась компьютерная томография органов грудной клетки и брюшной полости с внутривенным болюсным контрастированием. Первое сканирование выполнялось по стандартному протоколу с последующей реконструкцией изображений с помощью FBP. Средняя лучевая нагрузка составила 27 мЗв. Повторное сканирование выполнялось по низкодозовому протоколу с последующей реконструкцией с помощью алгоритмов FBP и МИР. Средняя лучевая нагрузка была снижена практически на 55% и составила 12 мЗв. Два рентгенолога с опытом работы, проводившие сравнение между двумя методами реконструкции, отметили более низкий шум, более высокое соотношение контраст-шум, субъективное качество у изображений, реконструированных с помощью МИР. При этом все изменения, выявленные на референсной КТ, были выявлены при использовании МИР, в то время как два образования диаметром до 3 мм в почке и надпочечнике были пропущены при FBP-реконструированных изображениях. Однако все пациенты, включенные в исследование, обладали ИМТ менее 25 кг/м².

Использование МИР при КТ-пульмоноангиографии позволило не только снизить дозу до 1,5 мЗв, но и увеличить выявляемость эмболов [126]. Отмечено повышение чувствительности и специфичности метода. Несмотря на «пластилиновость» изображения, МИР показывает более высокую выявляемость легочной эмболии, по сравнению с FBP и отсутствием ощущения искусственности изображения у врача-рентгенолога. Sauter et al. [127] с помощью симуляции КТ-данных с различными уровнями лучевой нагрузки смогли снизить минимально необходимую дозу для выявления эмболов до 0,45 мЗв. При этом при дозе облучения в 0,9 мЗв обеспечивалась полная уверенность врачей-рентгенологов в своем диагнозе.

Использование МИР при КТ-коронарографии позволяет снизить шумность изображения на 80 % и более, а также повысить соотношение контраст-шум при снижении лучевой нагрузки на пациента в среднем на 80 % от стандартной [53,

67, 160]. Отмечается снижение внутрисосудистого шума на 86-88 %, лучшее отграничение обызвествлений, лучшая визуализация мелких коронарных артерий и более высокая диагностическая уверенность в наличии или отсутствии стенозов по сравнению с FBP-изображениями в условиях снижения дозы облучения на 80 % ниже, чем при стандартном исследовании [53]. При использовании низкодозовых протоколов применение МИР, по сравнению с реконструкциями предыдущих поколений, увеличивает количество доступных для анализа сегментов коронарных артерий [110, 160]. При этом также отмечается лучшая визуализация сердечных структур, таких как миокард и клапаны сердца [159]. Опубликованы данные о совместном применении методик глубокого машинного обучения и модельных итеративных реконструкций, позволяющих еще больше снижать уровень шума при выполнении КТ-коронарографии [63].

Andre et al. [22] изучали возможности совместного применения МИР и ИМТ-адаптированных протоколов при низкодозной КТ-коронарографии. Использование МИР позволило снизить дозу облучения до субмиллизивертовых значений, при этом сохранив диагностическое качество изображения даже у пациентов с индексом массы тела более 30 кг/м². Сравнивая КТ-коронарографию с разными уровнями дозы и поколениями реконструкций, исследователи также отметили, что низкодозная КТ с МИР обладает более высоким качеством изображения по сравнению с низкодозной КТ с FBP или итеративной реконструкцией второго поколения, что выражается в меньшем количестве сегментов коронарных артерий не диагностического качества, даже несмотря на более низкую дозу исследования. Benz et al. [32], сравнивая применение МИР и итеративных реконструкций второго поколения (адаптивной и статистической) при низкодозной КТ-коронароангиографии, отметили более высокую специфичность (37 % против 53 %) и диагностическую точность (67 % против 75 %) МИР в выявлении поражения коронарных артерий. При этом чувствительность обоих алгоритмов составляла 100 % по отношению к прямой ангиографии, использованной в качестве референса.

Park et al. [116] применяли субмиллизивертовую низковольтажную (80 кВ) КТ-коронарографию с проспективной ЭКГ-синхронизацией у здоровых добровольцев с ИМТ менее 25 кг/м². При средней лучевой нагрузке 0,89 мЗв снижение шума изображения составило 69 % по отношению к FBR-изображениям. Все сегменты коронарных артерий диаметром более 1,5 мм в устье визуализировались с диагностическим качеством. Применение МИР при низковольтажной КТ-коронарографии также позволяет уменьшить на 40 % дозу контрастного препарата, с 370 мг/кг массы тела до 222 мг/кг, без снижения качества изображения [66].

Fuchs et al. [48] изучали возможность выполнения КТ-коронарографии при применении МИР с лучевой нагрузкой, близкой к таковой при рентгенографии органов грудной клетки в двух проекциях. Авторы сравнивали два типа сканирования (НДКТ и НДКТ) на одних и тех же 42 пациентах со средним индексом массы тела 25,2 кг/м² и полученной дозой облучения, варьировавшейся при НДКТ от 0,18 до 0,23 мЗв, а при НДКТ около 1,2 мЗв. При этом субъективное качество изображений было равным, а диагностическое качество изображения было получено при НДКТ у 97,8% сегментов коронарных артерий, при НДКТ – у 98,7% сегментов. Исследователи, пришли к выводу, что при использовании МИР, возможно выполнение КТ-коронарографии диагностического качества даже при лучевой нагрузке, эквивалентной рентгенографии органов грудной клетки в двух проекциях.

Применение технологии МИР при измерении кальциевого индекса позволяет значительно снизить шумность изображения [73]. В научных публикациях, анализирующих измерение кальциевого индекса при использовании МИР, отмечалась наилучшая воспроизводимость и стабильность получаемых результатов [111].

Однако при использовании МИР для расчета кальциевого индекса на фантоме в исследовании Oda et al. [111] были получены меньшие значения кальциевого индекса, чем при других методах реконструкции. Эти же авторы наблюдали уменьшение числовых значений кальциевого индекса при

исследовании пациентов. Аналогичные результаты получили в своем исследовании Schindler et al. [128]. Более того, по данным исследования Szilveszter et al., снижение значений кальциевого индекса может приводить к реклассификации в 2,4 % случаев и, таким образом, недооценке риска развития сердечно-сосудистых событий [141].

В то же время den Harder et al. [41], изучая на патологоанатомических препаратах сердца влияние снижения дозы облучения и применения различных поколений реконструкции на расчет кальциевого индекса, получили разрозненные результаты в зависимости от уровня и поколения реконструкции. Авторы пришли к выводу, что МИР имеет значительное влияние на кальциевый индекс в отличие от предыдущих поколений реконструкции. Эти же авторы при анализе 28 пациентов, которым выполнялось низкодозовое КТ 0,4-0,5 мЗв с использованием МИР и итеративных реконструкций второго поколения, не выявили значимых статистических различий в значениях кальциевого индекса по сравнению с FBP при стандартной дозе облучения [43]. Возможно, полученные авторами результаты анализа кальциевого индекса связаны с лишением изображений цифрового шума и лучшим отграничением структур бляшки. Однако для окончательных выводов необходимы дальнейшие исследования с большой выборкой пациентов и более глубоким анализом данных. Тем не менее пока не предложена модифицированная шкала Агатстона для правильной интерпретации значений кальциевого индекса, вычисленных при использовании МИР.

В последнее время ввиду увеличения доступности компьютерных томографов и увеличившихся показаний к выполнению нативного КТ, в том числе для КТ-скрининга рака легкого, нарастает интерес медицинского сообщества к расчету кальциевого индекса коронарных артерий при КТ органов грудной клетки без ЭКГ-синхронизации. КТ с выполнением ЭКГ-синхронизации требует дополнительного оборудования и увеличения количества расходных материалов (одноразовые КТ-совместимые электроды). Опубликовано достаточное количество данных, что субъективный двенадцатибалльный кальциевый индекс, основанный на количестве пораженных артерий и

распространенности поражения, высоко коррелирует со шкалой Агатстона и может использоваться для стратификации риска развития болезни коронарных артерий [27, 34]. Данный порядковый индекс возможно использовать и при НДКТ, сохраняя высокую корреляцию со шкалой Агатстона [64, 68]. В то же время исследований, посвященных расчету порядкового кальциевого индекса при использовании технологии МИР, не опубликовано.

Интересен опыт Fan et al. [46], которые в 2018 году исследовали возможности оптимизированного алгоритма расчета кальциевого индекса для точной оценки риска коронарных событий, где оптимизация протокола обусловлена выполнением ЭКГ-несинхронизированной НДКТ органов грудной клетки с использованием МИР. В указанном исследовании 102 пациентам с предшествующей КТ-коронарографией была выполнена ЭКГ-несинхронизированная НДКТ органов грудной клетки с МИР. С помощью коммерческого программного обеспечения был высчитан кальциевый индекс по шкале Агатстона. Учитывая данные предшествующих исследований, указывающих на снижение числовых значений кальциевого индекса при использовании МИР, основываясь на собственных полученных данных, Fan et al. предложили модифицированные критерии риска, более подходящие для ЭКГ-несинхронизированной НДКТ и обеспечивающие наименьшее количество недооцененных случаев. Основными ограничениями исследования были исключение пациентов с ИМТ более 28, относительно малая выборка (120 пациентов). Всем пациентам из выборки была показана КТ-коронарография, что повышает вероятность наличия высокого кальциевого индекса.

Большинство исследований посвящено проблематике снижения лучевой нагрузки и сохранению качества КТ-исследований. Остается открытым вопрос максимально допустимого снижения дозы облучения при исследовании органов грудной клетки. Не раскрыты возможности применения низкодозных протоколов с использованием итеративной реконструкции в качестве рутинных. Не созданы протоколы сканирования, адаптированные в зависимости от индекса массы тела пациента. Остается неизученным вопрос стратификации риска развития сердечно-

сосудистых заболеваний с помощью порядкового кальциевого индекса в условиях применения низкодозной компьютерной томографии с модельной итеративной реконструкцией.

Большое внимание к применению итеративной реконструкции совместно с низкодозными протоколами сканирования при исследовании органов грудной клетки означает потребность медицинского сообщества в модернизации существующих методик для повышения безопасности и улучшения качества медицинской помощи.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование проводилось на базе ООО «Клинический госпиталь на Яузе» совместно с ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ».

2.1. Экспериментальная оценка влияния применения модельной итеративной реконструкции при низкодозной компьютерной томографии органов грудной клетки

С целью сравнения качества визуализации структур органов грудной клетки и доказательства эффективности низкодозового протокола при применении итеративной модальной реконструкции проведено исследование одновременно двух фантомов: калибровочного фантома Philips Phantom Head section external diameter 20 cm и антропоморфного фантома верхней части тела взрослого человека Multipurpose Chest Phantom N1 “Lungman” на двух КТ-томографах разных производителей.

Калибровочный фантом включал в себя модуль оценки пространственного разрешения. Исследование выполнялось в стандартной укладке фантома.

Антропоморфный фантом включал в себя искусственные скелет, легкие, средостение, покрытые материалом, который по способности пропускать рентгеновское излучение аналогичен тканям человека, и очаги размерами от 3 до 10 мм КТ-плотностью -800 HU, -630 HU, 100 HU.



Рисунок 1 – Тест-объект для определения очагов различных размеров и плотности, помещенных в фантом

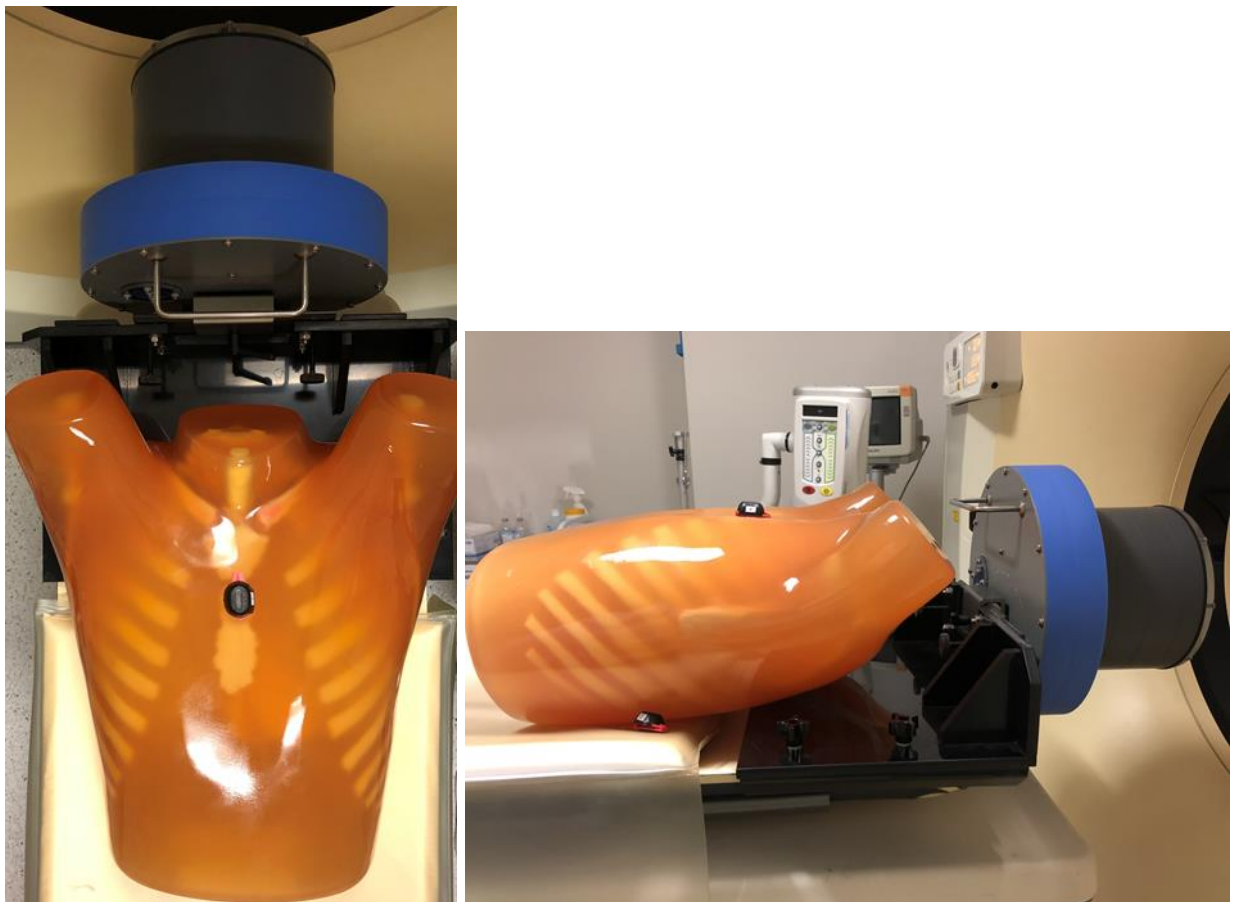


Рисунок 2 – Укладка антропоморфного фантома и дозиметров: вид сверху (а) и сбоку (б)

Антропоморфный фантом укладывался в стандартную позицию для проведения КТ органов грудной клетки и максимально близко к калибровочному фантому (рисунок 1). Внутри фантома хаотичным образом располагались очаги разной плотности (рисунок 2). В рамках эксперимента оценивалось томографическое изображение органов грудной клетки и визуализация очагов при двух уровнях лучевой нагрузки: стандартном (рекомендованным производителем) и разработанным низкодозным протоколом. Параметры сканирования для исследования со стандартной дозой и с низкой дозы представлены в таблицах 1 и 2 для двух томографов соответственно. Для оценки дозовой нагрузки на фантоме на уровне сочленения тела и рукоятки грудины и рядом с фантомом на уровне 9 межреберья слева на столе компьютерного томографа размещались дозиметры.

Таблица 1 – Параметры сканирования КТ ОГК для КТ-томографа 1

Параметры	НДКТ	СДКТ
Питч	1,015	0,891
Время ротации трубки	0,4	0,5
Модуляция	Нет	По оси Z; 3D-модуляция DoseRight 13: DoseRight Index = +2
Напряжение на трубке, кВ	100	100
мАс	20	95

Таблица 2 – Параметры сканирования КТ ОГК для КТ-томографа 2

Параметры	НДКТ	СДКТ
Питч	1,0	1,0
Время ротации трубки	0,6	0,6
Модуляция	Нет	CARE Dose4D
Напряжение на трубке, кВ	110	140
мАс	15	52

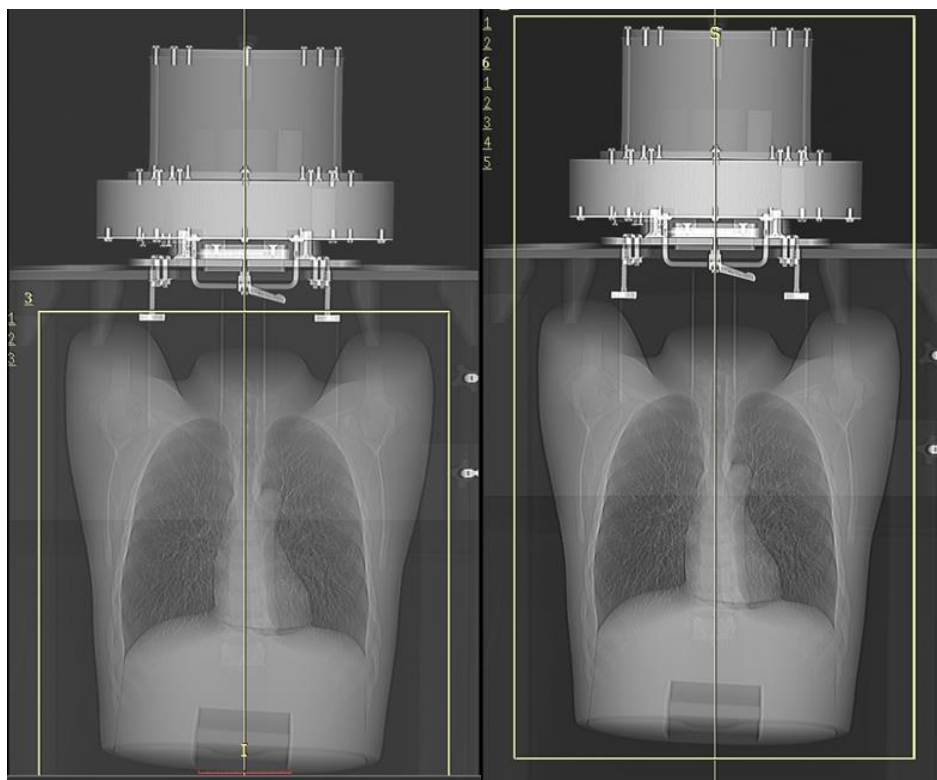


Рисунок 3 – Области сканирования при исследовании одного фантома (а) и двух фантомов (б)

Исследование выполнялось в несколько этапов:

1. Сканирование двух фантомов с двумя детекторами, положение первого детектора на фантоме, положение второго детектора на столе рядом с фантомом (рисунок 3а). Протокол сканирования – стандартный (рекомендованный производителем). Реконструкция изображений выполнялась по алгоритмам FBP, ГИР, МИР.

2. Далее проводилась оценка только фантома органов грудной клетки с двумя детекторами, положение первого детектора на фантоме, положение второго детектора на столе рядом с фантомом (рисунок 3б) Протокол сканирования – стандартный (рекомендованный производителем). Реконструкция изображений выполнялась по алгоритмам FBP, ГИР, МИР.

3. Исследование фантомов с двумя детекторами, положение первого детектора на фантоме, положение второго детектора на столе рядом с фантомом

(рисунок 3а). Протокол сканирования – низкодозный. Реконструкция изображений выполнялась по алгоритмам FBP, ГИР, МИР.

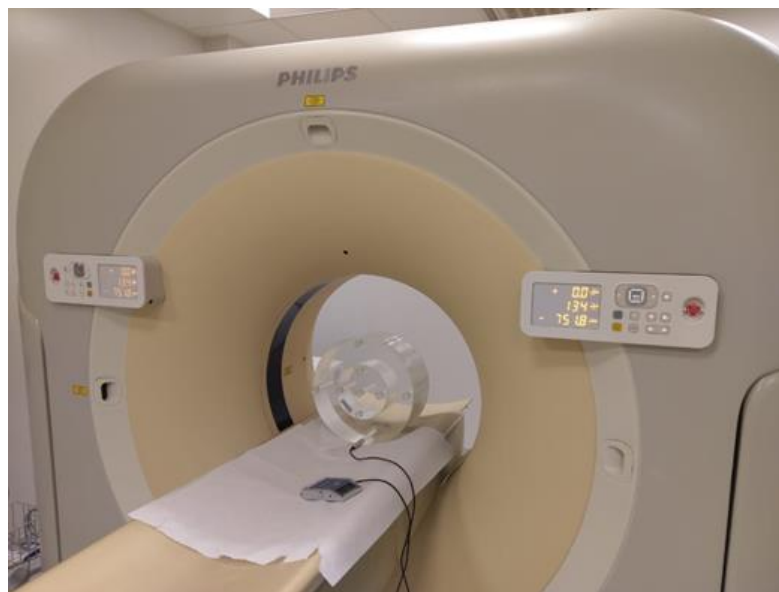


Рисунок 4 – Укладка дозиметрического фантома

4. После предыдущего сканирования выполнялось исследование только фантома органов грудной клетки с двумя детекторами, положение первого детектора на фантоме, положение второго детектора на столе рядом с фантомом (рисунок 3б) Протокол сканирования – низкодозный. Реконструкция изображений выполнялась по алгоритмам FBP, ГИР, МИР.

5. Исследование дозиметрического фантома по стандартному и низкодозовому протоколу сканирования (рисунок 4).

6. Сравнение значений дозы облучения, полученных с дозиметров и датчиков компьютерного томографа при стандартном и низкодозовом протоколе.

7. Повторение условий эксперимента на томографе другого производителя. Параметры сканирования для исследования со стандартной дозой и с низкой дозой представлены в таблице 2.

8. Сравнительный анализ полученных данных.

Была проведена оценка разрешающей способности компьютерного томографа при КТ органов грудной клетки с использованием модуля оценки

пространственного разрешения калибровочного фантома, представляющего собой тонкие цилиндры из свинца различных диаметров.

Оценка разрешающей способности проводилась путем выбора диаметра цилиндров, которые визуализировались как отдельные структуры.

Полученные данные отправлялись на рабочую станцию для последующего анализа, который включал:

- визуальную оценку качества полученных изображений;
- оценку качества визуализации очагов;
- сравнение разрешающей способности компьютерных томограмм, полученных при сканировании по стандартному и низкодозовому протоколу с помощью калибровочного фантома;
- сравнение параметров шум (SD) и соотношения контраст-шум (CNR). Среднее значение SD измерялось путем помещения области интереса (ROI) круглой формы площадью 1 см² в центр трахеи над ее бифуркацией на трех последовательных срезах и вычислением среднего арифметического полученных значений.

Вычисление CNR выполнялось по формуле (1):

$$CNR = \frac{HU_{\text{аорта}} - HU_{\text{трахея}}}{SD} \quad (1)$$

где $HU_{\text{аорта}}$ – плотность крови в просвете аорты на уровне бифуркации трахеи, $HU_{\text{трахея}}$ – плотность воздуха в просвете трахеи на уровне бифуркации.

Значения дозы облучения с компьютерного томографа (D_t) вычислялись путем умножения значения DLP на взвешивающий коэффициент для органов грудной клетки k_t (2):

$$D_t = DLP * k_t \quad (2)$$

Все данные по оценке заносились в таблицы.

2.2. Группы пациентов и протоколы сканирования

В исследование были включены пациенты амбулаторного звена клиники, проходившими КТ органов грудной клетки по клиническим показаниям. Для всех случаев было получено письменное добровольное информированное согласие на проведение дополнительного низкодозного КТ-сканирования в дополнение к стандартному КТ органов грудной клетки. Исследование проводится в соответствии с правилами ICH-GCP и Хельсинкской декларацией.

Пациенты подразделялись на 2 подгруппы количеством по 100 человек, направленных на КТ-исследование органов грудной клетки, которым выполнены дополнительные сканирования по низкодозным протоколам с последующей реконструкцией МИР.

Использованы следующие протоколы сканирования и реконструкции, а также их аббревиатуры:

- низкодозная КТ ОГК с МИР (0,1-0,5мЗв) – **НДКТ 0,5**;
- низкодозная КТ ОГК с МИР (0,5-1мЗв) – **НДКТ 1**;
- стандартная КТ ОГК с ГИР (3-5 мЗв) – **СДКТ**.

Пациенты были сгруппированы без предварительной селекции, статистически значимых антропометрических различий не было. Целевыми значениями лучевой нагрузки дополнительного сканирования для первой подгруппы (1А) были 0,1-0,5 мЗв (протокол НДКТ 0,5), целевыми значениями лучевой нагрузки дополнительного сканирования для второй подгруппы (1Б) были 0,5-1 мЗв (протокол НДКТ 1). Были разработаны протоколы сканирования в зависимости от веса пациента в соответствии с принципами снижения лучевой нагрузки.

Сканирование пациентов выглядело следующим образом:

- 1) 100 пациентов: **СДКТ + НДКТ 0,5**;
- 2) 100 пациентов: **СДКТ + НДКТ 1**.

Технические параметры протоколов сканирования и реконструкции представлены в таблицах 3 и 4.

Таблица 3 – Параметры сканирования КТ ОГК

Параметры	НДКТ 0,5			НДКТ 1			СДКТ		
Питч	1,015			1,015			0,891		
Время ротации трубки	0,4			0,4			0,5		
Модуляция	Нет			Нет			По оси Z; 3D-модуляция DoseRight 13: DoseRight Index = +2		
Вес пациента, кг	≤90	90-120	≥120	≤90	90-120	≥120	≤90	90-120	≥120
Напряжение на трубке, кВ	100	120	140	100	120	140	100	120	140
мАс	10	10	10	20	20	15	95	95	95

Таблица 4 – Параметры реконструкций КТ ОГК (1 группа пациентов)

Параметры	НДКТ-0,5 и НДКТ-1		СДКТ
Тип	Легочная	Средостенная	Легочная
Толщина среза, мм	1	1	1
Интервал	0,5	0,5	0,5
Тип реконструкции	IMR уровень 2	IMR уровень 2	iDose уровень 7
Image definition	Sharp Plus	Soft Tissue	-
Filter	- Y-Sharp Plus	Y-Sharp Plus -	Y-Sharp Plus
Enhancement	-	-	0,5
Матрица	512	512	512
Окно	-500 до +1500	+60 до +360	-500 до +1500

Критерии оценки диагностического качества (субъективные/объективные):

– **Объективная оценка качества проводилась по следующим критериям:**

А. Шум в изображениях – SD.

Оценка шума в изображениях при стандартном и низкодозном КТ-исследованиях проводилась путем помещения области интереса (ROI) на трахею над бифуркацией (является центром зоны сканирования). Размер ROI 100 мм² без вовлечения прилежащих структур. Среднее значение шума в изображениях рассчитывалось как средняя арифметическая значений стандартных отклонений в плотности воздуха в трахее, измеренных в трех различных точках по оси Z (три соседних аксиальных среза).

Б. Соотношение контраст-шум – CNR.

Соотношение контраст-шум вычислялось путем деления разности плотности крови в аорте (HU – Hounsfieldunits) и плотности воздуха в трахее (HU) на полученное среднее значение SD (3):

$$CNR = \frac{HU_{\text{аорта}} - HU_{\text{трахея}}}{SD} \quad (3)$$

– **Субъективная оценка качества проводилась по следующим критериям:**

Аксиальные срезы стандартных и низкодозных КТ-исследований оценивались в случайном порядке двумя рентгенологами. Рентгенологам не была доступна информация о пациенте, целях исследования. Изначально изображения представляются в окне с уровнем -600 HU и шириной 1500 HU, рентгенологам доступно модифицировать окно в соответствии со своими предпочтениями. Оценку качества стандартных и низкодозных КТ-исследований предлагается проводить с помощью шкалы Лайкерта: 1 = недиагностическое качество изображения, сильно выраженные артефакты, не подходит для диагностических

целей; 2 = выраженные артефакты, приводящие к неуверенности в оценке изображений; 3 = умеренные артефакты, ограничивающие оценку изображений; 4 = небольшие артефакты, возможна неограниченная диагностическая оценка изображения; и 5 = отличное качество, нет артефактов. Изображения с качеством от 3 до 5 считаются диагностически значимыми.

Критерии оценки достоверности:

– критерий достоверности: сравнение выявленной патологии при контрольном исследовании и при НДКТ.

Все полученные данные заносились в индивидуальные регистрационные карты пациентов и в формы для субъективной оценки качества исследования и заполнения выявленных изменений КТ ОГК.

Основные критерии отбора пациентов

Требования к сопроводительной документации пациента:

– предоставленное направление на исследование от врача-клинициста;
– подписанное информированное добровольное согласие на проведение КТ-исследования.

Критерии включения в исследование:

– наличие показаний для выполнения КТ органов грудной клетки – для первой группы пациентов.

Критерии исключения из исследования:

- беременность;
- возраст менее 18 лет;
- невозможность задержки дыхания;
- вес более 180 кг.

Критерии выбывания из исследования:

- полное или частичное отсутствие изображений, реконструкций в PACS;
- двигательные артефакты, выявляемые при визуализации;
- артефакты от металлических имплантов.

2.3. Оценка влияния модельной итеративной реконструкции на порядковый кальциевый индекс

Вторая группа в количестве 71 человек, включенная в исследование, состояла из лиц, являющихся пациентами амбулаторного звена клиники, проходящими КТ Ca-scoring по клиническим показаниям. Дополнительно к стандартному сканированию по протоколу Ca-scoring им было выполнена НДКТ органов грудной клетки с лучевой нагрузкой от 0,5 до 1 мЗв с последующей реконструкцией МИР. Все пациенты должны дать письменное добровольное информированное согласие на проведение дополнительного НКДТ в дополнение к стандартному КТ-исследованию (Приложение 1.4). Данное исследование не имеет спонсорской поддержки. Исследование проводится в соответствии с правилами ICH-GCP и Хельсинкской декларацией.

Были использованы следующие протоколы сканирования и реконструкции, а также их аббревиатуры:

- КТ Ca-scoring с ЭКГ синхронизацией (1-2 мЗв) – **Ca-scoring**;
- Низкодозная КТ ОГК с МИР (0,5-1 мЗв) – **НДКТ 1**.

Данная группа пациентов набиралась без предварительной селекции и статистически значимых антропометрических различий. Целевыми значениями дополнительного сканирования для второй группы будут значения 0,5-1 мЗв (протокол НДКТ 1).

Технические параметры протоколов сканирования и реконструкции представлены в таблицах 3-6.

Таблица 5 – Параметры сканирования Ca-Scoring

Время ротации трубки	0,4
Семплированная коллимация	80
Инкремент	25.00
Количество циклов	6
Модуляция	3D-модуляция DoseRight 14
Напряжение на трубке (кВ / мАс)	120 кВ / 64 мАс

Таблица 6 – Параметры реконструкции Ca-Scoring (2 группа пациентов)

Толщина	2,5
Тип реконструкции	iDose уровень 3
Image Definiton	Sharp Plus
Матрица	512
Окно	+60 до +400

2.4. Распределение по группам риска ССЗ

Пациенты для **Ca-scoring** распределялись по группам риска ССЗ, в соответствии с критериями шкалы Агатстона (применимо к мужчинам и женщинам старше 40 лет):

– Индекс Агатстона 0.

Оценка Са - Кальций не определяется.

Риск развития ишемической болезни сердца (ИБС) – Отсутствует.

– Индекс Агатстона 1-100.

Оценка Са - Незначительная кальцинация.

Риск развития ИБС – Низкий. Возможны минимальные стенозы.

– Индекс Агатстона 101-400.

Оценка Са – Умеренная кальцинация.

Риск развития ИБС – Умеренный. Вероятны гемодинамически незначимые стенозы.

– Индекс Агатстона > 400 .

Оценка Са – Выраженная кальцинация.

Риск развития ИБС – Высокий. Высокая вероятность гемодинамически значимых стенозов.

При этом пациенты для **НДКТ 1** будут распределяться по группам риска ССЗ, в соответствии с критериями визуальной оценки порядкового кальциевого индекса в четырех артериях (левая коронарная артерия – ЛКА, передняя межжелудочковая ветвь – ПМЖВ, огибающая ветвь – ОВ, правая коронарная артерия – ПКА).

В данной классификации 1 балл определяется как наличие обызвествления на протяжении менее 1/3 артерии, 2 балла – менее 2/3 артерии, 3 балла – более 2/3 артерии. Баллы суммируются, сумма баллов стратифицируется по следующим критериям:

0 баллов – риск развития ИБС отсутствует;

1-3 балла – риск развития ИБС низкий;

4-5 баллов – риск развития ИБС умеренный;

6-12 баллов – риск развития ИБС высокий.

Критерии оценки дозы облучения пациента

Лучевая нагрузка на одного пациента будет состоять из трех этапов сканирования:

- 1) обзорный скан для планирования (survey);
- 2) Са-scoring;
- 3) НДКТ.

Учитывая дальнейшее применение НДКТ без дополнительных сканирований, для более объективной оценки доза облучения, получаемая при обзорном скане (survey), будет суммироваться с дозой, полученной при НДКТ.

Основные критерии отбора пациентов

Требования к сопроводительной документации пациента:

- направление на исследование от врача-клинициста;
- подписанное информированное добровольное согласие на проведение КТ-исследования.

Критерии включения в исследование:

- наличие показаний для выполнения КТ-Ca-scoring.

Критерии исключения из исследования:

- беременность;
- возраст менее 18 лет;
- невозможность задержки дыхания;
- вес более 180 кг.

Критерии выбывания из исследования:

- полное или частичное отсутствие изображений, реконструкций в PACS;
- наличие двигательных артефактов;
- наличие артефактов от металла.

Исследуемые параметры:

- 1) средний уровень шума в просвете трахеи;
- 2) уровень шума в аорте;
- 3) соотношение контраст-шум;
- 4) субъективная оценка качества исследования (по Лайкерту);
- 5) очаги солидного характера (от 4 мм¹);
- 6) очаги субсолидного характера (от 4 мм¹);
- 7) очаги матового стекла (от 4 мм¹);
- 8) инфильтрация;
- 9) участки повышения воздушности легочной ткани;
- 10) кальцинаты в паренхиме легких;
- 11) изменения лимфатических узлов средостения.

¹ Минимальный размер очага, учитывающийся в системе LUNG-RADS.

Статистический анализ

При проведении статистического анализа будут использованы данные всех включенных в исследование пациентов (FAS-популяция). Для статистического анализа будут использованы методы описательной статистики с указанием следующих параметров для количественных переменных:

- число значений в выборке (N);
- минимальное значение (Min);
- максимальное значение (Max);
- среднее арифметическое (Mean);
- стандартное отклонение (SD);
- 95 % доверительный интервал (ДИ) для среднего;
- медиана (Me);
- 1 и 3 квартили (25 и 75 перцентили)
- межквартильный размах (IQR).

Для категориальных переменных приведено абсолютное количество пациентов в формате n/N , а также доля (%).

Проверка данных на нормальность распределения выполнена с помощью критерия Шапиро-Уилка, анализа частотных гистограмм и количества элементов в выборке. При межгрупповом сравнении количественных переменных использовался критерий Манна-Уитни, также был использован однофакторный дисперсионный анализ ANOVA с последующим post-hoc анализом Тьюки. При межгрупповом сравнении категориальных переменных использован критерий хи-квадрат с поправкой на множественность сравнения.

При проведении корреляционного анализа использовался критерий ранговой корреляции Tau-b Кендалла, приведено точное значение коэффициента корреляции.

Для определения диагностической способности и рубежных значений массы тела при НДКТ сканировании были использованы методы ROC-анализа с оценкой индекса Юдена, а также бинарной логистической регрессии для проверки

значимости результатов ROC-анализа. Результаты представлены в виде ROC-кривых и табличных данных оптимальных точек отсечения.

Для графического описания количественных переменных использовались графики типа «box-and-whiskers plot» и частотные гистограммы с показателем плотности.

Для верификации результатов статистической обработки приведены значения точной двусторонней значимости, результат признавался статистически значимым при значении вероятности ошибки первого рода (p) меньше 0,05.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ НА СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ ФАНТОМАХ

Результаты оценки качества изображения для томографа 1 представлены в таблице 7. Средний уровень шума при низкодозном сканировании составил 21,6 и был выше, чем при стандартном КТ и МИР (11,5), но ниже, чем при стандартной КТ и ГИР (24,4). Соотношение контраст-шум при низкодозном сканировании составило 45,6 и было ниже, чем при стандартном КТ (85,47), но выше, чем при стандартной КТ и ГИР (40,6) (таблица 7). Таким образом, качество томографического изображения при применении МИР превосходило ГИР при разных уровнях лучевой нагрузки.

Таблица 7 – Оценка качества и пространственного разрешения на томографе 1

Параметры	НДКТ	Стандартное КТ	
		МИР	ГИР
Алгоритм реконструкции	МИР	МИР	ГИР
Разрешающая способность	3 мм	2 мм	2 мм
SD	21,6	11,5	24,4
CNR	45,6	85,47	40,6

Пространственное разрешение при НДКТ с МИР было ниже по сравнению со стандартной КТ с ГИР и стандартной КТ с МИР, однако оставалось удовлетворительным (таблица 7; рисунок 5).

Визуальных различий качества изображения легочных структур нами выявлено не было. Все очаги были выявлены при всех методах реконструкций (рисунок 6).

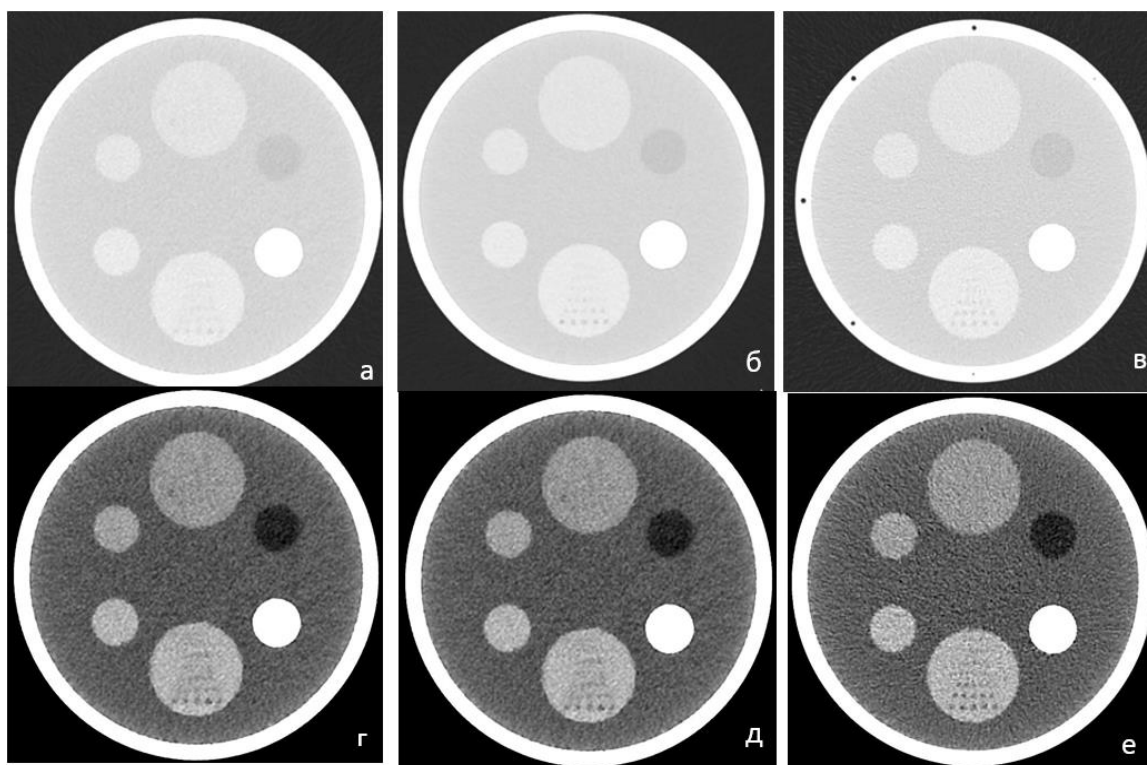


Рисунок 5 – КТ-изображения калибровочного фантома в легочном (верхний ряд) и мягкотканном окне (нижний ряд): а, г – НДКТ с МИР; б, д – стандартная КТ с МИР; в, е – стандартная КТ с ГИР

Полученные значения дозы облучения с датчиков томографа и дозиметров сравнивались между собой. Доза облучения, полученная при сканировании фантома грудной клетки с томографа, составляла 0,67 мЗв (таблица 8) при НДКТ и была в 4 раза ниже, чем при стандартной КТ (2,7 мЗв). Снижение дозы облучения в 4 раза было зарегистрировано также по данным индивидуальных дозиметров.

Аналогичное снижение дозовой нагрузки в 4 раза было получено при сканировании 2 фантомов (таблица 9). При сравнении данных, полученных с дозиметрического фантома, было выявлено снижение лучевой нагрузки в 10 раз (3,14 мЗв против 0,28 и 5,38 против 0,48). По данным дозиметрического фантома было выявлено снижение дозы облучения на 90 %.

Таблица 8 – Доза облучения при сканировании фантома органов грудной клетки на томографе 1

Параметры		НДКТ		Стандартная КТ	
Доза облучения, мЗв	Дозиметр на теле	2,44		7,47	
	Дозиметр рядом с телом	1,79		5,65	
	Данные томографа	DLP	мЗв	DLP	мЗв
		39,5	0,67	159,5	2,7
	Данные дозиметрического фантома	0,28		3,14	

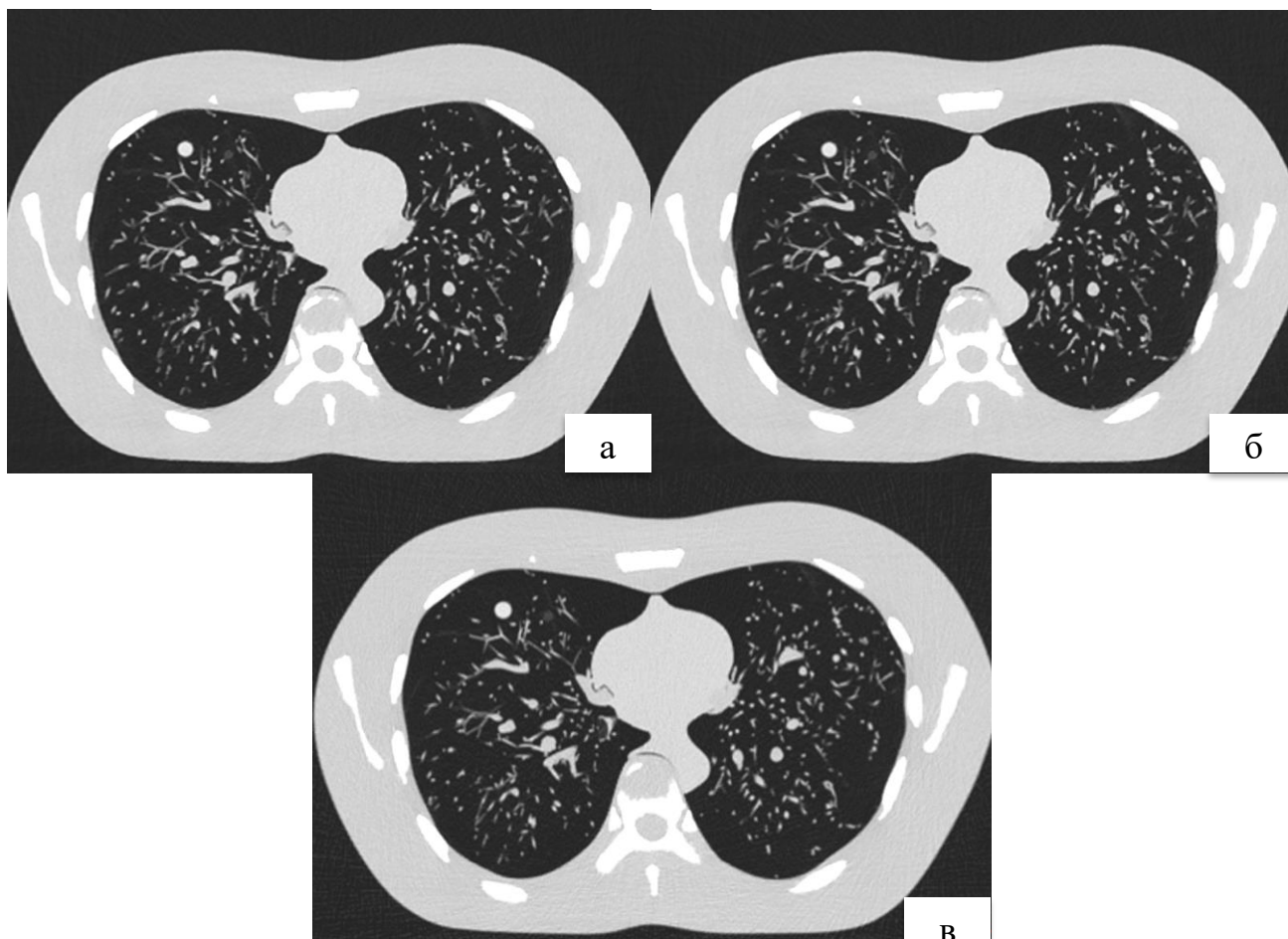


Рисунок 6 – КТ-изображения антропоморфного фантома в легочном окне, томограф 1: а – НДКТ с МИР; б – стандартная КТ с МИР; в – стандартная КТ с ГИР

Таблица 9 – Доза облучения при сканировании двух фантомов на томографе

Параметры		НДКТ		Стандартная КТ	
Доза облучения, мЗв	Дозиметр на теле	2,73		8,76	
	Дозиметр рядом с телом	1,93		6,27	
	Данные томографа	DLP	мЗв	DLP	мЗв
		68,1	1,15	279,5	4,75
	Данные дозиметрического фантома	0,48		5,38	

3.1. Повторение эксперимента на томографе другого производителя

Результаты оценки качества изображения представлены в таблице 10. Уровень шума (SD) при НДКТ с МИР (26,2) был сопоставимым с уровнем шума при стандартной КТ и МИР (27,9) и несколько ниже по сравнению со стандартной КТ и ГИР (32,6). Соотношение контраст-шум также было сопоставимо при НДКТ и КТ со стандартной дозой и МИР (37 и 34,8).

Таблица 10 – Оценка качества и пространственного разрешения на томографе 2

Параметры	НДКТ	Стандартное КТ	
Алгоритм реконструкции	МИР	МИР	ГИР
Разрешающая способность	3 мм	2 мм	2 мм
SD	26,2	27,9	32,6
CNR	37	34,8	29,6

Пространственное разрешение при НДКТ с МИР было ниже по сравнению со стандартной КТ с ГИР и стандартной КТ с МИР, однако оставалось удовлетворительным (таблица 11). Визуальных различий качества изображения легочных структур нами выявлено не было (рисунок 7). Все очаги были выявлены при всех методах реконструкций.

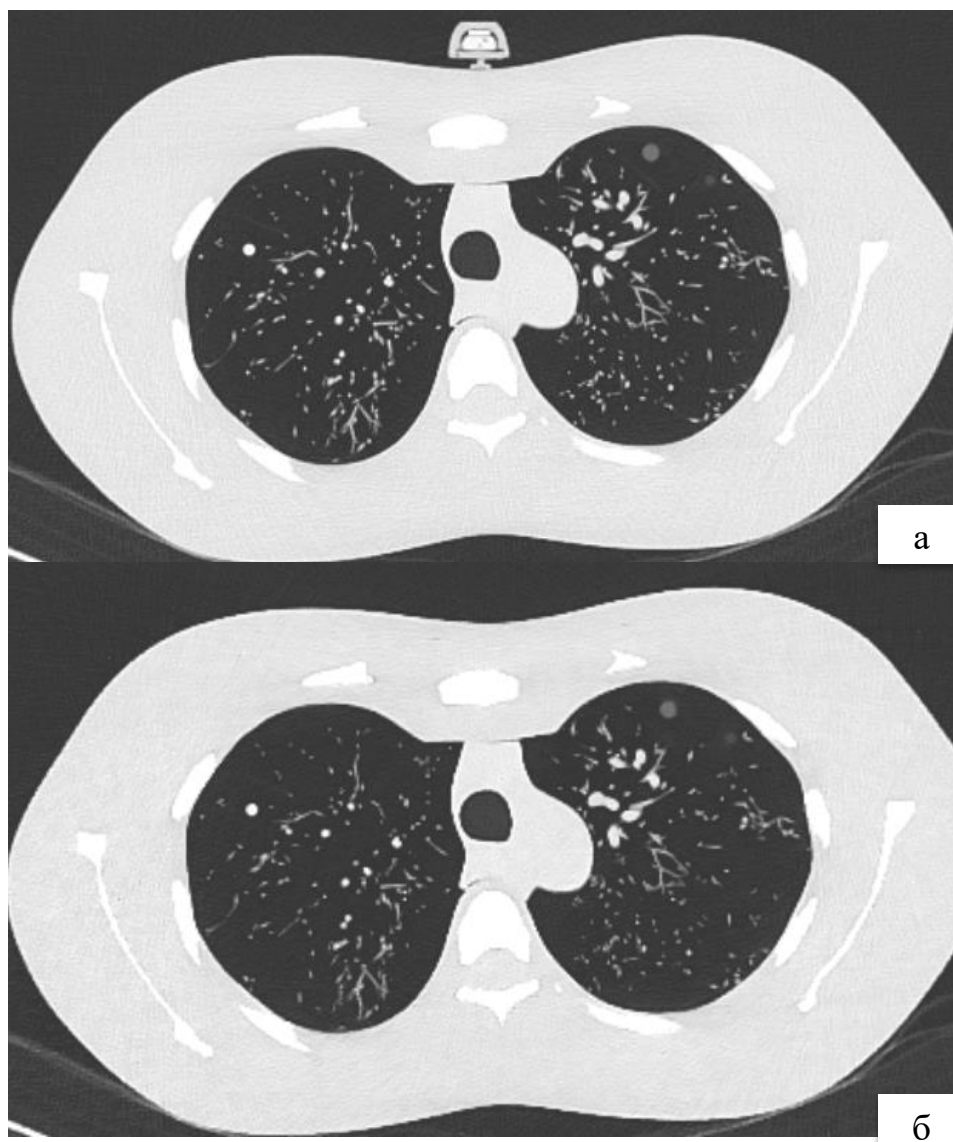


Рисунок 7 – КТ-изображения антропоморфного фантома в легочном окне, томографе 2: а – НДКТ с МИР; б – стандартная КТ с МИР

Полученные значения дозы облучения с датчиков томографа и дозиметров сравнивались между собой. Доза облучения, полученная при сканировании фантома грудной клетки с томографа, составляла 1,04 мЗв (таблица 12) при НДКТ и была в 4 раза ниже, чем при стандартной КТ (4,72 мЗв). Аналогичное снижение дозы облучения было получено при сканировании 2 фантомов (таблица 13).

По данным индивидуальных дозиметров и дозиметрического фантома также было выявлено снижение лучевой нагрузки более чем в три раза (таблицы 11 и 12).

Учитывая результаты проведенного эксперимента, применение технологии модельной итеративной реконструкции при компьютерной томографии органов грудной клетки позволит значительно снизить дозу облучения, не снижая качество КТ-изображений и не ухудшая качество визуализации нормальных структур и патологических изменений, что позволит применять ее в рутинной клинической практике.

Таблица 11 – Доза облучения при сканировании фантома органов грудной клетки на томографе 2

Параметры		НДКТ		Стандартная КТ	
Доза облучения, мЗв	Дозиметр на теле	3,59		11,17	
	Дозиметр рядом с телом	2,33		6,73	
	Данные томографа	DLP	мЗв	DLP	мЗв
		54,08	1,04	225,6	4,27
Данные дозиметрического фантома	0,77		3,42		

Таблица 12 – Доза облучения при сканировании двух фантомов на томографе 2

Параметры		НДКТ		Стандартная КТ	
Доза облучения, мЗв	Дозиметр на теле	4,37		14,76	
	Дозиметр рядом с телом	2,66		5,84	
	Данные томографа	DLP	мЗв	DLP	мЗв
		84,41	0,92	330,12	5,6
Данные дозиметрического фантома	1,31		5,87		

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

4.1. Пациенты и доза облучения

В исследование был включен 101 пациент с выполненным дополнительным исследованием НДКТ 0,5 и 99 пациентов с выполненным дополнительным исследованием НДКТ 1. Для предварительного анализа было проведено сравнение показателей массы тела и дозовой нагрузки в подгруппах НДКТ 0,5 и НДКТ 1. Сравнение осуществлялось с помощью U-критерия Манна-Уитни, так как распределение отличалось от нормального (рисунок 8). Статистически значимых различий в массе тела пациентов между двумя группами выявлено не было (таблица 13, $p\text{-value} = 0,944$, рисунок 9). Это свидетельствует о том, что группы сравнения пациентов были подобраны корректно, соответственно, дальнейшее сравнение объективных рентгенологических показателей было максимально информативным.

Таблица 13 – Сравнение массы тела пациентов между подгруппами НДКТ 0,5 и НДКТ 1

Подгруппа	НДКТ 0,5	НДКТ 1
Количество пациентов	101	99
Среднее значение, кг	79,5	79,9
Стандартное отклонение	21,4	21,1
Минимальное значение	44	48
Максимальное значение	155	164
Q1	65	64,5
Q3	88	93,5

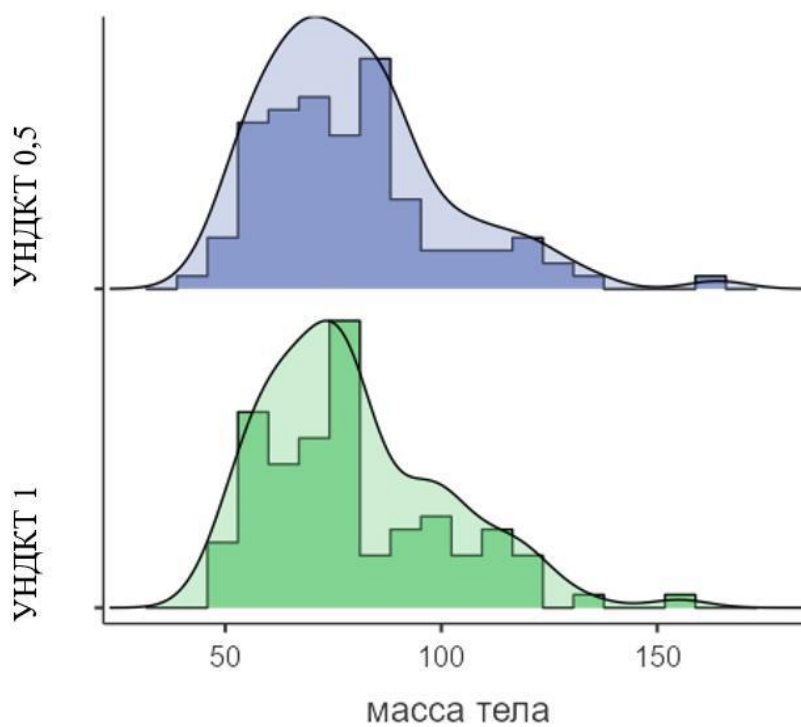


Рисунок 8 – Частотная гистограмма распределения массы тела в группах 1 и 2. Распределение отлично от нормального

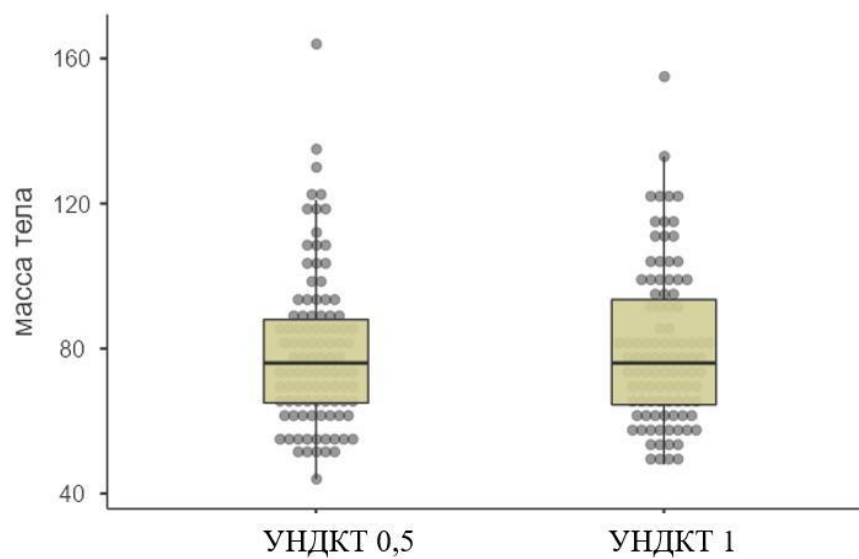


Рисунок 9 – График типа box-plot для иллюстрации количественных различий по показателю массы тела в подгруппах

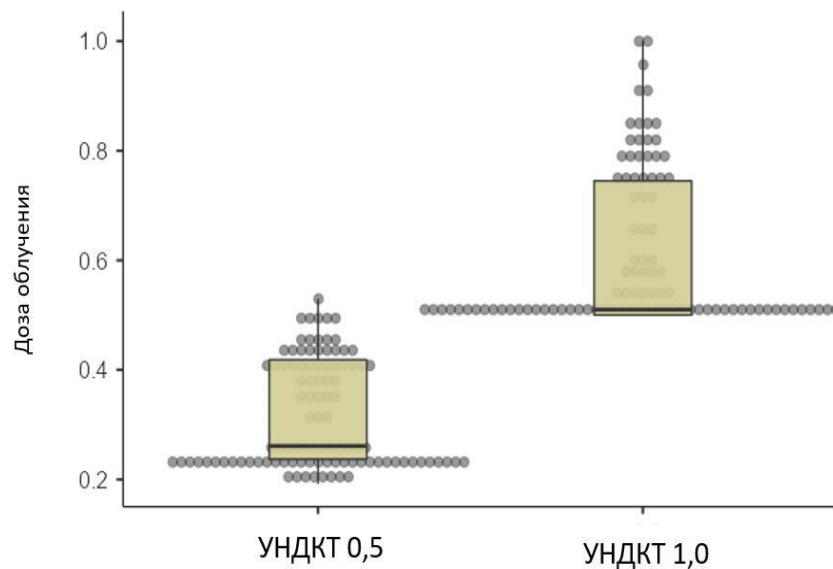


Рисунок 10 – График типа box-plot для иллюстрации количественных различий по показателю дозовой нагрузки в подгруппах

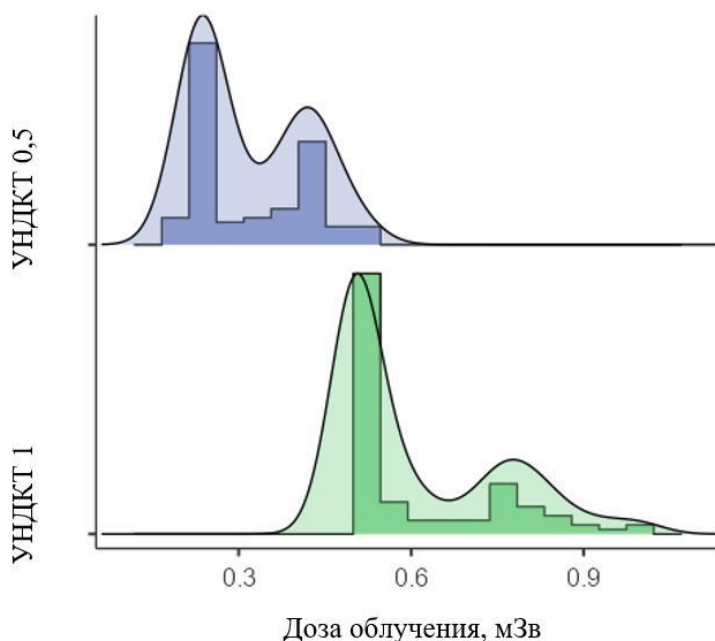


Рисунок 11 – Частотная гистограмма распределения дозовой нагрузки в подгруппах. Распределение отлично от нормального

Доза облучения для двух групп ожидаемо уложилась в интервалы менее 0,5 мЗв для подгруппы НДКТ 0,5 и от 0,5 до 1 мЗв для группы НДКТ 1 (рисунок 10), как и было запланировано в дизайне исследования. Данные описательной

статистики и частотного распределения дозовой нагрузки представлены в таблице 14 и в рисунке 11.

При этом обеих группах распределение значений дозовой нагрузки было отличным от нормального и преобладали низкие значения, стремящиеся к наименьшим значениям интервала (рисунок 11), что объясняется средней массой тела пациентов в обеих группах менее 80 кг и, как следствие, сканированием по протоколам с меньшей дозой облучения.

Таблица 14 – Эффективная доза облучения, мЗв

Подгруппа	НДКТ 0,5	НДКТ 1
Количество пациентов	101	99
Среднее значение, кг	0,32	0,61
Стандартное отклонение	0,26	0,51
Минимальное значение	0,19	0,5
Максимальное значение	0,5	1,0
Q1	0,24	0,5
Q3	0,42	0,75

4.2. Сравнение показателей «шум» и «соотношение контраст-шум»

Переменные «шум» и «контраст-шум» являются непрерывными количественными переменными, поэтому описание их приводится в таблицах, а также на частотных гистограммах (рисунки 12 и 14) и графиках типа «box-plot» (рисунки 13 и 15). При протоколе НДКТ 0,5 среднее значение шума составило $30,10 \pm 9,56$, соотношения контраст-шум – $36 \pm 7,05$, при НДКТ 1 среднее значение шума составило $30,10 \pm 9,56$, соотношения контраст-шум – $36 \pm 7,05$ (таблица 15). При СДКТ среднее значение шума составило $39,5 \pm 15,90$, соотношения контраст-шум – $28,90 \pm 10,10$ (таблица 15). Мы выявили меньшие значения шума и большие значения соотношения контраст-шум при НДКТ 0,5 и НДКТ 1 по сравнению с СДКТ, что свидетельствует о лучшем объективном качестве изображения при использовании МИР, даже несмотря на низкую дозу облучения.

Таблица 15 – Сравнение показателей «шум» и «соотношение контраст-шум» между подгруппами НДКТ 0,5 и НДКТ 1

	Группа	ШУМ (SD)	Соотношение контраст-шум
Количество элементов в выборке	НДКТ 0,5	101,00	101,00
	НДКТ 1	99,00	99,00
	СДКТ	202,00	200,00
Среднее значение	НДКТ 0,5	30,10	36,00
	НДКТ 1	24,90	42,30
	СДКТ	39,50	28,90
Медиана	НДКТ 0,5	28,00	36,70
	НДКТ 1	24,70	41,40
	СДКТ	32,70	31,10

Продолжение таблицы 15

	Группа	ШУМ (SD)	Соотношение контраст-шум
Стандартное отклонение	НДКТ 0,5	9,56	7,05
	НДКТ 1	3,89	6,49
	СДКТ	15,90	10,10
Минимум	НДКТ 0,5	19,90	10,20
	НДКТ 1	17,80	27,80
	СДКТ	21,40	12,00
Максимум	НДКТ 0,5	97,20	52,10
	НДКТ 1	37,10	57,50
	СДКТ	84,10	48,90
Шапиро-Уилк р	НДКТ 0,5	< .001	0,01
	НДКТ 1	0,04	0,27
	СДКТ	< .001	< .001
Q1	НДКТ 0,5	25,40	31,80
	НДКТ 1	21,90	37,70
	СДКТ	27,50	20,00
Q3	НДКТ 0,5	32,20	40,50
	НДКТ 1	27,10	47,10
	СДКТ	48,10	36,90

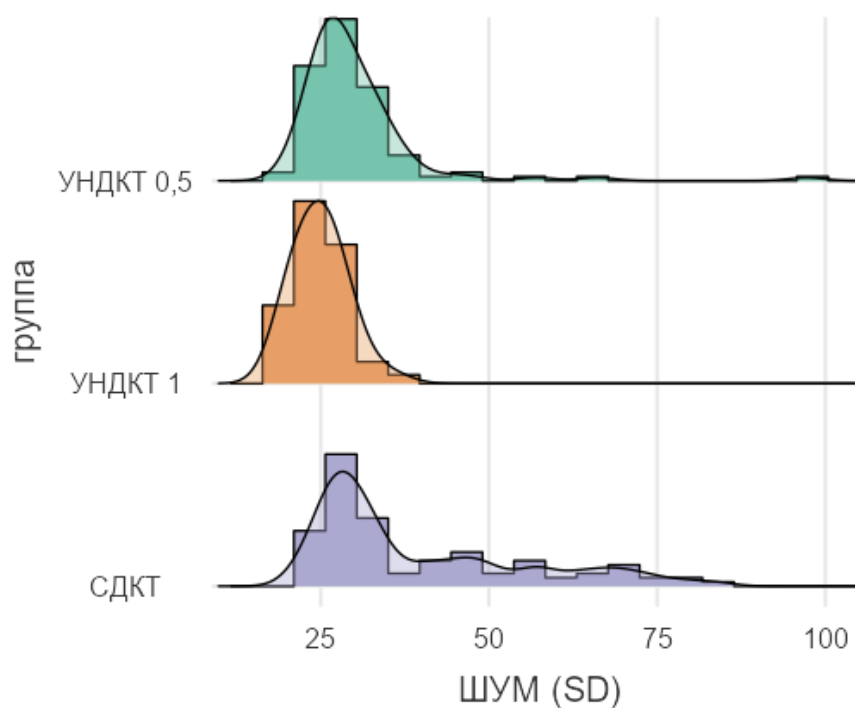


Рисунок 12 – Частотная гистограмма распределения показателя «шум» (SD)

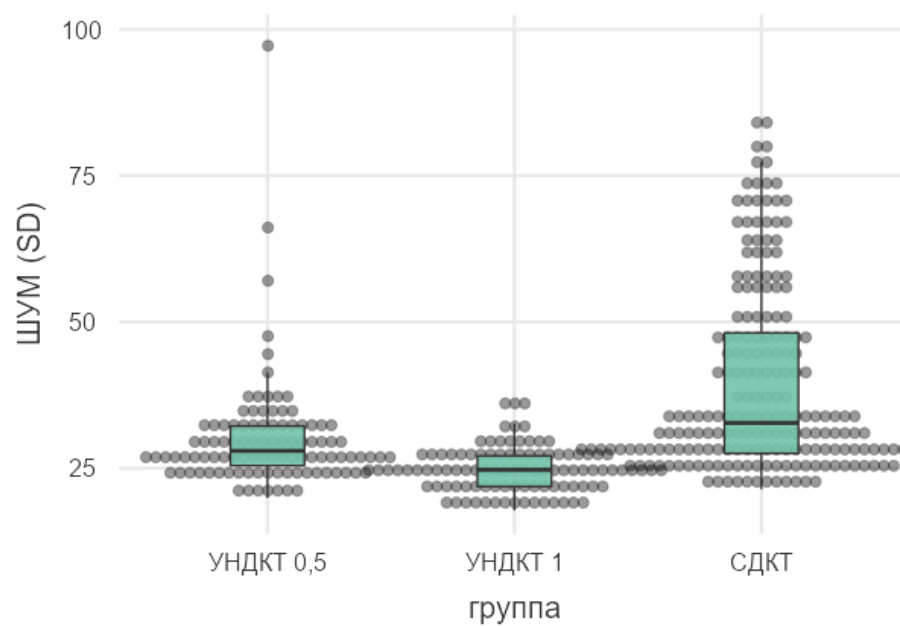


Рисунок 13 – График типа box-plot для иллюстрации количественных различий по показателю «шум»

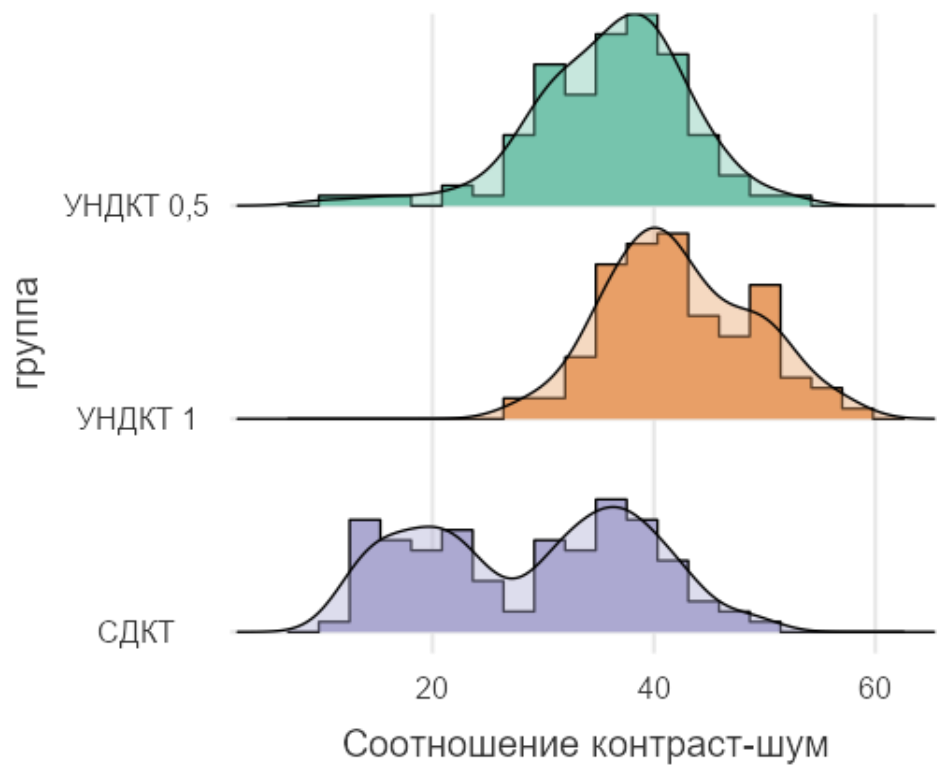


Рисунок 14 – Частотная гистограмма распределения соотношения контраст-шум (CNR)

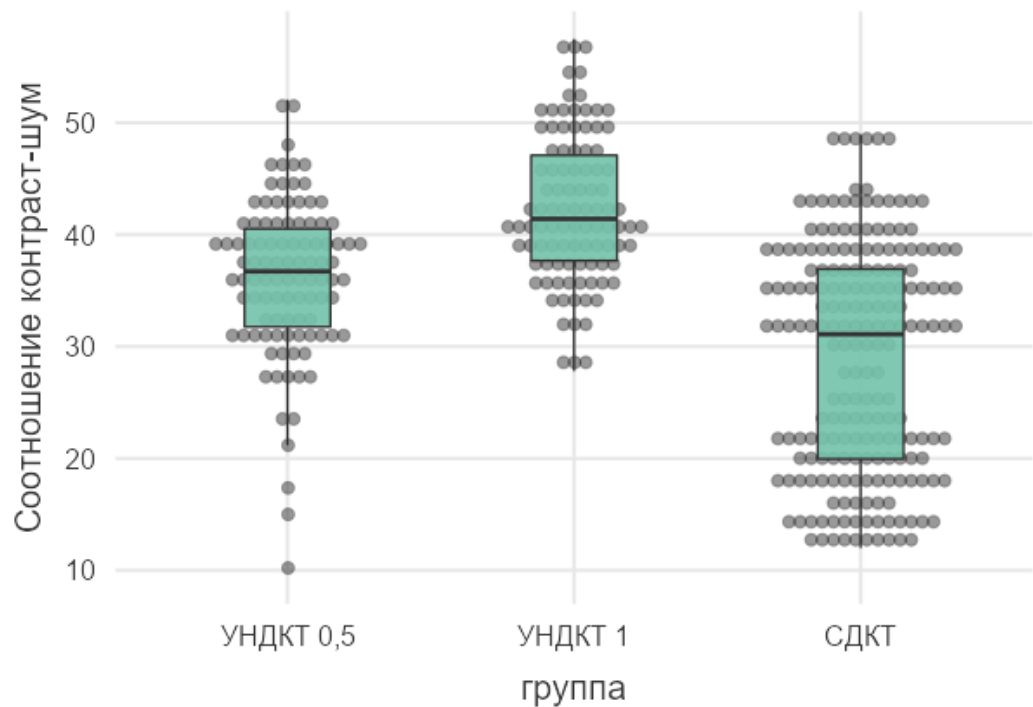


Рисунок 15 – График типа box-plot для иллюстрации количественных различий по соотношению контраст-шум

При анализе распределения критерием Шапиро-Уилка были получены значения точной двусторонней значимости $p > 0,05$. Однако учитывая количество элементов в выборке и принимая во внимание закон больших чисел, было принято решение о применении однофакторного дисперсионного анализа ANOVA с целью повышения статистической мощности.

При сравнении подгрупп с помощью однофакторного дисперсионного анализа были выявлены статистически значимые различия между всеми подгруппами по переменным «шум» и «соотношение контраст-шум» (таблица 16).

Таблица 16 – Однофакторный дисперсионный анализ ANOVA

	F	df1	df2	p
ШУМ (SD)	81,60	2,00	219,00	< .001
Соотношение контраст-шум	95,50	2,00	241,00	< .001

При проведении post-hoc теста Тьюки, предназначенного для анализа контрастов различий при сравнении более двух групп, было обнаружено, что статистически значимые различия присутствуют при сравнении групп НДКТ 0,5 и НДКТ 1 с группой СДКТ, а также при сравнении групп НДКТ 0,5 и НДКТ 1. Анализируя описательные характеристики и результаты сравнений, мы пришли к выводу о том, что разработанные низкодозные протоколы сопоставимы по показателям шума и соотношению контраст-шум и обеспечивают лучшее объективное качество изображения по сравнению с СДКТ, что объясняется наименьшей чувствительностью МИР к цифровому шуму при снижении дозы облучения.

Таблица 17 – Post-hoc тест Тьюки – ШУМ (SD)

		НДКТ 1	НДКТ 0,5	СДКТ
НДКТ 1	Разница средних	—	5,21	-9,37
	p-value	—	0,01	< ,001
НДКТ 0,5	Разница средних		—	-14,58
	p-value		—	< ,001
СДКТ	Разница средних			—
	p-value			—

Таблица 18 – Post-hoc тест Тьюки – соотношение контраст-шум (CNR)

		НДКТ 1	НДКТ 0,5	СДКТ
НДКТ 1	Разница средних	—	-6,27	7,13
	p-value	—	< ,001	< ,001
НДКТ 0,5	Разница средних		—	13,40
	p-value		—	< ,001
СДКТ	Разница средних			—
	p-value			—

Однако, учитывая оптимальное качество изображения при НДКТ 0,5, промежуточный вывод о том, что проведение КТ с дозой 0,5-1,0 мЗв неоправданно, преждевременен, так как при сравнении баллов субъективной оценки качества изображений в двух группах с помощью критерия χ^2 с поправкой на множественность сравнения было выявлено отсутствие статистически значимых различий в качестве изображений между группами низкодозного КТ ($p = 0,134$). При протоколе НДКТ 1 выявлено больше баллов 4 и 5 и меньше баллов 3 и 2 в абсолютных значениях. Следующим этапом нашего научного поиска было выявление патологии, визуализация которой чувствительна к снижению дозы облучения и требует более высокой лучевой нагрузки.

4.3. Выявление пороговых значений массы тела для кластеров НДКТ

В обеих подгруппах пациентов каждому исследованию, как НДКТ 0,5 и НДКТ 1, так и СДКТ, присваивался балл качества изображения от 1 до 5, где 1, 2, 3 – неудовлетворительное качество изображения, 4, 5 – хорошее качество изображения.

Алгоритм выявления пороговых значений массы тела, соответствующих каждому из протоколов НДКТ, состоял из следующих этапов:

1. Баллы, присваиваемые экспертом, были стратифицированы на 2 класса:

– класс 0 – неудовлетворительная оценка качества изображения.

В данный класс зачислялись исследования с баллами 1-3;

– класс 1 – удовлетворительная оценка качества изображения. В данный класс зачислялись исследования с баллами 4, 5;

2. Для оценки совокупного влияния массы тела и дозовой нагрузки, которую получали пациенты в обеих группах, была введена переменная «ДВ-коэффициент» (см. ниже).

3. Рассчитанные значения переменной «ДВ-коэффициент» подвергались проверке на значимость влияния на оценку качества изображения с помощью метода бинарной логистической регрессии. Эта процедура является необходимой для проверки сохранения статистической мощности вычисленной на данном этапе переменной.

4. Для каждой из подгрупп пациентов с помощью ROC-анализа были выявлены оптимальные значения переменной «ДВ-коэффициент», при условии: одна группа – одно значение.

5. С помощью оптимальных значений переменной «ДВ-коэффициент» в каждой из подгрупп математически моделировались значения массы тела, соответствующие фактической дозе излучения при НДКТ 0,5 и НДКТ 1.

6. Полученные в результате моделирования значения массы тела подвергались проверке на значимость влияния на оценку качества изображения с помощью метода бинарной логистической регрессии.

7. В полученной величине смоделированной массы тела с помощью ROC-анализа для каждой из групп высчитывались пороговые значения массы для групп НДКТ 0,5 и НДКТ 1.

Такой многокомпонентный дизайн статистической обработки обусловлен необходимостью тщательного и «осторожного» обращения с данными, поскольку в случае ошибки на каком-либо из этапов расчета ошибочными могут стать абсолютно все результаты.

Кроме того, по результатам разведывательного статистического анализа было показано, что масса тела сама по себе никаким образом не влияет на качество изображения ($AUC \approx 0,5$). Однако это противоречит физическим принципам, так как качество изображения напрямую зависит от ИМТ и значений дозовой нагрузки. Но в настоящем исследовании указана лишь масса тела, что привело к усложнению дизайна статистической обработки, чтобы выполнить поставленные в исследовании задачи.

Для определения оптимальных пороговых значений массы была введена новая переменная «ДВ-коэффициент», рассчитываемый по формуле (4):

$$ДВ_{\text{коэф}} = \frac{\text{Доза облучения}}{\text{Масса тела}} \quad (4)$$

Значения этого коэффициента были подвергнуты проверке на значимость влияния на оценку качества изображения с помощью бинарной логистической регрессии (логит-анализ). По результатам логит-анализа было показано достоверное положительное влияние новой введенной переменной на оценку качества изображения НДКТ 0,5 и НДКТ 1 ($p = 0,002$).

Для определения оптимального значения переменной «ДВ-коэффициент» для каждой из групп дозовой нагрузки использовался ROC-анализ.

По результатам ROC-анализа были определены значения:

- $DV_{\text{коэф}} = 0,004717$ для группы НДКТ 0,5;
- $DV_{\text{коэф}} = 0,0047713$ для группы НДКТ 1 (таблица 19).

Таблица 19 – Оптимальные значения с максимальным индексом Юдена для переменной $DV_{\text{коэф}}$ в НДКТ 0,5 и НДКТ 1

Оптимальное значение ДВ	Чувствительность (%)	Специфичность (%)	Положительная предсказательная способность (%)	Отрицательная предсказательная способность (%)	Индекс Юдена	AUC
0.004716666666666667	40,00%	93.75%	97.14%	22.73%	0.337	0.712
0.00477127659574468	70.22%	68.18%	94.7%	22.06%	0.384	0.714

Выбор оптимальных значений или «cutpoint» среди всех возможных осуществлялся на основании значений индекса Юдена (индекс Юдена – разница между долей истинно положительных результатов теста и долей ложноположительных результатов теста).

Чем больше индекс Юдена, тем точнее предсказание, что в нашем случае означает наиболее точное соответствие качества получаемого изображения ожиданиям эксперта.

Следующим этапом осуществлялось моделирование оптимальных значений массы на основании фактических значений дозовой нагрузки в группах НДКТ 0,5 и НДКТ 1: каждое фактическое значение дозы в группе НДКТ 0,5 разделялось на значение $DV_{\text{коэф}}$ для данной группы (0,004717), а в НДКТ 1 – на значение $DV_{\text{коэф}}$ для данной группы (0,0047713). Таким образом, были смоделированы теоретические значения массы, подходящие под дозовую нагрузку в случае каждого конкретного пациента.

Полученные в результате математического моделирования значения массы были пропущены через бинарную логистическую регрессию, дабы убедиться в их достоверном и значимом влиянии на *фактический* балл оценки качества изображения. По итогам этого этапа значимость влияния подтвердилась ($p = 0,045$).

На последнем этапе статистической обработки для каждой из групп с помощью ROC-анализа было рассчитано рубежное значение массы, в котором индекс Юдена был бы максимальным.

Согласно расчетам, в группе НДКТ 0,5 пороговым значением, до которого можно использовать такую дозовую нагрузку, является значение массы тела 52,1518 кг (таблица 20, рисунок 17).

В группе 0,5-1,0 мЗв пороговым значением, до которого можно использовать такую дозовую нагрузку, является значение массы тела 72,186 кг (таблица 20, рисунок 18). Соответственно диапазон массы тела для данной дозовой нагрузки – от 52,1518 кг до 72,186 кг.

Таблица 20 – Оптимальные значения с максимальным индексом Юдена в переменной моделированного значения массы для НДКТ 0,5

Рубежное значение массы	Чувствительность (%)	Специфичность (%)	Положительная предсказательная способность (%)	Отрицательная предсказательная способность (%)	Индекс Юдена	AUC
48.3358066567734	90.59%	43.75%	89.53%	46.67%	0.343	0.737
50.561797752809	80%	56.25%	90.67%	34.62%	0.363	0.737
51.8337926648293	68.24%	68.75%	92.06%	28.95%	0.370	0.737
52.1517913928344	63.53%	75%	93.1%	27.91%	0.385	0.737
52.4697901208395	62.35%	75%	92.98%	27.27%	0.374	0.737
52.7877888488446	61.18%	75%	92.86%	26.67%	0.362	0.737
53.4237863048548	60%	75%	92.73%	26.09%	0.350	0.737
56.9217723129107	52.94%	81.25%	93.75%	24.53%	0.342	0.737
72.185711257155	48.24%	87.5%	95.35%	24.14%	0.357	0.737
72.5037099851601	47.06%	87.5%	95.24%	23.73%	0.346	0.737

Однако вышеизложенные данные получены для идеальных изображений, которым эксперт выставил оценки 4 (хорошо) и 5 (отлично). Полученные данные доказывают, что при использовании разработанных протоколов и полученной

массе тела пациента, независимо от сценария исследования будут получены КТ-изображения наивысшего качества при минимальной дозовой нагрузке.

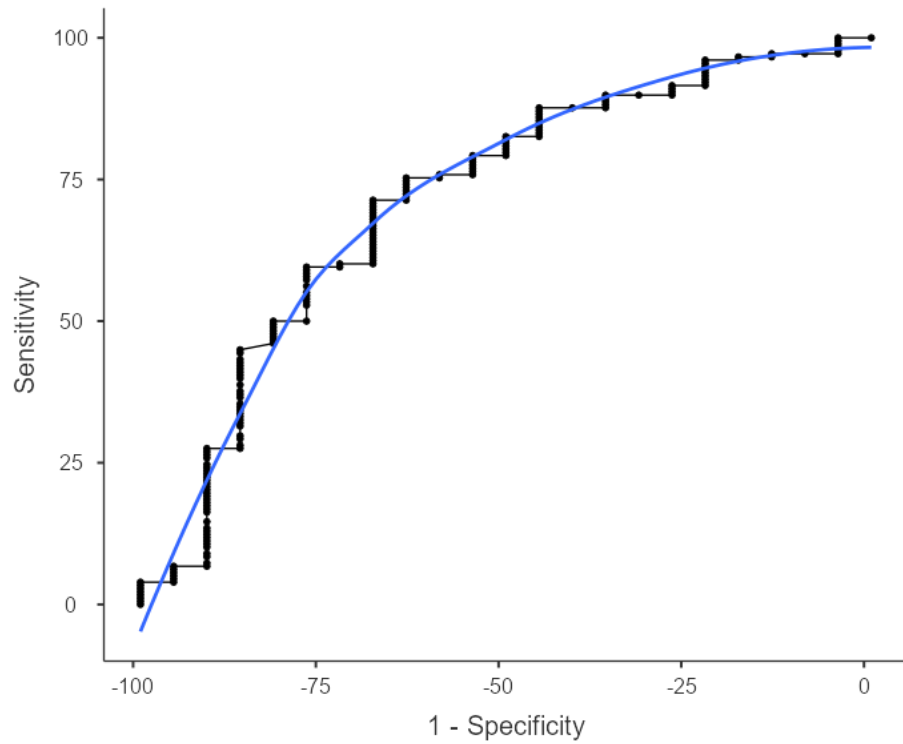


Рисунок 16 – ROC-кривая для моделированного значения массы в 1-й группе лучевой нагрузки НКДТ 0,5

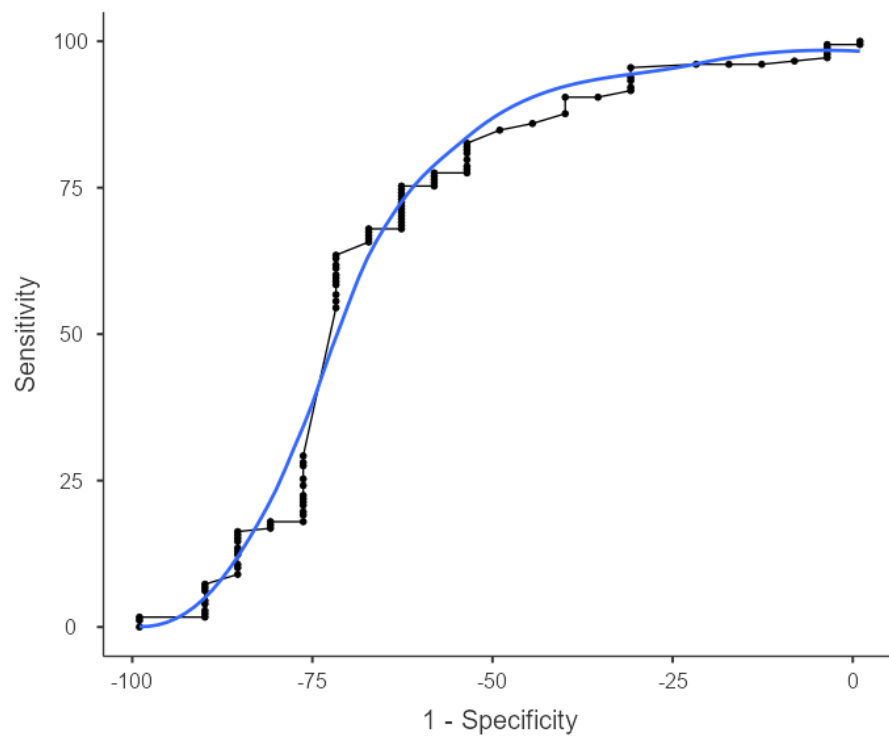


Рисунок 17 – ROC-кривая для моделированного значения массы во 2-й группе лучевой нагрузки НКДТ 1

Таблица 21 – Оптимальные значения с максимальным индексом Юдена в переменной моделированного значения массы для 1-й группы (0,1-0,5 мЗв)

Рубежное значение массы	Чувствительность (%)	Специфичность (%)	Положительная предсказательная способность (%)	Отрицательная предсказательная способность (%)	Индекс Юдена	AUC
67.0977316090736	75.84%	59.09%	93.75%	23.21%	0.349	0.676
68.687725249099	75.28%	59.09%	93.71%	22.81%	0.344	0.676
72.185711257155	75.28%	63.64%	94.37%	24.14%	0.389	0.676
72.5037099851601	74.72%	63.64%	94.33%	23.73%	0.384	0.676
73.4577061691753	74.16%	63.64%	94.29%	23.33%	0.378	0.676
75.3656985372058	73.6%	63.64%	94.24%	22.95%	0.372	0.676
76.6376934492262	73.03%	63.64%	94.2%	22.58%	0.367	0.676
77.9096883612466	72.47%	63.64%	94.16%	22.22%	0.361	0.676

Тем не менее данные значения массы тела недопустимы практически для половины включенных в исследование пациентов. Они не включали исследования с оценками 3, при котором качество изображения было достаточным для визуализации.

Следующим этапом научного поиска мы решили выяснить влияние низкодозного протокола с применением МИР на визуализацию конкретных патологических изменений при КТ органов грудной клетки и подобрать дозовую нагрузку для удовлетворительной визуализации всех видов выявленной патологии.

4.4. Согласованность результатов в подгруппах НДКТ с СДКТ

Балл по 5-балльной шкале, помимо общей оценки качества изображения, присваивался качеству визуализации таких выявленных изменений, как:

- очаги солидного характера (от 4 мм);
- очаги матового стекла (от 4 мм);

- участки консолидации;
- участки повышения воздушности легочной ткани;
- кальцинаты в паренхиме легких;
- ателектазы;
- изменения л/у средостения;
- плевральные полости;
- перикард.

После присвоения балла производилась сравнительная оценка баллов СДКТ со значениями в подгруппе НДКТ 0,5 и в подгруппе НДКТ 1.

Плевральные полости и перикард были исключены из оценивания ввиду недостаточного количества оценок ($n_{\text{оценок}} = 14$ в группе 0,1-0,5 по обоим параметрам и обоим нагрузкам, $n_{\text{оценок}} = 4$ в группе 0,5-1,0 по обоим параметрам и обоим нагрузкам). Однако визуализация данных изменений независимо от дозы облучения была удовлетворительной. Все выставленные баллы были от 3 до 5.

Из исследования были исключены очаги солидного характера (от 4 мм), инфильтрация и ателектазы либо по причине отсутствия статистически значимой разницы между баллами оценки между двумя подгруппами, либо по причине одинаковой оценки всех изображений в какой-либо из групп, что, в свою очередь, делало невозможным подсчет чувствительности, специфичности и диагностической точности.

Таким образом, сравнительной оценке подлежали такие параметры, как:

- очаги матового стекла (от 4 мм);
- участки повышения воздушности легочной ткани;
- кальцинаты в паренхиме легких;
- изменения л/у средостения.

Очаги матового стекла (от 4 мм)

При сравнении качества изображения между СДКТ и НДКТ 0,5 по параметру очагов матового стекла были получены следующие результаты.

Таблица 22 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 0,5 при выявлении очагов матового стекла

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Ratios
НДКТ 0,5 Положит.	8	0	8	Чувств.	47.1 %
НДКТ 0,5 Отрицат.	9	3	12	Специф.	100.0 %
Итого	17	3	20	Д/точность	55.0 %

Низкая чувствительность и, как следствие, диагностическая точность не позволяют рекомендовать данный интервал дозовой нагрузки для выявления очагов матового стекла.

В то время как при протоколе НДКТ 1 наблюдаемые показатели составляют:

Таблица 23 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 1 при выявлении очагов матового стекла

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Ratios
НДКТ 1 Положит.	24	0	24	Чувств.	85.7 %
НДКТ 1 Отрицат.	4	3	7	Специф.	100.0 %
Итого	28	3	31	Д/точность	87.1 %

Рассчитанные высокие значения чувствительности, специфичности и диагностической точности позволяют утверждать, что протокол НДКТ 1 подходит для выявления *очагов матового стекла*.

Ниже приведен клинический случай сравнительного анализа качества изображения СДКТ и НДКТ при визуализации очагов матового стекла.

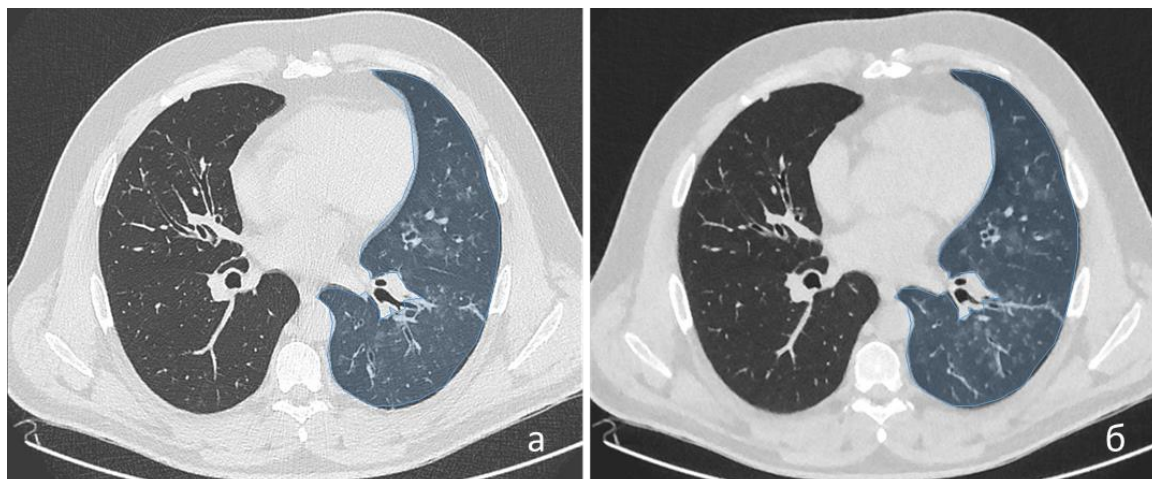


Рисунок 18 – Пациент С., 43 года, масса тела 115 кг.
Множественные участки по типу матового стекла в левом легком определяются при обеих методиках сканирования: а – СДКТ (6,7 мЗв); б – НДКТ 1 (0,78 мЗв)

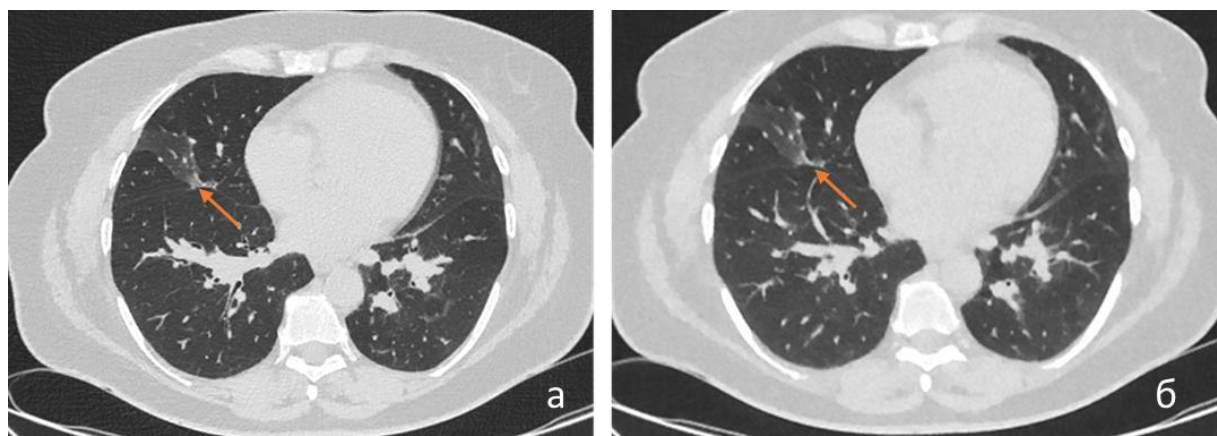


Рисунок 19 – Пациентка К., 54 года, масса тела 86 кг.
Участок по типу матового стекла у пациентки с саркоидозом легких визуализируется одинаково хорошо при разных режимах сканирования:
а – СДКТ (3,3 мЗв); б – НДКТ 0,5 (0,45 мЗв)

Участки повышения воздушности легочной ткани

При сравнении качества изображения между СДКТ и НДКТ 0,5 по параметру повышения воздушности легочной ткани были получены следующие результаты.

Таблица 24 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 0,5 при выявлении участков повышенной воздушности легочной ткани

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Значения
НДКТ 0,5 Положит.	10	0	10	Чувств.	47.6 %
НДКТ 0,5 Отрицат.	11	16	27	Специф.	100.0 %
Итого	21	16	37	Д/точность	70.3 %

В то же время при НДКТ 1 наблюдаемые показатели составляют:

Таблица 25 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 1 при выявлении участков повышенной воздушности легочной ткани

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Значения
НДКТ 1 Положит.	11	1	12	Чувств.	57.9 %
НДКТ 1 Отрицат.	8	6	14	Специф.	85.7 %
Итого	19	7	26	Д/точность	65.4 %

Рассчитанные высокие значения чувствительности, специфичности и диагностической точности позволяют утверждать, что для выявления *участков повышенной воздушности легочной ткани* протокол НДКТ 0,5 обладает более высокой точностью, чем НДКТ 1.

Ниже приведен клинический случай сравнительного анализа качества изображения СДКТ и НДКТ при визуализации участков повышения воздушности легочной ткани.

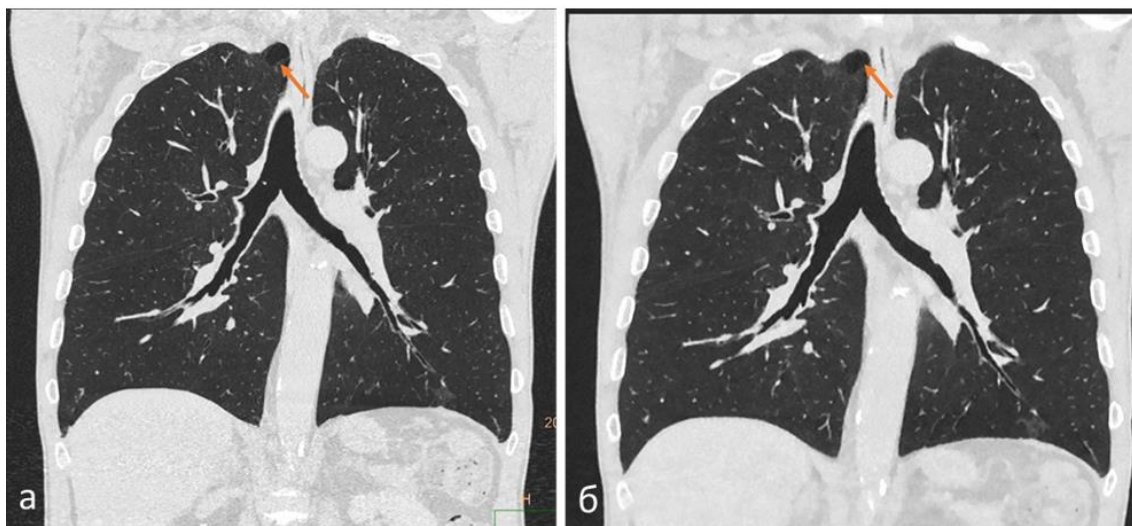


Рисунок 20 – Пациент А., 66 лет, масса тела 80 кг.
Воздушная булла в верхушке правого легкого достоверно выявляется как при стандартном, так и при низкодозном режимах сканирования:
а – СДКТ (3,2 мЗв); б – НДКТ 0,5 (0,4 мЗв)

Кальцинаты в паренхиме легких

При оценке качества визуализации кальцинатов в паренхиме легких между СДКТ и НДКТ 0,5 мЗв были получены следующие результаты:

Таблица 26 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 0,5 при выявлении кальцинатов в паренхиме легких

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Значения
НДКТ 0,5 Положит.	23	0	23	Чувств.	92.0 %
НДКТ 0,5 Отрицат.	2	1	3	Специф.	100.0 %
Итого	25	1	26	Д/точность	92.3 %

В то же время при НДКТ 1 наблюдаемые показатели составляют:

Таблица 27 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 1 при выявлении кальцинатов в паренхиме легких

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Значения
НДКТ 1 Положит.	17	0	17	Чувств.	94.4 %
НДКТ 1 Отрицат.	1	4	5	Специф.	100.0 %
Итого	18	4	22	Д/точность	95.5 %

В обеих группах значения чувствительности, специфичности и диагностической точности близки к 100%, поэтому оба протокола могут быть рекомендованы для выявления кальцинатов паренхиме легких.

Ниже приведен пример сравнительного анализа качества изображения СДКТ и НДКТ при визуализации кальцинатов в паренхиме легких.

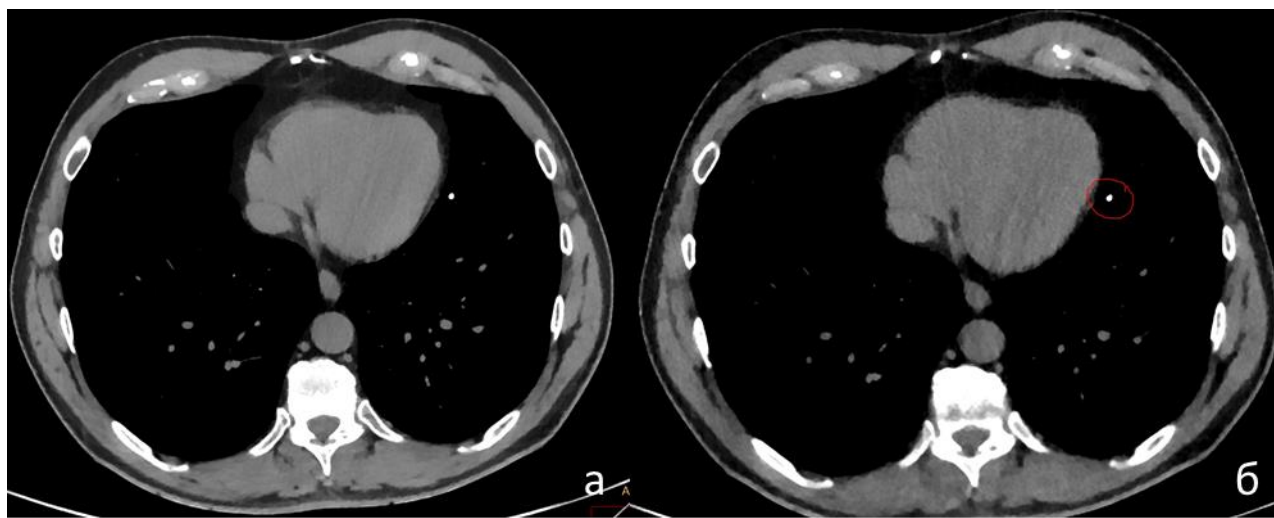


Рисунок 21 – Пациент А. 68 лет, масса тела 84 кг.

В S4 левого легкого определяется кальцинат, качество визуализации при НДКТ также достоверно, как и при СДКТ:

а – СДКТ (2,8 мЗв); б – НДКТ 0,5 (0,5 мЗв).

Изменения л/у средостения

При оценке качества визуализации лимфоузлов средостения между СДКТ и НДКТ 0,5 мЗв были получены следующие результаты:

Таблица 28 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 0,5 при выявлении л/у средостения

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Значения
НДКТ 0,5 Положит.	11	0	11	Чувств.	78.6 %
НДКТ 0,5 Отрицат.	3	2	5	Специф.	100.0 %
Итого	14	2	16	Д/точность	81.3 %

В то же время при НДКТ 1 наблюдаемые показатели составляют:

Таблица 29 – Результаты классификации, значения чувствительности, специфичности и диагностической точности НДКТ 1 при выявлении л/у средостения

	СДКТ Положит.	СДКТ Отрицат.	Итого		Значения
НДКТ 1 Положит.	9	0	9	Чувств.	90.0 %
НДКТ 1 Отрицат.	1	1	2	Специф.	100.0 %
Итого	10	1	11	Д/точность	90.9 %

В обеих группах значения чувствительности, специфичности и диагностической точности близки к 100 %, однако чуть выше эти значения в группе НДКТ 1, поэтому *для оценки состояния л/у средостения* наилучшим образом подходит *протокол НДКТ 1*.

Ниже приведен клинический случай сравнительного анализа качества изображения СДКТ и НДКТ при визуализации л/у средостения.

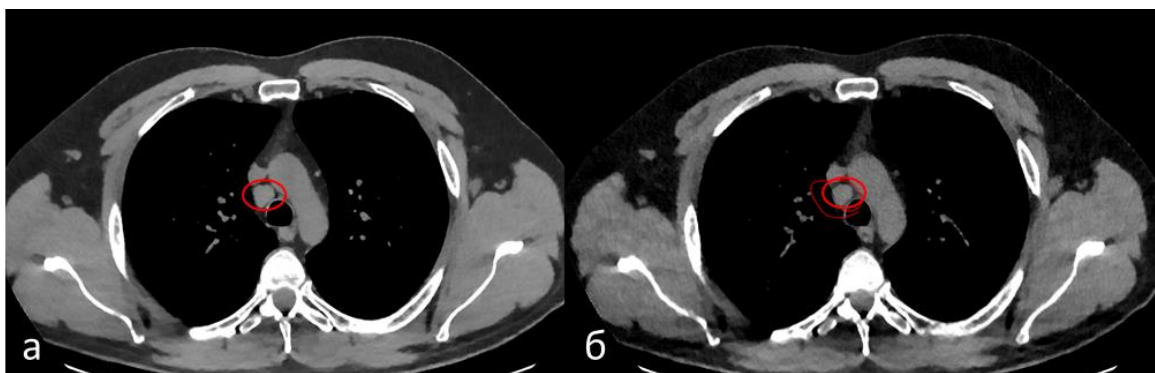


Рисунок 22 – Пациент Е., 68 лет, масса тела 115 кг.
Увеличенный нижний паратрахеальный узел справа как при стандартном, так и при низкодозном режимах сканирования визуализируется отчетливо:
а – СДКТ (5,8 мЗв); б – НДКТ 1 (0,85 мЗв)

4.5. Оценка влияния модельной итеративной реконструкции на порядковый кальциевый индекс

Оценка объективности результатов оценки риска при НДКТ осуществлялась с помощью проверки корреляционной взаимосвязи между порядковой шкалой оценки при НДКТ и оценки стандартного исследований коронарного кальция по шкале Агатстона. Пациенты в обеих шкалах были разделены на 4 группы риска:

- отсутствует;
- низкий;
- умеренный;
- высокий.

Для проверки наличия корреляционной взаимосвязи использовался коэффициент ранговой корреляции Tau b Кендалла.

По результатам проверки была выявлена сильная положительная статистически значимая корреляционная взаимосвязь (таблица 30), что делает правомочной оценку риска по порядковой шкале при НДКТ.

Таблица 30 – Корреляционная матрица между порядковой шкалой и шкалой Агатстона

		Риск по Агатстону	Риск по порядковому индексу
Риск по Агатстону	Tau b Кендалла	—	—
	p-value	—	—
Риск по порядковому индексу	Tau b Кендалла	0.858	—
	p-value	< .001	—

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящее время компьютерная томография является широко распространенным методом исследования большого пула патологий, для многих из которых КТ – это золотой стандарт диагностики. Именно поэтому на первое место встает вопрос снижения лучевой нагрузки при сохранении максимального качества изображения.

Выполненная работа была нацелена на изучение протоколов МИР, так как при них обеспечиваются очень низкие дозы лучевой нагрузки с сохранением качества исследований. Стоит отметить, что наше исследование доказывает возможность применения МИР в клинической практике врачами-рентгенологами без специфических навыков, быстрой интеграции и может широко использоваться несмотря на то, что МИР меняет привычное восприятие изображений за счет очищения от цифрового шума, который ранее воспринимался как часть информации или нормальная структура органов [33].

Дополнительно наша работа подтвердила ряд утверждений, продемонстрированных в ряде других исследований [151, 137, 19, 88, 135]. Как уже говорилось ранее, основными параметрами оценки качества изображения при НДКТ с ГИР и НДКТ с использованием МИР являются показатели «шум», «соотношение контраст-шум» и «соотношение сигнал-шум». Шум (SD) изображения является одним из основных факторов, определяющих качество КТ-изображения благодаря его тесной связи с обнаруживаемостью при КТ-исследовании низкоконтрастной патологии. Следовательно, снижение шума является отличительной чертой всех итеративных методов реконструкции.

Согласно данным ряда работ, при НДКТ уровень шума изображения для МИР практически не зависит от дозы, что полностью согласуется с нашими результатами [19, 25]. Для всех других алгоритмов шум изображения не был постоянным для разных уровней дозовой нагрузки. При одинаковом уровне дозы для одного и того же сканера алгоритмы МИР уменьшают шум изображения, улучшение тем значимее, чем ниже доза.

Говоря о показателе «соотношение контраст-шум», стоит начать с того, что за последние 2 года многими авторами был принят единый протокол расчета этого показателя по формулам, приведенным ниже.

Afadzi M. et al., 2019 [19] (5):

$$CNR = \frac{2(HU_L - HU_A)^2}{SD_L^2 + SD_A^2} \quad (5)$$

Martini K. et al., 2020 [96] (6):

$$CNR_{vessels} = \frac{Mean_{parenchyma} - Mean_{vessels}}{\sqrt{0.5 \times (SD_{parenchyma}^2 - SD_{vessels}^2)}}, \quad (6)$$

Afadzi M. et al., 2020 [18] (7):

$$CNR = \frac{2(HU_L - HU_A)^2}{SD_L^2 + SD_A^2} \quad (7)$$

Несмотря на кажущуюся разность формул, данные протоколы практически тождественны.

Наш протокол расчета отличался от предложенного выше. Однако согласно опубликованным результатам Leyendecker P. et al. 2019, Sauter A. et al. 2016 и Agostini A. et al. 2020, в которых приведена подобная нашей формула расчета показателя «соотношение контраст-шум», мы считаем использование нами именно этой формулы правомочным [91, 127, 20].

Согласно нашим результатам, протоколы, основанные на МИР, показали увеличение CNR при НДКТ. Это улучшение было более выражено на самом низком уровне шума, что подтверждается рядом исследований [44, 21, 69].

Помимо объективной оценки качества изображения, в нашей работе производилась субъективная оценка качества изображения по шкале Лайкерта,

каждому исследованию присваивался балл от 1 до 5, где 1 – низший балл, 5 – высший балл. Для упрощения дизайна исследования и увеличения статистической мощности было принято решение стратифицировать качество изображения на 2 класса, где класс «0» объединял 1, 2, 3 баллы по шкале Лайкерта и соответствовал неудовлетворительному качеству изображения, а класс «1» объединял 4 и 5 баллы по шкале Лайкерта, что соответствовало удовлетворительному качеству изображения. В ряде исследований в случае такой бинарной оценки качества изображения в качестве статистического оператора использовалась Каппа Коэна [75, 83, 92]. Однако этот статистический метод не подходит для настоящей работы, так как подразумевает изучение согласия оценок разных экспертов. В нашем исследовании эксперт был один, поэтому было принято решение остановиться на тесте чувствительности и специфичности, подразумевающим сравнение экспериментальных изображений, полученных при использовании НДКТ и протоколов МИР, с широко внедренными в практику протоколами со стандартной дозой и ГИР (iDose).

Говоря об условных ограничениях настоящего исследования, стоит отметить, что в этой работе никак не фигурирует индекс массы тела, как основной критерий подбора оптимальной дозы лучевой нагрузки в случае каждого пациента. ИМТ, как определяющий параметр подбора дозы, упоминается в подавляющем большинстве публикаций, в том числе и в одном мета-анализе, независимо от профиля изучаемой патологии [118, 117, 102, 123, 153]. Однако ИМТ требует расчетов, пусть и несложных, не являясь при этом в достаточной мере информативным показателем. Это утверждение подтверждается результатами мета-анализа Xiang H. et al. 2017, согласно которым однозначных пороговых значений ИМТ, позволяющих выбрать оптимальный протокол сканирования, получено не было [153]. Это мы объясняем тем, что показатель ИМТ сам по себе недостаточно чувствителен для оценки структуры и композиции тканей тела в случае каждого отдельного индивида. Единственным доступным методом оценки данных параметров является биоимпедансометрия, влияние

параметров которой на подбор дозы лучевой нагрузки мы планируем изучить в дальнейшем.

Более того, не стоит забывать практический нюанс, заключающийся в том, что в большинство томографов заносятся данные только о массе тела пациента, а для расчета ИМТ необходим еще показатель роста, что увеличивает нагрузку на рентген-лаборанта и усложняет алгоритм выбора протокола сканирования.

Необходимо отметить, что предпринимать попытки исследовать влияние показателя массы на качество изображения в изоляции от остальных параметров сканирования было бы ненаучно. Именно поэтому мы прибегли к аппроксимации показателя массы тела на дозовую нагрузку, результатом которой явилось вычисление переменной дозо-веса коэффициента $DV_{\text{коэфф}}$. После вычисления значений данного коэффициента мы проанализировали его диагностическую точность в отношении НДКТ. После получения экспериментального подтверждения нашей гипотезы и определения значений максимальной чувствительности и специфичности для переменной $DV_{\text{коэфф}}$ мы «развернули» эти значения по обратной формуле, таким образом получили пороговые значения для массы тела.

В ходе нашей работы мы доказали, что применение МИР при НДКТ грудной клетки не приводит к искажению полученных данных, реклассификации пациентов и может применяться для оценки сердечно-сосудистого риска у пациентов. В отношении определения риска ССЗ по шкале Агатстона, которая использовалась в нашем исследовании, единой позиции в мировой литературе нет. По данным Htwe Y. et al. 2015, использование порядковой шкалы более предпочтительно для определения риска ССЗ с помощью КТ [64]. Однако в исследовании Wang et al. 2020, в котором было реализовано глубокое машинное обучение, в качестве шкалы оценки кальцинирования коронарных артерий использовалась именно шкала Агатстон [149]. Мы считаем, что данное противопоставление не вполне уместно, поскольку Шкала Агатстон и порядковая шкала имеют положительную значимую близкую к абсолютной корреляционную

взаимосвязи, что показано как в нашем исследовании, так и в исследовании Azoug et. al. 2017 [27].

В нашем исследовании в рамках эксперимента, а также при проведении клинического исследования мы доказали, что на сегодняшний день применение протоколов КТ-сканирования со стандартной дозой в качестве рутинного обследования пациентов, в частности в первичном звене здравоохранения, изжило себя, так как при использовании современных алгоритмов модельной итеративной реконструкции удается достичь удовлетворительного качества изображения при значительно меньших дозах лучевой нагрузки. При этом диагностическая точность и информативность низкодозных протоколов не уступает протоколам со стандартной дозой. Безусловно, существует ряд патологий, при которых золотым стандартом диагностики является исключительно КТ высокого разрешения. Однако заподозрить эту патологию при низкодозном исследовании и направить пациента на КТ-исследование со стандартной дозой видится более рациональным подходом в условиях высокопоточного приема, чем назначение всем пациентам СДКТ.

Далее мы приведем примеры, когда хорошая визуализация лучевых паттернов при НДКТ позволяет сделать правильный рентгенологический диагноз.

Низкодозная компьютерная томография с МИР в диагностике пневмоний

Пневмонии – группа заболеваний, вызываемых различными инфекционными агентами и проявляющимися воспалительными изменениями респираторных отделов легочной ткани дистальнее терминальных бронхиол. Компьютерная томография является наиболее точным лучевым методом диагностики пневмоний и оценкой распространенности процесса.

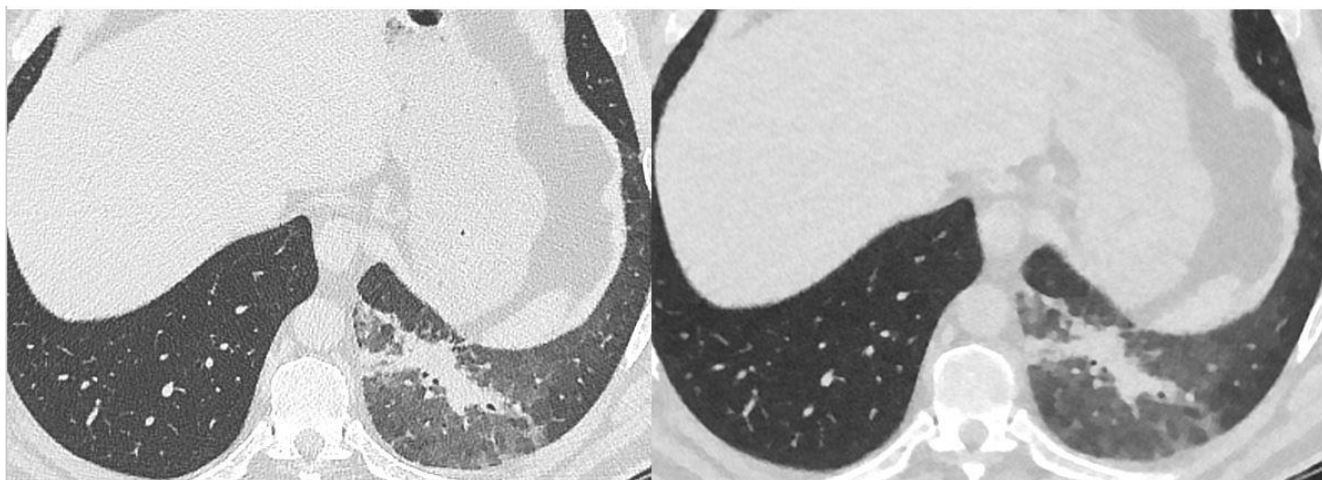


Рисунок 23 – Пациент с левосторонней нижнедолевой пневмонией, вес 115 кг.
Слева – СДКТ (5,93 мЗв), справа – НДКТ1 (0,78 мЗв).

Главными КТ-признаками пневмонии являются различные виды уплотнения легочной ткани, такие как консолидация легочной ткани (часто с признаками воздушной бронхографии, рисунок 23), перибронхиальные участки уплотнения легочной ткани с нечеткими контурами и наличие участков уплотнения легочной ткани по типу матового стекла. При этом различная КТ-картина при наличии клинических признаков позволяет сделать предположение о видах инфекционного агента (но не является высокоспецифичной). Например, наиболее распространенные бактериальные пневмонии проявляются различными видами консолидации легочной ткани и перибронхиальными участками уплотнения. В условиях пандемии COVID-19 компьютерная томография показала высокую диагностическую точность в диагностике вирусной пневмонии благодаря характерным изменениями по типу матового стекла в периферических отделах легких даже у бессимптомных пациентов и пациентов с отрицательным ПЦР-тестом.

Задачами компьютерной томографии при диагностике пневмоний являются выявление участков поражения легочной ткани, характерных для пневмонии и

дифференциальная диагностика с другими видами поражения легочной ткани, проявляющимися ее уплотнениями.

В ходе своей работы мы установили, что низкодозная компьютерная томография с применением МИР сопоставима с компьютерной томографией со стандартной дозой в диагностике участков консолидации легочной ткани (рисунок 23).

При визуализации участков уплотнения легочной ткани по типу матового стекла мы установили, что сопоставимым по чувствительности и специфичности с КТ со стандартной дозой является протокол НДКТ1.

Таким образом, использование протокола НДКТ1 позволяет диагностировать проявления пневмонии и отвечать на диагностические задачи, поставленные клиницистами, значительно снижая как дозы для одного пациента, так и в целом лучевую нагрузку на население.

НДКТ с МИР в диагностике внутригрудной лимфаденопатии

Изменения внутригрудных лимфатических узлов происходят при различных патологических изменениях, прежде всего при неопроцессах, саркоидозе и туберкулезе. Компьютерная томография является единственным методом лучевой диагностики, подходящим для оценки лимфатических узлов средостения, их размеров и структуры. Помимо этого, задачами компьютерной томографии являются четкая дифференцировка лимфатических узлов средостения от других структур, таких как пищевод, карманы перикарда, сосуды. Доказано, что снижение лучевой нагрузки при КТ снижает контрастность мягкотканых структур.

В ходе своей работы мы оценивали, позволяет ли использование МИР при НДКТ сохранить визуализацию лимфатических узлов средостения. Мы выяснили, что и при НДКТ 0,5, и при НДКТ 1 сохраняется хорошая визуализация лимфатических узлов средостения, однако большей точностью обладает протокол НДКТ 1 (90,9 %, рисунок 24). Таким образом, использование протокола НДКТ1 позволяет диагностировать внутригрудную лимфаденопатию, оценивать

количество и размеры внутригрудных лимфатических узлов, значительно снижая дозы облучения как для одного пациента, так и в целом лучевую нагрузку на население.

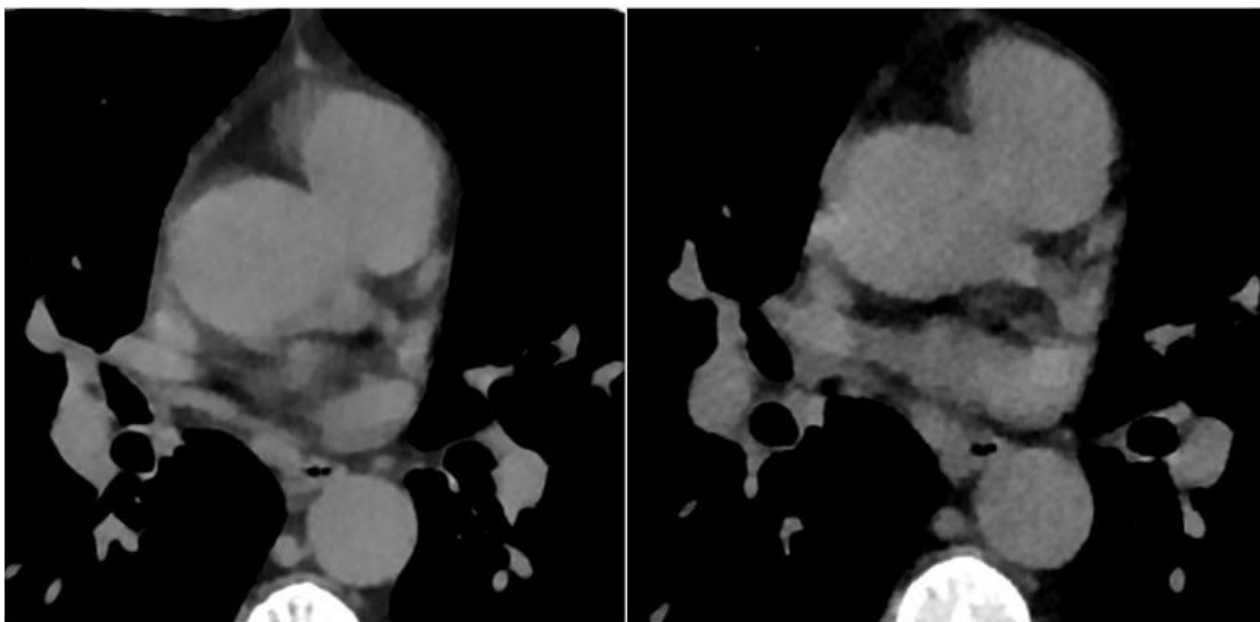


Рисунок 24 – Пациент с увеличенным лимфатическим узлом, вес 93 кг.
Справа СДКТ (3,46 мЗв), слева НДКТ1 (0,76 мЗв)

НДКТ с МИР при диагностике очаговой патологии легких

Известно, что очаговые изменения в легких выявляются почти у 100 % пациентов и в большинстве случаев являются доброкачественными. В то же время в виде очагов в легких могут проявляться и инфекционные процессы (например, туберкулез), различные виды интерстициальных заболеваний (например, саркидоз) и метастатическое поражение легких.

При визуализации очаговых изменений легких мы установили, что сопоставимым по чувствительности и специфичности с КТ со стандартной дозой является протокол НДКТ1 (рисунок 25).

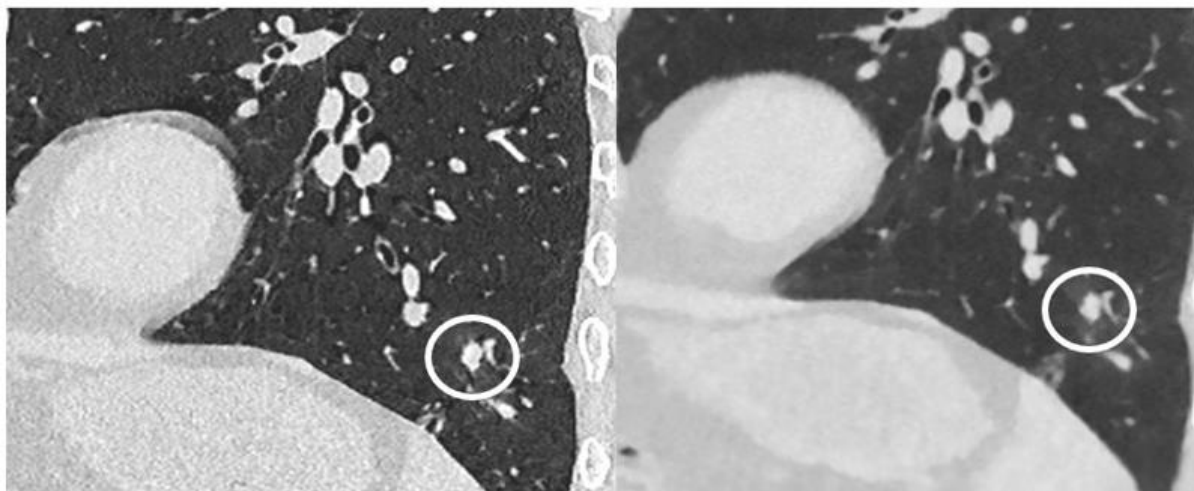


Рисунок 25 – Пациент с очагом в 10 сегменте слева, вес 133 кг. Справа – СДКТ (7,53 мЗв), слева – НДКТ1 (1,0 мЗв).

Таким образом, использование протокола НДКТ1 позволяет выявлять очаговые изменения легких, подходит как для скрининговых исследований (например, скрининга рака легкого), так и для рутинных исследований легких, например для поиска метастазов, несмотря на значительно сниженную дозу облучения.

НДКТ в диагностики эмфиземы легких

Эмфизема легких – патологическое состояние, развивающееся всего в ходе прогрессирования хронической болезни легких. Распространенность заболевания увеличивается в связи с ухудшением экологической обстановки и распространенности курения. КТ является единственным лучевым методом, позволяющим как выявить эмфизематозные участки, так и оценить объем вовлечения легких. Правильная оценка объема поражения легочной ткани эмфиземой с помощью специализированного программного обеспечения стала играть важную роль в правильном подборе тактики лечения пациентов.

Известной проблемой модельных итеративных реконструкций является снижение качества визуализации участков пониженной пневматизации легочной ткани при снижении дозы облучения. Нашей задачей было исключить гиподиагностику эмфиземы легких при использовании НДКТ. В ходе своей

работы мы подтвердили, что при НДКТ сохраняется удовлетворительная визуализация участков повышенной воздушности легочной ткани.

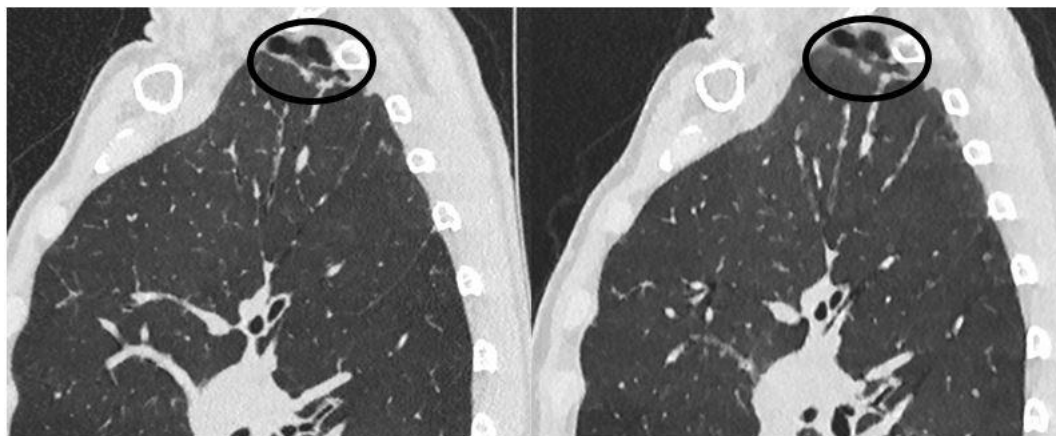


Рисунок 26 – Пациент с апикальными буллами, вес 56 кг.
Справа – СДКТ (2,15 мЗв), слева – НДКТ1 (0,53 мЗв)

НДКТ органов грудной клетки с оценкой кальцификации коронарных артерий с помощью порядкового индекса

В ходе своей работы мы доказали, что применение порядкового индекса при НДКТ органов грудной клетки с МИР обладает высокой корреляцией со шкалой Агатстона. В нашей работе 45 пациентов были направлены на КТ грудной клетки кардиологом, 26 пациентов были направлены врачом-терапевтом в рамках ежегодного планового обследования. В таблице 31 представлены результаты исследования пациентов с градацией по сердечно-сосудистому риску.

Таблица 31 – Распределение пациентов по группам сердечно-сосудистого риска

Порядковый индекс	Кальцификация коронарных артерий	Сердечно-сосудистый риск	Количество пациентов
0	Отсутствует	Очень низкий	12
1-3	Незначительная	Низкий	37
4-5	Умеренная	Умеренный	13
Более 6	Тяжелая	Высокий	9

Все пациенты, у которых было выявлено обызвествление коронарных артерий, были направлены на первичную или повторную консультацию врача-

кардиолога. Среди всех 37 пациентов с низким риском сердечно-сосудистых событий не было выявлено клинических проявлений ишемической болезни сердца, врачом-кардиологом были назначены общие клинические рекомендации. Среди пациентов с умеренным риском у двух пациентов не было клинических проявлений ишемической болезни сердца, были назначены общие клинические рекомендации. У 11 пациентов из группы умеренного риска ишемии были выявлены жалобы, характерные для проявлений ишемической болезни сердца, из них 3 были направлены на выполнение функциональных проб. В группе пациентов с высоким риском сердечно-сосудистых событий у всех были выявлены жалобы, характерные для ишемической болезни сердца, из них 5 пациентов были направлены на выполнение функциональных проб.

Таким образом, НДКТ с МИР позволяет не только оценить состояние органов грудной клетки, но и предоставляет данные о состоянии коронарных сосудов, как скрининг-инструмент, не требующий дополнительной лучевой нагрузки и позволяющий маршрутизировать пациентов в зависимости от риска развития сердечно-сосудистых событий.

ВЫВОДЫ

1. В условиях эксперимента на фантоме верхней части туловища человека подтверждено диагностическое качество КТ-изображений легочных структур и органов средостения, получаемых при использовании разработанных низкодозных протоколов КТ-сканирования с применением МИР, доказана их диагностическая точность.

2. В условиях клинического исследования показана аналогичная диагностическая точность протоколов со стандартной дозой и протоколов НДКТ с применением МИР. При этом протокол НДКТ 0,5 не смог обеспечить сопоставимое диагностическое качество при весе пациентов более 52 кг. Применение протокола НДКТ 1 обеспечивает наименьшую лучевую нагрузку с сохранением информативности КТ-изображений при любой массе тела пациента.

3. При использовании протокола НДКТ 1 возможна стратификация риска ССЗ на основе порядкового кальциевого индекса. Результаты стратификации риска сердечно-сосудистых заболеваний по порядковому кальциевому индексу при применении НДКТ 1 высоко коррелируют с индексом Агатстона. Несмотря на применение МИР, корректировка шкалы не требуется.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При наличии на компьютерном томографе алгоритма модельной итеративной реконструкции, при обследовании КТ органов грудной клетки, необходимо снижение лучевой нагрузки до доз, соответствующих экспериментально разработанным протоколам НДКТ 0,5 и НДКТ 1.

2. Получение изображений диагностического качества возможно при соблюдении настроек режимов сканирования, адаптированных к массе тела пациента. Для пациентов с массой тела менее 52 кг рекомендовано применение протокола сканирования НДКТ 0,5. Для пациентов с массой тела более 52 кг рекомендуется использование протокола НДКТ 1.

3. Протоколы НДКТ 1 и НДКТ 0,5 рекомендованы при обследовании пациентов любой половозрастной группы в условиях первичного звена здравоохранения. В том случае, если на КТ органов грудной клетки пациент попадает с целью уточнения диагноза, требующего КТ высокого разрешения или обследования с контрастным усилением, рекомендуется проводить сканирование по стандартному протоколу или режиму сканирования с высоким разрешением. Однако если предполагаемая или наблюдаемая патология не требует КТ высокого разрешения, как, например, диагностика пневмонии или наблюдение за легочными узлами, для оптимизации лучевой нагрузки целесообразно применение режимов сканирования НДКТ 0,5 и НДКТ 1.

4. В случае если при НДКТ органов грудной клетки выявляются атеросклеротические бляшки коронарных артерий, то для оценки и стратификации риска ССЗ рекомендуется использование шкалы порядкового кальциевого индекса. Применение данной шкалы при НДКТ не требует корректировки по отношению к стандартным режимам сканирования КТ грудной клетки, что дает возможность обоснованной маршрутизации пациентов на дополнительное обследование в рамках первичного диагностического приема.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

- ИБС – ишемическая болезнь сердца
- ИМТ – индекс массы тела
- ИРК – индивидуальная ревизионная карта
- КТ – компьютерная томография
- ЛКА – левая коронарная артерия
- МИР – модельная итеративная реконструкция
- ОВ – огибающая ветвь
- ОГК – органы грудной клетки
- ПКА – правая коронарная артерия
- ПМЖВ – передняя межжелудочковая ветвь
- СДКТ – стандартная компьютерная томография (компьютерная томография со стандартной дозой облучения)
- ССЗ – сердечно-сосудистые заболевания
- НДКТ – низкодозная компьютерная томография
- ФИО – фамилия, имя, отчество
- CNR – contrast-to-noise ratio
- GCP - Good Clinical Practice
- HU – the Hounsfield units
- PACS – Picture Archiving and Communication System
- SD – standard deviation
- Q1 – 1 квартиль
- Q3 – 3 квартиль
- AUC – area under curve

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Азнауров В. Г. и др. МСКТ гепатопанкреатодуоденальной зоны с пониженной лучевой нагрузкой: опыт практического применения //Медицинская визуализация. – 2017. – №. 2. – С. 28-35.
2. Ачкасов Е. Е. и др. Психологические аспекты реабилитации медицинских работников при синдроме эмоционального выгорания //Медицина труда и промышленная экология. – 2019. – №. 1. – С. 15-19.
3. Беркович Г. В. Оценка параметров качества КТ-изображений, полученных с использованием различных поколений алгоритмов реконструкций //Лучевая диагностика и терапия. – 2017. – №. 3. – С. 109-110.
4. Беркович Г. В. и др. Оптимизация низкодозового протокола сканирования органов грудной клетки в диагностике очагов по типу «матового стекла» с применением алгоритмов итеративных реконструкций //Лучевая диагностика и терапия. – 2020. – №. 4. – С. 20-32.
5. Гомболевский В. А. и др. Организация и эффективность скрининга злокачественных новообразований легких методом низкодозной компьютерной томографии //Радиология-практика. – 2018. – Т. 1. – №. 67. – С. 28-33.
6. Ивайловская Ю. И., Ненахова Е. В. Облучение пациентов при проведении лучевой диагностики в медицинских учреждениях российской федерации //Окружающая среда и здоровье населения. – 2019. – С. 78-80.
7. Коровин Я. С., Хисамутдинов М. В., Иванов Д. Я. Метод улучшения качества одиночных изображений видеопоследовательности //Инженерный вестник Дона. – 2019. – №. 3 (54).
8. Краснов А. С., Терещенко Г. В. Линейная модель без триггерного значения, лучевая визуализация в детской онкологии и связанные с ними радиофобия и сомнения //Российский журнал детской гематологии и онкологии. – 2017. – №. 2.
9. Маткевич Е. И. и др. Основные направления снижения дозы облучения пациентов при компьютерной томографии //Российский электронный

журнал лучевой диагностики. – 2018. – Т. 8. – №. 3. – С. 60-73.

10. Матюшкина Е. Я. и др. Профессиональный стресс и профессиональное выгорание у медицинских работников //Современная зарубежная психология. – 2020. – Т. 9. – №. 1. – С. 39-49.

11. Морозов С. П. и др. Московский скрининг: скрининг рака легкого с помощью низкодозовой компьютерной томографии //Проблемы социальной гигиены, здравоохранения и истории медицины. – 2019. – Т. 27. – №. 5. – С. 630-636.

12. Осипов М. В. и др. Компьютерная томография как фактор риска у онкологических пациентов при наличии профессионального облучения //Российский электронный журнал лучевой диагностики. – 2019. – Т. 9. – №. 1. – С. 142-147.

13. Поддубной И. В., Савченко В. Г. Российские клинические рекомендации по диагностике и лечению лимфопролиферативных заболеваний. – 2016.

14. Пономарева Т. В., Кальницкий С. А., Вишнякова Н. М. Медицинское облучение и средства фармакологической профилактики отдаленных последствий //Радиационная гигиена. – 2017. – Т. 1. – №. 1. – С. 63-68.

15. Сафронов В. В. и др. Оценка медицинских радиационных и нерадиационных рисков на примере пациентов, проходящих хирургическую смену пола с женского на мужской //Радиационная гигиена. – 2020. – Т. 13. – №. 2. – С. 99-113.

16. Чипига Л. А. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии //Радиационная гигиена. – 2019. – Т. 12. – №. 1. – С. 104-114.

17. Шаманская Т. В., Качанов Д. Ю., Ликарь Ю. Н. Эксперты утверждают: опасения о влиянии низких доз облучения при проведении диагностических исследований могут быть преувеличены //Российский журнал детской гематологии и онкологии. – 2017. – №. 1.

18. Afadzi M. et al. Image quality measured from ultra-low dose chest

computed tomography examination protocols using 6 different iterative reconstructions from 4 vendors, a phantom study //Journal of computer assisted tomography. – 2020. – T. 44. – №. 1. – C. 95-101.

19. Afadzi M. et al. Ultra-low dose chest computed tomography: Effect of iterative reconstruction levels on image quality //European journal of radiology. – 2019. – T. 114. – C. 62-68.

20. Agostini A. et al. Proposal of a low-dose, long-pitch, dual-source chest CT protocol on third-generation dual-source CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp for CoronaVirus Disease 2019 (COVID-19) patients: a feasibility study //La radiologia medica. – 2020. – T. 125. – №. 4. – C. 365-373.

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

22. André F. et al. Improved image quality with simultaneously reduced radiation exposure: Knowledge-based iterative model reconstruction algorithms for coronary CT angiography in a clinical setting //Journal of cardiovascular computed tomography. – 2017. – T. 11. – №. 3. – C. 213-220.

23. Andresz S. et al. Synthesis of the European ALARA network 18th workshop ‘ALARA for decommissioning and site remediation’ //Journal of Radiological Protection. – 2020. – T. 40. – №. 4. – C. 1497.

24. Aurumskjöld M. L. et al. Evaluation of an iterative model-based reconstruction of pediatric abdominal CT with regard to image quality and radiation dose //Acta Radiologica. – 2018. – T. 59. – №. 6. – C. 740-747.

25. Aurumskjöld M. L. et al. Improvements to image quality using hybrid and model-based iterative reconstructions: a phantom study //Acta Radiologica. – 2017. – T. 58. – №. 1. – C. 53-61.

26. Aurumskjöld M. L. et al. Model-based iterative reconstruction enables the evaluation of thin-slice computed tomography images without degrading image quality or increasing radiation dose //Radiation protection dosimetry. – 2016. – T. 169. – №. 1-4. – C. 100-106.

27. Azour L. et al. Estimation of cardiovascular risk on routine chest CT: Ordinal coronary artery calcium scoring as an accurate predictor of Agatston score ranges //Journal of cardiovascular computed tomography. – 2017. – T. 11. – №. 1. – С. 8-15.
28. Baldwin D. R. et al. Pulmonary nodules again? The 2015 British Thoracic Society guidelines on the investigation and management of pulmonary nodules //Clinical radiology. – 2016. – T. 71. – №. 1. – С. 18-22.
29. Bartlett D. J. et al. High-Resolution Chest CT Imaging of the Lungs: Impact of 1024 Matrix Reconstruction and Photon-Counting-Detector CT //Investigative radiology. – 2019. – T. 54. – №. 3. – С. 129.
30. Becker N. et al. Lung cancer mortality reduction by LDCT screening—Results from the randomized German LUSI trial //International journal of cancer. – 2020. – T. 146. – №. 6. – С. 1503-1513.
31. Beister M., Kolditz D., Kalender W. A. Iterative reconstruction methods in X-ray CT //Physica medica. – 2012. – T. 28. – №. 2. – С. 94-108.
32. Benz D. C. et al. Head-to-head comparison of adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms for submillisievert coronary CT angiography //European Heart Journal-Cardiovascular Imaging. – 2018. – T. 19. – №. 2. – С. 193-198.
33. Beregi J. P., Greffier J. Low and ultra-low dose radiation in CT: Opportunities and limitations //Diagnostic and interventional imaging. – 2019. – T. 100. – №. 2. – С. 63.
34. Blair K. J. et al. Comparison of ordinal versus Agatston coronary calcification scoring for cardiovascular disease mortality in community-living individuals //The international journal of cardiovascular imaging. – 2014. – T. 30. – №. 4. – С. 813-818.
35. Brownlee A. R., Donington J. S. Update on lung cancer screening //Seminars in Respiratory and Critical Care Medicine. – Thieme Medical Publishers, 2020. – T. 41. – №. 03. – С. 447-452.
36. Chen L. G. et al. Automatic current selection with iterative reconstruction

reduces effective dose to less than 1 mSv in low-dose chest computed tomography in persons with normal BMI //Medicine. – 2019. – T. 98. – №. 28.

37. Choo J. Y. et al. Quantitative analysis of emphysema and airway measurements according to iterative reconstruction algorithms: comparison of filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction and model-based iterative reconstruction //European radiology. – 2014. – T. 24. – №. 4. – C. 799-806.

38. Coakley F. V. et al. CT radiation dose: what can you do right now in your practice? //American Journal of Roentgenology. – 2011. – T. 196. – №. 3. – C. 619-625.

39. Collet C. et al. Coronary computed tomography angiography for heart team decision-making in multivessel coronary artery disease //European heart journal. – 2018. – T. 39. – №. 41. – C. 3689-3698.

40. de Margerie-Mellon C. et al. Reducing radiation dose at chest CT: comparison among model-based type iterative reconstruction, hybrid iterative reconstruction, and filtered back projection //Academic radiology. – 2016. – T. 23. – №. 10. – C. 1246-1254.

41. den Harder A. M. et al. Dose reduction for coronary calcium scoring with hybrid and model-based iterative reconstruction: an ex vivo study //The international journal of cardiovascular imaging. – 2014. – T. 30. – №. 6. – C. 1125-1133.

42. den Harder A. M. et al. Effect of radiation dose reduction and iterative reconstruction on computer-aided detection of pulmonary nodules: Intra-individual comparison //European journal of radiology. – 2016. – T. 85. – №. 2. – C. 346-351.

43. den Harder A. M. et al. Submillisievert coronary calcium quantification using model-based iterative reconstruction: a within-patient analysis //European journal of radiology. – 2016. – T. 85. – №. 11. – C. 2152-2159.

44. Dodge C. T. et al. Performance evaluation of iterative reconstruction algorithms for achieving CT radiation dose reduction—a phantom study //Journal of applied clinical medical physics. – 2016. – T. 17. – №. 2. – C. 511-531.

45. Eck B. L. et al. Computational and human observer image quality evaluation of low dose, knowledge-based CT iterative reconstruction //Medical physics. – 2015. – T. 42. – №. 10. – C. 6098-6111.

46. Fan R. et al. Optimized categorization algorithm of coronary artery calcification score on non-gated chest low-dose CT screening using iterative model reconstruction technique //Clinical imaging. – 2018. – T. 52. – C. 287-291.
47. Fillon M. et al. Reduction of patient radiation dose with a new organ based dose modulation technique for thoraco-abdominopelvic computed tomography (CT) (Liver dose right index) //Diagnostic and interventional imaging. – 2018. – T. 99. – №. 7-8. – C. 483-492.
48. Fuchs T. A. et al. Coronary computed tomography angiography with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination //European heart journal. – 2014. – T. 35. – №. 17. – C. 1131-1136.
49. Funama Y. et al. Image quality assessment of an iterative reconstruction algorithm applied to abdominal CT imaging //Physica Medica. – 2014. – T. 30. – №. 4. – C. 527-534.
50. Gang G. J., Siewerdsen J. H., Stayman J. W. Task-driven optimization of CT tube current modulation and regularization in model-based iterative reconstruction //Physics in Medicine & Biology. – 2017. – T. 62. – №. 12. – C. 4777.
51. Gavrielides M. A. et al. Quantitative assessment of nonsolid pulmonary nodule volume with computed tomography in a phantom study //Quantitative imaging in medicine and surgery. – 2017. – T. 7. – №. 6. – C. 623.
52. Gomez-Cardona D. et al. Influence of radiation dose and reconstruction algorithm in MDCT assessment of airway wall thickness: A phantom study //Medical physics. – 2015. – T. 42. – №. 10. – C. 5919-5927.
53. Halpern E. J. et al. Evaluation of coronary artery image quality with knowledge-based iterative model reconstruction //Academic radiology. – 2014. – T. 21. – №. 6. – C. 805-811.
54. Hara A. K. et al. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study //American Journal of Roentgenology. – 2009. – T. 193. – №. 3. – C. 764-771.
55. Hara A. K. et al. Reducing data size and radiation dose for CT colonography //AJR. American journal of roentgenology. – 1997. – T. 168. – №. 5. – C.

1181-1184.

56. Harun H. H. et al. Effect of iterative reconstruction algorithm levels on noise index and figure-of-merit in CT pulmonary angiography examinations //Journal of X-ray science and technology. – 2020. – №. Preprint. – C. 1-11.

57. Hassani C. et al. Forward-projected model-based iterative reconstruction in screening low-dose chest CT: comparison with adaptive iterative dose reduction 3D //American Journal of Roentgenology. – 2018. – T. 211. – №. 3. – C. 548-556.

58. Hata A. et al. Pulmonary Emphysema Quantification on Ultra-Low-Dose Computed Tomography Using Model-Based Iterative Reconstruction With or Without Lung Setting //Journal of computer assisted tomography. – 2018. – T. 42. – №. 5. – C. 760-766.

59. Hata A. et al. Ultra-low-dose chest computed tomography for interstitial lung disease using model-based iterative reconstruction with or without the lung setting //Medicine. – 2019. – T. 98. – №. 22.

60. Henschke C. I. et al. CT screening for lung cancer: Importance of emphysema for never smokers and smokers //Lung Cancer. – 2015. – T. 88. – №. 1. – C. 42-47.

61. Hernandez A. M. et al. Effects of kV, filtration, dose, and object size on soft tissue and iodine contrast in dedicated breast CT //Medical Physics. – 2020. – T. 47. – №. 7. – C. 2869-2880.

62. Himoto Y. et al. Diagnostic performance of chest CT to differentiate COVID-19 pneumonia in non-high-epidemic area in Japan //Japanese journal of radiology. – 2020. – T. 38. – №. 5. – C. 400-406.

63. Hong J. H. et al. Incremental image noise reduction in coronary CT angiography using a deep learning-based technique with iterative reconstruction //Korean journal of radiology. – 2020. – T. 21. – №. 10. – C. 1165.

64. Htwe Y. et al. Coronary artery calcification on low-dose computed tomography: comparison of Agatston and Ordinal Scores //Clinical imaging. – 2015. – T. 39. – №. 5. – C. 799-802.

65. Ichikawa Y. et al. CT of the chest with model-based, fully iterative

reconstruction: comparison with adaptive statistical iterative reconstruction //BMC medical imaging. – 2013. – T. 13. – №. 1. – C. 1-8.

66. Iyama Y. et al. Low-contrast and low-radiation dose protocol in cardiac computed tomography: usefulness of low tube voltage and knowledge-based iterative model reconstruction algorithm //Journal of computer assisted tomography. – 2016. – T. 40. – №. 6. – C. 941-947.

67. Iyama Y. et al. Submillisievert radiation dose coronary CT angiography: clinical impact of the knowledge-based iterative model reconstruction //Academic radiology. – 2016. – T. 23. – №. 11. – C. 1393-1401.

68. Jacobs P. C. A. et al. Coronary artery calcification scoring in low-dose ungated CT screening for lung cancer: interscan agreement //American Journal of Roentgenology. – 2010. – T. 194. – №. 5. – C. 1244-1249.

69. Jia Q. et al. Image quality of ct angiography using model-based iterative reconstruction in infants with congenital heart disease: Comparison with filtered back projection and hybrid iterative reconstruction //European journal of radiology. – 2017. – T. 86. – C. 190-197.

70. Jia Y. et al. Quantitative analysis of airway tree in low-dose chest CT with a new model-based iterative reconstruction algorithm: comparison to adaptive statistical iterative reconstruction in routine-dose CT //Academic radiology. – 2018. – T. 25. – №. 12. – C. 1526-1532.

71. Joyce S. et al. Strategies for dose reduction with specific clinical indications during computed tomography //Radiography. – 2020. – T. 26. – C. S62-S68.

72. Ju Y. H. et al. Ultra-low-dose lung screening CT with model-based iterative reconstruction: an assessment of image quality and lesion conspicuity //Acta Radiologica. – 2018. – T. 59. – №. 5. – C. 553-559.

73. Károlyi M. et al. Iterative model reconstruction reduces calcified plaque volume in coronary CT angiography //European journal of radiology. – 2017. – T. 87. – C. 83-89.

74. Katsura M. et al. Effects of pure and hybrid iterative reconstruction algorithms on high-resolution computed tomography in the evaluation of interstitial

lung disease //European journal of radiology. – 2017. – T. 93. – C. 243-251.

75. Katsura M. et al. Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique //European radiology. – 2012. – T. 22. – №. 8. – C. 1613-1623.

76. Khan S. A. et al. Lungs nodule detection framework from computed tomography images using support vector machine //Microscopy research and technique. – 2019. – T. 82. – №. 8. – C. 1256-1266.

77. Khawaja R. D. A. et al. 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 //Journal of computer assisted tomography. – 2014. – T. 38. – №. 4. – C. 613-619.

78. Khawaja R. D. A. et al. Ultra-low dose abdominal MDCT: using a knowledge-based Iterative Model Reconstruction technique for substantial dose reduction in a prospective clinical study //European journal of radiology. – 2015. – T. 84. – №. 1. – C. 2-10.

79. Kikuchi N. et al. The effect of the reconstruction algorithm for the pulmonary nodule detection under the metal artifact caused by a pacemaker //Medicine. – 2020. – T. 99. – №. 24.

80. Kim C. et al. Comparison of filtered back projection, hybrid iterative reconstruction, model-based iterative reconstruction, and virtual monoenergetic reconstruction images at both low-and standard-dose settings in measurement of emphysema volume and airway wall thickness: a CT phantom study //Korean journal of radiology. – 2018. – T. 19. – №. 4. – C. 809.

81. Kim H. et al. Influence of radiation dose and iterative reconstruction algorithms for measurement Δ /точность and reproducibility of pulmonary nodule volumetry: a phantom study //European journal of radiology. – 2014. – T. 83. – №. 5. – C. 848-857.

82. Kim H. et al. Lung cancer CT screening and Lung-RADS in a tuberculosis-endemic country: the Korean Lung Cancer Screening Project (K-LUCAS) //Radiology. – 2020. – T. 296. – №. 1. – C. 181-188.

83. Kim H. et al. Persistent pulmonary subsolid nodules: model-based iterative reconstruction for nodule classification and measurement variability on low-dose CT //European radiology. – 2014. – T. 24. – №. 11. – C. 2700-2708.
84. Kim Y. et al. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction //American journal of roentgenology. – 2015. – T. 204. – №. 6. – C. 1197-1202.
85. Kramer B. S. et al. Lung cancer screening with low-dose helical CT: results from the National Lung Screening Trial (NLST). – 2011.
86. Kubo T. et al. Radiation dose reduction in chest CT: a review //American journal of roentgenology. – 2008. – T. 190. – №. 2. – C. 335-343.
87. Kurata A. et al. Impact of iterative reconstruction on CT coronary calcium quantification //European radiology. – 2013. – T. 23. – №. 12. – C. 3246-3252.
88. Laqmani A. et al. Comparison of image quality and visibility of normal and abnormal findings at submillisievert chest CT using filtered back projection, iterative model reconstruction (IMR) and iDose4™ //European journal of radiology. – 2016. – T. 85. – №. 11. – C. 1971-1979.
89. Lee S. W. et al. Image quality assessment of ultra low-dose chest CT using sinogram-affirmed iterative reconstruction //European radiology. – 2014. – T. 24. – №. 4. – C. 817-826.
90. Lee W. J. et al. Projected lifetime cancer risks from occupational radiation exposure among diagnostic medical radiation workers in South Korea //BMC cancer. – 2018. – T. 18. – №. 1. – C. 1-10.
91. Leyendecker P. et al. Prospective evaluation of ultra-low-dose contrast-enhanced 100-kV abdominal computed tomography with tin filter: effect on radiation dose reduction and image quality with a third-generation dual-source CT system //European radiology. – 2019. – T. 29. – №. 4. – C. 2107-2116.
92. Ludes C. et al. Ultra-low-dose unenhanced chest CT: prospective comparison of high kV/low mA versus low kV/high mA protocols //Diagnostic and interventional imaging. – 2019. – T. 100. – №. 2. – C. 85-93.
93. Lynch D. A., Al-Qaisi M. L. Quantitative ct in copd //Journal of thoracic

imaging. – 2013. – T. 28. – №. 5. – C. 284.

94. MacMahon H. et al. Guidelines for management of incidental pulmonary nodules detected on CT images: from the Fleischner Society 2017 //Radiology. – 2017. – T. 284. – №. 1. – C. 228-243.

95. Maeda E. et al. The feasibility of Forward-projected model-based Iterative Reconstruction SoluTion (FIRST) for coronary 320-row computed tomography angiography: a pilot study //Journal of cardiovascular computed tomography. – 2017. – T. 11. – №. 1. – C. 40-45.

96. Martini K. et al. Optimization of acquisition parameters for reduced-dose thoracic CT: A phantom study //Diagnostic and interventional imaging. – 2020. – T. 101. – №. 5. – C. 269-279.

97. Mathews J. D. et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians //Bmj. – 2013. – T. 346.

98. Mathieu K. B. et al. Radiation dose reduction for CT lung cancer screening using ASIR and MBIR: a phantom study //Journal of applied clinical medical Physics. – 2014. – T. 15. – №. 2. – C. 271-280.

99. Mayo-Smith W. W. et al. How I do it: managing radiation dose in CT //Radiology. – 2014. – T. 273. – №. 3. – C. 657-672.

100. Mehta D. et al. Iterative model reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality //Med Phys Int J. – 2013. – T. 2. – №. 1. – C. 147-55.

101. Mettler Jr F. A. et al. Patient exposure from radiologic and nuclear medicine procedures in the United States: procedure volume and effective dose for the period 2006–2016 //Radiology. – 2020. – T. 295. – №. 2. – C. 418-427.

102. Moloney F. et al. Low-dose CT imaging of the acute abdomen using model-based iterative reconstruction: a prospective study //Emergency radiology. – 2019. – T. 26. – №. 2. – C. 169-177.

103. Morimoto L. N. et al. Reduced dose CT with model-based iterative reconstruction compared to standard dose CT of the chest, abdomen, and pelvis in

oncology patients: intra-individual comparison study on image quality and lesion conspicuity //Abdominal radiology. – 2017. – T. 42. – №. 9. – C. 2279-2288.

104. Naidich D. P. et al. Low-dose CT of the lungs: preliminary observations //Radiology. – 1990. – T. 175. – №. 3. – C. 729-731.

105. Nair A. et al. The Fleischner Society 2017 and British Thoracic Society 2015 guidelines for managing pulmonary nodules: keep calm and carry on //Thorax. – 2018. – T. 73. – №. 9. – C. 806-812.

106. National Lung Screening Trial Research Team. Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening //New England Journal of Medicine. – 2011. – T. 365. – №. 5. – C. 395-409.

107. Neroladaki A. et al. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations //European radiology. – 2013. – T. 23. – №. 2. – C. 360-366.

108. Nuyts J. et al. Iterative reconstruction for helical CT: a simulation study //Physics in Medicine & Biology. – 1998. – T. 43. – №. 4. – C. 729.

109. Oakley P. A., Harrison D. E. Death of the ALARA radiation protection principle as used in the medical sector //Dose-Response. – 2020. – T. 18. – №. 2. – C. 1559325820921641.

110. Oda S. et al. Iterative model reconstruction: improved image quality of low-tube-voltage prospective ECG-gated coronary CT angiography images at 256-slice CT //European journal of radiology. – 2014. – T. 83. – №. 8. – C. 1408-1415.

111. Oda S. et al. The influence of iterative reconstruction on coronary artery calcium scoring—phantom and clinical studies //Academic radiology. – 2017. – T. 24. – №. 3. – C. 295-301.

112. Oken M. M. et al. Baseline chest radiograph for lung cancer detection in the randomized Prostate, Lung, Colorectal and Ovarian Cancer Screening Trial //Journal of the National Cancer Institute. – 2005. – T. 97. – №. 24. – C. 1832-1839.

113. Oudkerk M. et al. European position statement on lung cancer screening //The Lancet Oncology. – 2017. – T. 18. – №. 12. – C. e754-e766.

114. Padole A. et al. Assessment of chest CT at CTDIvol less than 1 mGy with

iterative reconstruction techniques //The British journal of radiology. – 2017. – T. 90. – №. 1071. – C. 20160625.

115. Padole A. et al. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques //American journal of roentgenology. – 2015. – T. 204. – №. 4. – C. W384-W392.

116. Park C. H. et al. The feasibility of sub-millisievert coronary CT angiography with low tube voltage, prospective ECG gating, and a knowledge-based iterative model reconstruction algorithm //The international journal of cardiovascular imaging. – 2015. – T. 31. – №. 2. – C. 197-203.

117. Pickhardt P. J. et al. Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging //American journal of roentgenology. – 2012. – T. 199. – №. 6. – C. 1266-1274.

118. Poletti P. A. et al. Emergency assessment of patients with acute abdominal pain using low-dose CT with iterative reconstruction: a comparative study //European radiology. – 2017. – T. 27. – №. 8. – C. 3300-3309.

119. Rampinelli C. et al. Ultra-low-dose CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): detection of ground-glass nodules in an anthropomorphic phantom study //La radiologia medica. – 2015. – T. 120. – №. 7. – C. 611-617.

120. Rao D. D. et al. Summary from the SFRP-IRPA workshops “on the reasonableness in the practical implementation of the ALARA principle” //Radiation Protection and Environment. – 2019. – T. 42. – №. 4. – C. 187.

121. Remedios D., France B., Alexander M. Making the best value of clinical radiology: iRefer Guidelines //Clinical radiology. – 2017. – T. 72. – №. 9. – C. 705-707.

122. Ryu Y. J. et al. Knowledge-based iterative model reconstruction: comparative image quality and radiation dose with a pediatric computed tomography phantom //Pediatric radiology. – 2016. – T. 46. – №. 3. – C. 303-315.

123. Sagara Y. et al. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients //American Journal of Roentgenology. – 2010. – T. 195. – №. 3. – C. 713-719.

124. Sanchez-Salcedo P. et al. Improving selection criteria for lung cancer screening. The potential role of emphysema //American journal of respiratory and critical care medicine. – 2015. – T. 191. – №. 8. – C. 924-931.

125. Sarma A. et al. Radiation and chest CT scan examinations: what do we know? //Chest. – 2012. – T. 142. – №. 3. – C. 750-760.

126. Sauter A. et al. CT pulmonary angiography: dose reduction via a next generation iterative reconstruction algorithm //Acta Radiologica. – 2019. – T. 60. – №. 4. – C. 478-487.

127. Sauter A. et al. Ultra low dose CT pulmonary angiography with iterative reconstruction //PLoS One. – 2016. – T. 11. – №. 9. – C. e0162716.

128. Schindler A. et al. Iterative image reconstruction techniques for CT coronary artery calcium quantification: comparison with traditional filtered back projection in vitro and in vivo //Radiology. – 2014. – T. 270. – №. 2. – C. 387-393.

129. Schroeder J. D. et al. Relationships between airflow obstruction and quantitative CT measurements of emphysema, air trapping, and airways in subjects with and without chronic obstructive pulmonary disease //American Journal of Roentgenology. – 2013. – T. 201. – №. 3. – C. W460-W470.

130. Shirota G. et al. Pediatric 320-row cardiac computed tomography using electrocardiogram-gated model-based full iterative reconstruction //Pediatric radiology. – 2017. – T. 47. – №. 11. – C. 1463-1470.

131. Siegel J. A. et al. The birth of the illegitimate linear no-threshold model //American journal of clinical oncology. – 2018. – T. 41. – №. 2. – C. 173-177.

132. Silva A. C. et al. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm //American Journal of Roentgenology. – 2010. – T. 194. – №. 1. – C. 191-199.

133. Sloan C. M. et al. Comparison Of Low And Ultra-Low Dose Computed Tomography Protocols Through Quantitative Lung Airway Assessment //A79. Lung imaging: ct and beyond. – American Thoracic Society, 2016. – C. A2491-A2491.

134. Slovis T. L., Strouse P. J., Strauss K. J. Radiation exposure in imaging of suspected child abuse: benefits versus risks //The Journal of pediatrics. – 2015. – T. 167.

– №. 5. – C. 963-968.

135. Solomon J. et al. Diagnostic performance of an advanced modeled iterative reconstruction algorithm for low-contrast detectability with a third-generation dual-source multidetector CT scanner: potential for radiation dose reduction in a multireader study //Radiology. – 2015. – T. 275. – №. 3. – C. 735-745.

136. Solomon J. et al. Effect of radiation dose reduction and reconstruction algorithm on image noise, contrast, resolution, and detectability of subtle hypoattenuating liver lesions at multidetector CT: filtered back projection versus a commercial model-based iterative reconstruction algorithm //Radiology. – 2017. – T. 284. – №. 3. – C. 777-787.

137. Stiller W. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview //European journal of radiology. – 2018. – T. 109. – C. 147-154.

138. Sui X. et al. Detection and size measurements of pulmonary nodules in ultra-low-dose CT with iterative reconstruction compared to low dose CT //European journal of radiology. – 2016. – T. 85. – №. 3. – C. 564-570.

139. Sun J. et al. Feasibility study of using one-tenth mSv radiation dose in young children chest CT with 80 kVp and model-based iterative reconstruction //Scientific reports. – 2019. – T. 9. – №. 1. – C. 1-7.

140. Suzuki S. et al. Measurement of vascular wall attenuation: comparison of CT angiography using model-based iterative reconstruction with standard filtered back-projection algorithm CT in vitro //European journal of radiology. – 2012. – T. 81. – №. 11. – C. 3348-3353.

141. Szilveszter B. et al. The effect of iterative model reconstruction on coronary artery calcium quantification //The international journal of cardiovascular imaging. – 2016. – T. 32. – №. 1. – C. 153-160.

142. Tanaka R. et al. Novel developments in non-invasive imaging of peripheral arterial disease with CT: experience with state-of-the-art, ultra-high-resolution CT and subtraction imaging //Clinical radiology. – 2019. – T. 74. – №. 1. – C. 51-58.

143. Timischl F. The contrast-to-noise ratio for image quality evaluation in

scanning electron microscopy //Scanning. – 2015. – Т. 37. – №. 1. – С. 54-62.

144. Tomà P. et al. Radiation exposure in diagnostic imaging: wisdom and prudence, but still a lot to understand //La radiologia medica. – 2017. – Т. 122. – №. 3. – С. 215-220.

145. van Iersel C. A. et al. Risk-based selection from the general population in a screening trial: selection criteria, recruitment and power for the Dutch-Belgian randomised lung cancer multi-slice CT screening trial (NELSON) //International Journal of Cancer. – 2007. – Т. 120. – №. 4. – С. 868-874.

146. van Riel S. J. et al. Observer variability for classification of pulmonary nodules on low-dose CT images and its effect on nodule management //Radiology. – 2015. – Т. 277. – №. 3. – С. 863-871.

147. Villanueva-Meyer J. E. et al. Pediatric chest CT at chest radiograph doses: when is the ultralow-dose chest CT clinically appropriate? //Emergency radiology. – 2017. – Т. 24. – №. 4. – С. 369-376.

148. Wang F. R. et al. Nested case-control study of occupational radiation exposure and breast and esophagus cancer risk among medical diagnostic X ray workers in Jiangsu of China //Asian Pacific Journal of Cancer Prevention. – 2015. – Т. 16. – №. 11. – С. 4699-4704.

149. Wang W. et al. Coronary artery calcium score quantification using a deep-learning algorithm //Clinical radiology. – 2020. – Т. 75. – №. 3. – С. 237. e11-237. e16.

150. Widmann G. et al. Ultralow-dose computed tomography imaging for surgery of midfacial and orbital fractures using ASIR and MBIR //International journal of oral and maxillofacial surgery. – 2015. – Т. 44. – №. 4. – С. 441-446.

151. Willeminck M. J. et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: technical principles //European radiology. – 2013. – Т. 23. – №. 6. – С. 1623-1631.

152. Willis C. E., Slovis T. L. The ALARA concept in radiographic dose reduction //Radiologic technology. – 2004. – Т. 76. – №. 2. – С. 150-157.

153. Xiang H. et al. Systematic review and meta-analysis of the diagnostic Д/точность of low-dose computed tomography of the kidneys, ureters and bladder for

urolithiasis //Journal of medical imaging and radiation oncology. – 2017. – T. 61. – №. 5. – C. 582-590.

154. Xin X. et al. Improved image quality of low-dose CT combining with iterative model reconstruction algorithm for response assessment in patients after treatment of malignant tumor //Quantitative imaging in medicine and surgery. – 2018. – T. 8. – №. 7. – C. 648.

155. Yan C. et al. Radiation dose reduction by using CT with iterative model reconstruction in patients with pulmonary invasive fungal infection //Radiology. – 2018. – T. 288. – №. 1. – C. 285-292.

156. Yan C. et al. Ultralow-dose CT with knowledge-based iterative model reconstruction (IMR) in evaluation of pulmonary tuberculosis: comparison of radiation dose and image quality //European radiology. – 2019. – T. 29. – №. 10. – C. 5358-5366.

157. Yanagawa M. et al. Ultra-low-dose CT of the lung: effect of iterative reconstruction techniques on image quality //Academic radiology. – 2014. – T. 21. – №. 6. – C. 695-703.

158. Yu L. et al. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in CT: a general strategy //Medical physics. – 2010. – T. 37. – №. 1. – C. 234-243.

159. Yuki H. et al. Value of knowledge-based iterative model reconstruction in low-kV 256-slice coronary CT angiography //Journal of cardiovascular computed tomography. – 2014. – T. 8. – №. 2. – C. 115-123.

160. Zhang F. et al. Feasibility study of low tube voltage (80 kVp) coronary CT angiography combined with contrast medium reduction using iterative model reconstruction (IMR) on standard BMI patients //The British journal of radiology. – 2016. – T. 89. – №. 1058. – C. 20150766.

161. Zhang M. et al. Screening for lung cancer using sub-millisievert chest CT with iterative reconstruction algorithm: image quality and nodule detectability //The British journal of radiology. – 2018. – T. 91. – №. 1090. – C. 20170658.

162. Zhu H. et al. Comparison of the participation rate between CT colonography and colonoscopy in screening population: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials //The British journal of radiology. – 2020. – T. 93. – №. 1105. – C. 20190240.