

**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)

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Москва – 2024

Работа выполнена в государственном бюджетном учреждении здравоохранения  
«Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских  
технологий Департамента здравоохранения города Москвы»

**Научный руководитель:**

доктор медицинских наук, профессор Сеницын Валентин Евгеньевич

**Официальные оппоненты:**

- **Тюрин Игорь Евгеньевич**, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой рентгенологии и радиологии федерального государственного бюджетного учреждения дополнительного профессионального образования «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» Министерства здравоохранения Российской Федерации, главный внештатный специалист по лучевой и инструментальной диагностике министерства здравоохранения Российской Федерации

- **Юдин Андрей Леонидович**, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и терапии медико-биологического факультета Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова Министерства здравоохранения Российской Федерации

**Ведущая организация:** Государственное бюджетное учреждение здравоохранения Московской области «Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М. Ф. Владимирского»

**Защита диссертации состоится** « \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2024 г. на заседании диссертационного совета 21.1.044.02 на базе ФГБУ «НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России (117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д.27).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБУ «НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России (117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д.27) и на сайте [www.vishnevskogo.ru](http://www.vishnevskogo.ru).

Автореферат разослан « \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2024 г.

Ученый секретарь диссертационного совета  
кандидат медицинских наук

Кондратьев Е.В.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### Актуальность темы

Компьютерная томография органов грудной клетки является одной из наиболее часто выполняемых методик исследования легких и органов средостения, включая коронарные сосуды (Khan S. A. et al., 2019, Collet C. et al., 2018). В ходе проведения компьютерной томографии пациент получает высокую дозу лучевой нагрузки, поэтому поиски способов ее снижения 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. 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 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 массы тела пациента, что соответствует принципам ALARA (Willis C. E., Slovis T. L., 2004).

Наряду с очагами в легких по данным низкодозной компьютерной томографии 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 (Kramer B. S. et al., 2011, Aberle D. R., 2011). Анализ результатов программы скрининга Nederlands-

Leuvens Longkanker Screenings Onderzoek (NELSON) показал, что в группе риска случайно выявленный коронарный кальций выступает предиктором сердечно-сосудистых событий и повышает риск смерти (van Iersel C. A. et al., 2007). Измерение порядкового кальциевого индекса при КТ органов грудной клетки позволит выявлять группы риска сердечно-сосудистых заболеваний (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 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.

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 персонализированный 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 субмиллизивертовой КТ 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. Изучить по данным НДКТ органов грудной клетки с МИР 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, показаны диагностическая точность, чувствительность и специфичность таких протоколов.

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

### **Практическая значимость**

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 тела пациента, что в масштабах высокопоточного приема в первичном звене здравоохранения позволяет индивидуально снижать дозу облучения пациента и выдерживать интенсивный график обследования пациентов.

В издательстве «ФИЗМАТЛИТ» готовятся к публикации 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**

Для формирования целей и задач, разработки дизайна исследования был выполнен анализ отечественной и зарубежной литературы, посвященной использованию итеративной модельной реконструкции при компьютерной томографии. Изучено 162 литературных источников, из них 17 - отечественных авторов и 145 – иностранных.

На основании изученных литературных данных был сформирован протокол и подготовлена документация исследования. Был разработан план и выполнены экспериментальный и клиничко-диагностический разделы работы. Экспериментальный раздел работы проведен в соответствии с принципами доказательной медицины. Клиничко-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 было отобрано 271 пациент, направленных на компьютерную томографию органов грудной клетки и КТ-исследование кальциевого индекса, на основании критериев включения и исключения. Была сформирована единая база данных, сочетающая в себе жалобы пациентов, данные компьютерной томографии и дозы облучения. Была

произведена статистическая обработка базы данных пациентов.

Результаты исследования опубликованы в научных журналах, соответствующих критериям ВАК.

### **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 персонализированный алгоритм подбора лучевой нагрузки исходя из массы тела 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.

### **Степень достоверности и апробация работы**

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

Точность полученных результатов подтверждается достаточной выборкой пациентов, исследованиями высокого качества на современном оборудовании, обработкой полученных данных современными методами статистического анализа.

Основные положения диссертационной работы были доложены на региональном заседании республиканского общественного объединения «Казахстанское радиологическое общество» (г. Нур-Султан, 2018), конгрессе «Частная медицинская клиника» (г. Алматы, 2019), научно-практических конференциях «Современные диагностические возможности раннего выявления заболеваний» (г. Воронеж, 2019) и «Роль КТ и МРТ-исследований в онкологии и педиатрии» (г. Краснодар, 2019), VIII Евразийском радиологическом форуме (г. Нур-Султан, 2019), Невском радиологическом форуме (г. Санкт-Петербург, 2019, 2021).

Апробация диссертации состоялась на заседании ученого совета государственного бюджетного учреждения здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы» (ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»).

### **Публикации по теме диссертации**

По материалам диссертации опубликованы 4 печатные работы в научных рецензируемых изданиях, рекомендованных ВАК при Минобрнауки России.

### **Объем и структура диссертации**

Диссертация изложена на 109 страницах машинописного текста, состоит из введения, 3 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, приложений и списка литературы, который включает 17 отечественных и 145 иностранных источников. Представленный материал иллюстрирован 26

рисунками и 31 таблицей.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

### Материалы и методы исследования

Исследование проводилось на базе ООО «Клинический госпиталь на Яузе» совместно с ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ». Для решения поставленных задач исследование было разделено на экспериментальную часть с применением калибровочного и антропоморфного фантомов, а также на исследование 271 пациента из амбулаторного потока.

### Экспериментальное исследование

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 (рисунок 1).

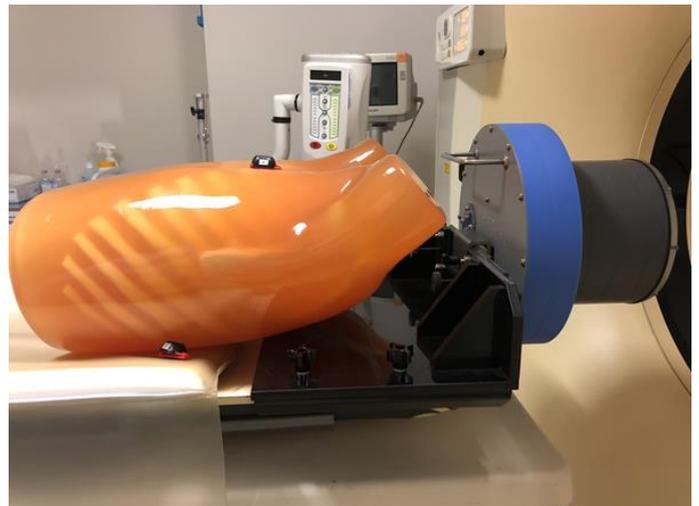
Калибровочный фантом включал в себя модуль оценки пространственного разрешения, антропоморфный – искусственные скелет, легкие, средостение, покрытые материалом, который по способности пропускать рентгеновское излучение аналогичен тканям человека, и очаги размерами от 3 до 10 мм КТ-плотностью –800 HU,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

Антропоморфный фантом с хаотично расположенными очагами внутри укладывался в стандартную позицию для проведения КТ органов грудной клетки и максимально близко к калибровочному фантому (рисунок 1). В рамках эксперимента оценивались томографическое изображение органов грудной клетки и визуализация очагов при стандартном и разработанном низкодозном протоколом сканирования. Параметры



сканирования для исследования со стандартной дозой и с низкой дозой представлены в таблице 1. 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.



а

б

Рисунок 1 – Укладка антропоморфного фантома и дозиметров: (а) вид сверху, (б) вид сбоку

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. Протокол сканирования – стандартный. 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. Протокол сканирования – стандартный. 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. Протокол сканирования – низкодозный. Реконструкция изображений выполнялась по алгоритмам FBP, ГИР, МИР.
4. Сканирования только фантома органов грудной клетки с двумя детекторами, положение первого детектора – на фантоме, положение второго детектора – на столе рядом с фантомом. Протокол сканирования – низкодозный. Реконструкция изображений выполнялась по алгоритмам FBP, ГИР, МИР.
5. Исследование дозиметрического фантома по стандартному и низкодозовому протоколу сканирования.
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.
8. Сравнительный анализ полученных данных.

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

- визуальную оценку качества изображений;
- оценку качества визуализации очагов;
- сравнение разрешающей способности компьютерных томограмм, полученных при сканировании по стандартному и низкодозовому протоколу с помощью калибровочного фантома, которое проводилось с использованием модуля оценки пространственного разрешения калибровочного фантома, представляющего

собой тонкие цилиндры из свинца различных диаметров. Оценка производилась путем выбора диаметра цилиндров, которые визуализировались как отдельные структуры;

– сравнение параметров «шум» (SD) и соотношения «контраст/шум» (CNR). Среднее значение SD измерялось путем помещения области интереса (ROI) круглой формы площадью 1 см<sup>2</sup> 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):

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

### Группы пациентов и протоколы сканирования

В исследование включили пациентов амбулаторного звена клиники, проходивших КТ органов грудной клетки по клиническим показаниям. Пациенты подразделялись на 2 подгруппы количеством по 100 человек, направленных на КТ-исследование органов грудной клетки, которым были 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 подгруппы НДКТ 0,5 являлись 0,1–0,5, для подгруппы НДКТ 1 – 0,5–1 мЗв.

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 1, 2, 3.

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

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 3 – 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 – путем помещения области интереса (ROI) на трахею над бифуркацией. Размер ROI – 100 мм<sup>2</sup> без вовлечения прилежащих структур. Среднее значение шума в изображениях рассчитывалось как средняя арифметическая значений стандартных отклонений в плотности воздуха в трахее, измеренных в трех последовательных аксиальных срезах;

б) соотношение «контраст/шум» (CNR) – 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. Оценка качества стандартных и низкодозных КТ-исследований проводилась 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.

### Оценка визуализации патологии

Оценка визуализации патологии проводилась с помощью шкалы Лайкерта по следующим параметрам:

- 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 мм),
- 6) очаги субсолидного характера (от 4 мм),
- 7) очаги «матового стекла» (от 4 мм),
- 8) инфильтрация,
- 9) участки повышения воздушности легочной ткани,
- 10) кальцинаты в паренхиме легких,
- 11) изменения лимфатических узлов средостения.

**Оценка влияния модельной итеративной реконструкции на порядковый кальциевый индекс**

Вторая группа в количестве 30 человек состояла из пациентов, проходящих КТ Ca-scoring по клиническим показаниям. Дополнительно к стандартному сканированию по протоколу Ca-scoring им было выполнена НДКТ органов грудной клетки по протоколу НДКТ 1.

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 – риск развития ишемической болезни сердца (ИБС) отсутствует;
- индекс Агатстона 1–100 – риск развития ИБС низкий;
- индекс Агатстона 101–400 – риск развития ИБС умеренный;
- индекс Агатстона >400 – риск развития ИБС высокий.

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.

#### **Результаты экспериментальных исследований на специализированных фантомах**

Средний уровень шума при низкодозном сканировании составил 21,6 и был выше, чем при стандартной 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 стандартной КТ (85,47), но выше, чем при стандартной КТ и ГИР (40,6). Таким образом, качество томографического изображения при применении МИР превосходило ГИР при разных уровнях лучевой нагрузки.

Пространственное разрешение при НДКТ с МИР было ниже по сравнению со стандартной КТ с ГИР и стандартной КТ с МИР, однако оставалось удовлетворительным.

Визуальных различий качества изображения легочных структур мы не обнаружили. Все очаги были выявлены при всех методах реконструкций (рисунок 2).

Полученные значения дозы облучения с датчиков томографа и дозиметров сравнивались между собой. Доза облучения, зафиксированная при сканировании фантома грудной клетки с томографа, составляла 0,67 мЗв 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, по данным дозиметрического фантома – снижение дозы облучения составило 90 %.

Аналогичные результаты были получены при повторении эксперимента на томографе другого производителя.

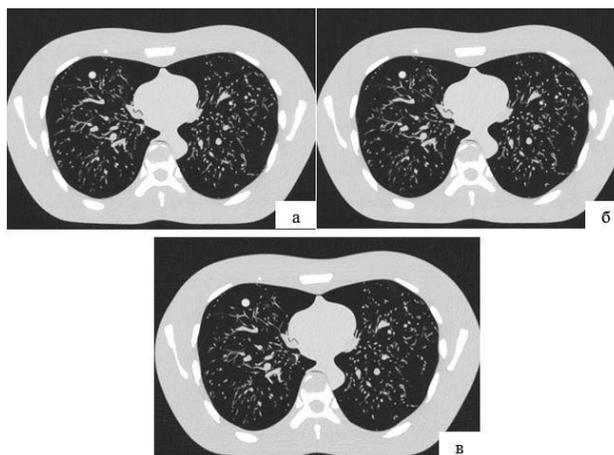


Рисунок 2 – КТ-изображения антропоморфного фантома в легочном окне, томограф 1:  
а – НДКТ с МИР; б – стандартная КТ с МИР; в – стандартная КТ с ГИР

### Результаты клинических исследований

#### *Пациенты и доза облучения*

В исследование были включены 101 пациент с выполненной дополнительной НДКТ 0,5 и 99 пациентов с выполненной дополнительной НДКТ 1. Статистически значимых различий в массе тела пациентов между двумя подгруппами выявлено не было. 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, как и было запланировано в дизайне исследования (таблица 4).

Таблица 4 – 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

#### **Сравнение показателей «шум» и соотношения «контраст/шум»**

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  $24,9 \pm 3,89$ , соотношения

«контраст/шум» –  $42,3 \pm 6,49$ . При СДКТ среднее значение шума определялось как  $39,5 \pm 15,90$ , соотношения «контраст/шум» –  $28,90 \pm 10,10$  (таблица 5). 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. При сравнении подгрупп с помощью однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA) были выявлены статистически значимые различия между всеми подгруппами по переменным «шум» и соотношению «контраст/шум» ( $p < 0,001$ ). 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 ( $p < 0,001$ ).

Таблица 5 – Сравнение показателей «шум» и соотношения «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
Стандартное отклонение	НДКТ 0,5	9,56	7,05
	НДКТ 1	3,89	6,49
	СДКТ	15,90	10,10

Однако, учитывая оптимальное качество изображения при НДКТ 0,5, промежуточный вывод о том, что проведение КТ с дозой 0,5–1,0 мЗв не оправданно, преждевременен, так как при сравнении баллов субъективной оценки качества изображений в двух группах с помощью критерия  $\chi^2$  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 обнаружено больше баллов 4 и 5 и меньше баллов 3 и 2 в абсолютных значениях. Следующим этапом нашего научного поиска стало выявление патологии, визуализация которой чувствительна к снижению дозы облучения и требует более высокой лучевой нагрузки.

### **Выявление пороговых значений массы тела для кластеров НДКТ**

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.

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

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

Значения этого коэффициента были подвергнуты проверке на существенность 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.

Выбор оптимальных значений или «cutpoint» среди всех возможных осуществлялся на основании значений индекса Юдена.

На следующем этапе 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 ДВкоэф для данной группы (0,004717), а в НДКТ 1 – на значение ДВкоэф для данной группы (0,0047713). Таким образом моделировались теоретические значения массы, подходящие под дозовую нагрузку в случае каждого конкретного пациента. Полученные значения 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 являлся 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, в группе НДКТ 1 – значение массы тела 72,186 кг. Соответственно диапазон массы тела для данной дозовой нагрузки – от 52,1518 кг до 72,186 кг. Полученные данные доказывают, что при использовании разработанных протоколов и полученной массы тела пациента, независимо от сценария исследования, будут получены КТ-изображения наивысшего качества при минимальной дозовой нагрузке.

Однако вышеизложенные данные установлены для идеальных изображений, которым эксперт выставил оценки 4 (хорошо) и 5 (отлично), и не включали исследования с оценкой 3, при которой качество изображения было достаточным для визуализации. На следующем этапе 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.

#### **Согласованность результатов в подгруппах НДКТ с СДКТ**

Балл по 5-бальной 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. Однако визуализация данных изменений, независимо от дозы облучения, была удовлетворительная (от 3 до 5 баллов). Из исследования были исключены очаги солидного характера (от 4 мм), инфильтрация и ателектазы по причине отсутствия статистически значимой разницы между баллами оценки в двух подгруппах.

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» для НДКТ 0,5 были получены: чувствительность = 47,1 %, специфичность = 100,0 %, точность = 55 %. Низкая точность не позволяет рекомендовать данный интервал дозовой нагрузки для выявления очагов «матового стекла».

При сравнении качества изображения между СДКТ и НДКТ 1 по параметру очагов «матового стекла» для НДКТ 0,5 были получены: чувствительность = 85,7 %, специфичность = 100,0 %, точность = 87,1 %. Таким образом, протокол НДКТ 1 подходит для выявления очагов матового стекла (рисунки 3, 4).

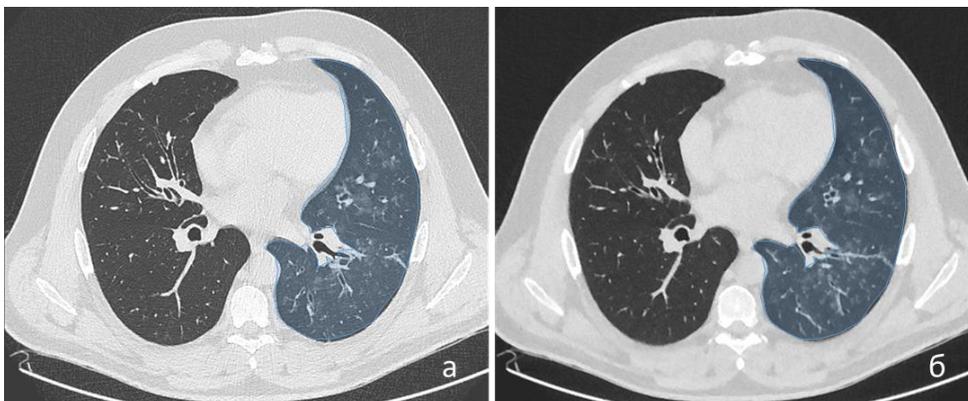


Рисунок 3 – Пациент С., 43 года, масса тела – 115 кг,  
множественные участки по типу «матового стекла» в левом легком определяются при обеих методиках сканирования: а – СДКТ (6,7 мЗв); б – НДКТ 1 (0,78 мЗв)

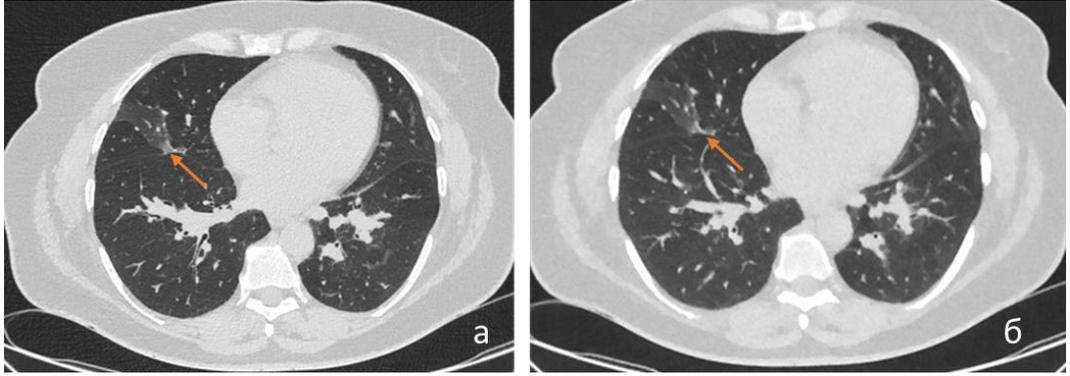


Рисунок 4 – Пациентка К., 54 года, масса тела – 86 кг, участок по типу «матового стекла» у пациентки с саркоидозом легких визуализируется одинаково хорошо при разных режимах сканирования: а – СДКТ (3,3 мЗв); б – НДКТ 0,5 (0,45 мЗв)

#### 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: чувствительность = 47,6 %, специфичность = 100,0 %, точность = 70,3 %. Для НДКТ 1: чувствительность = 57,9 %, специфичность = 85,7 %, 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 (рисунок 5).

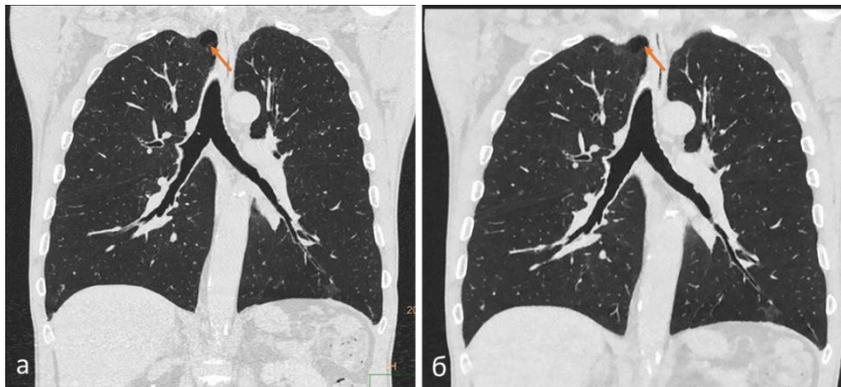


Рисунок 5 – Пациент А., 66 лет, масса тела – 80 кг, воздушная булла в верхушке правого легкого достоверно выявляется как при стандартном, так и при низкодозном режимах сканирования: а – СДКТ (3,2 мЗв); б – НДКТ 0,5 (0,4 мЗв)

#### Кальцинаты в паренхиме легких

При оценке качества визуализации кальцинатов в паренхиме легких между СДКТ и НДКТ 0,5 мЗв были получены следующие показатели: чувствительность = 92,0 %, специфичность = 100,0 %, точность = 92,3 %; для НДКТ 1 – чувствительность = 94,4 %, специфичность = 100,0 %, точность = 95,5 %. В обеих группах значения чувствительности, специфичности и диагностической точности близки к 100 %, поэтому оба протокола могут быть рекомендованы для выявления кальцинатов в паренхиме легких (рисунок 6).

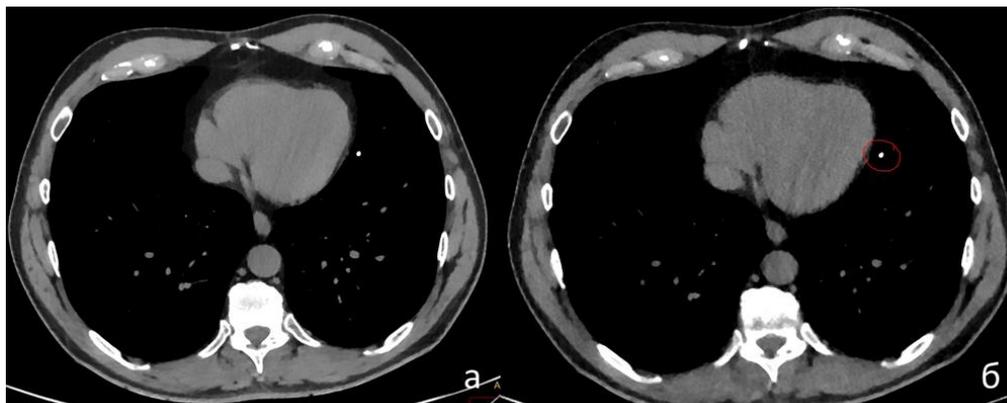


Рисунок 6 – Пациент А., 68 лет, масса тела – 84 кг, в S4 левого легкого определяется кальцинат, качество визуализации при НДКТ также достоверно, как и при СДКТ:  
а – СДКТ (2,8 мЗв); б – НДКТ 0,5 (0,5 мЗв)

### Изменения лимфатических узлов средостения

При оценке качества визуализации лимфоузлов средостения между СДКТ и НДКТ 0,5 мЗв были получены следующие результаты: чувствительность = 78,6 %, специфичность = 100,0 %, точность = 81,3 %; для НДКТ 1 – чувствительность = 90,0 %, специфичность = 100,0 %, 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 (рисунок 7).

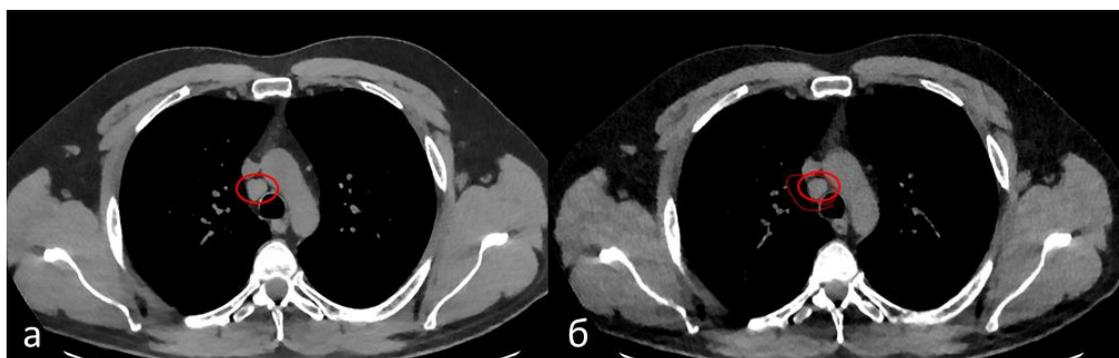


Рисунок 7 – Пациент Е., 68 лет, масса тела – 115 кг, увеличенный нижний паратрахеальный узел справа как при стандартном, так и при низкодозном режимах сканирования визуализируется отчетливо: а – СДКТ (5,8 мЗв); б – НДКТ 1 (0,85 мЗв)

### 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 оценкой стандартного исследования коронарного кальция по шкале Агатстона.

Для проверки наличия корреляционной взаимосвязи использовался коэффициент ранговой корреляции Тау b Кендалла. По результатам проверки была выявлена сильная положительная статистически значимая корреляционная взаимосвязь (Тау b Кендалла = 0,858, p-value <0,001), что делает правомочной оценку риска по порядковой шкале при НДКТ. Дополнительная корректировка не требуется.

## Заключение

На сегодняшний день многие клинические исследования показали значительный вклад МИР в снижение дозы, и в настоящее время этот протокол широко используется в клинической практике. Именно поэтому данное исследование было нацелено на изучение протоколов МИР, так как в них, как и в упомянутых выше, изучались субмиллизивертные дозы лучевой нагрузки.

Исследование Yanagawa M. et al. (2014) показало, что как ГИР, так и МИР могут значимо улучшить качество изображения легких при НДКТ и НДКТ по сравнению с ФВР. При этом наилучшее изображение было достигнуто при использовании протоколов МИР. Это согласуется с результатами предшествовавших исследований, согласно которым при проведении сканирования с использованием протоколов с МИР для субмиллизивертных доз лучевой нагрузки протоколы МИР улучшают изображение намного лучше, нежели протоколы ГИР (Katsura M. et al., 2012).

Протоколы МИР используют вероятностную модель, объединяющую физику рентгеновских лучей и моделирования оптики КТ для уменьшения шума и артефактов. Стоит отметить, что использование МИР меняет привычное восприятие изображений за счет очищения от цифрового шума, который ранее воспринимался как часть информации или нормальная структура органов (Beregi J. P. et al., 2019). Эта особенность может беспокоить рентгенолога при начале работы с новыми алгоритмами. Однако наше исследование доказывает, что применение МИР в клинической практике не требует специфических навыков, быстро интегрируется и может широко использоваться врачами-рентгенологами.

В роли параметров сравнения в основном выступают такие показатели, как: шум изображения, соотношение «контраст/шум» и соотношение «сигнал/шум». Первые два параметра рассматриваются и в данной работе.

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, что было продемонстрировано в ряде исследований (Willeminck M. J. et al., 2013, Stiller W., 2018). В нашем исследовании это утверждение нашло еще одно подкрепление.

Согласно данным ряда работ, уровень шума изображения для МИР не зависит от дозы, что полностью согласуется с нашими результатами (Afadzi M. et al., 2019, Aurumskjöld M. L. et al., 2017). Однако при одинаковом уровне дозы для одного и того же сканера алгоритмы МИР уменьшают шум изображения, улучшение тем значимее, чем ниже доза.

Соотношение «контраст/шум» (contrast-to-noise): 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 и здравым смыслом (Dodge C. T. et al., 2016, Andersen H. K. et al., 2018).

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, а 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 баллы 4 и 5 по шкале Лайкерта, что соответствовало удовлетворительному качеству изображения. В ряде исследований в случае такой бинарной оценки качества изображения как статистический оператор использовалась Каппа Коэна (Katsura M. et al., 2012, Kim Y. et al., 2015). Однако этот статистический метод не подходит для настоящей работы, потому что подразумевает изучение согласия оценок разных экспертов. К нашему исследованию привлекался один эксперт, 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 в качестве основного критерия 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 метаанализе, независимо от профиля изучаемой патологии (Poletti P. A. et al., 2017, Pickhardt P. J. et al., 2012). Однако ИМТ требует, пусть и несложных, расчетов, не являясь при этом в достаточной мере информативным показателем, что подтверждается результатами метаанализа Xiang H. et al. (2017), согласно которым однозначных пороговых значений ИМТ, позволяющих выбрать оптимальный протокол сканирования, получено не было. 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 тела на качество изображения в изоляции от остальных параметров сканирования было бы бессмысленно и 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, что само по себе является достаточно изящным приемом.

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), применение порядковой шкалы более предпочтительно для определения риска ССЗ при КТ органов грудной клетки. Однако в исследовании Wang F. et al. (2020), в котором было реализовано глубокое машинное обучение, в качестве шкалы оценки кальцинирования коронарных артерий использовалась именно шкала Агатстона. Мы считаем, что данное противопоставление не вполне уместно, поскольку шкала Агатстона и порядковая шкала имеют положительную значимую, близкую к абсолютной корреляционную взаимосвязи, что показано как в нашем исследовании, так и в исследовании Azour L. et al. (2017).

В выполненном 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 СДКТ. Однако заподозрить эту патологию при низкодозном исследовании и направить пациента на КТ-исследование со стандартной дозой видится более рациональным подходом в условиях высокопоточного приема, нежели назначать всем пациентам СДКТ.

### **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. В случае наличия 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 пациента. Для пациентов с массой тела менее 52 кг рекомендовано применение протокола сканирования НДКТ 0,5, с массой тела более 52 кг – 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, то 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 опубликованных работ по теме диссертации:**

1. 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.

2. 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>.

3. 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>.

4. 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>.

### Список сокращений и условных обозначений

ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»	–	государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»
ГИР	–	гибридная итеративная реконструкция
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
AUC	–	area under curve (площадь под кривой)
CNR	–	contrast-to-noise ratio (соотношение «контраст/шум»)
GCP	–	Good Clinical Practice (надлежащая клиническая практика)
HU	–	the Hounsfield units (единица шкалы Хаунсфилда)
PACS	–	Picture Archiving and Communication System (система архивации и передачи медицинских изображений)
SD	–	standard deviation (стандартное отклонение)
Q1	–	1 квартиль
Q3	–	3 квартиль