



Акционерное общество «Научно-исследовательский институт технической
физики и автоматизации».

предприятие контура АО «Русатом Хэлскеа»

Госкорпорации «Росатом»

На правах рукописи

Лобжанидзе Тенгиз Константинович

**Совершенствование способов повышения качества медицинского конусно-
лучевого томографа.**

Специальность: 01.04.01 - Приборы и методы экспериментальной физики.

Научный руководитель:

Смирнов Валентин Пантелеймонович

доктор физико-математических наук, академик РАН

Научный руководитель АО «НИИТФА»

Москва

2021

Содержание

Введение.....	4
Глава 1. Обзор методов рентгеновской визуализация при дистанционной лучевой терапии. 10	
1.1. Способы верификации положения пациента.....	12
1.2. Радиационные методы верификации положения пациента.....	14
1.3. Система рентгеновской визуализации.....	16
1.3.1 Системы рентгеновской визуализации, интегрированные в гантри ускорителя.....	18
1.4. Выводы к Главе 1.....	27
Глава 2. Макет системы рентгеновской визуализации.....	28
2.1. Методика получения томографических изображений.....	30
Глава 3. Коррекция проекционных изображений.....	32
3.1. Темновой сигнал детектора.....	32
3.2. Остаточный сигнал детектора.....	36
3.3. Неравномерность передаточных характеристик каналов детектора.....	41
3.4. Дефектные каналы детектора.....	44
3.5. Неравномерность интенсивности излучения.....	46
3.6. Размытие во внутренней структуре детектора.....	47
3.7. Геометрическое размытие изображения.....	55
3.8. Рассеянное излучение.....	60
3.9. Выводы к Главе 3.....	63
Глава 4. Алгоритмы реконструкции трёхмерных томографических изображений. 65	
4.1. Обзор методов реконструкции.....	65
4.1.1 Аналитические (Интегральные) методы реконструкции.....	65
4.1.2 Итерационные методы реконструкции.....	67
4.1.3 Алгебраические методы реконструкции.....	68
4.1.4 Статистические методы реконструкции.....	70
4.1.5 Обучающиеся алгоритмы.....	72
4.1.6 Обобщение рассмотренных алгоритмов.....	72

4.2. Итерационный модифицированный метод наименьших квадратов.	73
4.3. Анализ качества итерационного модифицированного метода наименьших квадратов.	76
Глава 5. Повышение качества томографических изображений.	79
5.1. Факторы ухудшения качества томографических изображений.	79
5.1.1 Артефакты на физической основе.	79
5.1.2 Артефакты, вызванные особенностями пациента.	82
5.1.3 Артефакты сканирования.	84
5.1.4 Детекторные артефакты.	85
5.2. Методики коррекции томографических изображений.	86
5.2.1 Методики коррекции статистических флуктуаций.	86
5.2.2 Методики коррекции ужесточения спектра излучения.	87
5.2.3 Методики коррекции артефактов рассеянного излучения.	89
5.2.4 Методики коррекции артефактов от металлических объектов.	90
5.2.5 Методики коррекции геометрических факторов.	92
5.2.6 Методики коррекции детекторных артефактов.	95
5.3. Выводы к главе 5.	95
Заключение.	96
Список сокращений и условных обозначений.	99
Список литературы.	100

Введение.

Одной из важнейших задач развития здравоохранения является борьба с онкологическими заболеваниями. Число заболеваний вызванных новообразованиями увеличивается с каждым годом, и данная тенденция сохранится на ближайшие годы. При этом показатели выживаемости будут расти с повышением качества лечения, и связано это в том числе с применением новых передовых технологий и оптимизацией методик лечения [1]. Во всем мире заболеваемость раком в 2012 году оценивалась в 14,1 миллиона новых случаев и 8,2 миллиона смертей [2].

Одним из самых эффективных способов лечения онкологических заболеваний является лучевая терапия [3]. Этот факт подтверждается тем, что порядка 50-60 % больных проходят курсы лучевой терапии в том или ином виде [4, 5]. Наибольшее распространение в лучевой терапии получило рентгеновское и гамма-излучения, или как принято в медицинской литературе – фотонное излучение. В радиобиологическом отношении возможности фотонного излучения несколько меньше, по сравнению с протонной и ионной терапией. Однако более простая технологическая реализация, и, соответственно, вытекающая из этого существенно меньшая стоимость лечения, позволила комплексам лучевой терапии на базе фотонного излучения стать наиболее распространённым инструментом в лучевой терапии.

При проведении процедуры лучевой терапии важнейшей задачей является снижение дозовой нагрузки на здоровые органы и ткани [6]. Повышение качества лучевой терапии напрямую связано с развитием технологий облучения, позволяющих доставлять высокую дозу в мишень [7]. Использование новых технологий наряду с пониманием биологии опухоли на молекулярном, клеточном, физиологическом и иммунологическом уровнях, повысили эффективность проведения лучевой терапией. За последние 20 лет общая выживаемость при лучевой терапии выросла с 30 до 80 % при некоторых злокачественных новообразованиях [8, 9].

Существенный прогресс в лучевой терапии был достигнут к концу 1990-х годов, когда внедрение более совершенных вычислительных мощностей позволило реализовать трехмерную конформную лучевую, метод, позволяющий лечить пациентов более эффективным и безопасным способом [10].

Новое тысячелетие ознаменовалось появлением стереотаксической лучевой терапии, что особенно важно при облучении метастатических опухолей и введением адаптивной лучевой терапии, специальной формы лучевой терапии под контролем по изображениям (ЛТКИ), которая дает согласие на перепланировку и иногда оптимизирует методику лечения, во время курса лучевой терапии, когда это клинически необходимо [11, 12].

Основной задачей применения методики ЛТКИ является визуализация анатомических структур и границ мишени внутри тела пациента, что дает возможность адаптировать лучевую терапию в случае, если мишень или внутренние органы изменил своё положение. Проведение сравнительного анализа по каждой процедуре лечения пациентов дает возможность значительно снизить планируемый объем лечения и тем самым сократить облучение, что может позволить защитить критические органы и здоровые ткани, расположенные вблизи мишени и снизить уровень их повреждения.

Одним из недостатков ЛТКИ является увеличение времени проведения сеанса лечения. Кроме того, в дополнение к постоянному контролю качества параметров ускорителя необходим контроль характеристик компонент реализующих ЛТКИ, а также правильной работы программного обеспечения для получения и отображения получаемых изображений.

ЛТКИ – залог успешного лечения опухолей, расположенных в подвижных органах и зонах тела (легкие, печень, предстательная железа), а также мишеней, расположенных вблизи жизненно важных органов или тканей, путем сокращения полей облучения до оптимального уровня, что обеспечивается возможностью проведения адаптации процедуры лечения на основе оценки изменения анатомии в режиме реального времени [13].

По данным приведённым в [14] более половины всех процедур ЛТКИ проводятся с использованием систем рентгеновской визуализации.

Степень разработанности темы.

Социальная и экономическая важность развития темы исследования привела к тому, что вопросы повышения качества томографических изображений в коническом пучке решаются различными коллективами авторов по всему миру.

Особая важность системы рентгеновской визуализации при позиционировании пациента и проведении АЛТ описана в докладе Ассоциации медицинских физиков Америки [15].

При этом пути улучшение качества изображений достигаются разными способами - за счет применения более совершенной аппаратуры или реализации оптимизированных методов сбора и обработки данных.

Цели и задачи.

Цель данной диссертации является повышение качества томографических и проекционных изображений системы рентгеновской визуализации комплексов дистанционной лучевой терапии на базе ускорителей электронов.

Основные задачи исследования:

- 1) анализ методов и средств верификации положения пациента в комплексах лучевой терапии;
- 2) обзор и анализ систем рентгеновской визуализации пациента в комплексах лучевой терапии;
- 3) разработка макета системы рентгеновской визуализации обеспечивающей получение проекционных изображений;
- 4) обзор и анализ методов коррекции проекционных изображений;
- 5) разработка методики учета особенностей плоскопанельного детектора;
- 6) разработка методики учета неравномерности размера проекции действительного фокусного пятна при проведении операции деконволюции.
- 7) обзор и анализ методов коррекции рассеянного излучения при получении проекционных изображений.

8) обзор и анализ методов алгоритмов реконструкции трёхмерных томографических изображений.

9) разработка алгоритма реконструкции трёхмерных томографических изображений

10) обзор и анализ факторов ухудшения качества томографических изображений.

11) обзор и анализ методов коррекции томографических изображений.

12) разработка метода учета геометрических смещений компонентов системы рентгеновской визуализации.

Научная новизна заключается в следующем:

1 На основе данных о влиянии остаточного сигнала на отклик в канале детектора разработаны методика определения передаточных характеристик каналов плоскопанельного детектора и методика определения изображения светлого поля позволяющая минимизировать негативный вклад остаточного сигнала.

2 Изучены факторы, влияющие на качество проекционных изображений, по результатам которых разработана методика определения функции рассеяния точки учитывающая геометрические особенности рентгеновской трубки и её геометрического расположения относительно детектора и объекта контроля позволяющая повысить пространственное разрешение изображений.

3 Разработан и реализован итерационный алгоритм трёхмерной томографической реконструкции позволяющий минимизировать влияние артефактов от границ объектов с высокой разностью линейного коэффициента ослабления в области сканирования.

Теоретическая и практическая значимость работы.

Исследованные и разработанные способы повышения качества томографических изображений в коническом пучке на основе системы рентгеновской визуализации внедряются в разрабатываемый в АО «НИИТФА» комплекс дистанционной лучевой терапии на базе ускорителя электронов 6 МэВ и

в разрабатываемый во ФГУП «ВНИИА» комплекс нейтронной терапии на базе нейтронного генератора.

Личный вклад автора диссертации состоит:

- 1) в постановке цели и основных задач исследования;
- 2) в непосредственном участии в получении, анализе и систематизации полученных в ходе исследования результатов;
- 3) в формулировании положений, вынесенных на защиту;
- 4) в создании и реализации экспериментального программного обеспечения для апробации разработанных алгоритмов;

Степень достоверности и апробация результатов.

Достоверность полученных результатов и выводов обеспечивается полученными экспериментальными данными, а также систематической повторяемостью измерений на различных аналогичных установках.

Основные научные и практические результаты диссертации докладывались и обсуждались на следующих мероприятиях:

- 1) семинар «Медицинская физика и лучевая терапия», г. Москва, 2019,
- 2) V Международная конференции по инновациям в неразрушающем контроле SibTest-2019, г. Екатеринбург, 2019;
- 3) международный научный семинар "Инженерно-физические технологии биомедицины", г. Москва, 2019;
- 4) Второй Международный Форум онкологии и радиологии, г. Москва, 2019.
- 5) III Всероссийский научно-образовательный конгресс с международным участием «Онкорadiология, лучевая диагностика и терапия», Москва, 2020 г.
- 6) VII Всероссийская научно-практической конференция производителей рентгеновской техники, Санкт-Петербург, 2020.
- 7) IV Всероссийский научно-образовательный конгресс с международным участием «Онкорadiология, лучевая диагностика и терапия», Москва, 2021 г.

Публикации.

По теме диссертации опубликовано 9 печатных работ, из них 7 в журналах, входящих в список рекомендованных ВАК, 4 проиндексированных в базах данных Web of Science и Scopus.

В результате работ по теме диссертации получено 4 патента на полезную модель РФ + 3 свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ.

Положения, выносимые на защиту

1. Предложена методика определения передаточных характеристик каналов детектора и изображения светлого поля позволяющая минимизировать негативный вклад остаточного сигнала.

2. Предложена методика определения функции рассеяния точки учитывающая геометрические особенности рентгеновской трубки и её геометрического расположения относительно детектора и объекта контроля.

3. Предложена методика трёхмерной томографической реконструкции позволяющий минимизировать влияние артефактов от границ объектов с высокой разностью линейного коэффициента ослабления в области сканирования.

Глава 1. Обзор методов рентгеновской визуализация при дистанционной лучевой терапии.

Процедура прохождения лечения при дистанционной лучевой терапии является сложным процессом, состоящим из большого количества различных действий. Процедуру лечения можно разделить на два основных этапа – планирование и терапия.

В процессе планирования пациент проходит исследование на компьютерном томографе (КТ) и/или магнитно-резонансном томографе (МРТ) (могут быть использованы и другие методы, однако КТ и МРТ являются основными и наиболее распространёнными). Полученные томограммы дают информацию об электронной плотности тканей и топометрические данные об анатомии органов – форма, размеры и положение. На основе томограмм в специализированной программном обеспечении – система планирования (СП) - происходит процесс планирования лучевой терапии. Суть планирования заключается в составлении оптимальной методики облучения пациента, учитывающую поглощенную дозу в мишени, уровни лучевых нагрузок на окружающие здоровые органы и ткани и максимальные ограничения дозы в критических органах. СП так же полностью описывает положение мишени в теле пациента относительно терапевтического аппарата. При этом СП учитывает радиационно-технические возможности аппарата используемого для проведения лечения.

Процедура фракционирования дозы может быть разной в зависимости от локализации и типа мишени. Основные режимы фракционирования дозы следующие [16]:

- стандартный – 20-30 фракций, до 5 дней в неделю, 2 Гр за фракцию;
- режим гипофракционирования – 1-10 фракций, до 6 дней в неделю, 2-10 Гр за фракцию;
- режим гиперфракционирования – 2-3 раза за сутки, 2 Гр за фракцию, облучение в течение дня.

Стоит отметить, что процесс получения томограмм должен быть произведён в тех же самых условиях, что и процедура лечения. Пациент должен располагать на идентичной деке, положение тела должно быть неизменным, если опухоли находится в брюшной полости, то необходимо контролировать наполненность мочевого пузыря и кишечника. Стоит отметить важность учета дыхательного цикла.

В процессе терапии реализуется непосредственно облучение мишени в теле пациента. Перед облучением пациент укладывается на деку стола и проводится его позиционирование относительно изоцентра ускорителя.

Одной из важнейших задач дистанционной лучевой терапии является правильное позиционирование клинического объёма мишени во время лечения с целью минимизации негативных последствий связанных с облучением здоровых органов и тканей.

Традиционное использование лазерных указателей и маркеров, наносимых на тело пациента, возможно только для грубого позиционирования. Точность укладки таким способом может достигать 3-5 мм, что является недостаточным в условиях прецизионного облучения. Для обеспечения более точной укладки пациента используют различные способы позволяющие верифицировать положение пациента относительно изоцентра ускорителя.

В процессе лечения органы пациента смещаются, что может привести к тому, что и сама мишень изменит своё положение. Данный факт является неотъемлемой частью физиологического функционирования организма. Причины смещений могут быть разные – изменение веса пациента, разная наполненность соседних органов, изменение формы и размеров мишени как ответная реакция на лечения и т.д. В случае корректной установки мишени относительно изоцентра может возникнуть ситуация, что изменилось расположение критических органов. В такой ситуации требуется учесть произошедшие с пациентом изменения и скорректировать план облучения. Метод лучевой терапии, в процессе которой происходит изменение плана облучения принято называть адаптивной лучевой терапией.

1.1. Способы верификации положения пациента.

Существует большое количество различных средств и методов, позволяющих проводить верификацию положения пациента и мишени относительно изоцентра ускорителя. За счет использования различных методик, основанных на разных физических принципах, эти методы могут существенно отличаться между собой. В общем, эти методы можно разделить на две категории - радиационные и нерадиационные [17].

К нерадиационным методам можно отнести применение ультразвука, оптических камер, электромагнитных трекеров и магнитно-резонансных томографов. Общим преимуществом нерадиационных методов является отсутствие воздействия ионизирующего излучения на пациента, что несомненно является существенным преимуществом, особенно в тех случаях, когда верификацию положения необходимо проводить достаточно часто.

К радиационным – получение информации о внутренней структуре пациента за счет получение проекционных изображений с использованием рентгеновского излучения.

Ультразвуковой метод верификации.

В настоящее время трёхмерная ультразвуковая визуализация используется, в основном, при раке простаты, молочной железы и гинекологических локализациях мишени. Применение ультразвукового метода требует наличия специальных навыков у пользователя для получения достаточно хорошего качества изображений. Очень важным фактором является умение правильно интерпретировать полученные изображения.

Широкое распространение получили такие коммерческие продукты как VAT, SonArray, Clarity. Геометрическая точность находится в диапазоне от 3 до 5 мм.

Данный метод является перспективным за счет возможности получения изображений хорошего качества и неинвазивности. Недостатком метода является существенная зависимость от навыков, знаний и опыта пользователя. Так же имеются ограничения связанные с определённым спектром локализаций, для

которых можно применить данную технологию. Тем не менее, ультразвуковой метод может быть использован для контроля межфракционных смещений мишени и внутренних органов, а также для контроля наполненности мочевого пузыря и кишечника, расположенных вблизи мишени [18].

Оптический метод верификации.

Данный метод верификации основан на определении расположения поверхности тела пациента относительно изоцентра с использованием специализированных камер. За счет определения расстояния от пациента до камеры строится трёхмерная модель тела в пространстве относительно аппарата.

Можно выделить следующие преимущества данного метода: неинвазивность, отслеживание положения в течение всего сеанса облучения и возможность контроля дыхания.

Несмотря на множество достоинств подобной системы, необходимо также помнить и об ограничениях. Например, для стереотаксического облучения легких, из-за больших неопределенностей в корреляции движений поверхности и внутренних органов. Также и для опухолей головного мозга поверхность лица не может являться 100% отражением положения внутричерепной мишени. В данном случае необходимо более тщательно выбирать зону интереса.

Электромагнитные трекеры.

Системы электромагнитных трекеров основаны на использовании специализированных транспондеров, которые вживляются в опухоль. За счет детектирования сигнала от этих транспондеров возможно определить их положение в пространстве. Причем данная методика за счет достаточной инерционности системы позволяет отслеживать положение опухоли в реальном времени. Геометрическая точность данной методики составляет порядка 2 мм.

Однако наличие транспондеров может привести к возникновению артефактов на КТ или МРТ изображениях, так же существуют ограничения на размеры пациента, которому вживляются электромагнитные метки. На данный момент методика применяется в основном при проведении терапии простаты.

Магнитно-резонансная томография.

За счет высокого разрешения мягких тканей использование МРТ для верификации положения пациента позволяет добиться высокой геометрической точность 1-2 мм. Тем не менее, МРТ имеет ряд недостатков, связанных с артефактами движения пациента и неоднородностью магнитных полей. Так же такого рода методика не может быть выполнена на пациентах с кардиостимуляторами или металлическими имплантатами.

Среди коммерческих систем стоит выделить ViewRay и Elekta Unity. Обе эти системы интегрируют терапевтический пучок и МРТ в один гантри.

Представленные выше методы и средства верификации положения пациента используются в различных клиниках мира. Стоит отметить, что даже наличие такого преимущества как отсутствие ионизирующего излучения, не позволило этим методам получить столь широкое распространение в сравнение с радиационными методами.

1.2. Радиационные методы верификации положения пациента.

К радиационным методам верификации можно отнести методы, реализующие работу с рентгеновским пучком излучения. В качестве источника излучения может выступать терапевтический ускоритель с максимальной энергией в спектре до 6 МэВ или рентгеновская трубка с максимальной энергией в спектре до 150 кэВ. При регистрации детектором рентгеновского излучения, прошедшего через тело пациента, образуется проекционное изображение или теневая картинка. Отсюда и произошло название метода, использующего проекционные изображения как основу верификации пациента, - лучевая терапия под контролем по изображениям (ЛТКИ) [19].

Получение проекционных изображений в пучке излучения ускорителя носит разные названия - порталная визуализация, мегавольтная (МВ) визуализация, визуализация в МВ пучке. В качестве детектора используется электронное устройство визуализации, в англоязычной терминологии - electronic portal imaging device (EPID). Для регистрации излучения в порталной визуализации используются плоскочелюстные детекторы рентгеновского излучения, оптимизированные под высокоэнергетическое излучение.

Оптимизация заключается в использование более чувствительного сцинтиллятора (однако при этом падает пространственная разрешающая способность) и применение специальных защитных экранов, обеспечивающих существенное уменьшение радиационной нагрузки на электронные компоненты детектора.

Использование в портальной визуализации высокоэнергетического излучения приводит к тому, что на проекционных изображениях такого типа достаточно сложно различить мягкие ткани между собой. В связи с этим позиционирование происходит исключительно по костным структурам, а это в свою очередь приводит к тому, что отсутствует возможность контролировать изменения положения мишени относительно костной структуры и невозможность отслеживать морфологические изменения внутренних органов.

Для решения этих задач производители аппаратов уменьшают максимальную энергию излучения до 2-3 МэВ, что позволяет повысить качество изображений. Однако существенного улучшения изображения достигнуть не получается. В дополнении к портальной визуализации использование детектора позволяет проводить процедуру дозиметрии излучения и оценку параметров поля излучения.

Получение проекционных изображений в пучке излучения от рентгеновской трубки так же имеет разные названия – рентгеновская визуализация, кВ визуализация, визуализация в кВ пучке. Использование рентгеновского излучения с максимальной энергией в диапазоне от 80 до 150 кэВ позволяет получать проекционные изображения с высоким качеством. При этом поглощённая доза в пациента находится в приемлемых границах.

По данным приведённым из [14] процентное соотношение использования систем визуализации при проведении 3DCRT и IMRT выглядит следующим образом (возможны случаи использования на одном пациенте нескольких способов визуализации, что объясняет суммарное значение более 100%):

Из этого можно сделать вывод, что более половины всех процедур ЛТКИ проводятся с использованием систем рентгеновской визуализации, что говорит о её важности.

Таблица 1 - Процентное соотношение использования систем визуализации при проведении 3DCRT и IMRT.

Локализация мишени	Процент от общего числа процедур визуализации, %				
	Планарные изображения	СВСТ и MVCT	ЕхасTrac	Флюороскопия	КТ на рельсах
Головной мозг	49,9	59,3	13,6	0,2	1,1
Голова и шея	47,0	76,1	6,8	0,3	1,8
Молочная железа	31,7	10,4	1,7	0,6	0,8
Легкие	50,6	76,8	4,9	1,7	1,5
Пищевод	48,1	66,2	3,8	0,8	1,1
Таз	48,2	76,7	3,9	0	1,4

1.3. Система рентгеновской визуализации

Системы рентгеновской визуализации можно поделить на категории, отличающиеся как функциональными возможностями, так и конструктивным исполнением. Некоторые из этих систем получили широкое распространение и стали коммерчески востребованными. Различные способы реализации систем рентгеновской визуализации привели к тому, что каждая из этих систем обладает своими уникальными характеристиками и возможностями.

Существуют три класса систем рентгеновской визуализации изображений: рентгенографический, рентгеноскопический, томографический.

Рентгенографический класс позволяет получать единичные или пару ортогональных проекционных изображения. Полученные изображение сравнивается с цифровыми реконструированными изображениями (DRR), полученным при планировании облучения, и, по результатам сравнения, производится коррекция положения пациента.

Рентгеноскопический класс позволяет получать проекционные изображения в режиме реального времени с частотой порядка 30 изображений в секунду, что позволяет проводить коррекцию на смещение мишени в процессе облучения. Такая система распространена при облучении мишени, находящейся в области лёгких или желудочно-кишечного тракта.

Томографический класс позволяет получать объёмные изображения пациента, находящегося на лечебном столе в процессе сеанса облучения.

По типу монтажа системы рентгеновской визуализации делятся на следующие типы: потолочные/напольные, рельсовые и интегрированные в гантри ускорителя.

К первому типу относятся такие системы, монтаж которых проводится в потолок и пол помещения, в котором находится ускоритель. Примером таких решений может служить NovalisExacTrac 6-D X-ray. В теле пациента располагаются специализированные рентгеноконтрастные маркеры, и при планировании определяется их расположение относительно опухоли. Система оснащена двумя рентгеновскими трубками и двумя детекторами, расположенными ортогонально друг относительно друга. Получая две проекции, и обрабатывая полученные данные, система определяет, величину смещения маркеров в процессе облучения, и даёт соответствующую информацию для коррекции положения пациента.

Для второго типа монтажа используются серийные спиральные компьютерные томографы, которые фиксируются на специализированных направляющих – рельсах. Один из таких принципов реализован в совместном проекте Varian и GE – ExaCT Targeting. В результате работы такой системы можно получить высокое качество томограммы, по которому возможно проводить укладку пациента. Основным недостатком такой системы является невозможность контролировать положение мишени в процессе облучения.

Интегрированные в гантри ускорителя системы представляют комплекс оборудования из плоскочпанельного детектора и рентгеновского источника, расположенных в плоскости вращения ускорителя и ортогональных относительно терапевтического пучка.

При вращении гантри ускорителя система получения рентгеновский изображений так же вращается и проводится процесс получения проекций с разных углов, относительно пациента. Обработка набора изображений позволяет

получить томограмму и провести корректировку положения пациента ориентируясь непосредственно на мягкие ткани и органы.

Оценивая функционал, сложность и себестоимость, оптимальными и наиболее востребованными считаются системы, интегрированные в гантри ускорителя. Данный факт подтверждается тем, что имеющиеся на рынке медицинские ускорители оснащены исключительно интегрированными в гантри системами рентгеновской визуализации [15].

1.3.1 Системы рентгеновской визуализации, интегрированные в гантри ускорителя.

Благодаря достаточно большому функционалу и приемлемому качеству получаемых изображений системы рентгеновской визуализации, интегрированные в гантри ускорителя, стали неотъемлемой частью современных комплексов лучевой терапии реализующих ЛТКИ. На текущий момент на рынке широкое распространение получили две такие системы – On-Board Imaging или OBI («Varian», США) и X-Ray Volume Imaging или XVI, («Elekta», Швеция).

Обе эти системы схожи между собой и реализуют широкий спектр различных задач необходимых при проведении лучевой терапии. Схема работы систем реализует трансэмиссионный метод получения рентгеновских изображений с непрерывным вращением.

Узел формирования рентгеновского излучения.

Узел формирования рентгеновского излучения обеспечивает генерацию рентгеновского излучения с требуемыми параметрами и характеристиками. В состав узла входят рентгеновский аппарат, состоящий из рентгеновской трубки и высоковольтного генератора, а так же устройства коллимации и фильтрации излучения.

Принцип работы рентгеновских трубок практически не изменился с момента их создания, а конструкторская реализация, можно считать, является единообразной. Рентгеновская трубка состоит из анода и катода, помещённых в стеклянный баллон. Катод рентгеновской трубки выполняется в основном в виде спирали из вольфрама. При прохождении тока через катод происходит эмиссия

электронов, которые под воздействием разности потенциалов (ускоряющего напряжения) ускорятся и бомбардируют анод. В результате торможения электронов в поле атомных ядер анода происходит процесс образования рентгеновского излучения. Спектр излучения является непрерывным, максимальная энергия которого соответствует кинетической энергии электрона, полученной при прохождении разности фаз между анодом и катодом. При этом граничная энергия, или длина волны λ_{\min} , излучения зависит только от ускоряющего напряжения U и определяется формулой (1) [20]

$$\lambda_{\min} = 1.24 / U \quad (1)$$

где напряжение U выражено в кВ, λ_{\min} – нм.

Место, в котором происходит торможение электронов, принято называть фокусным пятном.

Под рентгеновским излучением понимается излучение, состоящее из фотонов, не являющихся фотонами гамма-излучения, и включающее в себя тормозное и характеристическое излучения, имеющее энергию фотонов много большую, чем фотоны видимого света. Тормозное излучение возникает при замедлении электронов в аноде рентгеновской трубки, а характеристическое – при возвращении атома анода из возбужденного состояния [21].

В простых рентгеновских трубках, не требующих высоких мощностей дозы, анод является стационарным и выполнен из меди, для обеспечения теплоотвода. В месте падения пучка электронов располагается вольфрамовая мишень. Если фокусное пятно будет иметь малую площадь, а поток электронов будет большим это приведёт к повреждению анода за счет локального перегрева, а это в свою очередь приводит к уменьшению интенсивности излучения [22]. Для решения этой проблемы используется вращающийся анод, обеспечивающий более равномерное распределение тепла по аноду [23]. Скорость вращения анода при этом варьируется в диапазоне от 3 000 до 10 000 оборотов в минуту. Реализация такого типа анода позволяет существенно повысить выходную мощность излучения. Рисунок 1 демонстрирует схематическое изображение рентгеновской трубки с вращающимся анодом.

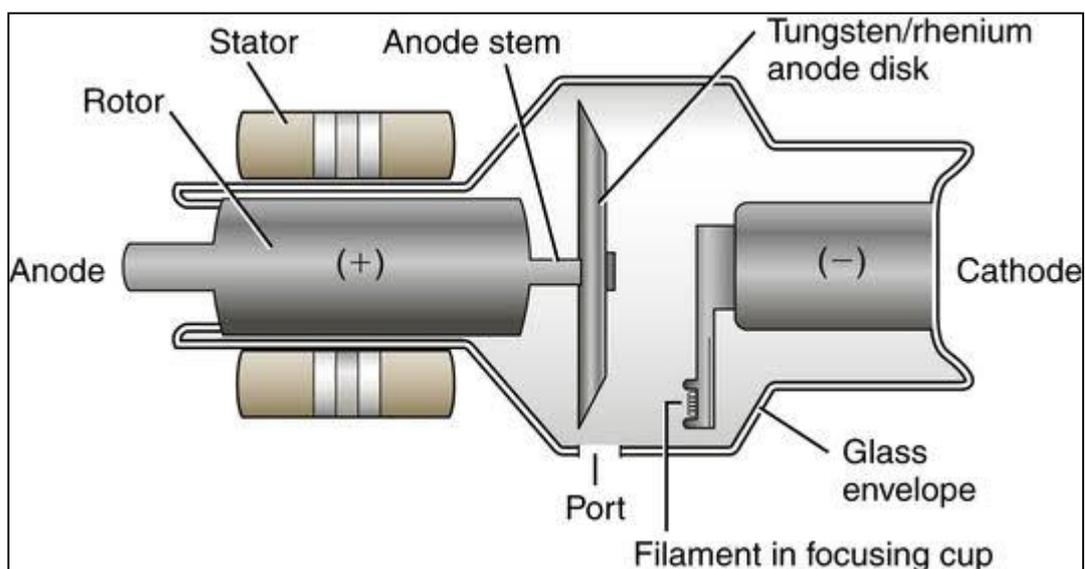


Рисунок 1. Схема рентгеновской трубки с вращающимся анодом.

За счет расположения поверхности анода под углом относительно выходного окна трубки удаётся добиться существенного уменьшения эффективного размера фокусного пятна. Однако это влечет за собой изменение проекции действительного фокусного пятна по полю изображения.

Другой отличительной особенностью рентгеновских трубок с вращающимся анодом является неравномерность интенсивности излучения.

Для обеспечения сохранности рентгеновской трубки, как правило, её помещают в специализированный кожух (англ. housing), наполненный маслом, обеспечивающим теплоотведение от анода. Кожух обеспечивает формирование рентгеновского излучения в направлении через выходное окно.

Высоковольтный генератор обеспечивает питание рентгеновской трубки и формирует ускоряющее напряжение между анодом и катодом с требуемыми характеристиками.

Широкое распространение в различных областях науки и техники привело к тому, что рентгеновские аппараты имеют широкий разброс по параметрам. Применение с целью получения проекционных и томографических изображений в системах визуализации накладывает определённые требования и ограничения.

На выходе рентгеновской трубки помещается система фильтрации и коллимации излучения, обеспечивающее формирование поля излучения нужной формы и с определённым распределением интенсивности.

В зависимости от того, какой орган контролируется, выбирается оптимальная форма пучка, предусмотренная производителем. Использование коллиматоров позволяет избавиться от неинформативного излучения, что приводит к снижению дозовой нагрузки. При этом качество изображения повышается за счёт снижения рассеянного излучения.

В ОВІ коллиматор динамический и имеет возможность выставлять различные формы в зависимости от требований. В XVI реализована система сменных коллиматоров с заранее заданным размером выходного окна.

Ввиду того, что тело пациента, в целом, можно представить, как цилиндр, то при геометрии засвечивания, реализуемой в системах визуализации, засветка на детекторе неравномерная. Для нивелирования данного эффекта применяются специальные компенсаторы (в англоязычной терминологии bowtie filter). Эффективность использования компенсаторов демонстрируется в статьях [24, 25, 26, 27].

Узел детектирования рентгеновского излучения

В рамках системы рентгеновской визуализации в качестве детектирующей системы используется плоскопанельный детектор рентгеновского излучения (ПД), производящий регистрацию прошедшее через тело пациента излучение. ПД, используемые в системах рентгеновской визуализации комплексов лучевой терапии, относятся к классу твердотельных цифровых рентгенографических устройств. Они используются в проекционной рентгенографии, как альтернатива усилителям рентгеновского изображения в рентгеноскопическом оборудовании [28, 29].

ПД представляет собой матрицу независимых детектирующих элементов или каналов, реализующих последовательную цепочку – детектирование – преобразование - передача - оцифровка. Выходной сигнал канала определяет цифровое значение ярости соответствующего пикселя изображения

По технологии регистрации рентгеновского излучения и формирования электрического сигнала ППД можно поделить на детекторы прямого и непрямого преобразования. В твердотельных детекторах непрямого преобразования рентгеновские кванты поглощаются сцинтиллятором с образованием пропорционального количества световых фотонов, которые взаимодействуют с фотодиодом на матрице тонкопленочных транзисторов, формируя пропорциональный заряд в конденсаторе элемента детектора [30].

Большинство детекторов непрямого преобразования реализованы на основе панелей из аморфного кремния и сцинтиллятора из йодида цезия CsI, обладающего высоким коэффициентом поглощения в области энергий рентгеновских фотонов используемых в задачах медицинской визуализации (от 40 до 150 кэВ). Поглощение фотонов происходит в основном за счет фотоэффекта [31].

Слой сцинтиллятора из CsI имеет игольчатую кристаллическую структуру. Преимуществами структурированного сцинтиллятора являются способность ограничивать боковое рассеяние света за счет удерживания световых фотонов в объеме иглы, и, таким образом, достигать более высокого пространственного разрешения. При этом имеются технологии нанесения слоя люминофора достаточной толщины для обеспечения высокой эффективности поглощения. Рисунок 2 демонстрирует схему регистрации излучения плоскопанельным детектором непрямого преобразования на основе аморфного кремния с покрытием из CsI.

Наличие рассеянного излучения в коническом пучке существенно ухудшает качество получаемых рентгеновских изображений [32, 33]. Одним из самых эффективных способов уменьшения влияния рассеянного излучения является использование отсеивающих растров.

Отсеивающий растр представляет собой решетку из тонких пластин свинца. Решётка пропускает только те лучи, которые исходят из фокусного пятна рентгеновской трубки, и поглощает гамма-кванты, рассеянные в теле пациента.

Использование отсеивающих растров позволяет уменьшить ошибку в определении КТ единиц, повысить соотношения сигнал-шум и контраст шум [34, 35].

Системы рентгеновской визуализации обеспечивают получение томограммы с размером вокселя 0,3-0,5 мм, что влечёт за собой необходимость точного позиционирования в пространстве детектора и рентгеновской трубки.

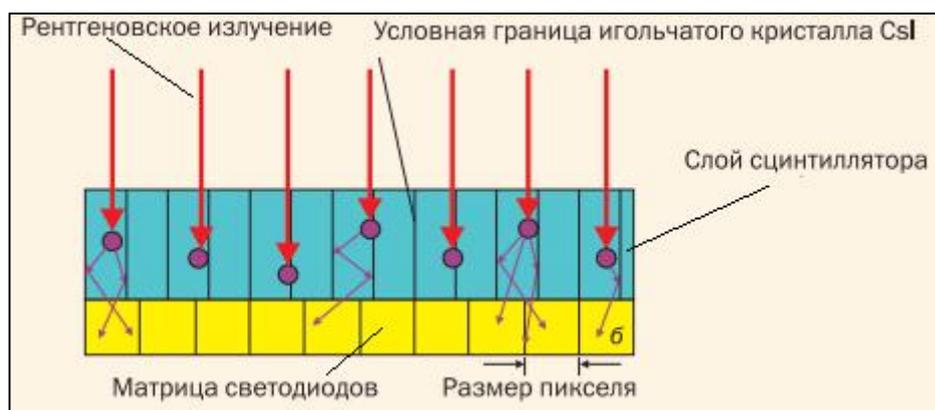


Рисунок 2 – Схема регистрации рентгеновского излучения плоскопанельным детектором непрямого преобразования на основе аморфного кремния со сцинтиллятором из CsI.

Стоит учитывать, что при вращении гентри необходимо смещать компоненты системы визуализации для предотвращения их столкновения со столом или пациентом.

В системе ОВІ используются роботизированные руки, позволяющие перемещать детектор и рентгеновскую трубку так. В системе XVI предусмотрены специальные направляющие, на которых перемещаются детектор и рентгеновская трубка.

Узел сбора и обработки изображений.

Для совместной работы всех компонентов системы, контроля их состояния, сбора и обработки данных используется автоматизированное рабочее место (АРМ), которое реализовано на базе персонального компьютера с использованием дополнительных пультов и средств управления.

Одной из самых важных составляющих частей является программное обеспечение по обработке исходных данных, проведению реконструкции (для томографического режима), и анализ полученных результатов.

Верификация положения пациента осуществляется на основе совмещения изображений, загружаемых из системы планирования лучевой терапии (референсные, фиксированные изображения) и изображений, получаемых на радиотерапевтическом комплексе (текущие изображения). В научно-технической литературе (в т.ч. медицинской) этот процесс называется регистрацией изображений.

Регистрация изображений заключается в поиске преобразования текущего изображения в референсное. На основе преобразования, найденного в системе координат текущего изображения, можно найти необходимые смещения и повороты деки стола пациента, зная матрицу перехода из системы координат текущего изображения в систему координат деки стола пациента. Это преобразование определяется конструкцией терапевтического комплекса.

В общем случае, как референсных, так и текущих изображений может быть несколько, при этом они могут обладать разной модальностью. Например, одно изображение может быть получено с помощью магнитно-резонансной томографии, а другое - позитронно-эмиссионной томографии.

Цифровая реконструированная рентгенограмма (англ. Digital Reconstructed Radiograph - DRR) – восстановленное изображение или набор изображений в плоскостях, которые генерируются из трёхмерных данных (томограммы), путем проецирования объема в рентгеновском пучке на виртуальную плоскость детектора. Цифровая реконструированная рентгенограмма может быть получена двумя способами: рассчитана в системе планирования лучевой терапии или рассчитана на радиотерапевтическом аппарате (для любого угла поворота гантри аппарата, в режиме реального времени).

Алгоритмы реконструкции томографического изображения в конусном пучке

Рентгеновская компьютерная томография, как научное направление, сформировалась в конце 20-го столетия. За короткий период она стала одним из мощных методов в исследовании внутреннего состояния неоднородных объектов через их визуализацию.

Практическое применение компьютерная томография, в силу своих уникальных свойств по измерению и визуализации плотности в любой точке объема исследуемого объекта, нашла в различных областях науки и техники: в медицинских исследованиях, в определении параметров внутреннего состояния физических и биологических объектов, в интроскопии технических устройств и систем. Качество и скорость реконструкции распределения плотности в исследуемом объекте во многом зависит от используемого математического аппарата.

Трудность решения этой задачи заключается в том, что задача реконструкции распределения плотности является некорректной. Небольшие погрешности в измеряемых данных могут привести к большим погрешностям в реконструируемой функции. Кроме того, в реальных задачах исследователи сталкиваются с такими факторами как погрешности измерения, шум, полнота данных и т.д. Большинство из этих трудностей может быть решено или упрощено математически.

Поэтому, в настоящее время одной из актуальных задач в современной рентгеновской компьютерной томографии является совершенствование методов реконструкции томографического изображения с целью повышения качества томографических изображений.

Методы реконструкции, применяемые в томографии, можно разделить на две большие группы (Рисунок 3) [36]:

- интегральные (аналитические) методы, основанные на операциях свертки и обратного проецирования (эквивалентные методу Фурье);
- итерационные алгебраические методы.

Решение проводится в непрерывной форме, а дискретизация происходит на последнем этапе непосредственной реализации алгоритма восстановления.

Основным математическим инструментом в трансмиссионной томографии является обратное интегральное преобразование Радона, а в эмиссионной томографии - обратное экспоненциальное преобразование Радона.

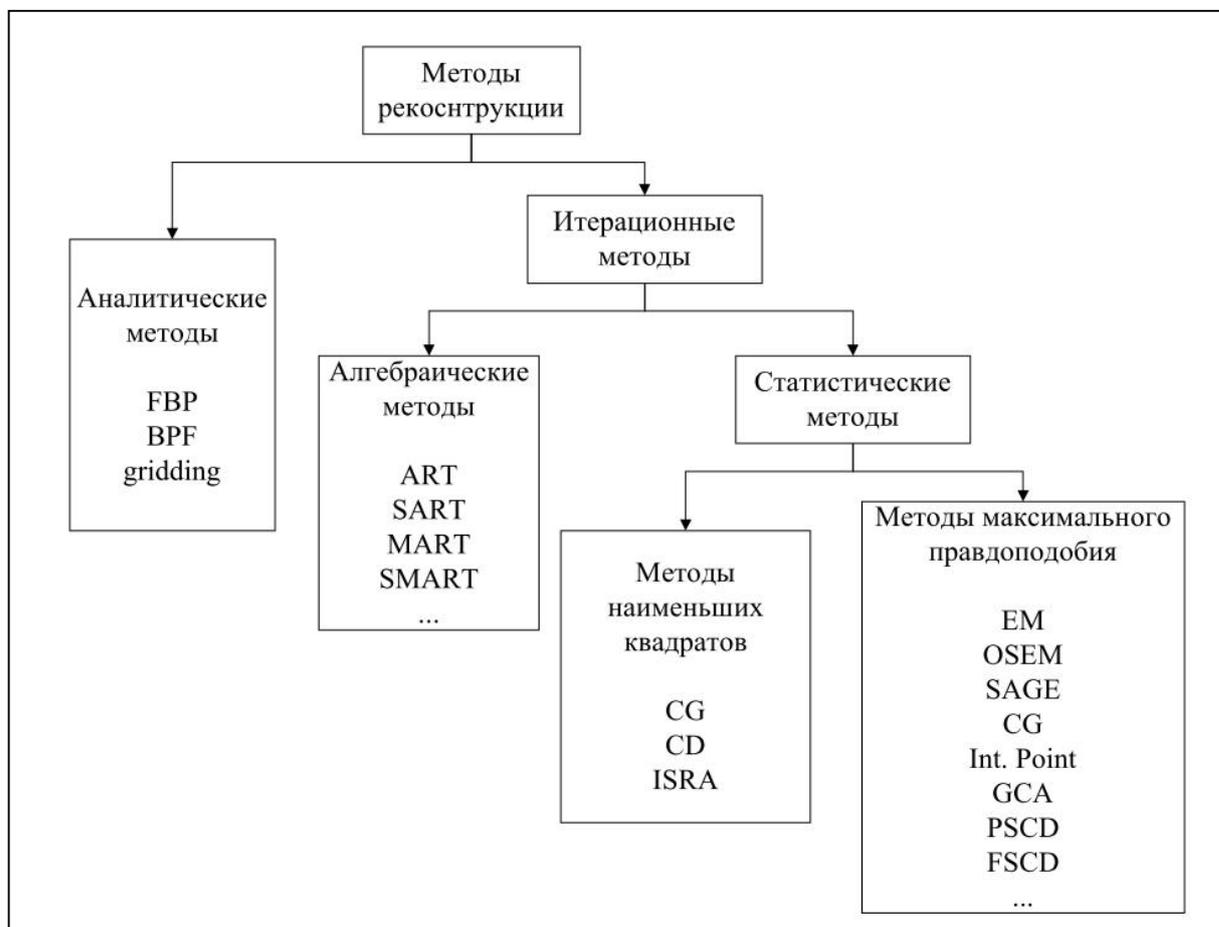


Рисунок 3 - Методы реконструкции томографических изображений [37].

На сегодняшний день наиболее часто реализуемым в медицинских томографах является метод свертки и обратной проекции [38]. Сначала осуществляется одномерная фильтрация каждой проекции, после чего выполняется операция обратного проецирования, результатом которой является оценка итогового изображения. Метод базируется на так называемой теореме о центральном сечении, устанавливающей связь между одномерным Фурье-образом проекции и двумерным Фурье-образом искомого распределения. Модификацией метода обратной проекции является метод фильтрации обратных проекций, используемый повсеместно. Суть метода – предварительная обработка синограмм для выделения контуров, подавления помех и выделения области интереса. Такой

алгоритм дает лучшие результаты при достаточно большом количестве срезов (от 60).

На данный момент не существует «идеального» математического решения задачи реконструкции, каждый метод имеет свои достоинства и недостатки, проявляющиеся в различных условиях (как то: разный уровень шума, различное число проекций, наличие непрозрачных включений, высокая детализация изображения и т.д.) Заметное количество работ, посвященных реконструкции томографических изображений, направлены на синтез более быстрых и эффективных алгоритмов путем сочетания различных методов, а также на поиск более действенных методов фильтрации, позволяющих свести к минимуму артефакты изображений, шум, неточности измерений. Программы обработки томографических данных представляют комплексы, учитывающие целый спектр данных об объекте и условиях «эксперимента». Выбор конкретных математических решений во многом зависит от этих условий, а также от поставленной задачи. Для достижения разных целей одни и те же данные могут подвергаться обработке различными алгоритмами.

1.4. Выводы к Главе 1.

С целью максимально качественного лечения пациента важно отслеживать положение мишени относительно терапевтического аппарата и изменение состояния мишени в процессе всего курса лечения пациента.

В п. 1.1 описаны существующие различные аппаратные средства, основанные на различных методах, позволяющих проводить процедуру верификации положения пациента и отслеживать изменение топологии внутренних органов, тканей и мишени.

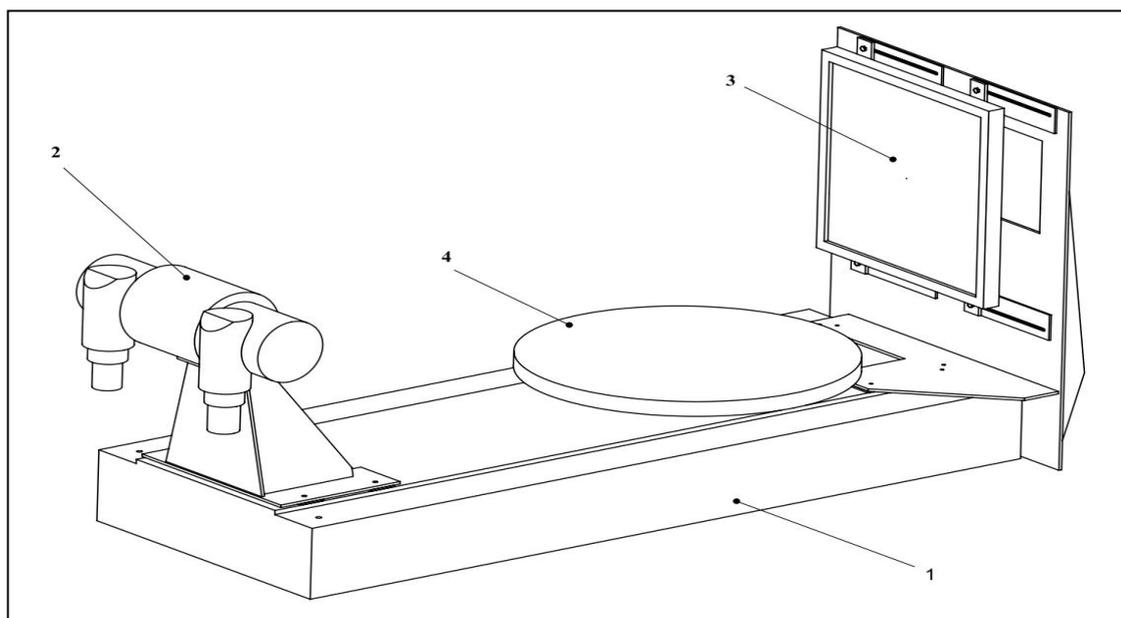
В п. 1.2 представлена информация о радиационных методах верификации пациента. Обосновывается их преимущество в сравнение с нерадиационными методами.

В п. 1.3 описывается рентгеновская система визуализации как наиболее распространённый метод верификации. Описываются различные варианты исполнения. Детально описаны основные компоненты системы.

Глава 2. Макет системы рентгеновской визуализации.

В данной главе описывается разработанный макет системы рентгеновской визуализации, разработанный в рамках работ по созданию комплекса лучевой терапии Ониск [39, 40]. С целью определения требований к конструкторской, электрической и иным видам документаций при разработке комплекса лучевой терапии Ониск и оптимизации методики сбора данных была реализована экспериментальная установка. Основными задачами, которые необходимо решить с использованием данной установки, являются: выбор параметров фильтра – толщины и материала; режим сбора данных – угол оборота, длительность импульса, частота получения изображений; параметры рентгеновского излучения – напряжение, ток [41].

Схематическое изображение экспериментальной установки приведено на рисунке 4.



1 – станина, 2 – рентгеновская трубка, 3 – детектор, 4 – вращающаяся платформа

Рисунок 4 – Схема экспериментальной установки

Основные компоненты системы располагаются на станине, в которой предусмотрены крепления для рентгеновской трубки и детектора. Питающее устройство рентгеновской трубки расположено рядом со станиной. Объект контроля располагается на вращающейся платформе. Имеется возможность линейного перемещения платформы между детектором и рентгеновской трубкой

и вдоль оси вращения. На рентгеновской трубке предусмотрены крепления для коллиматора и фильтров РИ. Взаимодействие между компонентами системы обеспечивается платой синхронизации. Интерфейс управления, а также система сбора и обработки проекционных изображений, реализованы на персональном компьютере.

Расстояние от фокусного пятна рентгеновской трубки до детектора фиксировано и составляет 1500 мм. Номинальное расстояние от фокусного пятна до оси вращения – 1000 мм. Скорость вращения платформы может меняться в диапазоне от 10 до 0,5 об/мин.

Рентгеновский аппарат КРД-СМ-150-1 (ООО «Спектр-АП», Россия) состоит из питающего устройства EPS High-Voltage Generator («EMD Technologies», Канада) и рентгеновской трубки RTC-700 («IAE», Италия), соединенных между собой высоковольтными кабелями. Рентгеновский аппарат обеспечивает импульсную генерацию РИ. Максимальное напряжение на трубке составляет 150 кВ. Длительность импульса варьируется от 1 до 1000 мс. Ток трубки варьируется от 10 до 1000 мА. Номинальный размер малого и большого фокусных пятен 0,6 мм и 1,3 мм, соответственно.

Плоскопанельный детектор (ППД) PaxScan 4343 CB (Varian, США) является детектором непрямого преобразования со сцинтиллятором из структурированного CsI и подложки из аморфного кремния. Плоскопанельные детекторы используются как в проекционной рентгенографии, так и в качестве альтернативы усилителям рентгеновского изображения в рентгеноскопическом оборудовании [28, 29, 42].

Детектор имеет общую площадь чувствительной области 427^2 мм^2 , общее число каналов 3072^2 при площади чувствительной области канала $0,139^2 \text{ мм}^2$. Имеется возможность аппаратного биннинга (суммирование сигнала группы соседних детектирующих элементов в один пиксель) по группам из 1^2 , 2^2 и 3^2 пикселей. Скорость считывания кадров варьируется в диапазоне от 1 до 30 кадров/с.

На лицевую панель детектора устанавливается отсеивающий растр, обеспечивающий уменьшение вклада рассеянного излучения в получаемые изображения.

2.1. Методика получения томографических изображений.

Получение томографических изображений в коническом пучке можно разделить на несколько этапов:

- сбор проекционных изображений;
- коррекция проекционных изображений;
- реконструкция;
- коррекция реконструированных изображений.

Сбор проекционных изображений происходит при вращении объекта контроля, находящегося на вращающейся платформе. При этом необходимо соблюдать условие, при котором вращение будет равномерным и без рывков. В процессе вращение объекта с частотой в диапазоне от 1 до 30 Гц формируются импульсы рентгеновского излучения. Прошедшее через объект излучение регистрируется ППД. Ввиду особенностей работы ППД необходимо синхронизировать процессы формирования рентгеновского излучения и процесс накопления информации на детекторе. В противном случае возникнет ситуация при которой часть излучения не будет регистрироваться. Так же возможно проявление артефактов связанных с построчным считыванием данных с детектора.

Каждому изображению присваивается угловая координата. Процедура присваивания угловой координаты непростая задача ввиду того, что импульс рентгеновского излучения растянут по времени. Так, если взять стандартный режим сканирования КЛКТ для лучевой терапии (длительности импульса - 20 мс, скорость вращения - 6 град./с), угловое смещение за время импульса будет составлять порядка 0,12 град.

Помимо угловой координаты каждой проекции присваивается значение экспозиции излучения. Колебания таких параметров как напряжение, ток трубки,

длительность импульса приводят к тому, что экспозиция излучения может меняться от изображения к изображению.

Стоит отметить существенную зависимость взаимного расположения осей томографа друг относительно друга. Существует большое количество работ затрагивающих данную проблему и описывающих различные методы геометрической калибровки системы [43].

В процессе коррекции проекционных изображений происходит учёт технологических особенностей детектора – тепловой шум, неравномерность усиления, остаточный сигнал, битые пиксели. Данная проблема более подробно раскрыта в Главе 3. Далее происходит нормировка изображений, связанная с нестабильностью экспозиции рентгеновского пучка излучения. Так же проводится нормировка учитывающая неравномерность поля излучения, вызванная характерными особенностями рентгеновских трубок с коническим анодом.

После окончания предварительной обработки начинается процесс реконструкции. Процесс реконструкции выполняется с учетом всех параметров сбора данных. Параметры реконструкции оптимизированы под медицинские задачи и позволяют получать изображения с матрицей до 1024x1024 и с толщиной среза от 0,5 мм до 10 мм.

Глава 3. Коррекция проекционных изображений.

Процедура получения проекционных изображений подвержена влиянию различных факторов, которые в итоге приводят к ухудшению качества изображения. В данной главе описываются основные причины возникновения негативных факторов, методики их учета и демонстрация полученных результатов.

Более детальный анализ полученных данных представлен в работе [44].

Факторы, негативно влияющие на качество проекционных изображений, можно разделить по источникам их возникновения на несколько групп [45, 46]:

- темновой сигнал детектора;
- остаточный сигнал детектора;
- неравномерность передаточных характеристик каналов детектора;
- дефектные каналы детектора;
- размытие во внутренней структуре детектора;
- неравномерность интенсивности излучения;
- геометрическое размытие изображения;
- рассеянное излучение.

3.1. Темновой сигнал детектора.

Темновое изображение (dark field в англоязычных источниках) представляет собой изображение, снятое детектором в отсутствие рентгеновской засветки. Темновое изображение включает в себя как истинный темновой ток, пропорциональный времени накопления кадра, так и сдвиг оцифровки, не зависящий от времени накопления [47].

Темновые изображения не несут полезной информации, а содержат только электронный шум цепи считывания в сочетании с различными утечками в канале. При этом корреляция между ошибкой считывания между соседними каналами практически отсутствует, то есть шум считывания имеет белый спектр [47, 48].

Считывание двумерной матрицы выполняется построчно. Управляющие напряжения от драйвера линии варьируются от строки к строке. Отклонения от

среднего значения частично передаются в сигнал посредством емкостной связи. Таким образом, к сигналу всех каналов линии добавляется постоянное случайное значение, не коррелированное между линиями. Такой эффект называется линейно-коррелированным шумом [48].

Значение темнового тока зависит от температуры и приблизительно удваивается при каждом повышении температуры на 10 °С [49]. Температурное влияние оказывает не столько окружающая среда (температура в рабочем помещении обычно поддерживается постоянной), сколько нагрев самого детектора в процессе эксплуатации. При отсутствии системы непрерывного охлаждения, температура детектора повышается от уровня комнатной в момент подачи питания на панель до 60°С спустя несколько часов эксплуатации в момент достижения стабильного рабочего состояния, которое поддерживается во время и между сеансами эксплуатации [50].

Темновой сигнал канала детектора можно описать суммой постоянной составляющей, определяющейся температурным фактором, длительностью интегрирования кадра, построчными смещениями управляющего напряжения, и переменной случайной компоненты, являющейся истинным шумом. Разброс значений по области изображения определяется среднеквадратичным отклонением.

При сборе проекционных данных темновой сигнал аддитивно складывается с полезным. Очевидным общепринятым методом компенсации данного негативного эффекта является вычитание из проекционного изображения заранее полученного эталонного темнового изображения. Соответствующая методика описана в патенте [51]. Для получения темновой карты выполняется последовательная регистрация серии из N темновых изображений и их последующее алгебраическое усреднение.

В течение времени, необходимого для записи калибровочных темных кадров, могут произойти незначительные локальные изменения температуры, изменяющие темновой ток. Этот процесс оказывает незначительное влияние на шум, но может привести к ошибке нелинейности для малых сигналов [48].

Следовательно, в процессе калибровки необходимо подобрать такое количество кадров N , при котором среднее значение темного изображения наиболее близко к истинному.

Операция коррекции на темновой изображение D описывается формулой (2):

$$I_{\text{корр}} = I - D \quad (2)$$

где I – зарегистрированный кадр; $I_{\text{корр}}$ – скорректированный на темновой сигнал кадр.

Как отмечалось ранее, величина темнового сигнала непосредственно зависит как от температуры, так и от длительности накопления сигнала кадра. Темновое изображение должно быть получено строго в том же режиме работы детектора, что и полезные проекционные изображения. Также, необходимо регулярно обновлять эталонное темновое изображение как можно ближе по времени к началу записи полезных кадров.

Согласно технической документации детектор RaхScan 4343 СВ выходит в стабильный температурный режим спустя 2 часа с момента подачи электрического питания. Соответственно имеется динамика изменения среднего значения темнового сигнала с момента включения детектора при полном отсутствии рентгеновского (Рисунок 5). Режим детектора: биннинг – 3^2 , частота регистрации кадров – 25 кадров/с.

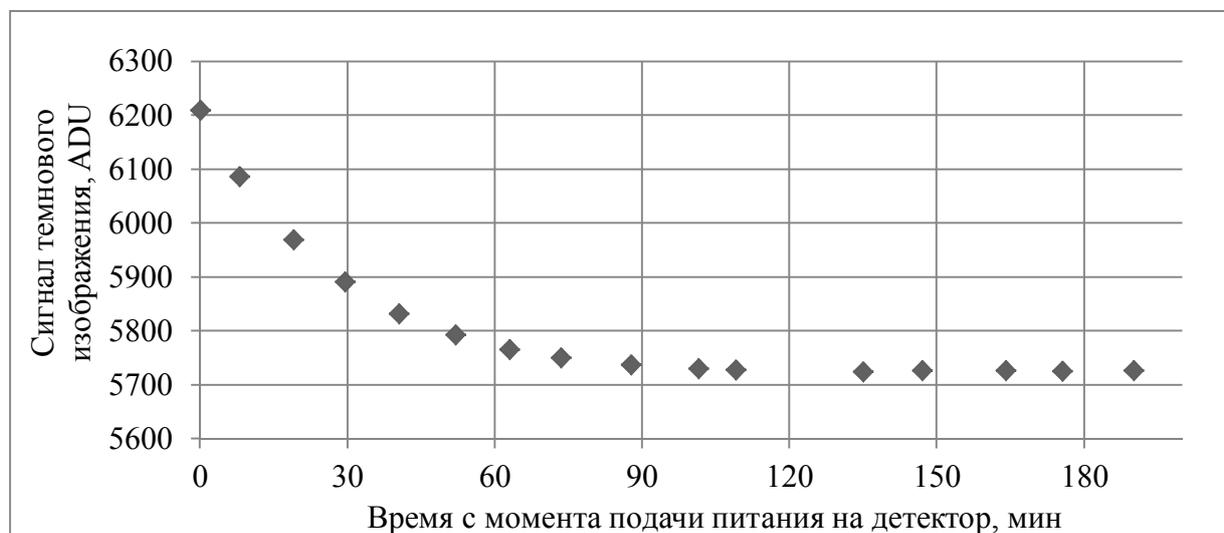


Рисунок 5 – Зависимость темнового сигнала от времени с момента подачи электропитания на детектор.

Количество изображений, необходимых для построения темнового изображения, выбирается исходя из требуемой точности. Чем больше используется изображений, тем точнее определяется среднее значение для каждого пикселя. С целью минимизации временных эффектов изменения темнового сигнала любой процесс сбора проекционных изображений начинается с автоматической процедуры получения темнового изображения.

С целью оценки влияния темнового изображения на качество проекционных изображений проводился анализ по следующим параметрам:

- спектр мощности шума;

Для оценки спектра мощности шума изображения в отсутствие излучения выполнено сравнение кадра без засветки до и после коррекции. Калибровочный кадр получен усреднением 32 темновых кадров. Режим работы детектора: размер кадра – 1024^2 пикселя, аппаратный биннинг – 3^2 пикселя, частота записи кадров – 25 кадров/с. Время после подачи питания на детектор – более 2 часов.

Спектр мощности шума рассчитан для исходного кадра и для кадра после применения коррекции. Размер квадратной области N выбран равным 256 пикселям. Число областей $M = 6^2$, при этом наложение областей составляет 128 пикселей. Размер пикселя $\Delta x = \Delta y = 0.417$ мм.

Получены профили двумерного спектра мощности шума в вертикальном и горизонтальном направлениях (Рисунок 6). Пространственная частота для наглядности измеряется в 1/пиксель, максимальная частота в спектре равна 0,5 пиксель⁻¹. Амплитуда мощности шума измеряется в $ADU^2 \cdot м^2$. Амплитуда мощности шума после коррекции для графической визуализации умножена на 10000.

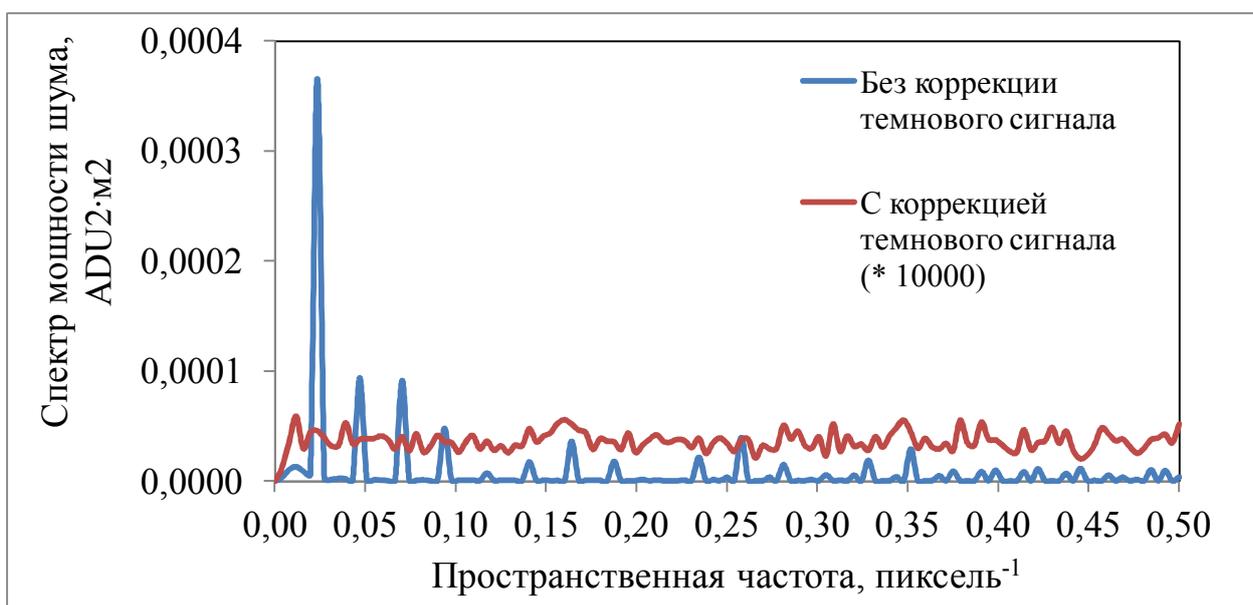
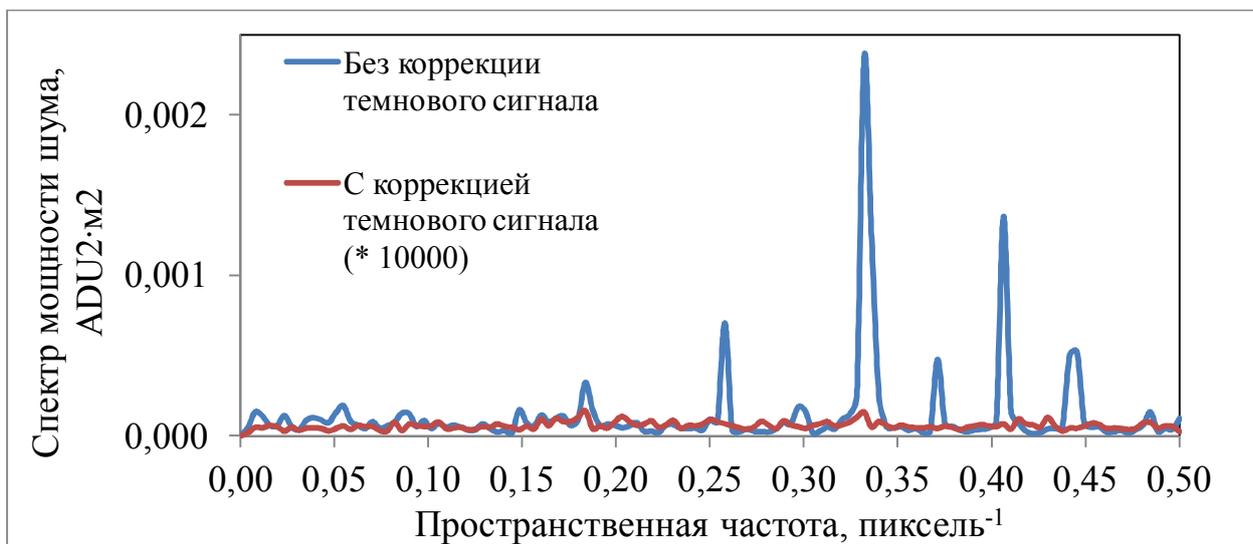


Рисунок 6 – Спектр мощности шума в вертикальном и горизонтальном направлении до и после коррекции темнового сигнала

Коррекция на темновое изображения удаляет с изображения постоянный фоновый тренд, оставляя некоррелированный пространственный шум со спектральными характеристиками, близкими к белому шуму.

3.2. Остаточный сигнал детектора.

Остаточный сигнал (ОС) определяется присутствием остаточной доли исходного сигнала в изображения, следующих за тем изображением, в котором был сгенерирован исходный сигнал. Возникновение эффекта объясняется [52, 53, 54, 55, 56]:

- неполным считыванием заряда накопительных конденсаторов;

- эффектом захвата зарядов с последующим высвобождением в полупроводниковых фотодиодах;
- послесвечением сцинтиллятора;
- изменением передаточной характеристики каналов при облучении.

В случае некорректного учета данный эффект создает существенные артефакты как на проекционных (2D), так и на томографических (3D) изображениях [57]. Для соответствия техническим требованиям к характеристикам рентгеновских изображений необходима разработка комплексной методики учёта и компенсации ОС детектора. В работе демонстрируются следующие основные результаты:

- зависимость ОС от числа считанных кадров после засветки, скорости считывания кадров, биннинга, интенсивности единичной засветки и множественных последовательных засветок;
- пространственная неравномерность ОС;
- влияние ОС на точность измерения кадра светлого поля (результата засветки ППД в отсутствие объекта в поле излучения), и как следствие на измерение коэффициентов рентгеновского ослабления тканей.

На основании результатов исследования ОС реализован алгоритм коррекции проекционных изображений. Показана коррекция кадров с учётом пространственной неравномерности ОС.

Проведен ряд экспериментальных измерений ОС в зависимости от различных факторов, а именно:

- от числа считанных кадров после засветки единичным импульсом при скорости считывания 5 кадров/с и 15 кадров/с (биннинг – 3^2);
- от числа считанных кадров после засветки единичным импульсом при биннинге 1^2 и 3^2 (скорость считывания кадров – 5 кадров/с);
- от величины сигнала единичной засветки (измерения выполнены при фиксированном напряжении 40 кВ для 12 значений произведения тока трубки на

длительность импульса, обеспечивающих изменение цифрового сигнала от 1000 ADU до 54000 ADU в засвеченном кадре);

– от пространственного расположения канала детектора (предположение о пространственной неравномерности ОС основано на алгоритме считывания сигнала от центра к периферии матрицы детектора, и как следствие возникающих временных задержках);

– от числа предшествующих засвеченных кадров.

Алгоритм коррекции ОС

Реальный сигнал на выходе детектора Y выражается сверткой истинного сигнала X с мультиэкспоненциальной импульсной переходной функцией (ИПФ) [52, 53]. Алгоритм восстановления истинного сигнала реализуется в соответствии с системой уравнений:

$$\begin{cases} X_k = Y_k - \sum_{n=1}^N b_n \cdot S_{n,k} \\ S_{n,k} = X_{k-1} + S_{n,k-1} \cdot e^{-a_n} \end{cases} \quad (3)$$

где k – номер кадра; b_n , a_n – параметры ИПФ, измеряемые при калибровке; N – число экспоненциальных компонент; $S_{n,k}$ – динамическая буферная переменная, накапливающая информацию о предыдущих экспозициях.

На основании предварительных исследований выбрано число экспоненциальных компонент $N = 4$, при котором суммарная остаточная ошибка аппроксимации экспериментальной ИПФ не превышает 0,01 %.

Коррекция ОС с учётом пространственной неравномерности

Коррекция ОС с учётом пространственной неравномерности выполняется по алгоритму, при калибровке параметры b_n , a_n измеряются индивидуально для областей кадра размером 32 пикселя в длину и 32 пикселя в ширину. При данном размере отклонение сигнала в единичном канале от усредненного значения по области не превышает 8 %, то есть в пределах области ИПФ каналов допускаются постоянными. Увеличение размера области приводит к невозможности

допущения постоянности ИПФ, а уменьшение – к резкому снижению точности измерения параметров b_n , a_n по причине высокого уровня шумов.

Сигнал анализировался в шестнадцати точках вдоль центрального столбца последнего засвеченного кадра, а также первого кадра после окончания засветки серией 100 последовательных импульсов. При коррекции ОС в первом случае использовались параметры b_n , a_n , измеренные для локальных областей кадра, во втором – по усредненному сигналу всего кадра. К изображениям применена нормировка на светлое поле.

Для скоростей считывания 15 кадров/с и 5 кадров/с относительная величина ОС в первом кадре после засветки единичным импульсом составляет 1,5 % и 2,1 %, соответственно, при этом спад ОС до значения 0,1 % в обоих случаях происходит после считывания 6 кадров. Для режимов биннинга 1^2 и 3^2 относительная величина ОС в первом кадре после засветки единичным импульсом составляет 0,6 % и 2,1 %, соответственно.

Абсолютная величина ОС в первом кадре, считанном после единичной засветки, линейно возрастает с ростом сигнала засветки. Аналогичная линейная зависимость характерна и для последующих кадров, считанных после единичной засветки.

Получено пространственное распределение ОС на первом кадре, считанном после единичной засветки (Рисунок 7). В направлении столбцов прослеживается снижение с 1,5 % до 0,7 % от центра к периферии кадра.

Величина ОС демонстрирует эффект накопления при засветке непрерывной последовательностью импульсов (Таблица 2).

Получены значения сигнала, нормированного на светлое поле, в сотом засвеченном кадре серии вдоль центрального столбца кадра (Рисунок 8). Показан сигнал до коррекции ОС, а также после коррекции по локальным и усредненным параметрам ИПФ. Были построены аналогичные профили сигнала для первого темного кадра после окончания засветки, демонстрирующие снижение нормированного сигнала с 2,5-3,0 % до 0 %.

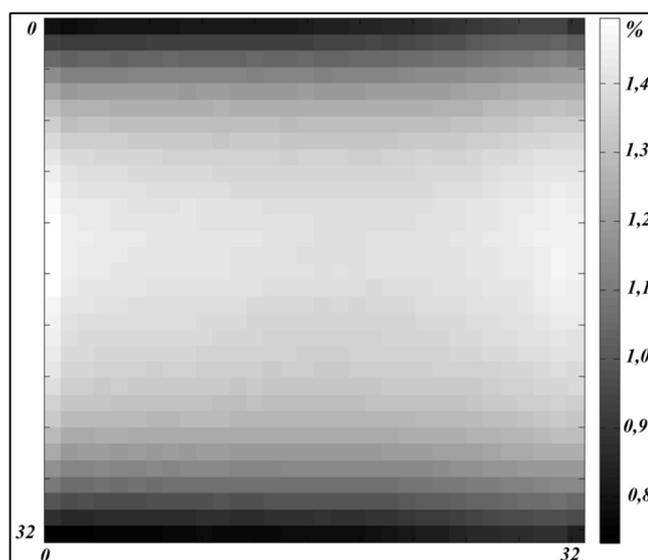


Рисунок 7 - Двумерное пространственное распределение относительной величины ОС на первом считанном кадре после единичной засветки.

Таблица 2 - Зависимость ОС в первом кадре после окончания засветки от числа предшествующих последовательно засвеченных кадров. Значение ОС показано в процентах от сигнала первого засвеченного кадра серии

Число предшествующих последовательно засвеченных кадров	1	5	10	100	1000
ОС, %	1,0	1,6	1,9	2,7	3,1

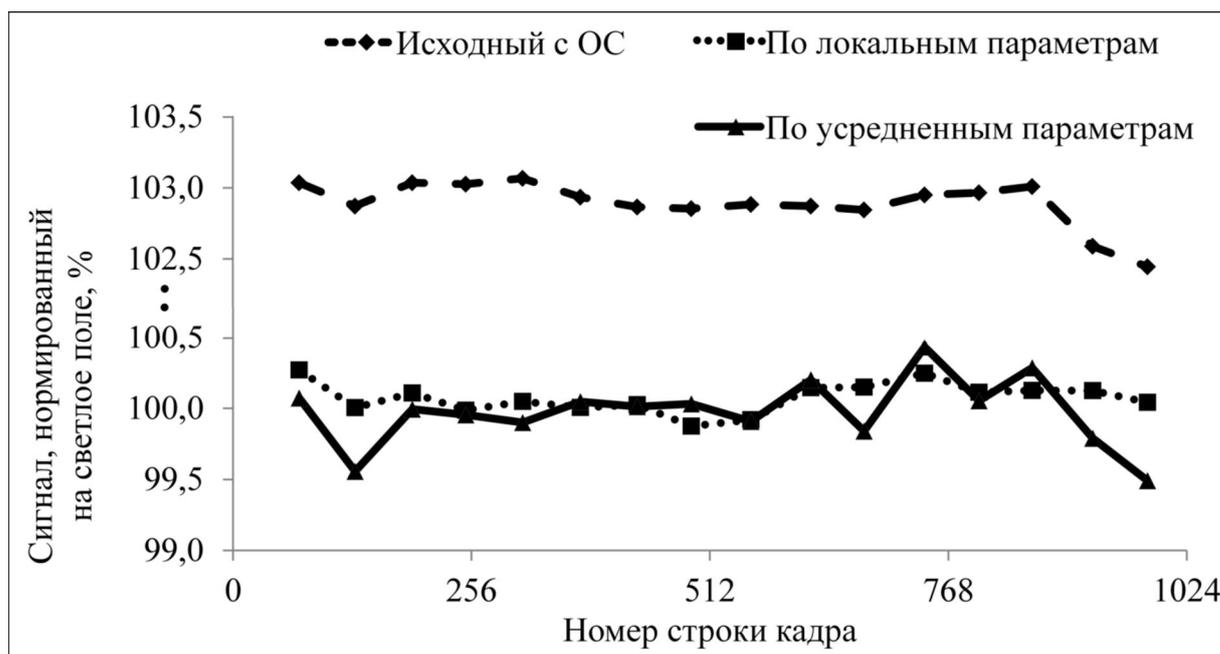


Рисунок 8 - Сигнал вдоль центрального столбца кадра до и после коррекции ОС.

В зависимости от режима съемки средняя величина ОС составляет 1-2 % от сигнала единичной засветки и возрастает до 3,0-3,5 % при множественных последовательных засветках. Существенный спад ОС происходит в момент считывания кадра. В работе показаны зависимости величины ОС от скорости считывания кадров, биннинга, интенсивности единичной и множественных засветок. Показана пространственная неравномерность ОС – в направлении столбцов прослеживается снижение с 1,5 % до 0,7 % от центра к периферии кадра.

Результаты исследований являются основанием использования мультиэкспоненциальной математической модели ИПФ в алгоритме коррекции ОС. Показано сравнение результатов коррекции изображений по пространственно-локализованным и усредненным по кадру параметрам ИПФ. В обоих случаях получен удовлетворительный результат как для последнего кадра динамической серии засветки (снижение нормированного сигнала с 103 % до 100 %), так и для первого темнового кадра после окончания засветки (снижение нормированного сигнала с 2,5-3,0 % до 0 %). Учёт пространственной неравномерности в алгоритме коррекции не дал ощутимого преимущества.

3.3. Неравномерность передаточных характеристик каналов детектора.

Передаточная характеристика выражает связь между входным и выходным сигналами системы. Для плоскопанельного детектора под передаточной характеристикой подразумевается зависимость величины цифрового сигнала в канале от поглощенной дозы в сцинтилляторе.

При общем количестве детектирующих каналов матрицы, превышающем значение в 10^6 штук, процессы сбора, преобразования, усиления и оцифровки статистически различаются между каналами, что определяет свою собственную передаточную характеристику для каждого канала матрицы [29]. Описанный эффект называется неравномерностью передаточных характеристик каналов детектора и приводит к различиям между уровнями цифрового сигнала в пикселях изображения при исходной одинаковой поглощенной дозе в чувствительных элементах матрицы.

В идеальном случае передаточная характеристика представляет собой линейную зависимость выходного цифрового сигнала от поглощенной детектирующим элементом дозы. В реальности имеют место отклонения от линейности, характерные в особенности для величин сигнала близких к нулю (менее 10 % от сигнала насыщения) и к значению насыщения (более 90 % от сигнала насыщения) [56].

Доза падающего на детектор излучения определяется параметрами рентгеновского аппарата – анодное напряжения, силы тока трубки, длительности импульса, размера фокусного пятна, фильтрации рентгеновского пучка. Количество электричества Q равно произведению силы тока трубки i на длительность импульса T и имеет размерность мА·с [58]:

$$Q = i \cdot T. \quad (4)$$

При фиксированных параметрах напряжения и размера фокусного пятна поглощенная доза в ходе экспозиции одного кадра линейно зависит от количества электричества Q . Следовательно, переходная характеристика идеального детектирующего элемента описывается линейной зависимостью выходного цифрового сигнала I от параметра Q рентгеновского импульса:

$$I = K \cdot Q + B \quad (5)$$

где I – цифровой сигнал на выходе детектирующего элемента; Q – произведение тока трубки i на длительность импульса T , мА·с; K и B – параметры линейной передаточной характеристики.

Для определения параметров K и B передаточной характеристики канала в соответствие с уравнением (5) необходимо выполнить запись кадров светлого поля на нескольких значениях Q , при которых отклик детектора лежит в рабочем линейном диапазоне. Рентгеновский аппарат измеряет и фиксирует значения Q в процессе излучения. При этом важным условием является равномерная засветка детектора излучением, которое можно добиться использованием или выравнивающих фильтров или отдалением источника от детектора на максимально возможное расстояние.

Для повышения точности определения коэффициентов K и B требуется усреднение большого числа кадров светлого поля на фиксированном значении Q с целью подавления шума различной природы.

При последовательной записи кадров светлого поля возникает эффект накопления остаточного сигнала, искажающий результат усреднения кадров в большую сторону. С целью исключения влияния остаточного сигнала на определение передаточных характеристик разработана методика, получившая условное название «с промежуточными считываниями» (Рисунок 9, Рисунок 10) [59, 60].

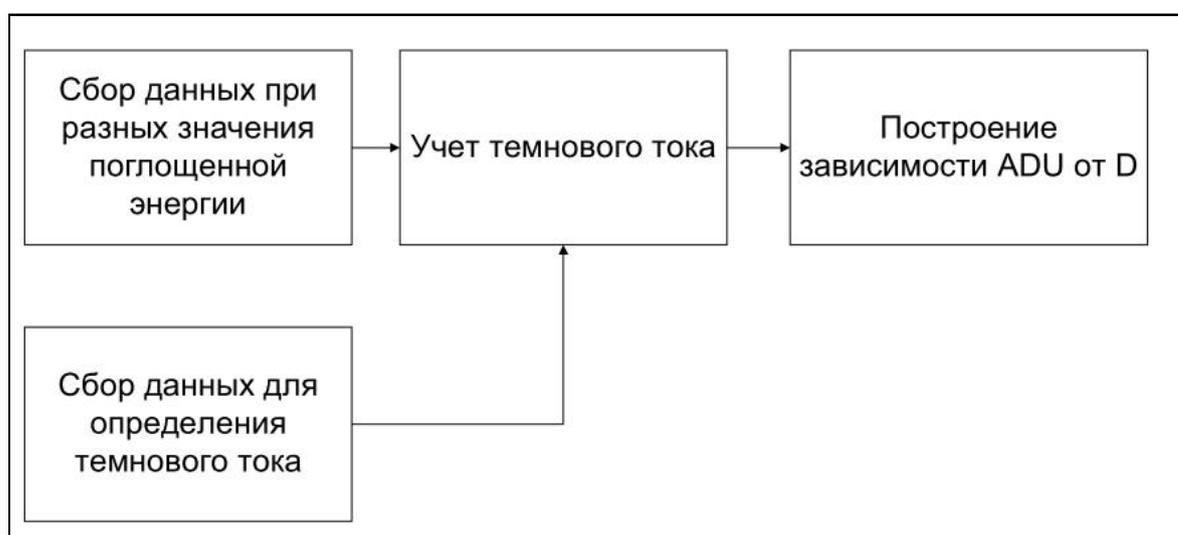


Рисунок 9 – Алгоритм определения коэффициентов передаточной характеристики.

Частота излучения рентгеновских импульсов ниже частоты считывания кадров детектором, то есть детектор считывает ряд темновых кадров в промежутке между засвеченными кадрами. Длительность задержки между рентгеновскими импульсами выбирается достаточной для спада величины остаточного сигнала до уровня темнового шума. В дальнейшем для расчетов при калибровке используются только засвеченные кадры. Такой подход позволяет существенно уменьшить влияние остаточного сигнала на калибровочные данные.

Преимуществами предлагаемой методики являются:

– явное разделение в процессе калибровки взаимного влияния неравномерности передаточной характеристики и остаточного сигнала;

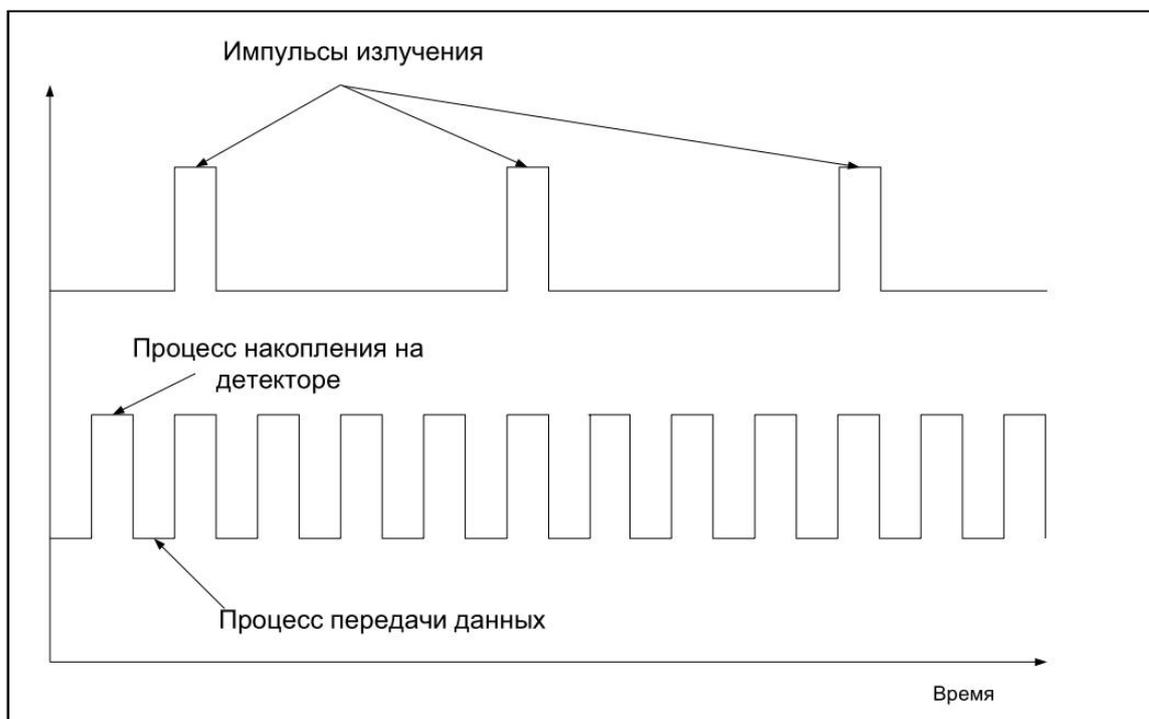


Рисунок 10 – Временная диаграмма сбора исходных кадров для определения передаточной характеристики.

– определение физических значений параметров передаточной характеристики матрицы с возможностью их использования для поиска дефектных пикселей матрицы.

Стоит отметить, что необходимость нахождения передаточной характеристики каналов детектора не является обязательной задачей. Так как нормировка любого проекционного изображения на изображение светлого поля компенсирует различие передаточных характеристик. Однако наличие полной информации о параметрах каналов детекторов позволяет использовать её для нахождения дефектных каналов.

3.4. Дефектные каналы детектора.

В процессе изготовления детектора неизбежно возникают отклонения характеристик некоторых каналов. Данные отклонения могут иметь случайную природу (например, толщина и структура сцинтиллятора в области конкретного канала) или являться дефектами производства (неисправность полупроводниковой электроники или канала передачи сигнала пикселя, некорректные строки и столбцы на краях детектора) [58].

Помимо производства, дефектные каналы возникают в ходе естественного старения при нормальной эксплуатации детектора, а так же при нарушении норм эксплуатации. Для корректной работы с устройством необходимо регулярно проводить диагностику расположения дефектных каналов. Набор данных о положении дефектных каналов на конечном изображении называется карта дефектных пикселей.

В общем виде алгоритм определения дефектного канала заключается в определении конкретного параметра и сравнении его со средним значением по всей матрице или при сравнении с параметрами, заданными пользователем. В случае если величина параметра отклоняется от допустимого значения, то канал считается дефектным.

По особенностям проявления на изображении дефектные каналы можно поделить на две группы [30]:

- шумящие каналы, демонстрирующие нестабильное от кадра к кадру значение на темновых изображениях;
- каналы с некорректной передаточной характеристикой, то есть каналы с существенно отличающейся по детектору передаточной характеристики.

Критерий присвоения каналу статуса «дефектный» вытекает из требований на точность получаемых значений сигнала. При построении карты дефектных пикселей необходимо учитывать требования на конечный результат и, исходя из допустимых значений, определять критерий дефектности пикселя.

На примере использования плоскопанельного детектора PaxScan 4343 CB была получена обобщенная карта дефектных пикселей (Рисунок 11) для следующих критериев:

- шумящие каналы – отклонение от среднего значения более чем на $4 \cdot \text{СКО}$;
- каналы с некорректной передаточной характеристикой - отклонение от средних значений коэффициентов K и B более чем на $4 \cdot \text{СКО}$.

Общее число дефектных каналов, не считая краевые строки и столбцы, составило порядка 0,3 % от общего числа пикселей.

С целью улучшения визуального восприятия на двумерных проекциях реализовано восстановление сигнала в дефектном пикселе по сигналу в соседних корректных пикселях. Восстановленный таким образом сигнал не несет полезной информации. Алгоритм томографической реконструкции позволяет не учитывать сигнал дефектных пикселей при наличии соответствующей карты, в связи с этим отсутствует необходимость разработки более качественных алгоритмов восстановления сигнала в дефектном пикселе.

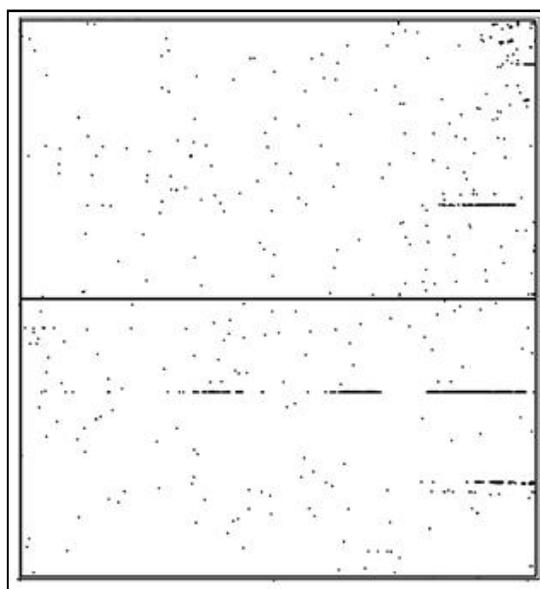


Рисунок 11 – Обобщенная карта дефектных пикселей.

3.5. Неравномерность интенсивности излучения.

При геометрии рентгеновской съемки с плоскопанельным детектором по ряду причин интенсивность излучения неравномерна по площади кадра.

Согласно закону обратных квадратов интенсивность излучения в точке поля обратно пропорциональна квадрату расстояния до точечного источника [61]. Для экспериментальной установки интенсивность в углу детектора на 4 % ниже интенсивности в центральной части детектора по причине различия расстояний до фокусного пятна трубки.

Для рентгеновских трубок с массивным коническим анодом характерно неравномерное пространственное распределение интенсивности тормозного

излучения [58]. Данный эффект также вносит существенный вклад в пространственное распределение интенсивности кадра светлого поля (Рисунок 12).

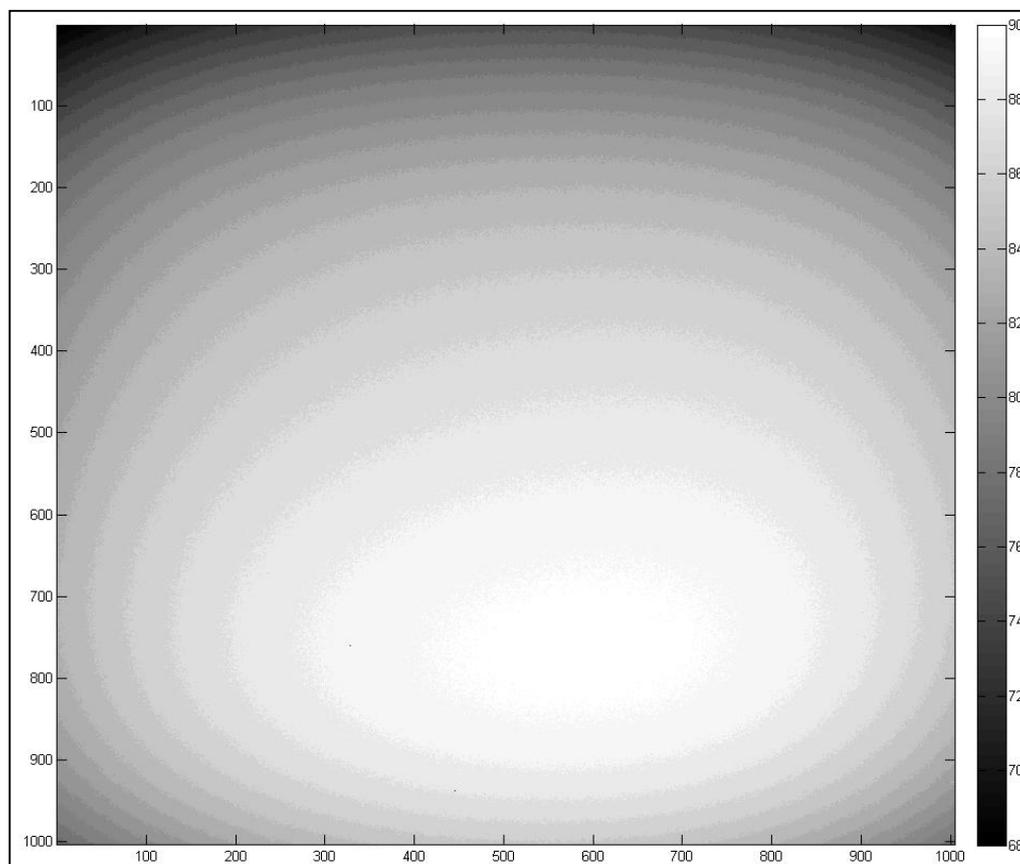


Рисунок 12 – Распределение интенсивности излучения по поверхности детектора.

За счет применения процедуры нормировки можно компенсировать различие в интенсивности. Стоит иметь в виду, что после нормировки, значение интенсивности в углу детектора будет совпадать со значением в центре, однако шум будет больше, за счет низкой статистики падающих гамма квантов.

3.6. Размытие во внутренней структуре детектора.

Размер наименьших структур, различимых на проекционном рентгеновском изображении, определяется частотно-контрастной характеристикой (ЧКХ) изображения, которая в свою очередь зависит от ряда технических и физических свойств системы визуализации [62, 57].

Согласно теории обработки сигналов, зарегистрированное линейной системой искажённое изображение g является результатом воздействия на

исходное изображение f искажающего оператора H . Воздействие описывается интегралом Фредгольма первого рода [63, 64]:

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\alpha, \beta) \cdot h(x, \alpha, y, \beta) d\alpha d\beta, \quad (6)$$

где $h(x, \alpha, y, \beta)$ – ядро оператора H , представляющее собой отклик системы на входную импульсную функцию, локализованную в точке с координатами (x, y) .

При условии пространственной инвариантности искажающего оператора H уравнение (6) принимает вид интеграла пространственной свёртки:

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\alpha, \beta) \cdot h(x - \alpha, y - \beta) d\alpha d\beta. \quad (7)$$

При описании систем визуализации ядро h называют функцией рассеяния точки (ФРТ). В соответствии с уравнениями (6) и (7), при известной ФРТ системы, исходное изображение может быть восстановлено по зарегистрированному системой изображению. Для рентгенографической системы ФРТ определяется, в том числе, конечным размером чувствительной области канала детектора, а также рассеянием во внутренней структуре детектора [65].

В детекторах непрямого преобразования в качестве сцинтиллятора в большинстве реализаций применяются оксисульфид гадолиния Gd_2O_2S или йодид цезия CsI . Рентгеновское излучение поглощается в материале сцинтиллятора с образованием пропорционального поглощенной энергии числа световых фотонов, которые детектируются матрицей фотодиодов и формируют заряд в накопительном конденсаторе канала. Было показано, что на реальных детекторах ЧКХ несколько ниже предельной, то есть определяемой конечным размером чувствительной области канала [66, 67]. Данный эффект объясняется изотропным распределением световых фотонов в материале сцинтиллятора, приводящим к возникновению сигнала как в канале, над которым был поглощен рентгеновский квант, так и в соседних от него каналах. Эффект представлен на рисунке и определяет функцию рассеяния точки ФРТД во внутренней структуре детектора (Рисунок 13).

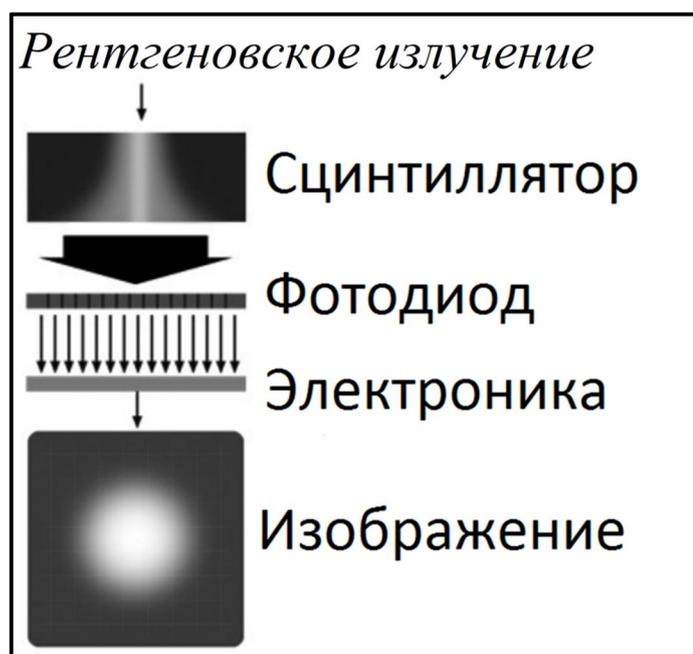


Рисунок 13 – Рассеяние в сцинтилляторе [67].

Так как материал сцинтиллятора имеет с допущением одинаковый состав и толщину по плоскости детектора, ФРТ_д можно считать инвариантной в пространстве, следовательно, возможно использовать алгоритмы, основанные на уравнении обратной свёртки (7), для решения задачи восстановления исходного изображения.

Одним из методов, позволяющих проводить операцию обратной свертки является итерационный алгоритм Ричардсона-Люси, входным параметром которого является измеренная ФРТ. Преимуществами данного алгоритма являются математическая сходимость к оптимальному решению, а также встроенная возможность подавления высокочастотных шумов, возникающих в процессе обратной свертки. Недостатками алгоритма являются возрастание уровня шума (несмотря на подавление) и времени выполнения расчета с ростом числа итераций.

При реализации метода обратной свёртки возникает необходимость компромисса между ЧКХ и уровнем шума. Помимо этого, алгоритм чувствителен к величине шума на исходном изображении, а результат существенно зависит от выбранного числа итераций.

С целью получения зависимостей качества восстановленных проекционных изображений от числа итераций алгоритма обратной свёртки и от величины шума на исходном изображении был проведён ряд исследований. Исследования проводились на экспериментальной установке конусно-лучевого компьютерного томографа.

Измерение ФРТ_д.

Для рентгенографической системы входной импульсной функцией считается излучение, прошедшее через точечный объект. Точечным объектом можно считать отверстие в поглощающем рентгеновское излучение материале, диаметр отверстия должен быть существенно меньше размера чувствительной области канала. Из-за сложности выполнения данных условий измерялась функция рассеяния линии (ФРЛ) в направлениях строк и столбцов детектора, после чего на основании измерений строилась двумерная ФРТ_д.

Измерение ФРЛ проводилось с помощью щелевой вольфрамовой диафрагмы с высотой щели 50 мкм, установленной вплотную к поверхности детектора. Соблюдалось позиционирование, при котором проекция щели наклонена относительно строки (столбца) детектора на угол в 3°. С целью понижения влияния случайных факторов, в каждом положении было снято 100 проекционных изображений с последующим усреднением. На усредненном изображении анализировался профиль в перпендикулярном щели направлении.

Восстановление изображений.

Апробация алгоритма деконволюции проведена на проекционном изображении тест-объекта пространственного разрешения SFS Set Type 18 («Leeds Test Objects», Великобритания), расположенного вплотную к детектору. Изображение тест-объекта позволяет провести визуальную оценку, как высокочастотных пространственных объектов, так и областей большой площади с равномерной интенсивностью сигнала. К изображению применялась операция деконволюции алгоритмом Ричардсона-Люси с 10 итерациями.

Для выбора оптимальных условий и параметров выполнения алгоритма использовались проекционные изображения тест-объекта «острый край»

SFS Set Type 18 («Leeds Test Objects», Великобритания). Качество изображения – RQA 5. ЧКХ рассчитывалась в соответствии с ГОСТ 62220-1. С целью подавления шума на исходном изображении усреднялись 1, 9, 16 и 25 проекций. К каждому изображению применялась операция деконволюции с 1, 5, 10, 15 и 20 итерациями. В результате получена серия кривых, отображающих зависимость отношения сигнал/шум от пространственного разрешения на уровне 50 % ЧКХ. Отношение сигнал/шум определялось на участке с равномерной засветкой размером 200x200 пикселей.

В результате просвечивания щелевой диафрагмы получены профили сигнала в направлении столбца и строки детектора, величина сигнала нормирована на сигнал в центральном (засвеченном) пикселе (Рисунок 14). Характерно размытие сигнала на ширину ± 3 пикселя от центрального пикселя. На расстоянии ± 1 пиксель от центрального сигнал составляет 40 % в направлении столбца и 35 % в направлении строки. Данное различие можно объяснить асимметричностью чувствительной области канала детектора. На основании данных профилей построена двумерная ФРТ_д (Рисунок 15), используемая в алгоритмах восстановления изображений.

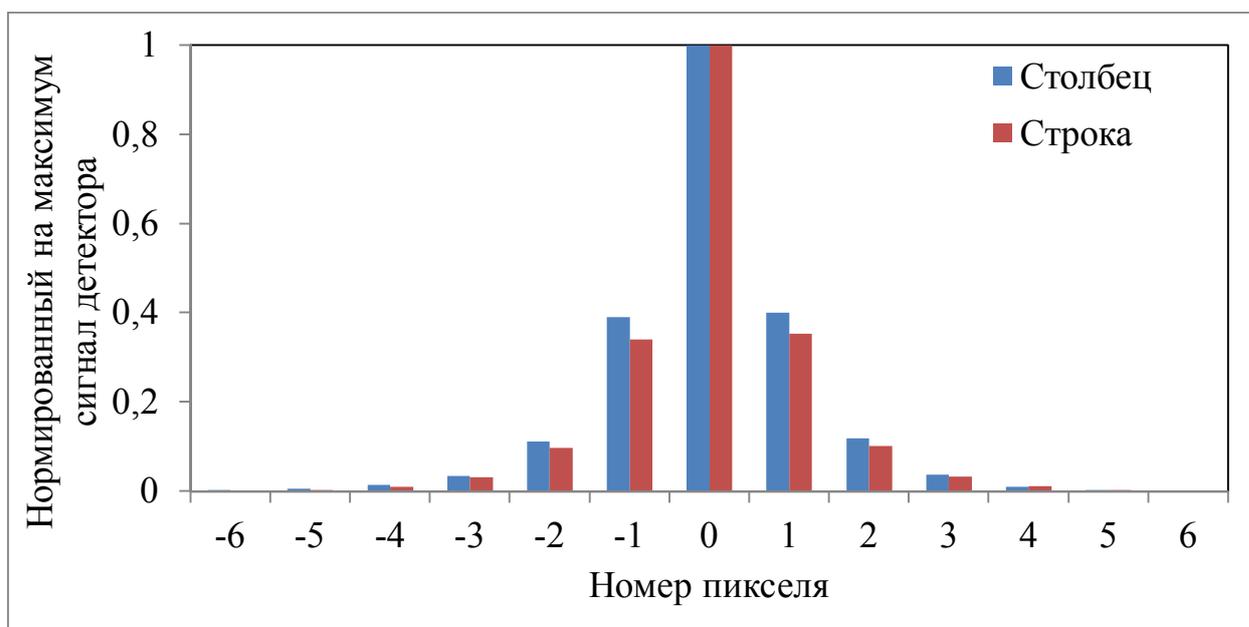


Рисунок 14 – Профиль сигнала вдоль столбца (строки) детектора при засветке одной строки (столбца)

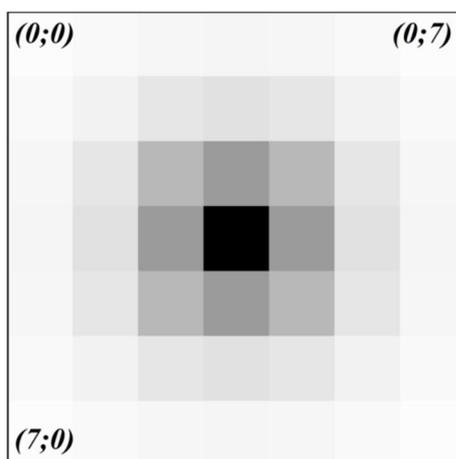


Рисунок 15 - ΦPT_D на основе профиля рассеяния сигнала во внутренней структуре детектора исходя из допущения о пространственной инвариантности рассеяния (изображение в негативе)

На проекционное изображение тест-объекта пространственного разрешения применена операция обратной свертки с ΦPT_D по алгоритму Ричардсона-Люси (Рисунок 16). На увеличенных областях видно существенное повышение контраста на деталях изображения с высокой пространственной частотой (Рисунок 17). Однако наблюдается возникновение нежелательных артефактов – возрастание уровня шума на участках изображения с постоянной интенсивностью (на белом фоне и «корпусе» тест объекта), а также проявление ложных контуров на границе между высококонтрастными областями с равномерной интенсивностью (граница между белым фоном и серым тест-объектом).

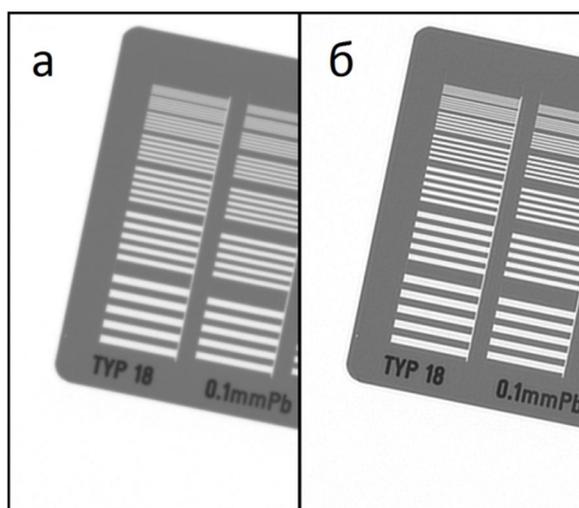


Рисунок 16 – Исходное проекционное изображение тест-объекта пространственного разрешения (а); результат обратной свёртки исходного изображения с функцией рассеяния точки детектора (б)

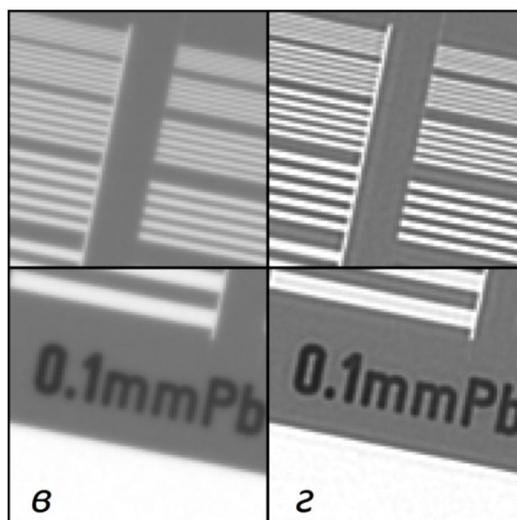


Рисунок 17 – Исходные увеличенные проекционное изображение тест-объекта пространственного разрешения (а, в); результат обратной свёртки (б, г).

В результате измерения отношения сигнал-шум и ЧКХ в зависимости от количества итераций алгоритма и уровня шума на исходном изображении (количества усреднений исходных проекций) получена серия зависимостей (Рисунок 18). За 10 итераций алгоритма отношение сигнал/шум уменьшается в 2,5 раза, при этом пространственное разрешение на уровне 50 % ЧКХ возрастает в 2,3 раза. Уровень шума на исходном изображении определяет значения отношения сигнал/шум после применения алгоритма обратной свёртки.

Обработка изображений методом обратной свёртки чувствительна к входным данным (уровню шума на изображении, структуре изображения и др.), требует высокой точности измерения ФРТ, выбора параметров алгоритма в зависимости от решаемой задачи, неизбежно снижает отношение сигнал/шум по сравнению с исходным изображением, а также относительно затратная по времени и вычислительной мощности. Однако такая обработка существенно повышает ЧКХ изображения, тем самым позволяет различать детали малых размеров на изображении, недоступные для визуализации до обработки.

В практических приложениях проекционные изображения анализируются специалистом (врачом, дефектоскопистом), поэтому важны как объективная количественная оценка применения алгоритма, так и качественная визуальная оценка.

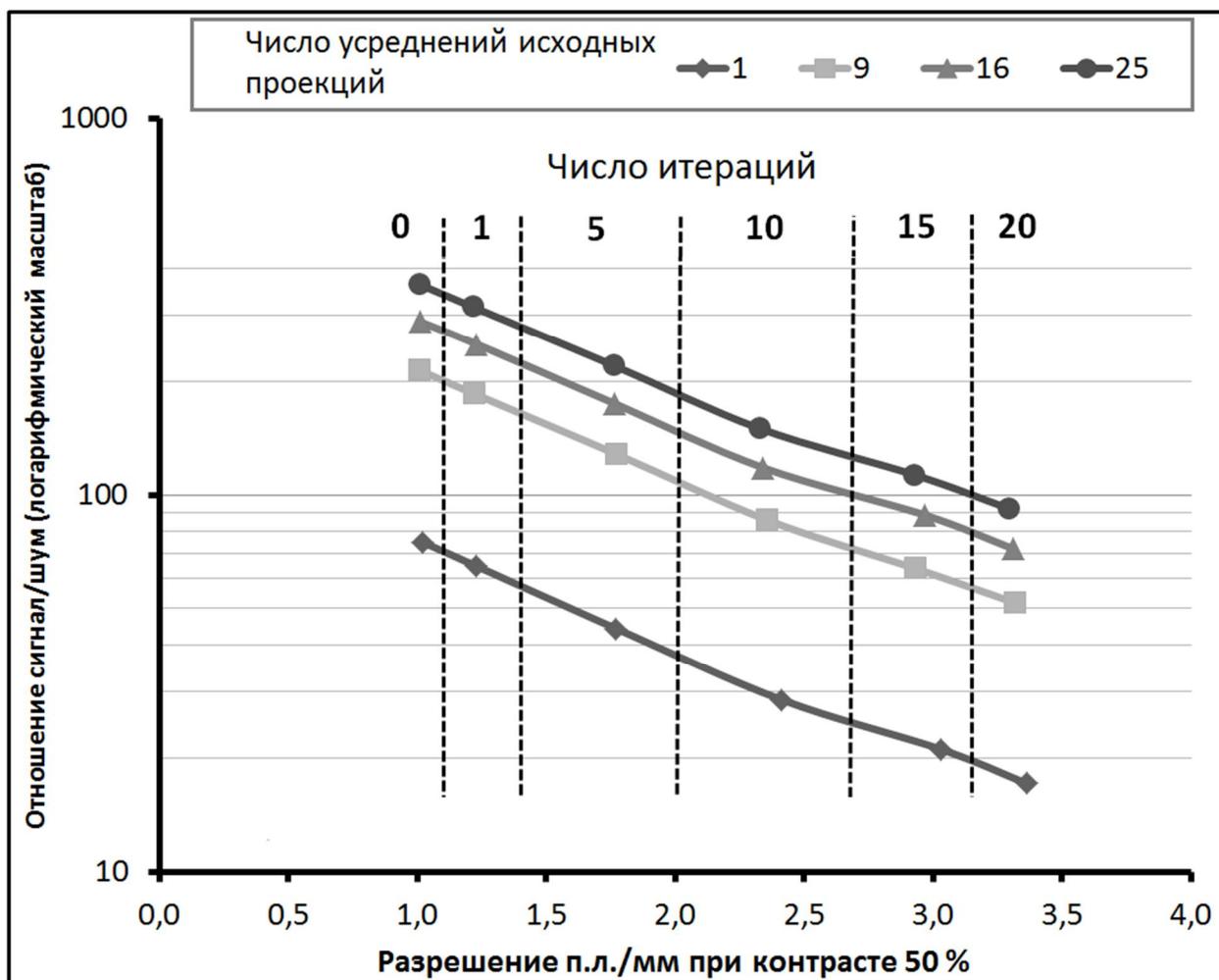


Рисунок 18 – Зависимость отношения сигнал/шум от пространственного разрешения на уровне 50 % ЧКХ. Уровень шума на исходном изображении определяется числом усредненных проекций. Точки данных показаны для набора числа итераций алгоритма обратной свертки (ноль итераций соответствует исходному изображению).

За 10 итераций алгоритма обратной свертки Ричардсона-Люси отношение сигнал-шум уменьшается в 2,5 раза, при этом пространственное разрешение на уровне 50 % ЧКХ возрастает в 2,3 раза.

При качественном анализе на изображении пропадает эффект «размытия», становятся различимы детали с более высокой пространственной частотой, подчеркиваются границы малых объектов. При этом возрастает амплитуда шумов, а также возникают артефакты в виде ложных контуров.

Таким образом, решение о применении данного алгоритма следует применять в зависимости от задачи рентгеновского исследования и приоритете между уровнем шума и ЧКХ. Регистрация нескольких проекций и их усреднение

перед обработкой существенно снижает уровень шума на исходном изображении и повышает характеристики результата обратной свертки.

3.7. Геометрическое размытие изображения.

Как отмечалось ранее согласно теории обработки сигналов, зарегистрированное линейной системой искажённое изображение g является результатом воздействия на исходное изображение f искажающего оператора H . Воздействие описывается интегралом Фредгольма первого рода [63, 64].

Рассмотри случай определения функции рассеяния точки системы визуализации в произвольной точке поля излучения.

Исходя из геометрии съёмки, для объектов, размер проекции которых больше размера канала детектора, подавляющее влияние на ФРТ оказывает конечный размер фокусного пятна рентгеновской трубки [68]. Составляющая ЧКХ, определяемая размером фокусного пятна, выражается формулой (8) [62]:

$$MTF(q) = \sin(\pi \cdot F \cdot M \cdot q) / (\pi \cdot F \cdot M \cdot q), \quad (8)$$

где q – пространственная частота, пар линий на мм; F – размер проекции действительного фокусного пятна, мм; M – коэффициент геометрического увеличения, равный отношению расстояния объект-детектор к расстоянию фокус-объект.

Для рентгеновских трубок с коническим анодом действительным фокусным пятном называют область анода, непосредственно в которой происходит торможение электронов. В широком коническом пучке излучения размеры и форма проекции действительного фокусного пятна в конкретной точке поля определяются пространственным смещением данной точки относительно проекции центрального луча. Наибольшие отклонения от номинальных параметров характерны для крайних точек поля излучения [69, 70]. Данный эффект приводит к существенным различиям ЧКХ и, следовательно, диагностических свойств системы визуализации в зависимости от пространственного положения и ориентации исследуемого объекта [71, 72].

В ограниченной области поля излучения возможно допущение о пространственном постоянстве ФРТ и, при наличии известных данных о ФРТ, возможно восстановить истинный сигнал математической операцией деконволюции. В статьях [73, 74] предложены методики измерения проекции действительного фокусного пятна в фиксированной точке поля излучения при помощи цифрового плоскопанельного детектора.

В проведённых исследованиях демонстрируется математическая модель, позволяющая получить ФРТ в произвольной точке поля излучения на основании однократного измерения проекции фокусного пятна, а также известных геометрических параметрах системы визуализации и измеренного рассеяния во внутренней структуре детектора.

Задачей моделирования является получение информации о ФРТ для произвольной точки поля излучения и на произвольном расстоянии от детектора. Входными данными являются ΦPT_0 , измеренная в центральной области поля, известные геометрические параметры системы и собственная функция рассеяния точки детектора ΦPT_D .

Для измерения ΦPT_0 использовалась свинцовая диафрагма с отверстием круглой формы, расположенная параллельно плоскости детектора на расстоянии, обеспечивающем 12-кратное геометрическое увеличение. При таком увеличении размер проекции фокусного пятна более чем в 20 раз превышает ширину ΦPT_D . Для минимизации шумовых эффектов было снято 100 кадров с последующим усреднением.

Согласно геометрии экспериментального измерения ΦPT_0 , рассчитывается трехмерная обратная проекция на поверхность конического анода с учётом интенсивности сигнала, то есть определяются геометрические контуры и профиль интенсивности действительного фокусного пятна. Далее выполняется расчёт проекции в интересующую точку детектора при заданном расстоянии от источника до детектора и последующая пространственная свертка с ΦPT_D .

Для измерения ΦPT_D была выполнена съёмка щелевой вольфрамовой диафрагмы с высотой щели 50 мкм, установленной вплотную к детектору. Было

соблюдено позиционирование, при котором проекция щели укладывалась в одну строку детектора.

Для оценки модельного расчёта ФРТ было проведено измерение ФРТ в углу детектора, где проекция действительного фокусного пятна существенно отличается от проекции в центральной точке детектора. Экспериментальные данные получены при просвечивании щелевой вольфрамовой диафрагмы, расположенной на расстоянии 500 мм от детектора (геометрическое увеличение равняется 1/2). Высота щели составляла 50 мкм.

Было выполнено восстановление экспериментальных изображений операцией деконволюции для двух различных ФРТ (центральной и угловой точек поля излучения). Обработывались проекции тест-объекта пространственного разрешения (ТПР) SFS Set Type 18 («Leeds Test Objects», Великобритания), расположенного на расстоянии 500 мм от детектора. При этом ТПР располагался так, что проекция попадала в угловую точку детектора.

Интенсивность ΦPT_0 имеет сложное распределение по площади, не поддающееся описанию простой аналитической функцией с требуемой степенью точности (Рисунок 19).

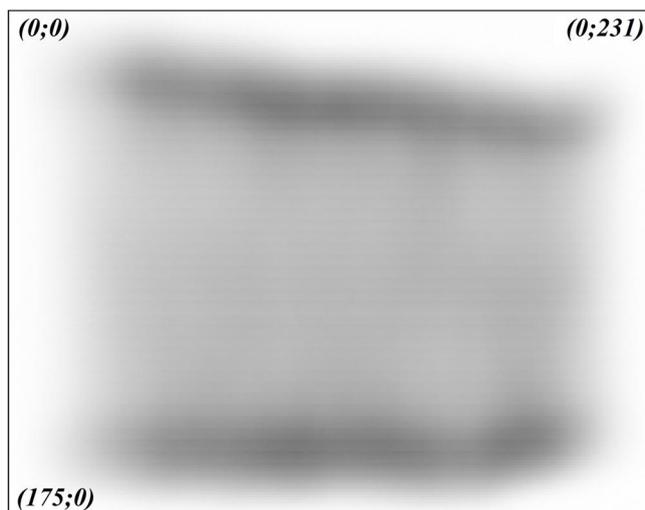


Рисунок 19 – Функция рассеяния точки ΦPT_0 , измеренная в центральной области детектора при 12-тикратном геометрическом увеличении (изображение в негативе).

Получены результаты моделирования и экспериментальным измерением ФРТ для угловой точки детектора в горизонтальном и вертикальном направлениях соответствующем направлению строк и столбцов (Рисунок 20).

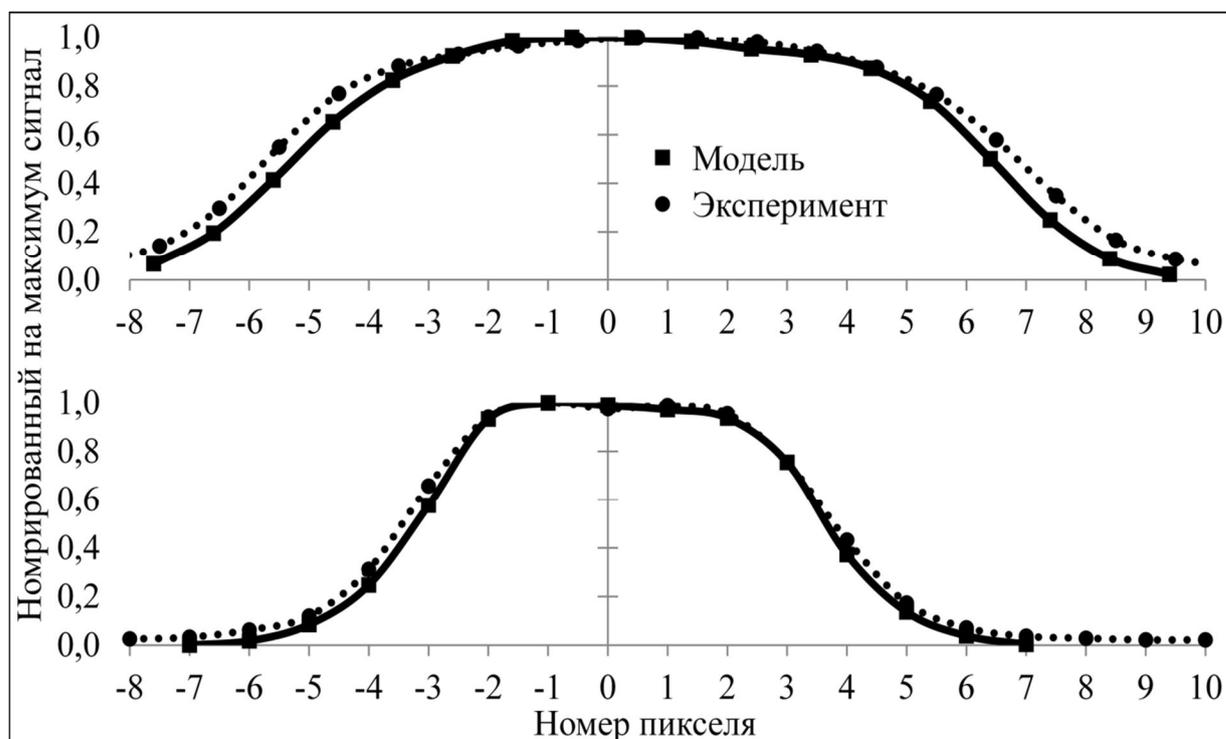


Рисунок 20 – Сравнение смоделированной и экспериментально измеренной ФРТ для угловой точки детектора в горизонтальном (сверху) и вертикальном (снизу) направлениях при геометрическом увеличении равном 1/2.

Получены значения ширины на уровне половинной амплитуды сигнала для экспериментальных и модельных данных (Таблица 3). Различие между смоделированным и экспериментальным результатами составляет 7,2 % для горизонтального профиля и 4,8 % для вертикального.

Таблица 3 - Результаты измерения ширины на уровне половины амплитуды смоделированного и измеренного экспериментально профилей ФРТ в угловой точке детектора

	Эксперимент	Модель
Ширина вертикального профиля, пиксели	7,3	6,9
Ширина горизонтального профиля, пиксели	12,5	11,6

Получены результаты деконволюции попадающих в угловую область детектора проекций ТПР в зависимости от используемой ФРТ: для центральной и угловой точек поля излучения (Рисунок 21).

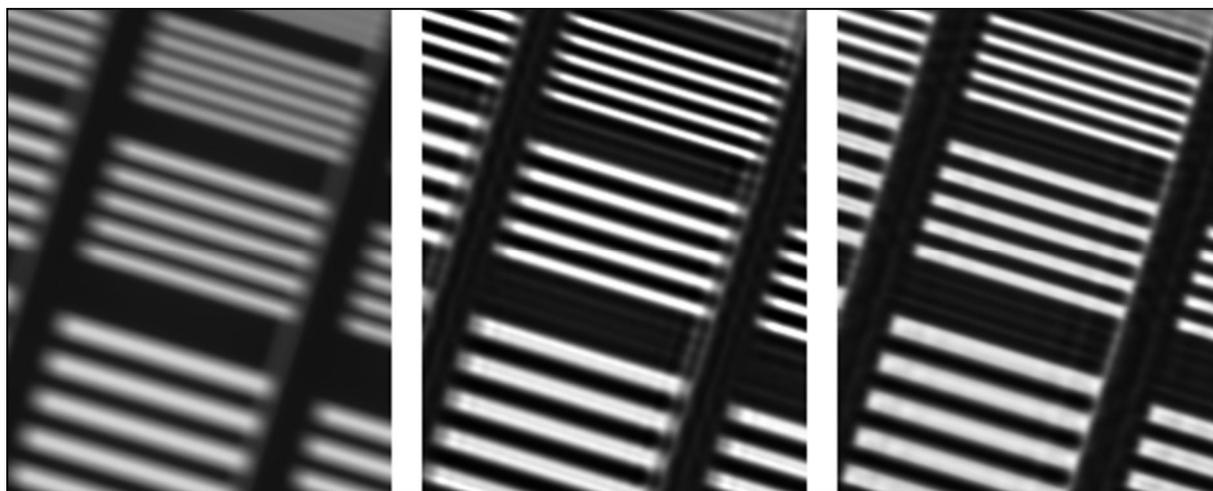


Рисунок 21 – Результаты применения деконволюции с использованием различных ФРТ: слева - исходное изображение в угловой области поля излучения; в центре - ФРТ для центральной точки поля излучения; справа - ФРТ для угловой точки поля излучения.

Восстановление изображений с использованием ФРТ приводит к существенному повышению контраста, разрешению объектов с более высокой пространственной частотой, проявлению чётких прямоугольных границ объектов. Данный результат подтверждает возможность в пределах ограниченной области изображения повышения контрастных и пространственных характеристик алгоритмом деконволюции с функцией ФРТ. Для корректного учёта пространственной зависимости ФРТ необходимо применять алгоритмы восстановления изображений, основанные на решении интегральных уравнений [75].

Реализована модель, позволяющая определить ФРТ в любой точке по известной геометрии системы и измеренной с помощью точечной диафрагмы ФРТ в центре поля излучения. Различие значений ширины профилей ФРТ между экспериментальными и смоделированными данными не превышает 7,2 %.

Выполнена деконволюция проекционных изображений тест-объекта пространственного разрешения. Использование смоделированной ФРТ,

характеризующей конкретную область поля, визуально даёт существенно лучший результат в сравнении с ФРТ для центральной области поля.

ФРТ центральной области поля имеет сложную трёхмерную конфигурацию, которую не удалось с достаточной точностью описать аналитической функцией. При моделировании расчёт проводился для набора дискретных значений. Так как для каждого пикселя матрицы требуется собственная ФРТ, при размерах матрицы детектора 3072 пикселя в длину, 3072 пикселя в ширину и среднего размера ФРТ порядка 100 пикселей требуется значительный объём данных и длительное время обработки одного кадра. В этом заключается основной недостаток модели. Более подробное описание проводимых исследований представлено в работе [76].

3.8. Рассеянное излучение.

Рассеянное излучение является одной из наиболее сложных проблем при радиографии и томографии. Рассеянное излучение вносит аддитивный вклад в общий сигнал и нет прямой взаимосвязи с полезным сигналом [76]. Это приводит к тому, что закон ослабления излучения, выраженный в виде формулы (9) является некорректным.

$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int_L \mu(l) dl, \quad (9)$$

Очевидная корреляция между рассеянным и прямым излучением отсутствует и на проекции рассеянное излучение может иметь сложное распределение (Рисунок 22).

Источником рассеянного излучения, в первую очередь, является объект сканирования, так как большая часть взаимодействий происходит именно в нём. Это приводит к тому факту, что избавиться от возникновения рассеянного излучения невозможно.

Дополнительными источниками рассеянного излучения могут служить коллиматор, фильтры, элементы конструкции, на которых монтируются детектор, рентгеновская трубка, а также пол, стены и потолок помещения. Взаимодействие гамма-квантов рентгеновского излучения во внутренней структуре детектора может существенно вносить вклад в рассеянное излучение.

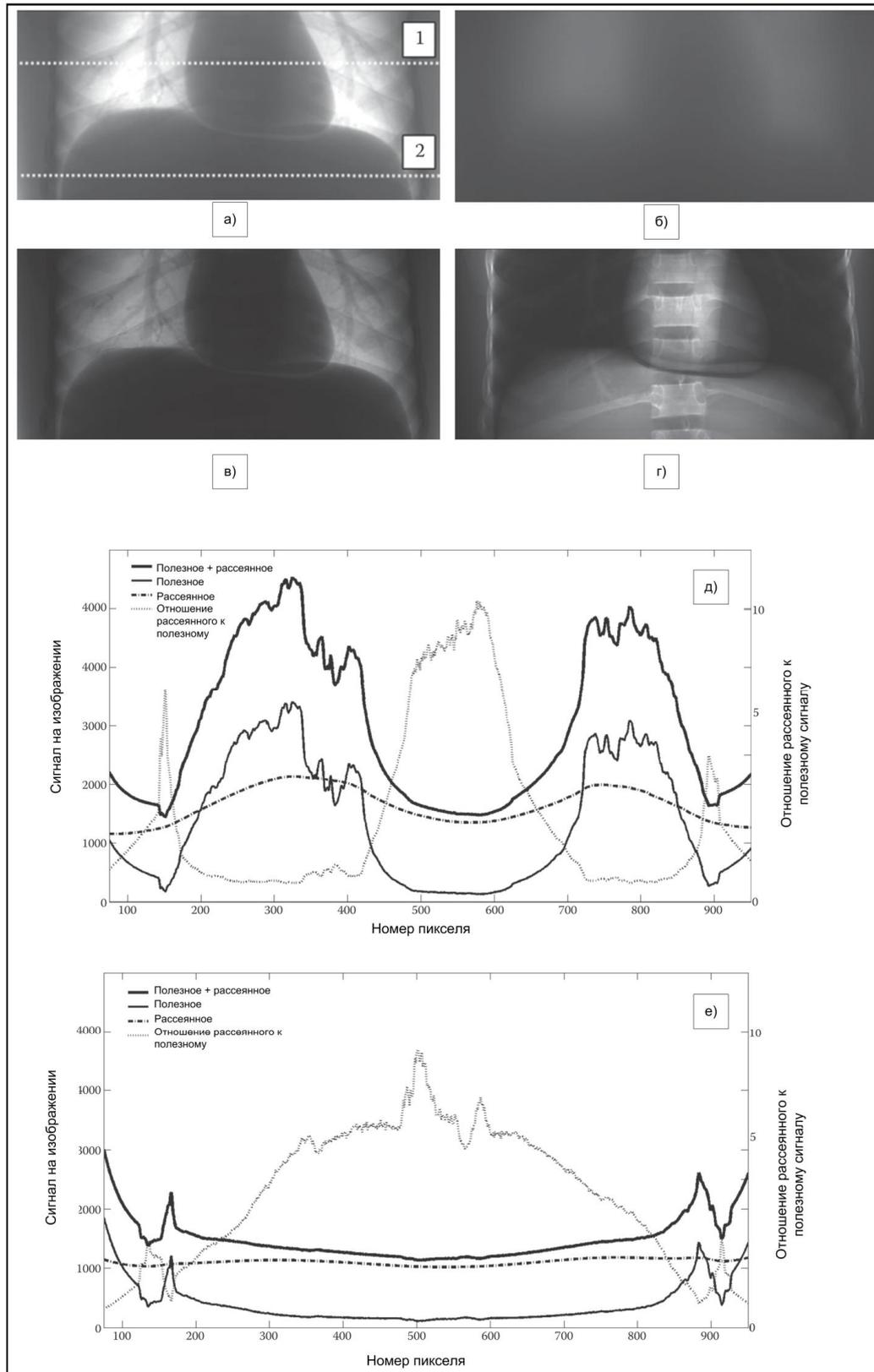


Рисунок 22 – Влияние рассеянного излучения на проекции антропоморфного фантома грудной клетки. а) проекционное изображение; б) распределение сигнала от рассеянного излучения; в) распределение полезного излучения; г) распределение отношения сигнала от рассеянного излучения к полезному

сигналу; д) профили сигналов в детекторе по линии 1; е) профили сигналов в детекторе по линии 2.

Существуют различные методы борьбы с рассеянным излучением. Часть методов основывается на подавлении рассеянного излучения. Другие работы реализуют программные методы учета рассеянного. Есть третья категория, реализующая комбинированную методику на основе подавления и учета оставшегося рассеянного излучения.

Самым простым способом по уменьшению рассеянного – отдаление детектора от объекта сканирования. Это, очевидно, уменьшает в направлении к детектору телесный угол, в который вылетают рассеянные гамма-кванты и тем самым уменьшается их вклад в общий сигнал [33, 77].

Один из наиболее стандартных методов борьбы с рассеянным излучением – использование отсеивающих растров. Однако, из-за структуры растров и их пропускной способности, происходит ослабление прямого излучения. Это приводит к повышению шума на изображении, борьба с которым приводит к увеличению дозовой нагрузки на пациента.

Программные методы учета рассеянного излучения можно свести к двум методам. Первый метод основан на получении информации о рассеянном излучении в конкретных точках изображения с дальнейшей аппроксимацией по всему детектору [78, 79]. Второй метод основан на моделировании рассеянного излучения за счет наличия информации об объекте сканирования [80, 81, 82].

В данной работе было принято решение использовать отсеивающий растр как наиболее простой и достаточно эффективный метод борьбы с рассеянным излучением. Разработка программных методов коррекции рассеянного излучения является задачей будущих исследований, не входящих в рамках данной работы.

Для анализа влияния параметров отсеивающих растров на качество проекционных изображений были проведены исследования и получены зависимости сигнал-шум и коэффициента контраст от разрешения растра.

В качестве объекта просвечивания использовались пластины со свойствами ослабления излучения аналогичными воде общей толщиной 200 мм. Отношение

сигнал-шум определялось для области размером $n \times n$ пикселей. Контраст определялся с использованием тест-объекта пространственного разрешения (ТПР). Полученные зависимости отношения сигнал-шум и коэффициент контраста демонстрируют, что с увеличением отношения раstra значение отношения сигнал-шум уменьшается, а коэффициент контраста увеличивается (Рисунок 23).

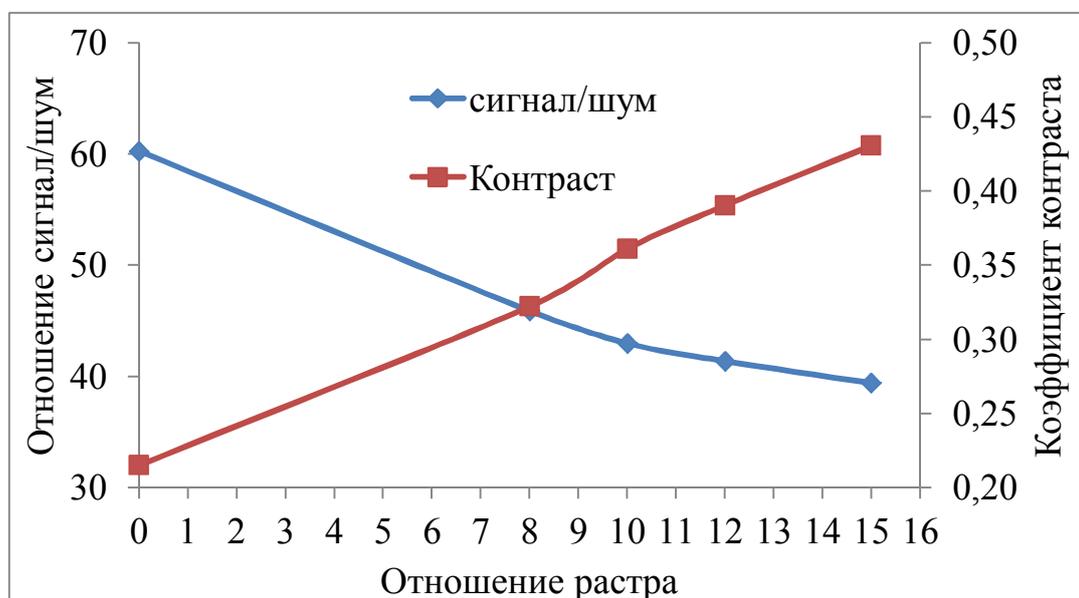


Рисунок 23 – Зависимости отношения сигнал-шум и коэффициента контраста от отношения раstra.

Использование раstra позволяет увеличить коэффициент контраста изображения, однако это приводит к уменьшению полезного излучения, что влечет за собой необходимость повышения интенсивности излучения. Выбор оптимального отношения раstra можно сделать только после оценки качества томографических изображений.

3.9. Выводы к Главе 3.

В третьей главе было исследовано влияние различных факторов на качество проекционных изображений. На основании экспериментальных исследований собственных свойств детектора сформулированы требования к коррекции проекционных изображений. Разработаны алгоритмы калибровки и коррекции темнового сигнала, остаточного сигнала, определения передаточных характеристик каналов, диагностики дефектных каналов, нормировки на светлое поле. Описаны требования к условиям проведения калибровок.

Подтверждено экспериментально существенное улучшение пространственных, контрастных, шумовых характеристик проекционных изображений, а также подавление негативных эффектов остаточного сигнала, после применения разработанных алгоритмов коррекции в сравнении с исходными изображениями.

Разработана модель определения функции рассеяния точки детектора. Показано зависимость качества излучения в зависимости от параметров деконволюции.

Показан результат коррекции исходных изображений на основании экспериментальной и модельной ФРТ системы, демонстрирующий существенное повышение частотно-контрастной характеристики изображения.

Демонстрируется негативное влияние рассеянного излучения на качество проекционных изображений. Проведён анализ влияния отношения растра на отношение сигнал-шум и коэффициент контраста.

Таким образом, коррекция и подавления негативных факторов позволяет существенно повысить качество проекционных изображений. Что в свою очередь позволяет существенно повысить качество томографических изображений, получаемых на основе проекционных изображений.

Глава 4. Алгоритмы реконструкции трёхмерных томографических изображений.

Основной проблемой проведения операции реконструкции заключается в том, что задача восстановления распределения коэффициента ослабления рентгеновского излучения является некорректной [83]. Из этого следует, что даже при наличии идеальных данных не гарантируется абсолютно точное восстановление исходного распределения. Но в реальных условиях в исходных данных присутствует большое количество информации, вносящее искажение в идеальные данные.

При этом, в зависимости от задачи, искажение исходных данных может быть вызвано различными факторами – шум, количество данных, погрешность измерения и т.д. И исходя из того какой из факторов, каким образом себя проявляет, выбирают те или иные алгоритмы реконструкции.

Поэтому, в настоящее время одной из актуальных задач в современной рентгеновской компьютерной томографии является совершенствование методов реконструкции томографического изображения с целью повышения качества томографических изображений.

Методы реконструкции, применяемые в томографии, можно разделить на две большие группы (**Ошибка! Источник ссылки не найден.**3) [84]:

- интегральные (аналитические) методы, основанные на операциях свертки и обратного проецирования (эквивалентные методу Фурье);
- итерационные алгебраические методы.

4.1. Обзор методов реконструкции.

4.1.1 Аналитические (Интегральные) методы реконструкции

Решение аналитическими методами проводится в непрерывной форме, а дискретизация происходит на последнем этапе непосредственной реализации алгоритма восстановления. Основным математическим инструментом в трансмиссионной томографии является обратное интегральное преобразование Радона, а в эмиссионной томографии - обратное экспоненциальное преобразование Радона. На сегодняшний день наиболее часто реализуемым в

медицинских томографах является метод свертки и обратной проекции [36, 38]. Сначала осуществляется одномерная фильтрация каждой проекции, после чего выполняется операция обратного проецирования, результатом которой является оценка итогового изображения. Метод базируется на так называемой теореме о центральном сечении, устанавливающей связь между одномерным Фурье-образом проекции, и двумерным Фурье-образом искомого распределения. Модификацией метода обратной проекции является метод фильтрации обратных проекций, используемый повсеместно. Суть метода –предварительная обработка синограмм для выделения контуров, подавления помех и выделения области интереса. Такой алгоритм дает лучшие результаты при достаточно большом количестве срезов (от 60).

Удобство, обуславливающее популярность метода, состоит в простоте реализации и высокой скорости работы. Процесс обработки данных может идти практически параллельно с измерением, вычисление обратной проекции после фильтрации может производиться во время регистрации следующей проекции, а затем результат расчета суммируется в соответствующих ячейках памяти. И в настоящее время этот метод применяется в большинстве серийных томографов и реализован в популярных математических пакетах. Кроме того, здесь возможна относительно простая переработка программного обеспечения для перехода от параллельной схемы сканирования к веерной (фактически необходима только предварительная обработка исходных данных, без изменения ядра программы). Слабое место метода - чувствительность к равномерности поворота объекта. Оно преодолевается путём жёсткого фиксирования исследуемого объекта относительно оси его вращения и высокой точности датчиков поворота исследуемого образца. Также в томографии широко применяются [84]:

– метод двумерной фильтрации (ро-фильтрации). На первом этапе с помощью операции обратного проецирования получают так называемое суммарное изображение. На втором этапе оно подвергается фильтрации, результатом которой является оценка искомого изображения. - разложение в ряд Фурье. Метод был рассмотрен А. Кормаком, исходное изображение

восстанавливалось с помощью разложения проекция в ряд Фурье. Интересная особенность метода Кормака заключается в том, что он может быть использован при восстановлении объектов, имеющих включения, непрозрачные для излучения;

– обращение преобразования Радона с применением преобразования Хартли. У преобразования Хартли отсутствует характерное для преобразования Фурье свойство «информационной избыточности», возникающего вследствие применения комплексных величин. Однако алгоритм с восстанавливающим ядром Хартли обладает высокой чувствительностью к наличию шума в измеряемых проекциях;

– обращение преобразования Радона с помощью преобразования Абея. Эта методика для радиально симметричной функции позволяет проводить восстановление даже в случае, когда исходные данные являются неполными;

– преобразование Хафа. Этот алгоритм используется в анализе изображений. Он предназначен для поиска объектов, принадлежащих определённому классу фигур. Для прямых задач преобразование Хафа фактически эквивалентно преобразованию Радона [85], поэтому может быть использовано для ускорения алгоритма реконструкции [86, 87].

К недостаткам интегральных методов реконструкции относятся некорректность задачи, негибкость к новым физическим ситуациям и геометрии измерений, высокая чувствительность к полноте исходных данных и их зашумленности. Однако при этом интегральные методы заметно превосходят алгебраические по скорости решения, вычислительным затратам и качеству изображений.

4.1.2 Итерационные методы реконструкции

Для большинства итерационных алгоритмов основополагающими являются следующие принципы. После получения первоначальных данных программными средствами строится предположение о структуре реконструированных данных. Эти данные сравниваются с первоначальными для уточнения и коррекции на

следующем шаге итерации. По завершению N-итераций данные выводятся на экран [88]. Рисунок 24 демонстрирует алгоритмическое представление методов.

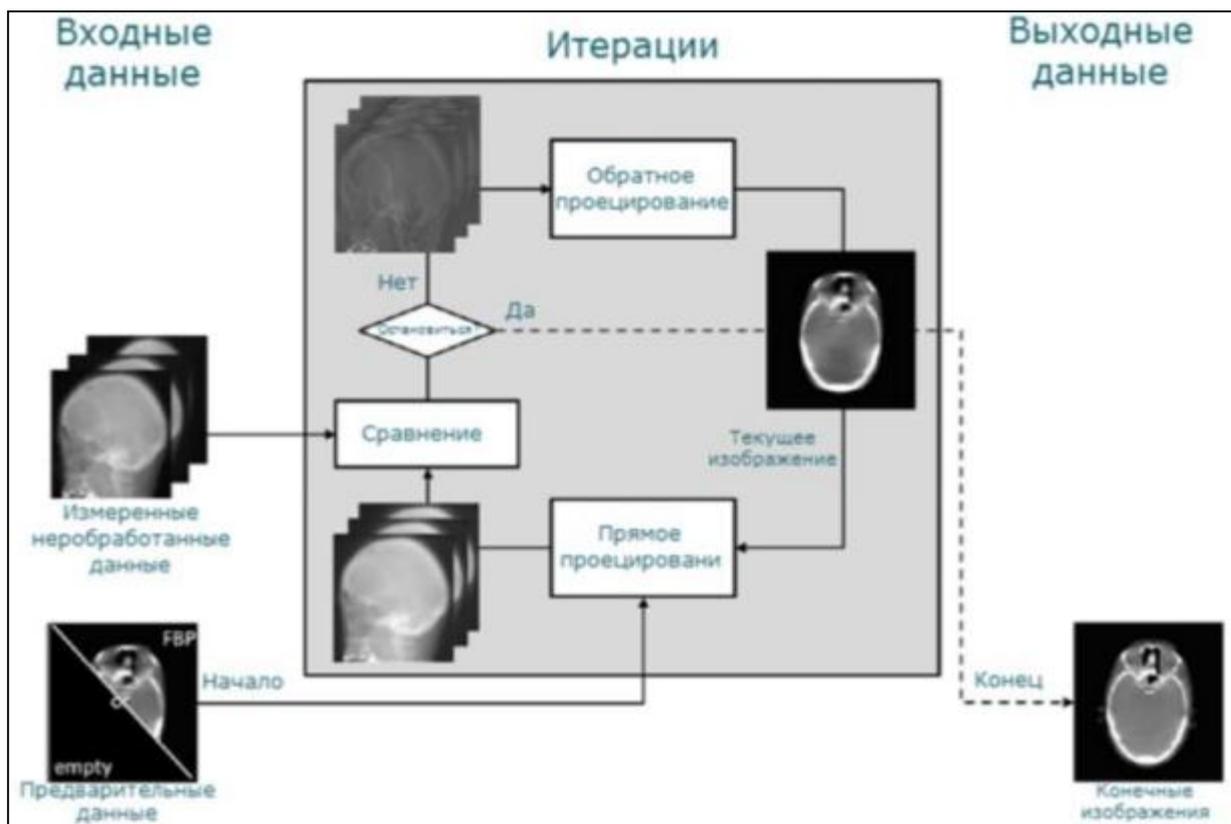


Рисунок 24 - Схематическое представление итеративного метода реконструкции.

Итерационные алгоритмы разделяются на алгебраические и статистические.

4.1.3 Алгебраические методы реконструкции

Дискретизация проводится в самом начале рассмотрения, и дальнейшее решение ведется только в дискретной форме. Задача сводится к решению системы линейных алгебраических уравнений (реже - нелинейных). Прямые методы решения СЛАУ неприменимы целого ряда причин, среди которых [84]:

- большая размерность системы; матрицы содержат $10^8 - 10^{10}$ элементов, хотя отличных от нуля элементов в них менее 1%;
- плохая обусловленность матрицы системы, что делает процедуру обращения неустойчивой;
- погрешности в определении элементов матрицы и в измерении данных, приводящие к недопустимым отклонениям решения;
- использование неквадратных матриц системы;

– трудность учета в прямых методах априорной информации, такой как неотрицательность и максимальные значения искомым величин, пространственные границы распределения и т.д.

Вследствие вышесказанного для алгебраического решения задачи реконструкции томографических изображений чаще используют итерационные методы, как то - метод простой итерации, метод алгебраического спуска, ART, SART, RegART, SIRT, ILST.

Метод ART (Algebraic Reconstruction Technique) был предложен Гордоном, Бендером и Херманом как метод для восстановления трёхмерной структуры объекта из снимков электронной микроскопии и рентгеновских фотографий и является одним из наиболее популярных среди специфических алгебраических методов. В классическом виде он был впервые предложен польским математиком С. Качмажем (S. Kaczmarz) для решения систем линейных алгебраических уравнений с квадратными и невырожденными матрицами [89].

Для него разработано множество модификаций. В частности, SART (Simultaneous ART) - в последнее время появились программные реализации этого метода, использующие для расчётов вычислительные мощности видеокарт и технологию CUDA. Например, программа FASTRA, разработанная в университете Антверпена (Бельгия) и применяемая в томографах SkyScan позволяет в 40 раз ускорить процесс обработки томографических данных [38].

Другие модификации алгоритма ART позволяют изменять получаемые данные на каждой итерации, чтобы они удовлетворяли некоторым инвариантам. Например, метод RegART производит медианную фильтрацию на каждом шаге алгоритма, что позволяет избавиться от одиночных всплесков рентгенооптической плотности и тем самым получить более достоверное решение. При достаточно полных исходных данных, не сильно зашумленных, сверточные (интегральные) методы имеют несомненное преимущество. Из-за больших объемов данных алгебраические методы проигрывают в быстродействии, поэтому в коммерческих КТ на данный момент используются слабо, либо не используются вовсе. Тем не менее, алгебраические методы очень

гибки к нестандартным ситуациям - позволяют без труда учесть новые физические условия, изменения геометрии измерений, учесть априорную информацию, задать начальные данные. Также они позволяют применение искусственных приемов, направленных на улучшение сходимости решения и повышение качества изображения. Они подходят для решения задач с неполными данными, позволяя проводить реконструкцию по набору проекций примерно в 2-2.5 раз меньше чем метод свёртки и обратных проекций [38]. Есть все основания полагать, что при развитии вычислительной техники алгебраические методы станут более привлекательными для решения задач томографии [84].

В работе [87] авторы решают задачу микротомографии, сочетая аналитические и алгебраические методы. Также сочетание этих двух разновидностей алгоритмов встречается в работах [90, 91], в которых подробно рассмотрена задача малоракурсной томографии и случая неполных данных.

4.1.4 Статистические методы реконструкции

Метод простой итерации - он же метод последовательных приближений - один из общих методов приближенного решения операторных уравнений. Ярким примером такого алгоритма является метод Maximum Likelihood-Expectation Maximization (MLEM). По сути своей метод делает предположение о первоначальных данных по сумме проекций, после чего проводит итерации для нахождения значений, максимально приближенных к истинным. Достоинствами алгоритма максимального правдоподобия являются: хорошие результаты при работе с зашумленными данными, возможность работы с малоракурсной томографией. Недостатком можно считать большое время работы (более 50 итераций), что приблизительно в 10 раз медленнее, чем при работе с интегральными алгоритмами. Методы максимального правдоподобия также включают в себя алгоритмы:

– Space-alternating generalized expectation-maximization algorithm (SAGE) – метод, работающий напрямую со «скрытыми» данными, а не со всем массивом сразу. Алгоритм работает быстрее, чем MLEM. В статье [92] описывается модификация метода, modified ordered subsets SAGE (MOS-SAGE), использующая

менее формальный тип обращения к данным, и, следовательно, ускоряющую работу без возникновения серьезных артефактов восстановления.

– Grouped-coordinate ascent algorithm (GCA) – в основе метода лежит система весовых коэффициентов, накладываемую на соседние элементы массива (1 при ближайшем расположении по вертикали или горизонтали, 0,7 при соседстве двух элементов по диагонали, и 0 в остальных случаях), и их дальнейший расчет по алгоритму максимального правдоподобия. Фактически, метод является дальнейшим развитием SCA (single-coordinate ascent), что описано в [93].

– Ordered subsets-expectation maximization (OSEM) – метод, работающий с парными данными, проекцией и обратной проекцией. Проекция, наряду с функцией распределения излучения на детекторе, реконструирует обратную проекцию с последующими итерациями для нахождения максимально приближенного к истинному значения.

– Paraboloidal surrogates coordinate descent (PSCD) – метод создает первоначальные синопаммы, которые в дальнейшем подвергаются изменению [94].

Метод алгебраического спуска основан на минимизации некоторого квадратичного функционала, минимум которого достигается на решении исходной СЛАУ.

SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique) был предложен для двух целей. Первая - уменьшить влияние погрешностей измерения, что достигается участием в каждой итерации одновременно всех величин. Вторая - уменьшить влияние неадекватности определения элементов матрицы СЛАУ путем ее модификации к более простой системе.

ILST (Iterative Least-Squares Technique) - итерационный метод наименьших квадратов. К таким методам также относятся conjugate gradient (CG), Image Space Reconstruction Algorithm (ISRA) и другие. В основе этих методов лежит поиск передаточных функций, основываясь на данных, полученных детектирующей

системой, с их последовательным приближением к наиболее соответствующим правде значениям. Как и все итерационные методы, они не отличаются быстродействием, однако позволяют восстановить неполные данные и добиться неплохих результатов при достаточно большом количестве итераций.

4.1.5 Обучающиеся алгоритмы

Отдельно стоят обучающиеся алгоритмы с использованием нейронных сетей, генетические алгоритмы. Согласно [95], наиболее показательными применениями нейронных сетей типа персептрон для решения представленной задачи является реконструкция данных радиочастотной, волоконно-оптической и ультразвуковой томографии. В рентгеновской томографии применяются нечасто.

4.1.6 Обобщение рассмотренных алгоритмов.

Для решения задач реконструкции данных компьютерной томографии разработано множество методов и алгоритмов. Они подразделяются на две крупные группы: интегральные и итерационные; отдельно стоят алгоритмы на основе нейронных сетей, а также алгоритмы поиска морфологических включений. В подавляющем числе случаев используются интегральные методы, в основе которых лежит обратное преобразование Радона. Наиболее популярным является алгоритм обратного проецирования с фильтрацией сверткой на основе Фурье-преобразования, он же лежит в основе большинства программ для коммерческих томографов.

Однако есть основания предполагать, что с ростом вычислительных мощностей алгебраические методы в будущем окажутся более востребованными. Это связано с высокой гибкостью алгебраических методов в нестандартных ситуациях, а также возможностью их применения для задач с неполными данными.

На данный момент не существует «идеального» математического решения задачи реконструкции, каждый метод имеет свои достоинства и недостатки, проявляющиеся в различных условиях (как то: разный уровень шума, различное число проекций, наличие непрозрачных включений, высокая детализация изображения и т.д.) Заметное количество работ, посвященных реконструкции

томографических изображений, направлены на синтез более быстрых и эффективных алгоритмов путем сочетания различных методов, а также на поиск более действенных методов фильтрации, позволяющих свести к минимуму артефакты изображений, шум, неточности измерений. Программы обработки томографических данных представляют комплексы, учитывающие целый спектр данных об объекте и условиях «эксперимента». Выбор конкретных математических решений во многом зависит от этих условий, а также от поставленной задачи. Для достижения разных целей одни и те же данные могут подвергаться обработке различными алгоритмами.

Рекомендации: при малоракурсной томографии рекомендовано применять итерационные методы, основываясь на первоначальных данных, полученных при помощи интегральных методов.

4.2. Итерационный модифицированный метод наименьших квадратов.

На основе выводов, сделанных при рассмотрении существующих алгоритмов реконструкции томографических изображений, был разработан итерационный метод наименьших квадратов, в котором предлагается следующий порядок действий:

- Создаётся и заполняется нулевыми значениями 3D массив вокселей.
- Для каждой имеющихся проекций рассчитывается логарифм отношения ослабления (10):

$$L = Ln(I_0/I) \quad (10)$$

где I - изображение проекции, I_0 – изображение проекции соответствующее образу светлого поля. Если указанный логарифм оказывается меньше нуля, его значение приравнивается к нулю.

После загрузки ряда проекций объема начинается итерационный цикл:

- программой случайно выбирается очередное изображение проекции;
- далее идет цикл по всем используемым пикселям изображения проекции объема;

– каждого пикселя определяется, не является ли данный пиксель «светлым» (то есть значение в нем и в соседних пикселях близко к нулю);

– строятся линии отклика – от источника излучения до середины выбранного пикселя изображения полученного от матрицы приемника (детектора) рентгеновского излучения;

– вдоль линии отклика выбираются точки с заданным шагом (S), который меньше линейных размеров вокселя;

– для каждой выбранной точки, оказавшейся внутри объема области интереса, определяются восемь ближайших вокселей;

– если пиксель «светлый», то значения всех найденных вокселей заполняется специальной величиной MX. Далее значения таких вокселей не изменятся в ходе итераций. В конце работы алгоритма значение MX заменяется на 0 для всех вокселей;

– если найдены воксели со значением равным MX, то они исключаются из рассмотрения;

– для каждого вокселя для заданной точки определяется вес по формулам трилинейной интерполяции (если один и тот же воксель встретился несколько раз для разных точек, то найденные веса суммируются)ж

– рассчитывается реконструируемое значение L_{DRR} – логарифма расчетного ослабления интенсивности рентгеновского излучения (11):

$$\sum_{i=1}^N W_i * X_i = L_{DRR}, \quad (11)$$

где N – количество вокселей, которые встретились на при прохождении луча, i - порядковый номер вокселя в ряду встретившихся вокселей, W_i – рассчитанный вес вокселя, X_i – текущее значению вокселя;

– в результате прохождения луча определяется ряд значений вокселей и набор весов, которому соответствует одно линейное уравнение (12):

$$\sum_{i=1}^N W_i * \Delta X_i = \frac{\Delta L}{S}, \quad (12)$$

где ΔX_i – искомая поправка к значению вокселя, ΔL – невязка решения для заданного пикселя ($\Delta L = L - L_{DRR}$), S – шаг прохождения по лучу;

– уравнение (13) решается модифицированным методом наименьших квадратов:

$$\Delta X_i = \frac{\alpha_i * W_i * \Delta L / S}{\lambda + \sum_{j=1}^N \alpha_j * W_j^2}, \quad (13)$$

где α_j – оценка величины достоверности значения вокселя, а λ – регуляризационный параметр. На первых шагах итераций $\alpha_j = 1$, а λ – малая величина относительно возможных значений, указанных в (13);

– вносятся поправки к решению (14):

$$\hat{X}_i = X_i + \Delta X_i, \quad (14)$$

где \hat{X}_i – новое значение вокселя. Если оказывается $\hat{X}_i < 0$, то его значение устанавливается равным нулю;

– после каждой итераций пересчитывается оценка разброса (дисперсии) D поправок для каждого вокселя, начиная с шага T ;

– величина (15) используется для расчета оценки достоверности значения вокселя:

$$\alpha = 1 / (D + \mu), \quad (15)$$

где μ - параметр регуляризации алгоритма;

– выполнение алгоритма останавливается при прохождении заданного числа итераций.

Также разработана модификация алгоритма, при которой параметр регуляризации λ также пересчитывается с учётом суммарной оценки величины достоверности по всем вокселям найденным при прохождении луча.

Выполнение алгоритма распараллеливается путем логического разделения изображений проекций объема на горизонтальные полосы. Для каждой полосы расчеты идут параллельно. Алгоритм обеспечивает высокую скорость работы за

счёт распараллеливания и оптимизации и быструю сходимость, обладает большой гибкостью, не требует большого объема памяти.

4.3. Анализ качества итерационного модифицированного метода наименьших квадратов.

С целью выбора оптимальных параметров алгоритма реконструкции были проведены исследования, в которых были получены сравнительных характеристики томографических изображений при разных условиях.

В качестве исходных данных использовались смоделированные проекционные изображения, получаемые при проецировании цилиндрического фантома со вставками различной плотности (Рисунок 25). Вставки имеют разброс плотностей в диапазоне от -1000 HU до +1000 HU ().

Таблица 4 – Параметры вставок в модельном фантоме.

Номер вставки	1	2	3	4	5	6	7	8
Значение ослабления вставки в ед. Хаунсфилда	-1000	1000	350	100	-1000	-50	-100	-200

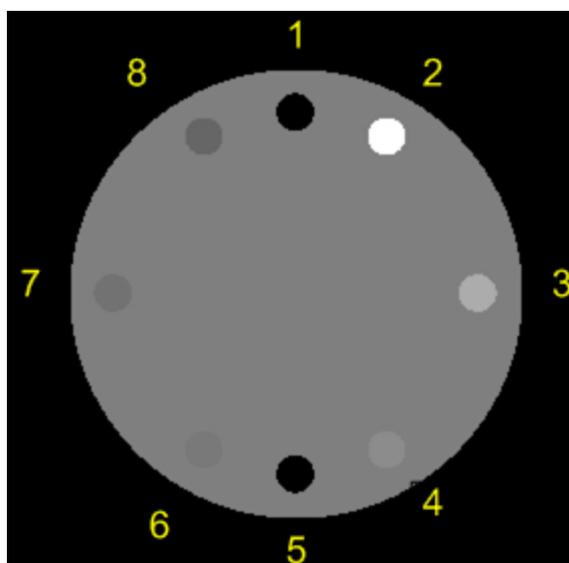


Рисунок 25 – Сечение модельного фантома с 8 вставками различной плотностью.

Исследования качества томографических изображений проводилось для зависимостей от количества проекций.

Оценка качества изображений определялась по следующим параметрам:

- значение КТ-единиц в областях с разными вставками;
- среднеквадратичное (СКО) отклонение в областях с разными вставками;
- значение КТ-единиц в центральной области изображения;
- среднеквадратичное отклонение в центральной области изображения.

Зависимость качества КТ изображений (для двух вставок и центральной области) от количества проекций определялось для угла сканирования 180 градусов (Таблица 5, Таблица 6).

Таблица 5 - Зависимость значения КТ единиц в областях на изображении от количества проекций.

№	Область	Номинальное значение, HU	Количество проекций		
			45	90	180
1	Вставка 1	-1000	-1005	-997	-1001
2	Вставка 2	1000	997	1001	1002
3	Вставка 3	350	370	356	352
4	Вставка 4	100	109	104	98
5	Вставка 5	-1000	-1009	-994	-999
6	Вставка 6	-50	-48	-53	-52
7	Вставка 7	-100	-117	-103	-101
8	Вставка 8	-200	-212	-203	-198
9	Центр	0	-1,00	7,5	0,05

Таблица 6 - Зависимость значения СКО в ед. Хаунсфилда в областях на изображении от количества проекций.

№	Область	Количество проекций		
		45	90	180
1	Вставка 1	48	14,7	4,6
2	Вставка 2	44	15,8	5,5
3	Вставка 3	42	14,9	4,5
4	Вставка 4	52	15,1	4,5
5	Вставка 5	58	14,8	4,4
6	Вставка 6	44	15,7	5,1
7	Вставка 7	41	14,6	5,2
8	Вставка 8	41	16,0	4,9
9	Центр	50	19,8	5,7

Из полученных результатов можно сделать вывод, что алгоритм реконструкции имеет хорошую точность уже при 180 проекциях, что говорит о его применимости в задачах компьютерной томографии.

Задача ускорения расчетов решается с использованием графических карт, позволяющих ускорить вычисления на несколько порядков. К том же высоких скоростей работы не требуется и связано это, прежде всего, с тем, что частота получения кадров составляет порядка 15 изображений в секунду, в итоге, на объём данных порядка 900 проекций потребуется 60 секунд. И во время сбора данных возможен процесс проведения реконструкции. Таким образом, к моменту получения последнего кадра будет выполнена существенная часть расчетов.

Глава 5. Повышение качества томографических изображений.

Процедура получения томографических изображений является достаточно сложным процессом математической обработки исходных проекционных изображений. При этом качество проекционных изображений напрямую влияет на качество томографических. Также на качество томограммы влияют иные факторы, связанные с методикой сбора изображений.

5.1. Факторы ухудшения качества томографических изображений.

По аналогии с предыдущей главой, факторы ухудшения томографических изображений можно разделить на различные группы. При этом, изменения в изображении, вызванные различными факторами, принято называть артефактами.

Существует большое количество работ посвященных изучению причин возникновения артефактов на томографических изображениях. Все артефакты можно поделить на группы по природе их происхождения [96, 97]:

- артефакты на физической основе;
- артефакты, вызванные особенностями пациента;
- артефакты сканирования;
- артефакты детекторные;

Подробная классификация артефактов представлена на рисунке .

5.1.1 Артефакты на физической основе.

Статистические флуктуации.

Любой полезный сигнал, выходящий с детектора подвержен статистическому разбросу. Основой фактор, связанный с разбросом выходного сигнала - флуктуации числа фотонов падающих на единичный канал детектора. Однако, в случае малой загрузки детектора, сопоставимыми становятся флуктуации в детекторе. Дополнительным источником статистического разброса является флуктуация рассеянного излучения, которое попадает в канал детектора.

Статистический шум напрямую влияет на отношение сигнал-шум на томографических изображениях. И чем больше шум, тем хуже контрастное разрешение.

Ужесточение спектра излучения.

Ужесточение спектра излучения – эффект, возникновение которого связано с непрерывным энергетическим спектром рентгеновского излучения. При этом изменением коэффициента ослабления, к примеру, воды, существенно для энергетического диапазона спектра излучения, который используется в медицинской томографии.

Так, для энергии 30 кэВ линейный коэффициент ослабления – $0,325 \text{ см}^{-1}$, а для энергии 80 кэВ – $0,175 \text{ см}^{-1}$ [98]. Исходя из закона экспоненциального ослабления гамма-квантов, при прохождении слоя воды толщиной порядка 150 мм, гамма-кванты с энергией 30 кэВ ослабляются в 131 раз, а гамма-кванты с энергией 80 кэВ – в 14 раз. Таким образом, при прохождении непрерывного спектра рентгеновского излучения через объект, гамма-кванты с большей энергии ослабляются меньше, что в итоге приводит к тому, что средняя энергия спектра увеличивается, тем самым происходит его ужесточение.

Влияние ужесточения спектра наглядно демонстрируется на Рисунке 26 зависимостью коэффициента ослабления моноэнергетического и рентгеновского излучения от толщины просвечиваемого объекта [99].

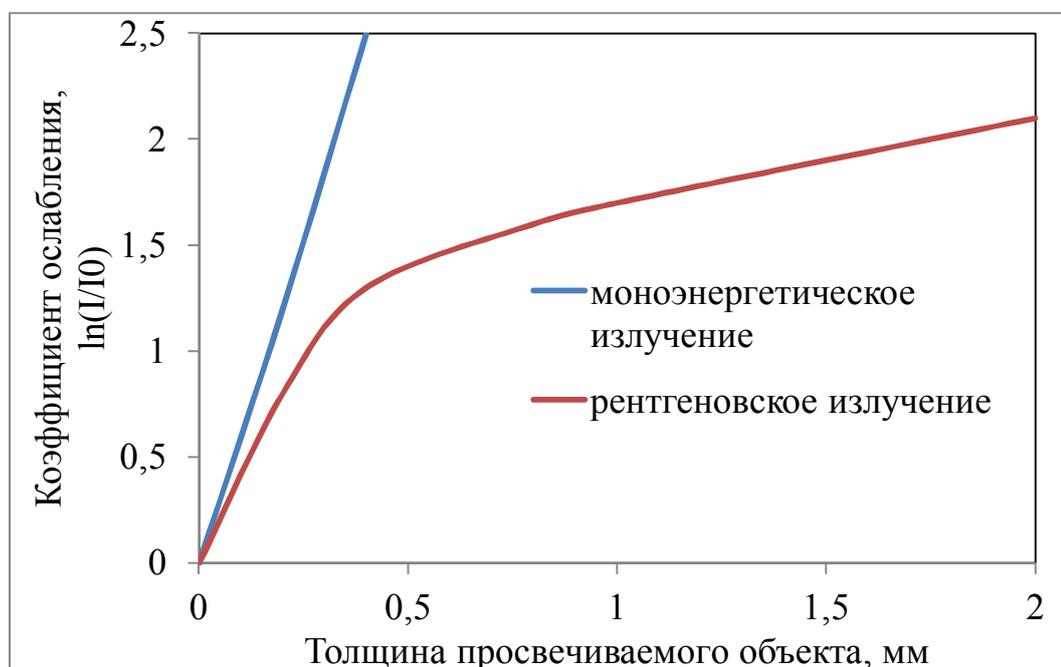


Рисунок 26 – Зависимости коэффициента ослабления моноэнергетического и рентгеновского излучения от толщины просвечиваемого объекта.

В итоге, ужесточение спектра приводит к тому, что на изображениях с равномерным объектом, на краях и в центре имеется существенное различие в коэффициенте ослабления. Эффект продемонстрирован на Рисунок 27-28.

При просвечивании объектов со вставками из различных материалов, артефакты выражаются в виде полос.

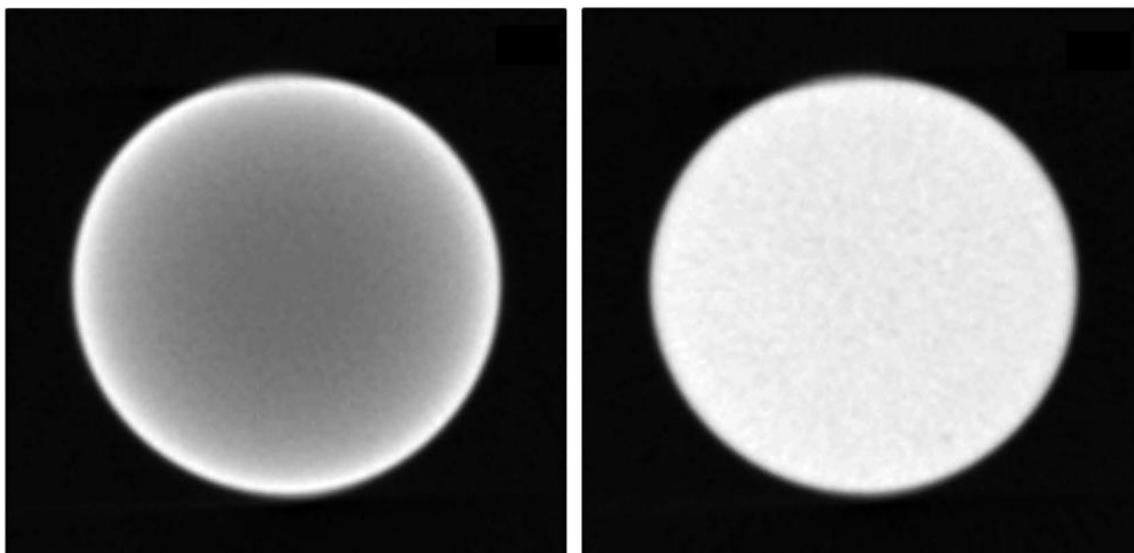


Рисунок 27 – Томографические изображения однородного цилиндра. Слева – проявление эффекта ужесточения спектра, справа – при компенсации эффекта ужесточения спектра.

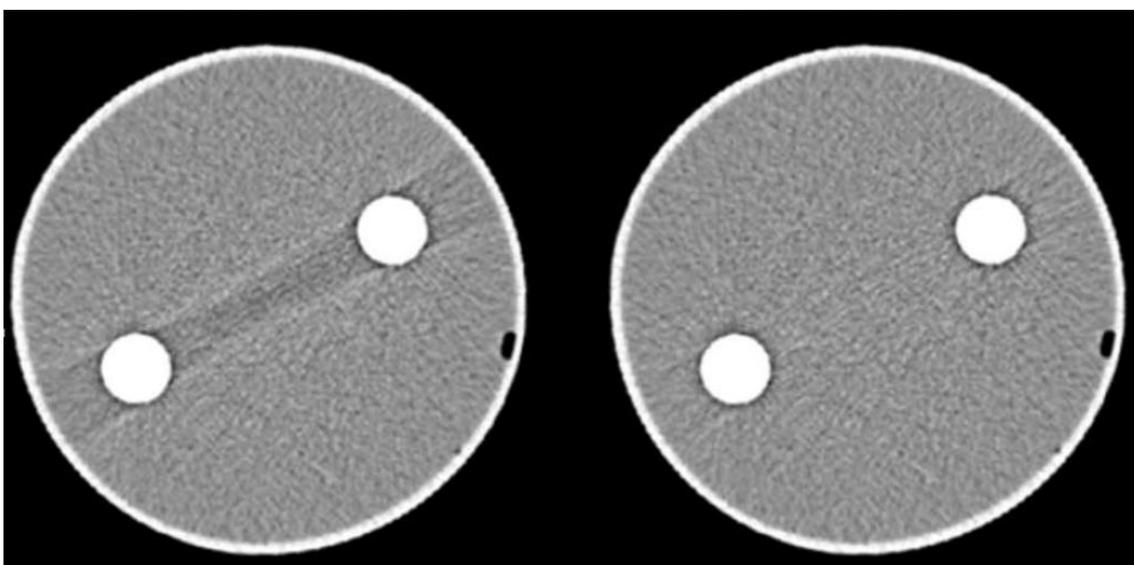


Рисунок 28 - Томографические изображения цилиндра со вставками. Слева – проявление эффекта ужесточения спектра, справа – при компенсации эффекта ужесточения спектра.

Рассеянное излучение.

Как уже говорилось ранее, рассеянное излучение является одним из существенных негативных факторов в процессе получения томографических изображений.

Так алгоритмы реконструкции, в основном, базируются именно на законе экспоненциального ослабления, то в процессе математической обработки данных возникают ошибки. В результате артефакты на изображении имеют схожий вид с артефактами ужесточения спектра.

Методы коррекции и подавления рассеянного излучения на проекционных изображениях описаны в Главе 3.

В данном исследовании приводится анализ влияния параметров растра на качество томографических исследований. Работа по разработке программных методов коррекции томографических изображений на рассеянное излучение является задачей дальнейших исследований.

5.1.2 Артефакты, вызванные особенностями пациента.

Металлические объекты.

Металлические объекты, имплантированные в тело пациента, такие как штифты, пластины, винты и т.д. являются одним из основных источников артефактов. Эти артефакты значительно ухудшают качество изображения и уменьшают диагностические свойства томограммы (Рисунок 29).

Как видно из рисунка 30 артефакты проявляются в виде полос и линий, которые существенно ухудшают качество изображения.

Артефакты движения.

Возникновение артефактов движения происходит за счет изменения положения объекта сканирования в процессе сбора данных. В случаях, когда сканированию подвергается человек, возможно движение внутренних органов человека. При этом некоторые движения можно ограничить, к примеру, используя фиксирующие устройства, но есть и движения связанные с физиологией человека и движение которых устранить нет возможности. К таким случаям относятся: сокращение сердечной мышцы, дыхание и т.д.

Артефакты движения приводят к размытию изображений. В случае большого смещения на изображении возникает дублирование контуров объекта. И чем больше разрешающая способность изображения, тем сильнее проявляются артефакты движения (Рисунок 30).



Рисунок 29 – Аксиальное сечение томограммы головного мозга с имплантированной металлической спиралью (спиральная эмболизация) [100].

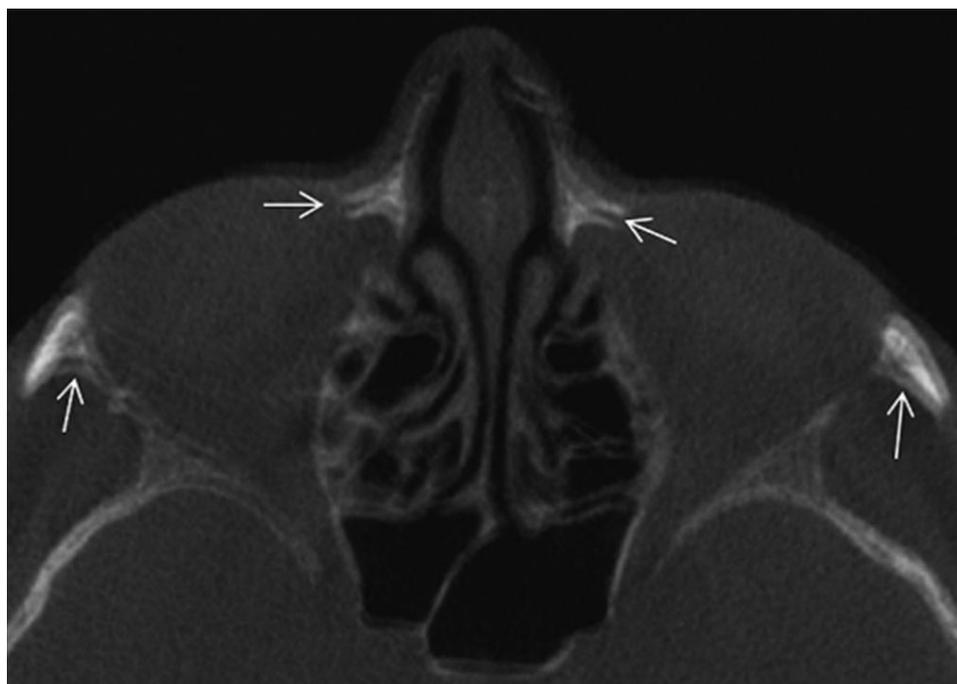


Рисунок 30 – Томограмма при наличии артефактов движения.

5.1.3 Артефакты сканирования.

Длительность импульса

Генерация потока рентгеновского излучения происходит за определённую длительность по времени. При этом для создания необходимого потока требуются времена порядка десятков миллисекунд. Исходя из необходимости получения проекций с разных направлений, происходит вращение источника и детектора вокруг пациента. Из этого следует, что в процессе генерации излучения происходит смещение источника и детектора относительно пациента. Т.е. возникают эффекты, аналогичные тому, что происходит при движении пациента.

В работе [101] демонстрируется зависимость качества изображения по параметру SNR в зависимости от скорости вращения системы при постоянной длительности импульса. В результатах демонстрируется незначительное улучшение качества изображения.

Геометрические смещения.

Как и любая механическая система, конструкция, используемая для позиционирования компонентов системы рентгеновской визуализации, имеет определённые недостатки. В процессе работы системы возникают механические погрешности позиционирования, которые имеют как постоянную, так и систематическую составляющие. В случае если погрешности позиционирования будут сравнимы с разрешающей способностью изображений, то это может привести к возникновению на изображении артефактов, специфика которых аналогично артефактам движения (Рисунок 31).

При этом стоит учитывать, что смещения могут возникать у компонентов системы (детектор и рентгеновская трубка) независимо друг от друга. У каждой из компонент есть номинальные положения, относительно которых происходят смещения. Полное количество смещений для одной компоненты – 6 (3 перемещения и 3 вращения). Таким образом, для каждого углового положения необходимо уметь информацию о 12-ти смещениях.

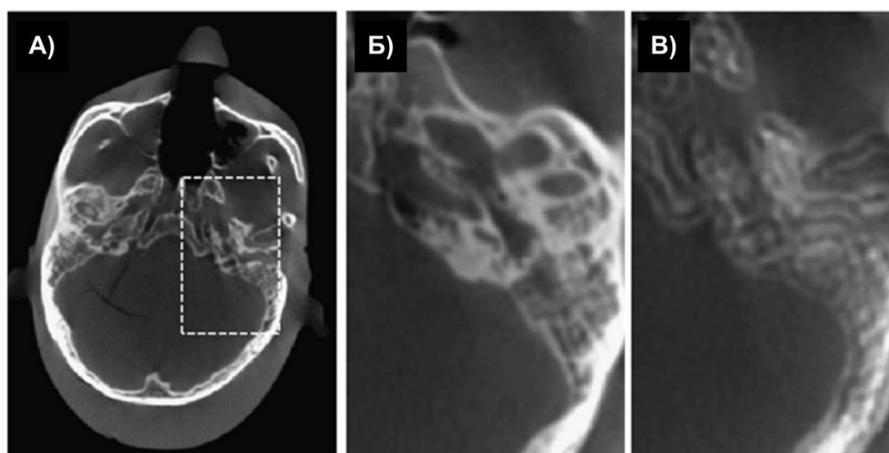


Рисунок 31 – Влияние геометрических смещений на качество изображений. А) Аксиальное сечение головы. Б) Изображение, с учетом геометрической неточности. В) Изображение, не учитывающее смещение детектора.

5.1.4 Детекторные артефакты

При проведении процесса реконструкции томографических изображений вклад дают артефакты на проекционных изображениях, связанных с особенностями детектора, перечисленными в Главе 3.

В зависимости от различных факторов эффекты на томографических изображения проявляются по-разному. Наибольший вклад в ухудшение качества вносят остаточный сигнал и дефектные пиксели.

При наличии дефектных пикселей на изображении отчетливо видны кольцевые артефакты, вызванные наличием дефектных пикселей (Рисунок 32).

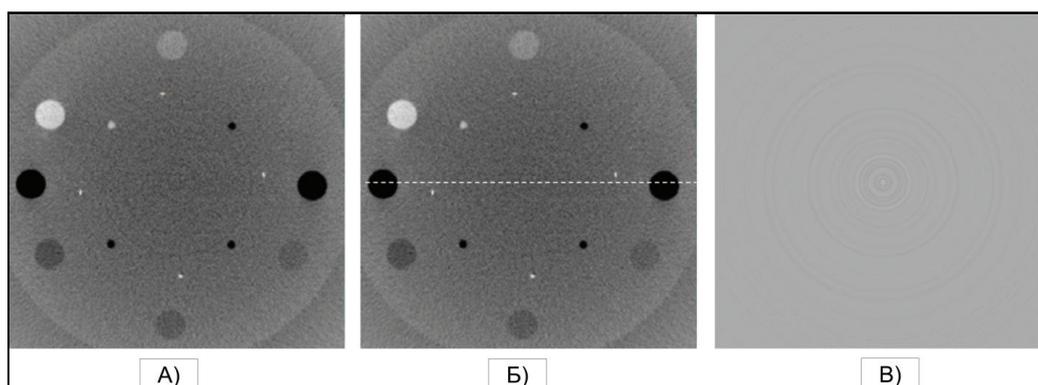


Рисунок 32 – Аксиальный срез томографического фантома Catphan (sensitometry module). А) Изображение при наличии кольцевых артефактов. Б) Изображение при отсутствии кольцевых артефактов. В) Разница между изображениями А) и Б) [102].

При наличии влияния остаточного сигнала на изображении отчетливо виден круговой или радарный артефакт, вызванный наличием остаточного сигнала (Рисунок 33). В выделенных белых квадратах отчетливо заметно различие в сигналах, тогда как этого отличия быть не должно.



Рисунок 33 – Аксиальный срез при наличии артефакта, вызванного наличием остаточного сигнала на детекторе [103, 104].

5.2. Методики коррекции томографических изображений.

5.2.1 Методики коррекции статистических флуктуаций.

Основным способом, позволяющим повысить соотношение сигнал-шум, является увеличение числа падающих гамма квантов на детектор. Достигается это за счет увеличения анодного тока на рентгеновской трубке и увеличения длительности импульса, т.е. повышению количества электронов падающих на анод во время единичной экспозиции.

Помимо увеличения анодного тока, допустимо увеличивать число проекций, на основе которых производится реконструкция.

Однако очевидным является тот факт, что такие техники приводят к увеличению дозовой нагрузки на пациента. Сравнения качества изображения и дозовых нагрузок продемонстрированы в ряде работ [105 - 108].

Таким образом, необходимо выбирать такие параметры, которые будут наиболее оптимальны в зависимости от зоны интереса и требуемого качества изображения.

Повышения соотношения сигнал-шум также возможно за счет увеличения динамического диапазона детектора. Технология, на основе которого изготовлена матрицы диодов детектора, ограничивает предельное значение динамического диапазона. Повысить динамический диапазон возможно за счет биннига [109], однако при этом сразу же уменьшается пространственное разрешение системы. В данном случае, также необходимо искать компромисс между контрастным и пространственным разрешениями.

5.2.2 Методики коррекции ужесточения спектра излучения.

Существующие различные методы коррекции ужесточения спектра, которые между собой отличаются как эффективностью, так и сложность реализации.

Применением фильтров из различных материалов позволяет поглощать гамма-кванты низких энергий. При этом могут использоваться фильтры различных материалов – алюминий, медь и т.д., так и их комбинация. Фильтры помещаются непосредственно на выходное окно рентгеновской трубки. Таким образом, проходящий через сканируемый объем спектр излучения имеет преимущественно гамма-кванты высоких энергий, и разница в их ослаблении становится менее заметной. Выбор параметров фильтра – толщина и материал – зависят от конкретных задач и подбираются в зависимости от ускоряющего напряжения на трубки, материала сканируемого объекта, его формы и т.д.

Дополнительным эффектом, связанным с применением фильтров, является уменьшение поглощенной энергии в объекте сканирования. Т.е., фильтр поглощает низкоэнергетические гамма-кванты, вклад которых в сигнал на детекторе был бы незначительным и большая часть которых поглотилась бы в объекте.

Недостатком метода является тот факт, что контрастное разрешение изображений ухудшается. Это связано с тем, что ослабление

высокоэнергетических гамма-квантов в объекте, практически не отличается для органов и тканей с близкими по элементному составу характеристиками [110].

Кроме того, фильтрация спектра приводит к снижению отношения сигнал/шум на изображении, так как уменьшается общее количество гамма-квантов падающих на детектор. В связи с этим требуется увеличение напряжения и тока на рентгеновской трубке.

Имеется большое количество работ, основанных на программном способе коррекции ужесточения спектра.

В работе [111] предложен метод, основанный на постобработке изображений и разделении материалов. Метод достаточно простой в реализации, однако существует ограничение, связанное с тем, что на томограмме материалы должны быть достаточно хорошо различимы между собой, что достаточно сложно в условиях высоких требований к контрастному разрешению. Похожая методика, но уже с итерационным подходом предложена авторами [112]. Однако в этой работе исследования проводились на модельных данных, не учитывающих рассеянное излучение.

В статьях [113, 114] авторами приводятся результаты получения аналитического выражения для коррекции остаточного сигнала на однородном объекте.

В работе [115] авторами также предлагается метод постобработки реконструированных изображений, при этом выполняется предварительная сегментация изображения по материалам – кости, вода, воздух и т.д.

Существует методика, позволяющая уменьшать вклад артефактов от ужесточения спектра с использованием двухэнергетической томографии [116, 117]. За счет получения информации об одной и той же области сканирования по двум энергиям удаётся уменьшить влияние ужесточения спектра. Очевидным недостатком данного метода является сложность в получении данных в двух разных энергетических диапазонах. И необходимость повышенной дозовой нагрузки на пациента.

5.2.3 Методики коррекции артефактов рассеянного излучения.

Коррекция артефактов вызванных рассеянным излучением является одной из самых сложных задач в томографии. Единый универсальный метод, позволяющий максимально эффективно подавить влияние рассеянного излучения, на данный момент отсутствует. Подробное описание различных методов приведено в работе [118].

Как уже упоминалось ранее в главе 3.8 один из наиболее стандартных методов борьбы с рассеянным излучением – использование отсеивающих растров. Оценки влияния параметров отсеивающих растров на качество изображения представлены в работах [33 - 35, 119 - 123]. Однако, из-за структуры растров и их пропускной способности, происходит ослабление прямого излучения. Это приводит к повышению шума на изображении, борьба с которым приводит к увеличению дозовой нагрузки на пациента. Из зависимости качества изображения от параметров раstra (Рисунок 34) видно, что повышение точности определения КТ единиц за счет увеличения разрешения раstra приводит к повышению шума на изображении.

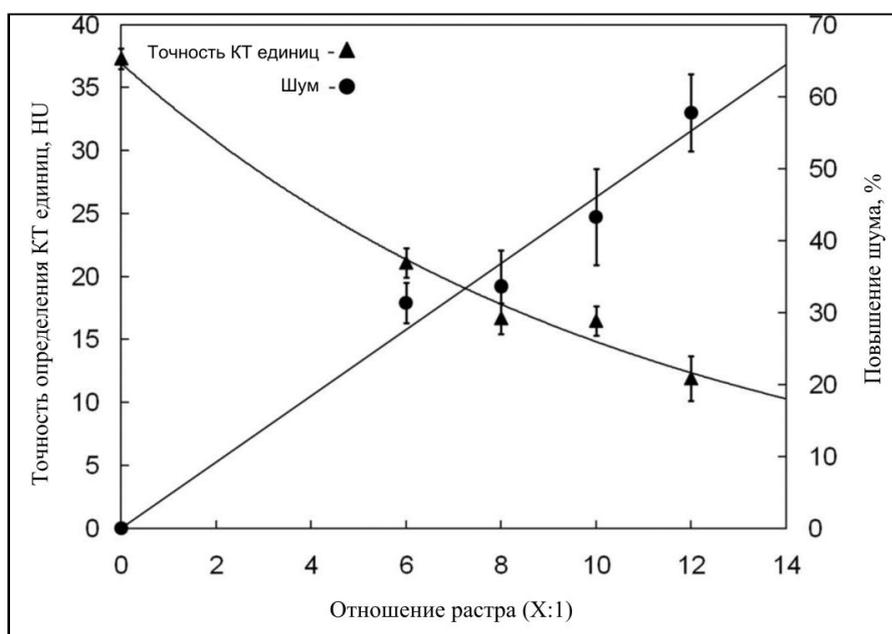


Рисунок 34 – Зависимость качества томографического изображения в зависимости от разрешения раstra [119].

5.2.4 Методики коррекции артефактов от металлических объектов.

Существует большое количество различных методов минимизации артефактов от металлических объектов (MAR – metal artifact reduction). Классифицировать методы MAR можно поделив их на шесть групп [124]:

- оптимизация металлических имплантов;
- усовершенствование сбора данных;
- предварительная обработка;
- дополнение проекций;
- итерационная реконструкция;
- постобработка изображений.

Наиболее оптимальным, с точки зрения качества изображения, является удаление металлических имплантов из тела пациента. Очевидно, что данный путь не всегда является оптимальным и имеются существенные ограничения в реализации данного метода. Однако, в работе [125] описывается случай удаления зубных имплантов у пациента, с целью максимально точно провести планирование облучения голову и шеи.

Существует способ уменьшения металлических артефактов при проведении двухэнергетической томографии. Данный способ позволяет существенно улучшить качество изображения за счет возможности перехода к виртуальному моноэнергетическому спектру излучения. Однако, очевидным недостатком данного способа является высокая дозовая нагрузка на пациента, что является одной из ключевых проблем томографии.

Предварительная обработка данных, основанная на физических эффектах металлических объектов, учитывает такие особенности, как увеличение шума, рассеянного излучения, ужесточения спектра. Учет приведённых выше особенностей позволяет так же уменьшить артефакты [126 - 129].

Металлически объекты могут вносить существенные изменения в проекционные изображения, что в итоге приводит к достаточно сильному влиянию на качество изображений. Это особенно касается ситуаций, когда у

пациента имеется несколько различных имплантов. В этом случае используются методики синтеза проекционных изображений. Техники синтеза бывают разные: интерполяция, репроецирование и нормализация [124].

Высокое качество уменьшения металлических артефактов достигается за счет итерационных алгоритмов реконструкции, позволяющих минимизировать ошибку реконструкции для каждой проекции.

Наименее популярными считаются методики коррекции изображений с имеющимися артефактами. Эти методы наименее эффективны, однако, все же в некоторых случаях могут быть использованы [130 - 133].

Использование итерационного алгоритма реконструкции, описанного в п. 4.2, позволяет реализовать методику коррекции артефактов вызванных не только наличие металлических объектов, но и учитывать любые резкие изменения плотностей сред.

Применение итерационного метода наименьших квадратов с использованием параметров регуляризации и адаптивной релаксации, метод обеспечивает существенное снижение проявления артефактов реконструкции, которые возникают в областях реконструируемого образа, близких к границам сред с существенно различной плотностью (например, металл и неметалл или внутренние полости объекта). Положительный эффект достигается за счёт учета в расчётах динамической оценки величины достоверности значения вокселя. Воксели, потенциально формирующие артефакты, приобретают после ряда итерационных шагов более низкую оценку достоверности значения, и их значения в дальнейшем менее интенсивно изменяются, что позволяет эти значения стабилизировать и в значительной степени устранить артефакт или не допустить формирование артефакта (Рисунок 35).

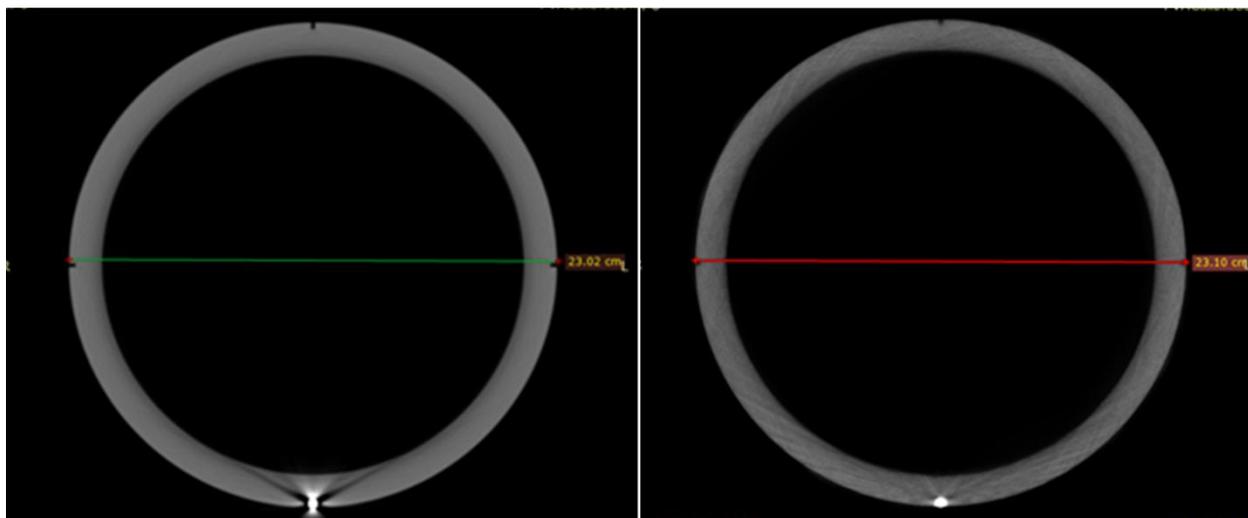


Рисунок 35 – Томографическое изображение цилиндра с металлическим шариком. Слева – изображение без коррекции, справа – изображение с коррекцией на металлический объект.

5.2.5 Методики коррекции геометрических факторов

В отношении к системам рентгеновской визуализации для дистанционной лучевой терапии геометрическая точность должна составлять порядка 0,1-0,3 мм. Достичь такой точности достаточно сложно, особенно в условиях, что необходимо обеспечивать возможность перемещать рентгеновскую трубку и детектор в процессе проведения терапии.

Для решения данной проблемы разрабатываются методики, позволяющие оценить смещения рентгеновской трубки и детектора относительно изоцентра. При этом, чем больше степеней свободы учитываются, тем более сложными являются применяемые алгоритмы.

Существуют методы, позволяющие определять геометрическую траекторию движения компонентов системы на программном уровне. Авторами статьи [134] предложен метод на основе анализа энтропии синограмм. При этом траектория движения системы должна быть приближена к круговой форме. В работе [135] предложен метод на анализе симметрии сумм проекций. Аналогичное ограничение имеет и данный метод – траектория движения должна иметь вид круга и оборот должен быть в диапазоне 360 градусов. Преимущества представленных методов заключается в отсутствии необходимости использовать вспомогательное оборудование – фантомы.

Наиболее распространённым являются методы, одной из главной составляющей которых является использование фантомов. В зависимости от задачи и применяемых алгоритмов авторы исследований используют различные фантомы.

В большей части работ используются металлические шарики расположенные относительно изоцентра в определённой позиции. Так, в работах [136, 137] описывается метод на основе использования двух металлических шариков. При полном обороте проекция шарика на изображении перемещается по кривой в форме эллипса. На основе параметров эллипсов определяются геометрические смещения.

Авторами статьи [138] предлагается использовать четыре шарика расположенных в одной плоскости и образующих квадрат. Недостатком такого метода является необходимость каждый раз переставлять фантом под каждое угловое положение. Похожие фантомы используются в работах [139, 140], при этом применяются различные методы анализа данных.

Существуют работы, в которых используются фантомы, имеющие существенно больше элементов, на основе которых идёт анализ изображений, но в то же время они более сложные в изготовлении.

Так, в работе [141] предлагается использовать фантом, состоящих из двух составных цилиндров, разного диаметра, в которых установлены по спирали порядка 60-ти шариков диаметром 2 мм. На основе метода наименьших квадратов рассчитывают смещения для каждого углового положения. Схожая работа проделана авторами и представлена в статье [142]. Разница лишь в использовании фантома большего размера и с другим количеством шариков.

Существует ряд работ, в которых используются свойства расположения шариков друг относительно друга.

Аналогичных работ достаточно много [143 - 148] и все они сводятся к необходимости нахождения через одну проекцию полной информации о положении компонентов системы относительно фантома.

Интересное решение демонстрируется в работе [149], где используется фантом, в котором вместо шариков находятся проволоки. При анализе проекционных изображений с линиями отсутствует проблема перекрытия проекций, которая вносит проблемы при наложении проекций двух шариков (Рисунок 36).

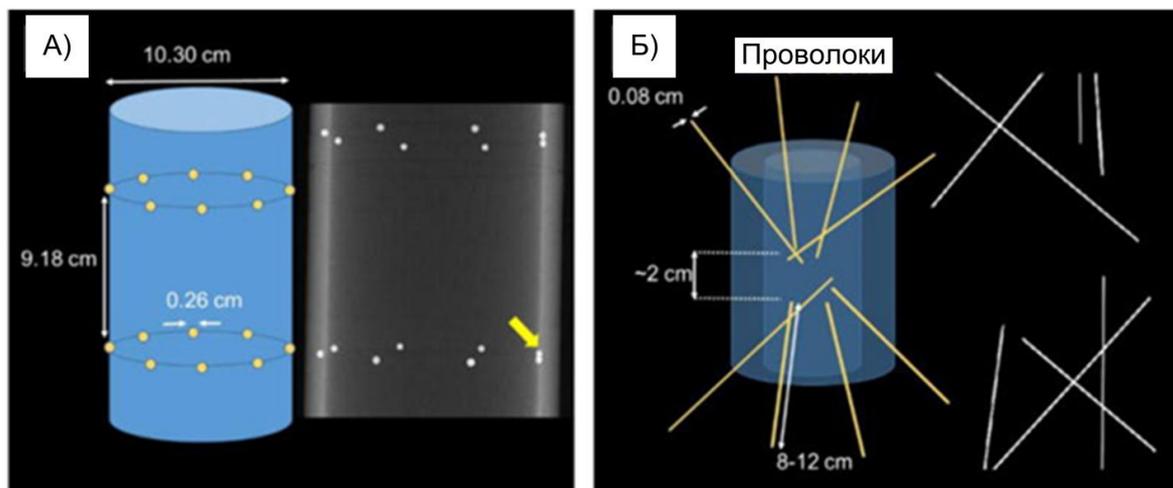


Рисунок 36 – Схематические изображения и проекции фантома с шариками (А) и фантома с проволоками (Б).

Предложенная методика анализирует 9 степеней свободы – 3 смещения фокусного пятна, 3 смещения детектора и 3 поворота детектора. Для каждой проволоки решается методом наименьших квадратов отклонение реальной проекции от идеальной проекции. Предложенная методика с достаточно хорошей точностью позволяет определять необходимые параметры. Однако, как и с любыми фантомами, данная методика применима только при условии, что информация о положении каждой проволоки известна с высокой точностью.

Ввиду консольного крепления детектора и рентгеновской трубки на разрабатываемом комплексе лучевой терапии, вопрос с геометрической точностью является актуальным и достаточно значимым. Для реализации геометрического учета была разработана и реализована программа оценки геометрических смещений по 9 степеням свободы – 3 смещения фокусного пятна, 3 смещения детектора и 3 поворота детектора.

Разработанная методика основана на оценке проекционных изображений фантома с шариками, расположенными по спирали. В целом, методика может

работать с произвольным расположением шариков, однако спиральная траектория позволяет сохранять точность оценки параметров, а так же минимизируется вероятность наложения друг на друга проекций соседних шариков.

Точность разработанной методики зависит от точности определения центра проекции шарика на изображении, что в свою очередь определяется минимальным размером пикселя изображения. В случае использования изображения с размером пикселя 0,139 мм, точность определения смещений составляет порядка 0,15-0,20 мм, что является.

5.2.6 Методики коррекции детекторных артефактов.

Методика коррекции детекторных артефактов основывается в основном на первоначальной коррекции проекционных изображений. Подробное описание коррекций проекционных изображений приведено в Главе 3.

5.3. Выводы к главе 5.

Глава 5 посвящена описанию основных факторов, влияющих на качество томографических изображений и приводится информация о причинах возникновения этих факторов. Демонстрируются различные изображения подверженные ухудшению.

Приводится описание различных методик, позволяющих учесть и минимизировать негативные факторы, влияющие на качество изображений.

Описана разработанная методика коррекция артефактов в областях границ с резким перепадом плотностей. Демонстрируются результаты, показывающие существенное уменьшение артефактов за счет применения разработанной методики.

Так же описана методика учета геометрических факторов. Разработанная методика позволяет существенно уменьшить влияние от геометрической неточности системы.

Заключение.

Данная работа посвящена исследованию свойств системы рентгеновской визуализации комплекса дистанционной лучевой терапии. Основным результатом данной работы заключается в разработке методик коррекции проекционных и томографических изображений, позволяющих повысить качество конечного результата.

Был проведен обзор методов верификации положения пациента в комплексах лучевой терапии. Дано описание существующих методов контроля положения пациента относительно аппаратов. Детально представлены различные системы рентгеновской визуализации, получившие наибольшее распространение.

Разработан и изготовлен макет системы рентгеновской визуализации, обладающий полным функционалом. Представлены основные технические характеристики системы. Описана пошаговая методика получения томографических изображений.

Проанализированы основные факторы, негативно влияющие на качество проекционных изображений. Описана природа их возникновения. Предложены, разработаны и реализованы различные методики учета собственных свойств системы рентгеновской визуализации, позволяющие существенно повысить характеристики проекционных изображений. Разработан алгоритм калибровки и коррекции темнового сигнала, остаточного сигнала, диагностики дефектных каналов, нормировки на светлое поле; описаны требования к условиям проведения калибровок.

Разработана методика определения передаточных характеристик каналов детектора и изображения светлого поля позволяющая минимизировать негативный вклад остаточного сигнала.

Подтверждено экспериментально существенное улучшение пространственных, контрастных, шумовых характеристик проекционных изображений, а также подавление негативных эффектов остаточного сигнала, после применения разработанных алгоритмов коррекции в сравнении с исходными изображениями.

Показан результат деконволюции исходных изображений с ФРТ детектора, демонстрирующей существенное повышение частотно-контрастной характеристики изображения.

Разработана методика учета геометрического размытия, учитывающая изменение размера проекции действительного фокусного пятна по всей поверхности детектора. Демонстрируется повышение качества изображения при использовании разработанной методики.

Приведён обзор различных алгоритмов и методов реконструкции трёхмерных томографических изображений. Приводится описание основных отличий в алгоритмах, их преимущества и недостатки.

На основе имеющихся алгоритмов разработан итерационный модифицированный метод наименьших квадратов, позволяющий с достаточной высокой точностью проводить операцию реконструкции. Приводится демонстрация работы алгоритма на модельных данных.

Приведён обзор основных факторов приводящих к ухудшению качества изображений.

Приведены основные методики позволяющие учесть такие факторы как ужесточение спектра излучения, рассеянное излучение, металлические объекты в объёме сканирования, геометрические смещения.

Описана разработанная методика оценки геометрических смещений детектора и рентгеновской трубки в процессе вращения гантри.

За счет реализации итерационного алгоритма реконструкции разработана методика коррекции артефактов вызванных не только наличием металлических объектов, но и учитывающая любые резкие изменения плотностей сред.

Разработанные алгоритмы и методики повышения качества изображений введены в эксплуатацию на разрабатываемом комплексе дистанционной лучевой терапии Ониск. Так же полученные результаты будут использоваться при создании комплекса нейтронной терапии на базе нейтронного генератора.

Пользуясь случаем, автор выражает благодарность и искреннюю признательность своему научному руководителю Смирнову В.П. за оказанную помощь на всех стадиях выполнения диссертации.

Также хотелось бы выразить слова благодарности всем сотрудникам АО «НИИТФА» принимавших участие в создании медицинского конусно-лучевого томографа, в особенности Полихову С.А. за поддержку и колоссальное доверие.

Помимо этого нельзя не упомянуть Авакяна А.К., Еланчика А.А и Коровкина Д.Ю. вместе с которыми была разработана и изготовлена экспериментальная установка, на которой были проведены практически все эксперименты и отработаны различные методики.

Отдельно хотелось бы поблагодарить коллег медицинских физиков Крылову Т.А, Дергачеву И.Л., Моисеева А.Н. за ценный опыт и знания, полученные в ходе совместных обсуждений.

Также хотелось бы поблагодарить коллег из ООО «МИРП-Интеллектуальные Системы», в особенности Скрибцова П.В, Червоненкиса М.А., Сосновской А.А. за существенный вклад в создание алгоритмов реконструкции.

Автор также выражает слова благодарности и поддержки всем сотрудникам Проектного Офиса №4 АО «НИИТФА», принимавших активное участие в создании комплексов лучевой терапии.

В заключение хотелось бы выразить слова благодарности родным и близким, которые всегда были рядом, поддерживали и всецело помогали в выполнении данной.

Список сокращений и условных обозначений

ЛТКИ	Лучевая Терапия Под Контролем По Изображениям
КТ	Компьютерная Томография
МРТ	Магнитно-Резонансная Томография
СП	Система Дозиметрического Планирования
МВ	Мегавольтная Визуализация или Визуализация в Мегавольтном Пучке
EPID	Electronic Portal Imaging Device
3DCRT	3D-Конформная Лучевая Терапия
IMRT	Intensity-Modulated Radiation Therapy, Лучевая Терапия с Модуляцией Интенсивности
DRR	Digitally Reconstructed Radiograph, Цифровое Реконструированное Изображение
OBI	On-Board Imaging
XVI	X-Ray Volume Imaging
ППД	Плоскопанельный Детектор Рентгеновского Излучения
ОС	Остаточный Сигнал
ИПФ	Импульсная Переходная Функция
ЧКХ	Частотно-Контрастная Характеристика
ФРТ	Функция Рассеяния Точки
ТПР	Тест-Объекта Пространственного Разрешения
ART	Algebraic Reconstruction Technique
SART	Simultaneous ART
MLEM	Maximum Likelihood-Expectation Maximization
SAGE	Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization Algorithm
GCA	Grouped-Coordinate Ascent Algorithm
OSEM	Ordered Subsets-Expectation Maximization
PSCD	Paraboloidal Surrogates Coordinate Descent
СЛАУ	Система Линейных Алгебраических Уравнений
SIRT	Simultaneous Iterative Reconstruction Technique
ILST	Iterative Least-Squares Technique
ISRA	Image Space Reconstruction Algorithm
SNR	Signal-To-Noise Ratio
MAR	Metal Artifact Reduction

Список литературы.

1. Newhauser, W.D., de Gonzalez, A.B., Schulte, R., Lee, C. A Review of Radiotherapy-Induced Late Effects Research after Advanced Technology Treatments // *Front Oncol.* 2016. N 6. P. 1-11. doi.org/10.3389/fonc.2016.00013.
2. Cancer incidence and mortality worldwide: Sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012 / Jacques Ferlay, Isabelle Soerjomataram, Rajesh Dikshit, Sultan Eser, Colin Mathers, Marise Rebelo, Donald Maxwell Parkin, David Forman and Freddie Bray // *Int. J. Cancer.* 2015. 136, E359–E386. doi:10.1002/ijc.29210
3. Хмелевский Е.В., Каприн А.Д. Состояние радиотерапевтической службы России: сравнительный анализ и перспективы развития // *Онкология. Журнал им. П.А. Герцена.* 2017. № 4. С. 38-41. doi:10.17116/onkolog20176438-41
4. Хмелевский Е.В. Потребность в протонной лучевой терапии в России к 2010 году // *Вопросы онкологии.* 2009. Т. 55. № 4. С. 430-432.
5. Borrás J.M., Barton M., Grau C., Corral J., Verhoeven R., Lemmens V., et al. The impact of cancer incidence and stage on optimal utilization of radiotherapy: Methodology of a population based analysis by the ESTRO-HERO project // *Radiotherapy and Oncology.* 2015. 116(1). P. 38-44. doi:10.1016/j.radonc.2015.04.021
6. Baskar, R., Lee, K.A., Yeo, R., Yeoh, K.-W. Cancer and Radiation Therapy: Current Advances and Future Directions // *International Journal of Medical Sciences.* 2012. 9(3). P. 193–199. doi:10.7150/ijms.3635
7. Chen, H.H.W., Kuo, M.T. Improving radiotherapy in cancer treatment: Promises and challenges // *Oncotarget.* 2017. 8(37). P. 62742-62758. doi:10.18632/oncotarget.18409
8. Baumann, M., Krause, M., Overgaard, J., Debus, J., Bentzen, S.M., Daartz, J., Bortfeld, T. Radiation oncology in the era of precision medicine // *Nature Reviews Cancer.* 2016. 16(4). P. 234–249. doi:10.1038/nrc.2016.18
9. Le, Q.-T., Shirato, H., Giaccia, A.J., Koong, A.C. Emerging Treatment Paradigms in Radiation Oncology // *Clinical Cancer Research.* 2015. 21(15). P. 3393–3401. doi:10.1158/1078-0432.ccr-14-1191

10. Mohan R. Field Shaping for Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy and Multileaf Collimation // *Semin. Radiat. Oncol.* 1995. Apr. 5(2). P. 86-99. doi:10.1054/SRAO00500086

11. Milano, M.T., Katz, A.W., Zhang, H., Okunieff, P. Oligometastases Treated With Stereotactic Body Radiotherapy: Long-Term Follow-Up of Prospective Study // *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* 2012. Vol. 83. No. 3. P. 878-886. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.08.036

12. Schwartz, D.L., Garden, A.S., Thomas, J., Chen, Y., Zhang, Y., Lewin, J., Dong, L. Adaptive Radiotherapy for Head-and-Neck Cancer: Initial Clinical Outcomes From a Prospective Trial // *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* 2012. Vol. 83. No. 3. P. 986–993. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.08.017

13. Лущик А.В., Карпейкин А.А. Лучевая терапия с визуальным контролем мишени (IGRT) // Сахаровские чтения 2018 года. Экологические проблемы XXI века: Материалы 18-й Международ. науч. конф. Минск, 17-18 мая 2018 г. С. 223-224.

14. Nabavizadeh, N., Elliott, D.A., Chen, Y., Kusano, A.S., Mitin, T., Thomas, C.R., Holland, J.M. Image Guided Radiation Therapy (IGRT) Practice Patterns and IGRT's Impact on Workflow and Treatment Planning: Results from a National Survey of American Society for Radiation Oncology Members // *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* 2016. Vol. 94. No. 4. P. 850–857. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.09.035

15. The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization: Report of AAPM Task Group 104. - American Association of Physicists in Medicine, 2009. – 72 p.

16. Деньгина Н.В. Основы лучевой терапии злокачественных новообразований: учеб.-метод. пособие для врачей и студентов / Н.В. Деньгина, В.В. Родионов. – Ульяновск : УлГУ, 2013. – 87 с.

17. Goyal, S., Kataria, T. Image Guidance in Radiation Therapy: Techniques and Applications // *Radiology Research and Practice.* 2014. P. 1–10. doi:10.1155/2014/705604

18. Kim, H., Brandner, E., Saiful, M., Beriwal, S. Clinical Application of Ultrasound Imaging in Radiation Therapy // Ultrasound Imaging - Medical Applications. 2011, August 23rd. doi:10.5772/19245
19. Наркевич Б.Я., Ратнер Т.Г., Моисеев А.Н. Разработка краткого словаря терминов по медицинской физике и медицинской радиологии // Медицинская физика. 2018. № 2. С. 78-89.
20. Быстров Ю.А., Иванов С.А. Ускорительная техника и рентгеновские приборы: Учебник для вузов. - М.: Высш. шк., 1983. - 177 с.
21. ГОСТ Р МЭК 60050-881-2008. Международный электротехнический словарь. Глава 881. Радиология и радиологическая физика. – М.: Стандартинформ, 2009.
22. Денискин Ю.Д., Чижунова Ю.А. Рентгеновские диагностические трубки и их тепловые режимы. - М.: Энергия, 1970. - С. 39.
23. Денискин Ю.Д., Чижунова Ю.А. Медицинские рентгеновские трубки и излучатели. - М.: Энергоатомиздат, 1984. - С. 32.
24. Graham, S.A., Moseley, D.J., Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A. Compensators for dose and scatter management in cone-beam computed tomography // Medical Physics. 2007. 34(7). P. 2691–2703. doi:10.1118/1.2740466
25. Ding, G.X., Duggan, D.M., Coffey, C.W. Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy // Physics in Medicine and Biology. 2007. 52(6). P. 1595–1615. doi:10.1088/0031-9155/52/6/004
26. Mail, N., Moseley, D.J., Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A. The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality // Medical Physics. 2008. 36(1). P. 22–32. doi:10.1118/1.3017470
27. Menser, B., Wiegert, J., Wiesner, S., Bertram, M. Use of beam shapers for cone-beam CT with off-centered flat detector // Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, edited by Ehsan Samei, Norbert J. Pelc. Proc. of SPIE. 2010. Vol. 7622. 762233. doi:10.1117/12.844437
28. Seibert J.A. Flat-panel detectors: how much better are they? // Pediatric radiology. 2006. Vol. 36. №. 2. P. 173.

29. Nickoloff E.L. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: physics of flat-panel fluoroscopy systems: survey of modern fluoroscopy imaging: flat-panel detectors versus image intensifiers and more // *Radiographics*. 2011. Vol. 31. №. 2. P. 591-602.
30. Майоров А.А. Цифровые технологии в радиационном контроле // *Сфера Нефтегаз*. 2009. № 9. С. 26-37.
31. Zhao W., Ristic G., Rowlands J.A. X-ray imaging performance of structured cesium iodide scintillators // *Medical physics*. 2004. Vol. 31. №. 9. P. 2594-2605.
32. Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of x-ray scatter // *Medical Physics*. 2001. 28(2). P. 220–231. doi:10.1118/1.1339879
33. Siewerdsen, J.H., Moseley, D.J., Bakhtiar, B., Richard, S., Jaffray, D.A. The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flat-panel detectors // *Medical Physics*. 2001. 31(12). P. 3506–3520. doi:10.1118/1.1819789
34. Alexeev, T., Kavanagh, B., Miften, M., Altunbas, C. Two-dimensional antiscatter grid: A novel scatter rejection device for Cone-beam computed tomography // *Medical Physics*. 2018. 45(2). P. 529–534. doi:10.1002/mp.12724
35. Stankovic, U., Ploeger, L.S., van Herk, M., Sonke, J.-J. Optimal combination of anti-scatter grids and software correction for CBCT imaging // *Medical Physics*. 2017. 44(9). P. 4437–4451. doi:10.1002/mp.12385
36. Физика визуализации изображений в медицине / Уэбб С., Дане Д., Эванс С., Суинделл В.; Под редакцией С. Уэбба. - Том 1. - М.: Мир, 1991.
37. Jeffrey A. Fessler, Edward P. Ficaró, Neal H. Clinthorne, Kenneth Lange. Grouped Coordinate Ascent Algorithms for Penalized-Likelihood Transmission Image Reconstruction // *Transactions on Medical Imaging*. 1997, April. Vol. 16. N. 2.
38. Бузмаков А.В. Рентгеновская микротомография с использованием увеличивающих рентгенооптических элементов: автореф. дисс. на соиск. ученой степ. канд. физ.- матем. наук / МГУ им. М.В. Ломоносова, 2009.

39. Разработка комплекса лучевой терапии на основе линейного ускорителя электронов энергией 6 МэВ и конусно-лучевого компьютерного томографа / И. И. Родько, Г. А. Сарычев, П. В. Балакирев, ..., **Т. К. Лобжанидзе** [и др.] // Атомная энергия. – 2018. – Т. 125. – № 5. – С. 292-296.

40. Разработка комплекса лучевой терапии на основе линейного ускорителя электронов 6 МэВ / И. И. Родько, Г. А. Сарычев, П. В. Балакирев,, **Т. К. Лобжанидзе** [и др.] // Медицинская физика. – 2019. – № 2(82). – С. 130-131.

41. Экспериментальная установка конусно-лучевого компьютерного томографа для медицинских систем рентгеновской визуализации / А. К. Авакян, И. Л. Дергачева, А. А. Еланчик, ..., **Т. К. Лобжанидзе** [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 2020. – № 1. – С. 159-160. – DOI 10.31857/S0032816219060181.

42. Цифровые плоскопанельные детекторы в медицинских системах визуализации / А. К. Авакян, И. Н. Завестовская, **Т. К. Лобжанидзе** [и др.] // Краткие сообщения по физике ФИАН. – 2018. – Т. 45. – № 11. – С. 43-49.

Переводная версия: Digital Flat Panel Detectors In Medical Imaging Systems Avakyan A.K., **Lobzhanidze T.K.**, Polikhov S.A., Smirnov V.P., Zvestovskaya I.N. Bulletin of the Lebedev Physics Institute. 2018. T. 45. № 11. C. 356-359.

43. Xiang, Q., Wang, J., & Cai, Y. A geometric calibration method for cone beam CT system: Eighth International Conference on Digital Image Processing (ICDIP 2016) // Proc. of SPIE. China, 2016. Vol. 10033. doi:10.1117/12.2244579

44. Авакян К.А. Разработка модуля рентгеновской визуализации системы лучевой терапии с контролем по изображениям: Расчетно-пояснительная записка к выпускной квалификационной работе / МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2019.

45. Walz-Flannigan, A.I., Brossoit, K.J., Magnuson, D.J., Schueler, B.A. Pictorial Review of Digital Radiography Artifacts // RadioGraphics. 2018. 38(3). P. 833–846. doi:10.1148/rg.2018170038

46. Artifacts in Digital Radiography / Alisa Walz-Flannigan, Dayne Magnuson, Daniel Erickson, Beth Schueler // American Journal of Roentgenology. 2012. Vol. 198. N. 1. P. 156-161. doi:10.2214/AJR.11.7237

47. Dynamic intensity normalization using eigen flat fields in X-ray imaging / Van Nieuwenhove V. et al. // Optics express. 2015. Vol. 23. №. 21. P. 27975-27989.

47. Dynamic intensity normalization using eigen flat fields in X-ray imaging / Van Nieuwenhove V. et al. // Optics express. 2015. Vol. 23. №. 21. P. 27975-27989.

48. Moy J. P., Bosset B. How does real offset and gain correction affect the DQE in images from x-ray flat detectors? // Medical Imaging 1999: Physics of Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics. 1999. Vol. 3659. P. 90-98.

49. AN03: Guide to Image Quality and Pixel Correction Methods, Rad-Icon Imag. Corp., Sunnyvale, CA. 2000. Application Note. - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.rad-icon.de/Radicon_AN03.pdf

50. Overdick M., Solf T., Wischmann H.A. Temporal artifacts in flat dynamic x-ray detectors // Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics. 2001. Vol. 4320. P. 47-59.

51. Topfer K., Scott R.T., De Hority J.W. Dark correction for digital X-ray detector : patent 7832928 USA. 2010.

52. Starman J. Lag correction in amorphous silicon flat-panel x-ray computed tomography // PHD thesis. Stanford University. 2011.

53. Di Sopra L. Geometric Misalignment Calibration and Detector Lag Effect Artifact Correction in a Cone-Beam Flat Panel micro-CT System for Small Animal Imaging // Master's thesis. KTH, School of Technology and Health. 2015.

54. Hsieh J. Analysis of the temporal response of computed tomography fluoroscopy // Medical physics. 1997. Vol. 24. № 5. P. 665-675.

55. Rosas S.F.P. Lag correction for Cone-Beam CT // Master's thesis. Tecnico Lisboa. 2016.

56. Sato H. et al. Evaluation of image lag in a flat-panel, detector-equipped cardiovascular X-ray machine using a newly developed dynamic phantom // Journal of applied clinical medical physics. 2015. Vol. 16. № 2. P. 366-375.

57. Shaw C.C. (ed.). Cone beam computed tomography. - Taylor & Francis, 2014. P. 9-19.

58. Ключев В.В., Соснин Ф.Р., Аертс В. Рентгенотехника: Справочник. В 2-х кн. Кн. 1 / Под общ. ред. В.В. Ключева. - 2-е изд. - М.: Машиностроение, 1992. С. 9.

59. Способ определения передаточных характеристик пикселей плоскопанельного детектора: пат. 2690105 Россия / **Лобжанидзе Т.К.**, Полихов С.А., Авакян А.К.; №: 2018137860; заявл. 26.10.2018; опубл. 30.05.2019.

60. Учет остаточного сигнала плоскопанельного детектора в системе конусно-лучевой компьютерной томографии / А. К. Авакян, И. Л. Дергачева, А. А. Еланчик, ..., **Лобжанидзе Т.К.** [и др.] // Медицинская техника. – 2020. – № 3(321). – С. 17-21.

Переводная версия: Investigation Of The Lag Effect In X-Ray Flat-Panel Detector For Cone-Beam Computed Tomography Avakyan A.K., Dergacheva I.L., Elanchik A.A., Krylova T.A., **Lobzhanidze T.K.**, Polikhov S.A., Smirnov V.P. Biomedical Engineering. 2020. T. 54. № 3. С. 179-183.

61. Shafiei S.A., Hasanzadeh H., Shafiei S.A. A simple calculation method for determination of equivalent square field // Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India. 2012. Vol. 37. №. 2. С. 107.

62. Buzug, T.M. Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. - Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2011. P. 403-459.

63. Gonzalez R.C., Woods R.E. Digital Image Processing. - 3rd edition. - Prentice Hall, 2007. P. 224-231.

64. Russo P. Handbook of X-ray imaging: physics and technology. - CRC Press, 2017. P. 713-748.

65. Tilley II S., Siewerdsen J.H., Stayman J.W. Model-based iterative reconstruction for flat-panel cone-beam CT with focal spot blur, detector blur, and correlated noise // Physics in Medicine & Biology. 2015. Vol. 61. № 1. P. 296.

66. Samei E. Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods // Advances in digital radiography: RSNA. 2003. P. 37-47.

67. Chae, Kum Ju, et al. Application of deconvolution algorithm of point spread function in improving image quality: an observer preference study on chest radiography // Korean journal of radiology. 2018. Vol. 18. № 1. P. 147-152.

68. Lanca L., Silva A. Digital imaging systems for plain radiography // Springer Science & Business Media. 2012. P. 109-136. DOI: 10.1007/978-1-4614-5067-2
69. IEC 60336:2005. Medical Electrical Equipment - X-Ray Tube Assemblies for Medical Diagnosis - Characteristics of Focal Spots: International Standard. 2005.
70. Curry T.S., Dowdey J.E., Murry R.C. Christensen's physics of diagnostic radiology. - Lippincott Williams and Wilkins, 1990. P. 219-235.
71. Katz M.C., Nickoloff E.L. Radiographic detail and variation of the nominal focal spot size: the "focal effect" // Radiographics. 1992. Vol. 12. № 4. P. 753-761.
72. Gorham S., Brennan P.C. Impact of focal spot size on radiologic image quality: a visual grading analysis // Radiography. 2010. Vol. 16. № 4. P. 304-313.
73. Косарина Е.И. и др. Измерение фокусного пятна рентгеновской трубки с помощью плоскопанельного детектора // Заводская лаборатория. Диагностика материалов. 2016. Т. 82. № 10. С. 29-32.
74. Jain A. et al. Focal spot measurements using a digital flat panel detector // Proc. of SPIE. Int. Soc. Opt. Eng. 2014. Vol. 9033. doi:10.1117/12.2043057.
75. Василенко Г. И. Теория восстановления сигналов: О редукции к идеальному прибору в физике и технике. - М.: Сов. радио, 1979. С. 19-32.
76. Методика определения функции рассеяния точки для цифровой радиографической системы / А. К. Авакян, И. Л. Дергачева, А. А. Еланчик, ..., **Т. К. Лобжанидзе** [и др.] // Атомная энергия. – 2019. – Т. 127. – № 5. – С. 280-284.
77. Bootsma, G.J., Verhaegen, F., Jaffray, D.A. The effects of compensator and imaging geometry on the distribution of x-ray scatter in CBCT // Medical Physics. 2011. 38(2). P. 897–914. doi:10.1118/1.3539575
78. Lo, J.Y., Floyd, C.E., Baker, J.A., Ravin, C.E. Scatter compensation in digital chest radiography using the posterior beam stop technique // Medical Physics. 1994. 21(3). P. 435–443. doi:10.1118/1.597388
79. Maher, K.P., Malone, J.F. Computerized scatter correction in diagnostic radiology // Contemporary Physics. 1997. 38(2). P. 131–148. doi:10.1080/001075197182469

80. Floyd, C.E., Baydush, A.H., Lo, J., Bowsher, J.E., Ravin, C.E. Bayesian Restoration of Chest Radiographs Scatter Compensation with Improved Signal-to-Noise Ratio // Investigative Radiology. 1994. 29(10). P. 904–910. doi:10.1097/00004424-199410000-00007

81. Floyd, C.E., Baydush, A.H., Lo, J., Bowsher, J.E., Ravin, C.E. Scatter Compensation for Digital Chest Radiography Using Maximum Likelihood Expectation Maximization // Investigative Radiology. 1993. 28(5). P. 427–433. doi:10.1097/00004424-199305000-00009

82. Seibert, J.A., Boone, J. M. X-ray scatter removal by deconvolution // Medical Physics. 1988. 15(4). P. 567–575. doi:10.1118/1.596208

83. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.

84. Терещенко С.А. Методы вычислительной томографии : Монография. - М.: Физматлит, 2004. – 320с.

85. Волегов Д.Б., Гусев В.В., Юрин Д.В. Обнаружение прямых линий на изображениях на основе преобразования Хартли. Быстрое преобразование Хафа // Труды 16-й Международ. конф. по компьютерной графике и зрению ГрафиКон-2006. – Новосибирск, Академгородок, 2006. С. 182-191.

86. Ингачева А.С., Прун В.Е., Чукалина М.В. Исследование влияния немонахроматичности пучка на точность восстановления томографических изображений: Труды 38-й конф.-школы ИППИ РАН «Информационные технологии и системы - 2014». - Н. Новгород: ИППИ РАН, 2014. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://itas2014.iitp.ru/pdf/1569983919.pdf>

87. Прун В.Е., Бузмаков А.В., Николаев Д.П., Чукалина М.В., Асадчиков В.Е. Вычислительно эффективный вариант алгебраического метода компьютерной томографии // Автоматика и телемеханика. 2013. № 10. С. 86-97.

88. Marcel Beister, Daniel Kolditz, Willi A. Kalender. Iterative reconstruction methods in X-ray CT // Physica Medica. 2012. Vol. 28(2). P. 94-108. doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.01.003

89. Наттерер Ф. Математические аспекты компьютерной томографии: Монография - М.: Мир, 1990. – 286 с.
90. Лихачев А.В. Томография по неполным и искажённым данным: автореф. дисс. на соиск. ученой степ. докт. техн. наук. – Новосибирск, 2011. - 36 с.
91. Лихачев А.В. Повышение контрастности малоракурсных томограмм, полученных алгебраическими алгоритмами реконструкции // Вычислительные технологии. 2009. Т. 14. № 3. С. 37-47.
92. Hongqing Zhu, Huazhong Shu, Limin Luo, Jian Zhou. PET Image Reconstruction Using a Modified Ordered Subsets and SAGE Algorithm / Department of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nangjing, China // Journal of Southeast University (English Edition). 2004, January. 21(3).
93. Jeffrey A. Fessler, Edward P. Ficaro, Neal H. Clinthorne, Kenneth Lange «Grouped Coordinate Ascent Algorithms for Penalized-Likelihood Transmission Image Reconstruction» Transactions On Medical Imaging, Vol. 16, No. 2, April 1997.
94. Hakan Erdogan. Statistical Image Reconstruction Algorithms Using Paraboloidal Surrogates for PET Transmission Scans: A dissertation Doc. Phil. // The University of Michigan. - 1999. – 365 p.
95. Кульчин Ю.Н., Денисов И.В., Панов А.В., Рыбальченко Н.А. Применение персептронов для нелинейной реконструктивной томографии // Проблемы управления. 2006. № 4. С. 59-63.
96. Prashant P. Jaju, Mayuri Jain, Ajita Singh, Akanksha Gupta. Artefacts in cone beam CT // Open Journal of Stomatology. 2013. Vol.3. N.5. P. 292-297. doi:10.4236/ojst.2013.35049.
97. Shilpa Syam et. al. Artifacts in Cone Beam Computed Tomography – A Retrospective study // J. Pharm. Sci. & Res. 2019. Vol. 11(5). P. 1914-1917.
98. Машкович В.П. Защита от ионизирующих излучений: Справочник. – 3-е изд., перераб. и доп. – М.: Энергоатомиздат, 1982. – 296 с.

99. Sucheta Mohapatra. Development and quantitative assessment of a beam hardening correction model for preclinical micro-CT: Theses and Dissertation // University of Iowa, 2012. – 91 p. doi:10.17077/etd.su5a92a8.
100. Pjontek, R., Önenköprülü, B., Scholz, B., Kyriakou, Y., Schubert, G.A., Nikoubashman, O., Brockmann, M.A. Metal artifact reduction for flat panel detector intravenous CT angiography in patients with intracranial metallic implants after endovascular and surgical treatment // *Journal of NeuroInterventional Surgery*. 2015. 8(8). P. 824–829. doi:10.1136/neurintsurg-2015-011787
101. Santoso, A.P., Song, K.H., Qin, Y., Gardner, S.J., Liu, C., Chetty, I.J., Wen, N. Evaluation of gantry speed on image quality and imaging dose for 4D cone-beam CT acquisition // *Radiation Oncology*. 2016. 11:98(1). doi:10.1186/s13014-016-0677-8
10.1186/s13014-016-0677-8
102. Altunbas, C., Lai, C.-J., Zhong, Y., Shaw, C.C. Reduction of ring artifacts in CBCT: Detection and correction of pixel gain variations in flat panel detectors // *Medical Physics*. 2014. 41(9). 091913. doi:10.1118/1.4893278
103. Rosas, Sara. Lag correction for Cone-Beam CT. Characterization and implementation of an exposure-dependent algorithm: Thesis to obtain the Master of Science Degree in Biomedical Technologies. – Publ. 2016. – 74 p.
104. Starman, Jared. Lag Correction in Amorphous Silicon Flat-Panel X-Ray Computed Tomography: A dissertation Doc. Phil. - Stanford University, 2011. - 129 p.
105. Elstrøm, U.V., Muren, L.P., Petersen, J.B. B., Grau, C. Evaluation of image quality for different kV cone-beam CT acquisition and reconstruction methods in the head and neck region // *Acta Oncologica*. 2011. 50(6). P. 908–917. doi:10.3109/0284186x.2011.590525
106. Kan, M.W.K., Leung, L.H.T., Wong, W., Lam, N. Radiation Dose from Cone Beam Computed Tomography for Image-Guided Radiation Therapy // *International Journal of Radiation Oncology Biology & Physics*. 2008. 70(1). P. 272–279. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.08.062

107. Garayoa, J., Castro, P. A study on image quality provided by a kilovoltage cone-beam computed tomography // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2013. 14(1). P. 239–257. doi:10.1120/jacmp.v14i1.3888
108. Yel, I., Booz, C., Albrecht, M.H., Gruber-Rouh, T., Polkowski, C., Jacobi, M., Kaltenbach, B. Optimization of image quality and radiation dose using different cone-beam CT exposure parameters // *European Journal of Radiology*. 2019. Vol. 116. P. 68–75. doi:10.1016/j.ejrad.2019.04.005
109. Roos, P.G., Colbeth, R.E., Mollov, I., Munro, P., Pavkovich, J., Seppi, E.J., Riem, H. Multiple-gain-ranging readout method to extend the dynamic range of amorphous silicon flat-panel imagers // *Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging*. Proc. of SPIE. 2004. Vol. 5368. P. 139-149. doi:10.1117/12.535471
110. Feldkamp, S.A. Goldstein, A.M. Parfitt, et al. The direct examination of three dimensional bone architecture in vitro by computed tomography // *J. Bone Miner. Res.* 1989. V. 4. P. 3–11.
111. Chen C.-Y., Chuang K.-S., Wu J., Lin H.-R., Li M.-J. Beam Hardening Correction for Computed Tomography Images Using a Postreconstruction Method and Equivalent Tissue Concept // *J. Digital Imaging*. 2001. Vol. 14. N 2. P. 54-61. doi:10.1053/jdim.2001.24174
112. Zhao, Y., Li, M. Iterative Beam Hardening Correction for Multi-Material Objects // *PLOS ONE*. 2015. 10(12). e0144607. doi:10.1371/journal.pone.0144607
113. Nakano, T., Nakashima, Y. Analytical expressions for the reconstructed image of a homogeneous cylindrical sample exhibiting a beam hardening artifact in X-ray computed tomography // *Journal of X-Ray Science and Technology*. 2018. 1–15. doi:10.3233/xst-18378
114. Zhao, W., Fu, G.-T., Sun, C.-L., Wang, Y.-F., Wei, C.-F., Cao, D.-Q., Yu, Z.-Q. Beam hardening correction for a cone-beam CT system and its effect on spatial resolution // *Chinese Physics C*. 2011. 35(10). P. 978–985. doi:10.1088/1674-1137/35/10/018

115. Kyriakou, Y., Meyer, E., Prell, D., Kachelrieß, M. Empirical beam hardening correction (EBHC) for CT // *Medical Physics*. 2010. 37(10). P. 5179–5187. doi:10.1118/1.3477088
116. Rodriguez-Granillo G.A., Carrascosa P., Cipriano S., De Zan M. et. al. Beam hardening artifact reduction using dual energy computed tomography: implications for myocardial perfusion studies // *Cardiovasc. Diagn. Ther.* 2015. 5(1). P. 79-85. doi: 10.3978/j.issn.2223-3652.2015.01.13
117. Shipli, M., Kabir, N. Beam Hardening Artifact and Image Noise in Single and Dual Energy Computed Tomography Applications // *Int. J. Advances in Chemical Engg., & Biological Sciences (IJACEBS)*. 2018. Vol. 5(1). P. 18-21. doi: 10.15242/IJACEBS.ER12172015
118. Rührnschopf, E.-P., Klingenberg, K. A general framework and review of scatter correction methods in x-ray cone-beam computerized tomography. Part 1: Scatter compensation approaches // *Medical Physics*. 2011. 38(7). P. 4296–4311. doi:10.1118/1.3599033
119. Schafer, S.,W. Stayman, J., Zbijewski, W., Schmidgunst, C., Kleinszig, G., H. Siewerdsen, J. Antiscatter grids in mobile C-arm cone-beam CT: Effect on image quality and dose // *Medical Physics*. 2011. 39(1). P. 153–159. doi:10.1118/1.3666947
120. Altunbas, C., Kavanagh, B., Alexeev, T., Miften, M. Transmission characteristics of a two dimensional antiscatter grid prototype for CBCT // *Medical Physics*. 2017. 44(8). P. 3952–3964. doi:10.1002/mp.12346
121. Stankovic, U., van Herk, M., Ploeger, L.S., Sonke, J.-J. Improved image quality of cone beam CT scans for radiotherapy image guidance using fiber-interspaced antiscatter grid // *Medical Physics*. 2014. 41. (6 Part 1). 061910. doi:10.1118/1.4875978
122. Wiegert, J., Bertram, M., Schaefer, D., Conrads, N., Timmer, J., Aach, T., Rose, G. Performance of standard fluoroscopy antiscatter grids in flat-detector-based cone-beam CT // *Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging. Proc. of SPIE*. 2004. Vol. 5368. P. 67-78. doi:10.1117/12.535387

123. Kyriakou, Y., Kalender, W. Efficiency of antiscatter grids for flat-detector CT // *Physics in Medicine and Biology*. 2007. 52(20). P. 6275–6293. doi:10.1088/0031-9155/52/20/013
124. Gjestebj, L., De Man, B., Jin, Y., Paganetti, H., Verburg, J., Giantsoudi, D., Wang, G. Metal Artifact Reduction in CT: Where Are We After Four Decades? // *IEEE Access*. 2016. Vol. 4. P. 5826–5849. doi:10.1109/access.2016.2608621
125. Webster, G.J., Rowbottom, C.G., Mackay, R.I. Evaluation of the impact of dental artefacts on intensity-modulated radiotherapy planning for the head and neck // *Radiotherapy and Oncology*. 2009. 93(3). P. 553–558. doi:10.1016/j.radonc.2009.10.006
126. Hsieh, J. Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise // *Medical Physics*. 1998. 25(11). P. 2139–2147. doi:10.1118/1.598410
127. Rangayyan, R.M., Gordon, R. Streak Preventive Image Reconstruction with ART and Adaptive Filtering // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1982. 1(3). P. 173–178. doi:10.1109/tmi.1982.4307569
128. Verburg, J.M., Seco, J. CT metal artifact reduction method correcting for beam hardening and missing projections // *Physics in Medicine and Biology*. 2012. 57(9). P. 2803–2818. doi:10.1088/0031-9155/57/9/2803
129. Meyer, E., Maas, C., Baer, M., Raupach, R., Schmidt, B., Kachelries, M. Empirical scatter correction (esc): A new CT scatter correction method and its application to metal artifact reduction // *IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference*. 2010. P. 2036-2041. doi:10.1109/nssmic.2010.5874134
130. De Man, B., Nuyts, J., Dupont, P., Marchal, G., Suetens, P. Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: a simulation study // *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 1999. 46(3). P. 691–696. doi:10.1109/23.775600
131. Soltanian-Zadeh, H., Windham, J. P., Soltanianzadeh, J. CT Artifact Correction: An Image Processing Approach // *Medical Imaging 1996: Image Processing*. SPIE. 1996. Vol. 2710. P. 477-481. doi:10.1117/12.237950

132. Kalender, W.A., Watzke, O. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images // *European Radiology*. 2004. 14(5). P. 849–856. doi:10.1007/s00330-004-2263-y
133. Mouton, A., Megherbi, N., Flitton, G.T., Bizot, S., Breckon, T.P. A novel intensity limiting approach to Metal Artefact Reduction in 3D CT baggage imagery // 19th IEEE International Conference on Image Processing. 2012. P. 2057–2060. doi:10.1109/icip.2012.6467295
134. Kyriakou, Y., Lapp, R.M., Hillebrand, L., Ertel, D., Kalender, W.A. Simultaneous misalignment correction for approximate circular cone-beam computed tomography // *Physics in Medicine and Biology*. 2008. 53(22). P. 6267–6289. doi:10.1088/0031-9155/53/22/001
135. Meng, Y., Gong, H., Yang, X. Online Geometric Calibration of Cone-Beam Computed Tomography for Arbitrary Imaging Objects // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2013. 32(2). P. 278–288. doi:10.1109/tmi.2012.2224360
136. Noo, F., Clackdoyle, R., Mennessier, C., White, T.A., Roney, T.J. Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography // *Physics in Medicine and Biology*. 2000. 45(11). P. 3489–3508. doi:10.1088/0031-9155/45/11/327
137. Wu, D., Li, L., Zhang, L., Xing, Y., Chen, Z., Xiao, Y. Geometric calibration of cone-beam CT with a flat-panel detector // *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. 2011. P. 2952–2955. doi:10.1109/nssmic.2011.6152527
138. Sun, Y., Hou, Y., Zhao, F., Hu, J. A calibration method for misaligned scanner geometry in cone-beam computed tomography // *NDT & E International*. 2006. 39(6). P. 499–513. doi:10.1016/j.ndteint.2006.03.002
139. Von Smekal, L., Kachelrieß, M., Stepina, E., Kalender, W.A. Geometric misalignment and calibration in cone-beam tomography // *Medical Physics*. 2004. 31(12). P. 3242–3266. doi:10.1118/1.1803792

140. Sawall, S., Knaup, M., Kachelrieß, M. A robust geometry estimation method for spiral, sequential and circular cone-beam micro-CT // *Medical Physics*. 2012. 39(9). P. 5384–5392. doi:10.1118/1.4739506

141. Silver, M.D., Sen, A., Oishi, S. Determination and correction of the wobble of a C-arm gantry // *Medical Imaging 2000: Image Processing*. Proc. of SPIE. 2000. Vol. 3979. P. 1459-1468. doi:10.1117/12.387658.

142. Strobel, N.K., Heigl, B., Brunner, T.M., Schuetz, O., Mitschke, M.M., Wiesent, K., Mertelmeier, T. Improving 3D image quality of x-ray C-arm imaging systems by using properly designed pose determination systems for calibrating the projection geometry // *Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging*. Proc. of SPIE. 2003. Vol. 5030. P. 943-954. doi:10.1117/12.479945.

143. Li, X., Zhang, D., Liu, B. A generic geometric calibration method for tomographic imaging systems with flat-panel detectors-A detailed implementation guide // *Medical Physics*. 2010. 37 (7 Part 1). P. 3844–3854. doi:10.1118/1.3431996.

144. Xu, M., Zhang, C., Liu, X., Li, D. Direct determination of cone-beam geometric parameters using the helical phantom // *Physics in Medicine and Biology*. 2014. 59(19). P. 5667–5690. doi:10.1088/0031-9155/59/19/5667.

145. Zhao, J., Hu, X., Zou, J., Hu, X. Geometric Parameters Estimation and Calibration in Cone-Beam Micro-CT // *Sensors*. 2015. 15(9). P. 22811–22825. doi:10.3390/s15092281.

146. Mennessier, C., Clackdoyle, R., Noo, F. Direct determination of geometric alignment parameters for cone-beam scanners // *Physics in Medicine and Biology*. 2009. 54(6). P. 1633–1660. doi:10.1088/0031-9155/54/6/016.

147. Cho, Y., Moseley, D.J., Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A. Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems // *Medical Physics*. 2005. 32(4). P. 968–983. doi:10.1118/1.1869652.

148. Yang, H., Kang, K., Xing, Y. Geometry calibration method for a cone-beam CT system // *Medical Physics*. 2017. 44(5). P. 1692–1706. doi:10.1002/mp.12163.

149. Jacobson, M.W., Ketcha, M., Uneri, A., Goerres, J., De Silva, T., Reaungamornrat, S., Siewerdsen, J.H. Geometric calibration using line fiducials for

cone-beam CT with general, non-circular source-detector trajectories // Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging. Proc. of SPIE. 2017. Vol. 10132. 1013201. doi:10.1117/12.2255724.