

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования

«Национальный исследовательский Томский политехнический университет»

На правах рукописи

ЧЖУН ЯН

**РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ ДЛЯ
РАДИОГРАФИЧЕСКИХ И ТОМОГРАФИЧЕСКИХ СИСТЕМ
НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ**

Специальность 05.11.13 – Приборы и методы контроля природной среды,
веществ, материалов и изделий

Диссертация на соискание учёной степени

кандидата технических наук

Научный руководитель:

кандидат физико-математических наук,

Чахлов Сергей Владимирович

Томск – 2019

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. СИСТЕМЫ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИИ И ТОМОГРАФИИ ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ И АЛГОРИТМЫ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ	11
1.1. Системы цифровой радиографии и томографии для неразрушающего контроля.....	11
1.2. Цифровая обработка рентгеновских изображений.....	15
1.2.1. Введение.....	15
1.2.2. Общая процедура обработки	15
1.2.3. Оцифровка и форматы изображений	16
1.2.4. Гистограмма изображения.....	17
1.2.5. Lookup-таблица и повышение контраста	17
1.2.6. Удаление фона	20
1.2.7. Усреднение кадров.....	22
1.2.8. Калибровка изображений по черному, белому и опорному каналу (фону).....	22
1.2.9. Геометрические преобразования.....	24
1.2.10. Сшивание изображения	27
1.2.11. Фильтрация изображений	28
1.2.12. Обнаружение трещин	32
1.2.13. Сегментация.....	34
1.2.14. Изображение дуальной энергии.....	37
1.3. Методы обработки данных в томографических системах неразрушающего контроля для небольшого числа рентгеновских проекций	41
1.4. Выводы по главе 1	44
ГЛАВА 2. АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОЙ СШИВКИ ЦИФРОВОГО ПАНОРАМНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ СВАРНОГО ШВА ИЗ ОТДЕЛЬНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ	46
2.1. Постановка задачи радиографии сварного шва.....	46
2.2. Алгоритм автоматической сшивки панорамного изображения.....	46
2.3. Алгоритм.....	48
2.3.1. Определение угла поворота кадра.....	48
2.3.2. Выравнивание яркости кадров	50
2.3.3. Попиксельное совмещение кадров	52
2.3.4. Альфа смешивание яркости в области перекрытия.....	54
2.4. Результаты численных расчетов.....	55
2.5. Выводы по главе 2	57
ГЛАВА 3. АЛГОРИТМЫ РЕКОНСТРУКЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ С НЕБОЛЬШИМ ЧИСЛОМ ПРОЕКЦИЙ ...	59
3.1. Постановка задачи рентгеновской томографии.....	59
3.2. Алгоритмы томографической реконструкции	61
3.3. Алгоритм адаптивной итерационной реконструкции на основе синограмм для небольшого числа рентгеновских проекций.....	62
3.3.1. Адаптивная итерационная реконструкция	64
3.3.2. Результаты, полученные с помощью предлагаемой адаптивной итерационной реконструкции.....	69
3.3.3. Оптимизации.....	72
3.4. Алгоритм быстрой коррекции аналитической реконструкции для небольшого числа рентгеновских проекций	74
3.4.1. Фильтрованная обратная проекция.....	76

3.4.2. Рандомизированная итерационная реконструкция	77
3.4.3. Результаты коррекции	82
3.4.4. Тестирование рандомизированной итерационной реконструкции	84
3.4.5. Генерация непересекающихся рентгеновских лучей	84
3.5. Выводы по главе 3	85
ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ.....	87
4.1. Постановка задачи контроля стальных отливок большой толщины	87
4.2. Экспериментальная установка – инспекционно-досмотровый комплекс	88
4.3. Результаты по радиографии.....	91
4.4. Анализ экспериментальных результатов.....	99
4.5. Выводы по главе 4	104
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	105
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	107
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	108
ПРИЛОЖЕНИЕ А. «АЛГОРИТМ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЯ ДЛЯ ВЫСОКОСКОРОСТНОГО ВЫЧИСЛЕНИЯ СРЕДНЕАРИФМЕТИЧЕСКОГО СРЕДНЕГО В ФИЛЬТРАХ СКОльзяЩЕГО ОКНА».....	128
ПРИЛОЖЕНИЕ Б. «АЛГОРИТМ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЯ ДЛЯ ВЫРАВНИВАНИЯ ФОНА И ПОДЧЕРКИВАНИЯ ДЕФЕКТОВ»	129
ПРИЛОЖЕНИЕ В. АКТ ВНЕДРЕНИЯ В УЧЕБНЫЙ ПРОЦЕСС ТПУ	130
ПРИЛОЖЕНИЕ Г. АКТ ВНЕДРЕНИЯ В ПРОИЗВОДСТВЕННЫЙ ПРОЦЕСС	131

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования. Среди методов неразрушающего контроля, применяемых в промышленности, особенно на ответственных и опасных объектах, радиография и томография занимают лидирующее положение. В последние годы наиболее активно развиваются системы цифровой радиографии и томографии (ЦРиТ), основанные на новых методах обработки данных, которые позволяют получить лучшее изображение и ускорить скорость реконструкции.

Развитие систем ЦРиТ на основе применения новых методов обработки данных показало, что эффективность применения тех или иных методов обработки данных зависит от решения конкретных практических задач и технических характеристик самих систем ЦРиТ.

Особенность систем ЦРиТ для неразрушающего контроля состоит в том, что их информативность в большой степени зависит от глубины и точности применяемой математической теории и соответствующего алгоритма реконструкции. В последние 10-20 лет алгоритмы реконструкции играют доминирующую роль в процессе развития томографии благодаря быстрому развитию мощных компьютеров. В связи с этим разработка более эффективных алгоритмов реконструкции стала важной задачей для современных систем неразрушающего контроля.

Степень разработанности темы исследования.

Исследованию систем ЦРиТ для неразрушающего контроля, посвящены работы Pratt W.K., Feldkamp L.A., Ewert U., Mery D., Ключева В.В., Соснина Ф.Р., Williams С., Вайнберга Э.И., Венгриновича Б.Л., Казанцева И.В., Терещенко С.А.,

Усачева Е.Ю., Капранова Б.И. и др.

Исследованию алгоритма сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных снимков, посвящены работы Бархатов А.Ф., Mahan S., Farokhi F., Чеховский Д.В., Цудиков М.Б., Панков В. В. и др.

Исследованию алгоритмов томографической реконструкции изображений с небольшим числом проекций, посвящены работы Mota J.F.C., Xavier J.M.F., Boyd S., Becker S., Bobin J., Candes E.J., Figueiredo M., Wang L.Y., Liang Z.R., Венгриновича Б.Л., Золотарева С.А., Митина А.Г., Карих В.П. и др.

Интенсивное строительство новых газопроводов и применение крупногабаритных / структурно-сложных изделий требуют контроля большого количества сварных швов и стальных отливок большой толщины, что вызвало интерес к разработке новых высокопроизводительных и эффективных систем ЦРиТ. В процессе разработки новых систем ЦРиТ, **актуальной** является задача разработки алгоритма автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков и алгоритмов томографической реконструкции с небольшим числом проекций.

Объект исследования. Алгоритм автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков и алгоритмы томографической реконструкции.

Предмет исследования. Системы цифровой радиографии и томографии для неразрушающего контроля.

Целью исследования является разработка алгоритма автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских

снимков и алгоритмов томографической реконструкции с небольшим числом проекций для систем ЦРиТ.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие **задачи**:

1. провести анализ существующих систем ЦРиТ для неразрушающего контроля и алгоритмов обработки данных;
2. разработать алгоритм автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков;
3. разработать алгоритмы томографической реконструкции с небольшим числом проекций;
4. экспериментально оценить возможность применения бетатронов в качестве источника и линейки рентгеновских детекторов различного типа для контроля крупногабаритных литых изделий.

Обоснование структуры работы:

Структура диссертации соответствует порядку решения поставленных задач.

Во введении обоснована актуальность темы, сформулированы цель и задачи исследований, изложены научная новизна и практическая значимость полученных результатов, дана общая характеристика выполненной работы.

В первой главе проведен анализ существующих систем ЦРиТ для неразрушающего контроля и алгоритмов обработки данных, полученных этими системами.

Во второй главе представлен алгоритм автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков. Показано применение разработанного алгоритма для снимков реального сварного

шва. Проведено сравнение качества панорамного изображения, полученного разработанным алгоритмом с панорамным изображением, полученным другим алгоритмом. Также приведен псевдо- код реализации алгоритма.

В третье главе представлены два новых итерационных алгоритма рентгеновской томографии. Показаны результаты применения разработанных алгоритмов. Проведено сравнение качества реконструкции разработанными алгоритмами и алгоритмами других авторов.

В четвертой главе проводится исследование возможности использования бетатронов в качестве источника и линейки рентгеновских детекторов различного типа для контроля крупногабаритных литых изделий.

В заключении формулируются основные результаты и выводы, полученные в ходе проведенных исследований.

Научная новизна работы заключается в следующем:

1. Разработан алгоритм автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков.
2. Разработаны два итерационных алгоритма томографической реконструкции для небольшого числа проекций.

Практическая значимость работы состоит в том, что полученные в результате диссертационных исследований: 1) алгоритм автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков, реализованный в работающей системе неразрушающего контроля, действительно улучшает качество изображения, облегчает анализ и помогает быстро найти дефекты; 2) разработанные алгоритмы томографической

реконструкции помогают с меньшими затратами получить те же качественные томограммы при использовании небольшого числа проекций, что и широко применяемые алгоритмы.

Методы исследования. При решении поставленных задач использованы: методы вычислительной линейной алгебры; методы теории оптимизации; методы цифровой обработки изображений.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Алгоритм автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков.
2. Алгоритм адаптивной итерационной реконструкции на основе синограмм для небольшого числа рентгеновских проекций.
3. Алгоритм быстрой коррекции аналитической реконструкции для небольшого числа рентгеновских проекций.

Достоверность полученных в работе результатов обеспечивается систематическим характером исследования, воспроизводимостью полученных результатов, сравнением с результатами других авторов, использованием сертифицированного программного обеспечения.

Реализация результатов работы. Алгоритм автоматической сшивки кадров в панорамное изображение, реализованный в виде DLL библиотеки используется программой управления рентгеновским сканером сварных швов трубопроводов в рамках выполнения хоздоговорной работы с ОАО «Газпром Трансгаз Томск». На алгоритм сшивки оформлено свидетельство «Ноу-хау» ТПУ.

Публикации и апробация работы:

Результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на следующих международных и всероссийских конференциях:

1. The First Talented Young Scholars Forum of China Three Gorges University, Yichang, China, 2018;

2. The 2-nd Haiyou Talented Young Scholars Forum, Shandong Jianzhu University, Jinan, China, 2018;

3. Jinwei Talented Young Scholars Forum, Xi'an Polytechnic University, Xi'an, China, 2018;

4. VI Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее», Томск, 2017;

5. Международная конференция по инновациям в неразрушающем контроле SibTest, Новосибирск, 2017;

6. V Международный молодежный Форум "ИНЖЕНЕРИЯ ДЛЯ ОСВОЕНИЯ КОСМОСА", Томск, 2017;

7. SPIE/COS Photonics Asia, Beijing, China, 2016;

8. V Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее», Томск, 2016.

Результаты работы опубликованы в 14 печатных работах, из которых 2 статьи в изданиях, включенных в список ВАК, 7 статей индексируются в базе данных Scopus, а также в 5 тезисах докладов на международных и всероссийских конференциях.

Личный вклад автора в решение поставленных задач состоит:

– в написании литературного обзора по теме диссертации, постановке задач диссертации, проведении экспериментов, обработке полученных результатов, формулировке выводов и положений, выносимых на защиту, подготовке публикаций.

– в разработке новых алгоритмов для сшивки кадров и томографической реконструкции.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, 4 глав, заключения и списка используемой литературы, содержащего 164 источника и 4 приложений. Общий объем диссертации составляет 130 страниц и включает 56 рисунков, 3 таблицы и 33 формулы.

Благодарности.

Автор выражает огромную благодарность своему руководителю Чахлову С.В. за руководство в написании диссертационной работы и проведение научной работы, также особенную благодарность Осипову С.П., Капранову Б.И., Батранину А.В. за помощь в работе над диссертацией, а также своим соавторам за работу над публикациями.

ГЛАВА 1. СИСТЕМЫ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИИ И ТОМОГРАФИИ ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ И АЛГОРИТМЫ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ

1.1. Системы цифровой радиографии и томографии для неразрушающего контроля

Современное состояние неразрушающего радиационного контроля и диагностики характеризуется интенсивным развитием и широким распространением цифровых технологий, когда радиационное (рентгеновское) изображение (РИ) просвечиваемого объекта контроля (ОК) преобразуется на определенном этапе в цифровой сигнал [1–10]. В дальнейшем этот цифровой сигнал заносится в память компьютера в виде двумерного массива измерительных данных, который может подвергаться различным видам цифровой обработки (контрастирование, масштабирование, преобразование Фурье, сглаживание и т.п.) и, наконец, воспроизводится на экране графического дисплея или ТВ-монитора в виде полутонового изображения, непосредственно воспринимаемого оператором.

В настоящее время системы ЦРиТ широко используются в промышленной дефектоскопии [7, 11, 12], в медицинской диагностике [13–21] и для проведения досмотра багажа, ручной клади, транспортных средств, контейнеров и т.д. [22–27].

Все системы ЦРиТ состоят из источника рентгеновского излучения (рентгеновского аппарата, линейного ускорителя, бетатрона или изотопа), механизма перемещения, детектора (линейки или панели), управляющих систем и программы визуализации и реконструкции изображений и т.д. На рисунке.1.1.

представлена система ЦРiT для неразрушающего контроля. Данная система была разработана в «Российско-китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра» (РКНЛ РКД) Томского политехнического университета (ТПУ) совместно с лабораторией Технических Средств Неразрушающего контроля (ТСНК) Московского технологического университета МИРЭА (Москва) [28].

С целью повышения информативности контроля (диагностики), например для различения веществ в соответствии с их атомными номерами, некоторые системы ЦРiT работают двух энергетическом режиме (реализуя метод дуальной энергии), суть которого заключается в том, что ОК просвечивается дважды – при двух различных напряжениях на источнике рентгеновского излучения, что соответствует двум различным эффективным энергиям излучения [19, 22, 26]. Добавим к этому, что для получения качественного изображения протяженного ОК, на основе применения той или иной системы ЦРiT, зачастую прибегают, к просвечиванию ОК по частям с последующей «сшивкой», получаемых фрагментов изображения в одно результирующее полноформатное изображение путем использования специальных алгоритмов цифровой обработки информации [5, 6, 29].



Рисунок 1.1 - Цифровая радиографическая и томографическая система неразрушающего контроля: 1 – бокс с бетатроном МИБ-9, 2 – коллиматор, 3 – детекторный портал, 4 – горизонтальная линейка детекторов, 5 – вертикальная линейка детекторов, 6 – полки с тестируемыми материалами, 7 – операторская

С момента создания первой системы ЦРиТ, цифровые технологии неразрушающего контроля быстро развиваются. К сегодняшнему дню был разработан ряд стандартов для систем ЦРиТ. Это стандарты: DIN EN 16016-1-4: 2011 [30–33], ISO 15708-1-4 [34–37], ASTM E 1695-95 [38], ASTM E 1441-11 [39] и ASTM E 1570-11 [40], именно по этим стандартам определили основные требования к техническим характеристикам систем ЦРиТ.

В настоящий момент существует много компаний и организаций, выпускающих и разрабатывающих системы ЦРиТ для неразрушающего контроля различных объектов, в том числе толстостенных, крупногабаритных отливок и изделий сложной конструкции. Это Acuren [41], PRL Industries [42], Jesse Garant [43], Yxlon [44], GRANPECT [45], CZST [46]. Из отечественных производителей, кроме ТПУ, еще есть компании ПромИнтро [47], ООО «Диагностика-М» [48] и АО «ФНПЦ Алтай» [49].

Сравнительные работы [50–52] показали, что система ЦРиТ с использованием линейного ускорителя и бетатрона дает лучшие томограммы по сравнению с системой, использующей рентгеновскую трубку на 450кВ для ОК с большой толщиной.

В работе [50] было показано, что при цифровом радиографическом и томографическом контроле стальных отливок, лучшее качество высокоэнергетического рентгеновского изображения получается при использовании линейки по сравнению с плоско панельным детектором. Применение линейки с коллиматором уменьшает эффект рассеяния и поэтому улучшает качество изображения. Помимо этого преимущества, рассеивание конусного высокоэнергетического рентгеновского излучения без коллимации приводит к уменьшению контраста и отношения сигнал/шум (ОСШ). Таким образом, для сбора данных целесообразно использовать веерное высокоэнергетическое рентгеновское излучение с коллиматорами на источнике и детекторной линейке.

Работы [50, 53–56] показали эффективность использования систем ЦРиТ для контроля толстостенных и крупногабаритных отливок. Анализируя работы [53] и [56], можно сказать, что система ЦРиТ на основе бетатрона при контроле боковой рамы тележки железнодорожного вагона эффективно обнаруживает разрывы, пористость и воронки, и конкурентоспособна с системой ЦРиТ, использующей линейный ускоритель. Работы [50–57], также объясняют причины широкого применения линейного ускорителя, бетатрона и линейки в системах ЦРиТ.

1.2. Цифровая обработка рентгеновских изображений

1.2.1. Введение

Цифровая обработка изображений [58–60] – это использование компьютерных алгоритмов для обработки изображений. Как подкатегория области обработки сигналов цифровая обработка изображений имеет много преимуществ по сравнению с аналоговой обработкой. Она позволяет применять гораздо более широкий спектр алгоритмов к входным данным и позволяет избежать таких проблем, как накопление шума и искажение сигнала во время обработки.

1.2.2. Общая процедура обработки

Основные этапы обработки рентгеновского изображения:

- оцифровка и сохранение изображения
- улучшение изображения, например, с помощью гистограммы и lookup таблиц
- удаление плохих пикселей и фона
- калибровка по черному, белому и опорному каналу
- геометрическая коррекция
- цифровая фильтрация: усреднение, медиана, нечеткая маска, двусторонние фильтры
- обнаружение краев (фильтры Робертса, Собела, Канни, барельеф)
- сегментация
- классификация

1.2.3. Оцифровка и форматы изображений

Существует три источника рентгеновских изображений:

1. рентгеновские пленочные сканеры,
2. рентгеночувствительные пластины,
3. линейки и матрицы детекторов.

Каждый тип этих источников в сочетании с генераторами рентгеновского излучения имеет свои специфические искажения [61]. Поэтому в этой главе основное внимание будет уделено широко используемым и наиболее эффективным методам обработки рентгеновских изображений, а также будут даны сведения о способах визуализации рентгеновских изображений.

В настоящее время наиболее популярными форматами рентгеновского изображения являются: TIFF, PNG и DICONDE. В этих форматах в основном используется сжатие данных без потери качества. Формат DICONDE [62] активно продвигается транснациональной корпорацией General Electric и поддерживается стандартом ASTM 2339-15 [63]. Полутоновые изображения чаще всего хранятся с разрешением 16 бит на пиксель и черно-белой цветовой палитрой. Псевдоцвета практически не используются для рентгеновских изображений, за исключением случая двойной энергии [61].

Примеры 8-битовых рентгеновских изображений можно найти в большой общедоступной коллекции изображений [64]. Существует много программ для визуализации и обработки изображений, но для рентгеновских изображений можно рекомендовать [65, 66]. В настоящее время наиболее активно развивающимися областями обработки рентгеновских изображений являются:

автоматическое распознавание образов (для медицины, проверки багажа и грузов), 3D-распознавание, КТ, реверс-инжиниринг (обратное проектирование) и т.д.

1.2.4. Гистограмма изображения

Гистограмма изображения – это графическое представление распределения яркости. Она отображает количество пикселей для каждого значения яркости. Глядя на гистограмму для конкретного изображения, можно сразу оценить все распределение яркости.

1.2.5. Lookup-таблица и повышение контраста

Человеческий глаз способен различать только около 40 уровней серого [58]; однако, для систем компьютерного зрения разрешение должно быть не менее 256 уровней. Поэтому таблица преобразования яркости - Lookup table (LUT) используется для преобразования значений яркости входного пикселя 16 бит ($2^{16} = 65536$) в формат выходного отображаемого на компьютере изображения 8 бит ($2^8 = 256$).

Низкий контраст является наиболее распространенным дефектом изображений из-за ограниченного диапазона воспроизводимой яркости (Рисунок 1.2а). Диапазон яркости выходного изображения может быть увеличен путем преобразования значения выходного сигнала T в зависимости только от входного значения t

$$T = f(t). \quad (1.1)$$

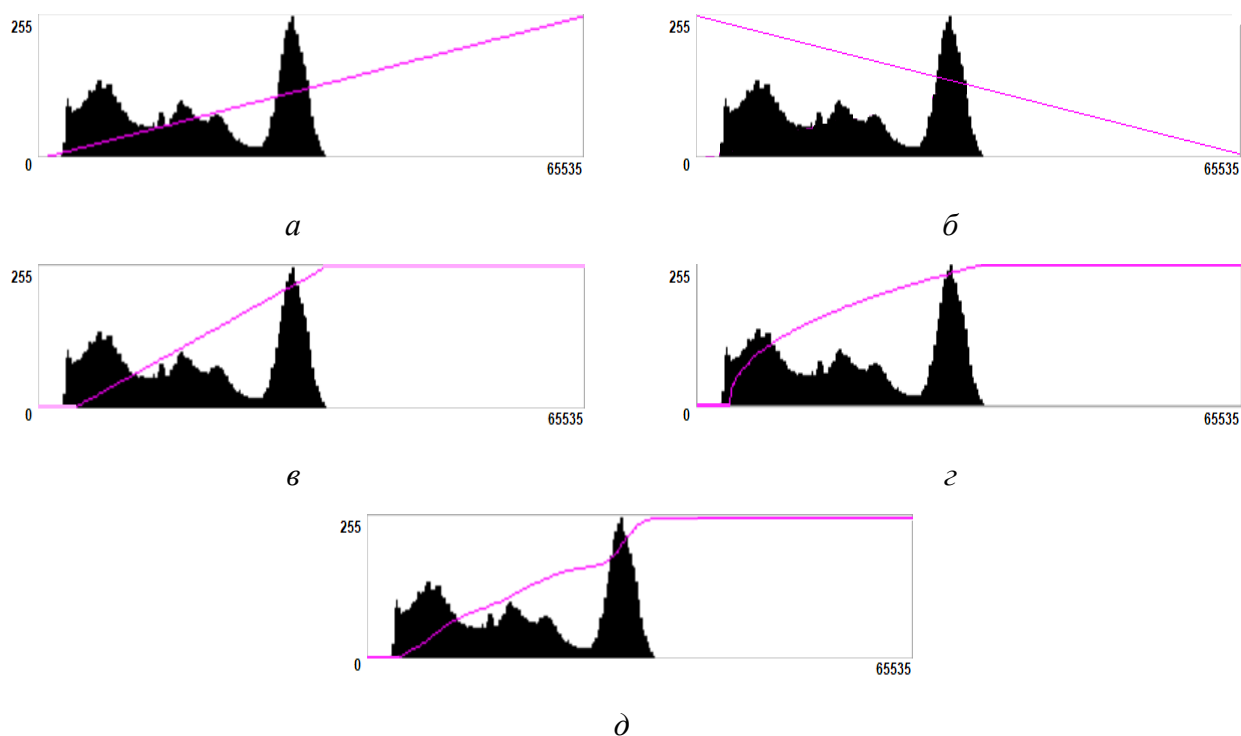


Рисунок 1.2 - Гистограммы и LUT для повышения контраста: *a* – исходное изображение, *б* – негатив, *в* – линейное преобразование, *г* – степенная функция, *д* – глобальное выравнивание гистограммы

Функция LUT $f(x)$ должна быть неотрицательной и не убывающей. На рисунке 1.2 показаны примеры различных полезных LUT (сиреневые кривые): *a* - стандартная, *б* - отрицательная, *в* - кусочно-линейная, *г* - кусочно-степенная ($T = t\gamma$, $\gamma = 0,45$), *д* - глобальное выравнивание гистограммы, полученное путем интегрирования гистограммы (гистограмма показана черным цветом)

$$y(x) = \int_0^x \text{hist}(t) dt . \quad (1.2)$$

На рисунке 1.3 показаны изображения, соответствующие этим LUT. Рисунок 1.3д аналогичен рисунку 1.3в, исключая более контрастные яркие области. Известно, что субъективная яркость является степенной функцией (с показателем степени $\gamma = 0,33$) яркости [67], поэтому такой тип LUT очень полезен для показа темных изображений.

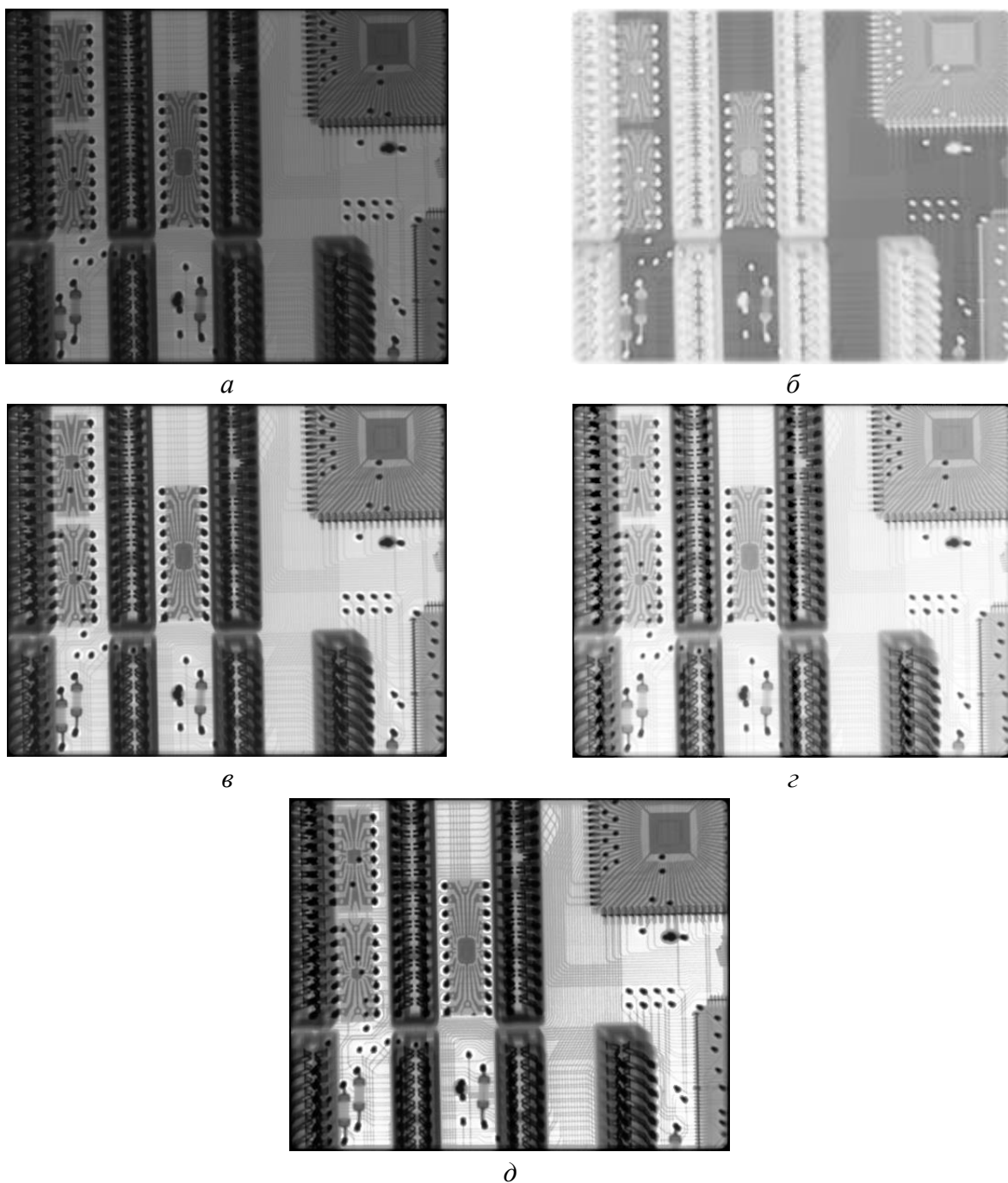
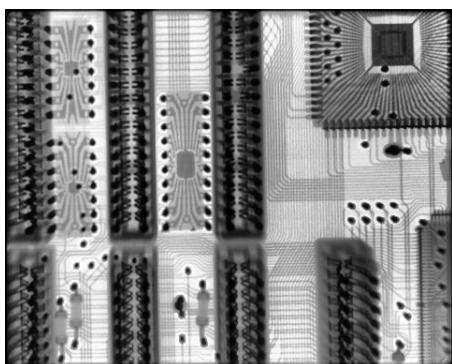


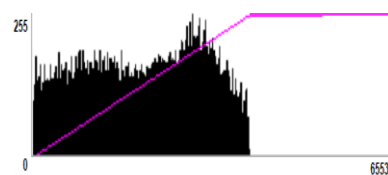
Рисунок 1.3 - Примеры усиления контраста: *a* – исходное изображение, *б* – негатив, *в* – линейное преобразование, *г* – степенное преобразование, *д* – выравнивание гистограммы

Выравнивание гистограммы использует преобразование, полученное интегрированием гистограммы изображения, для преобразования всех точек изображения. Оно хорошо работает, когда распределение значений яркости одинаково по всему изображению. Однако, когда изображение содержит области, которые значительно светлее или темнее остального изображения, контраст в этих областях не будет в достаточной степени повышен.

Для устранения этого недостатка был разработан метод адаптивного выравнивания по гистограмме с ограниченным контрастом (CLANE- Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization). CLANE [68] вычисляет несколько гистограмм, каждая из которых соответствует отдельной прямоугольной части изображения, и использует их для перераспределения значений яркости изображения путем билинейной интерполяции. На рисунке 1.4 показано изображение, преобразованное методом CLANE, и гистограмма этого изображения (CLANE в данном случае делит изображение на $4 \times 4 = 16$ частей и увеличил контраст в 8 раз).



a



б

Рисунок 1.4 - a – изображение, преобразованное методом CLANE, б – его гистограмма

1.2.6. Удаление фона

Разность двух изображений $f(x, y)$ и $b(x, y)$, выражаемая формулой

$$g(x, y) = f(x, y) - b(x, y) + const . \quad (1.3)$$

получается вычислением разностей между парами значений всех соответствующих точек изображений f и b .

Если можно получить рентгеновское изображение какого-либо объекта и фоновое изображение без этого объекта, то разность между двумя изображениями дает четкое изображение только объекта (см. Рисунок 1.5).

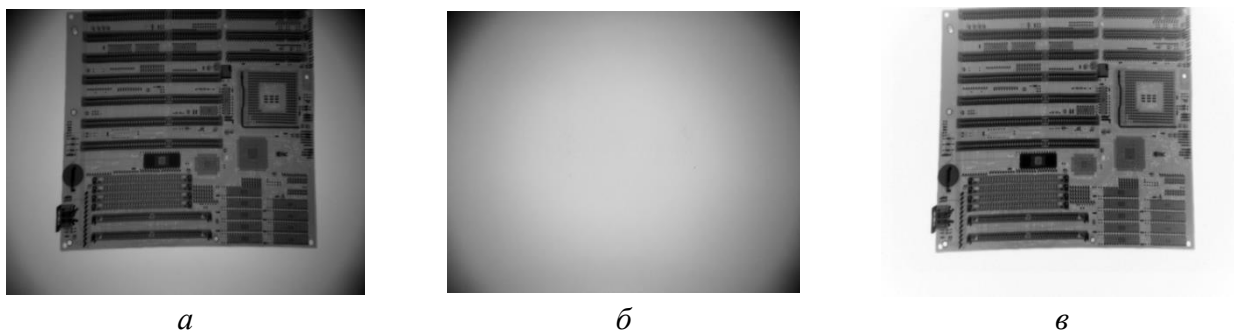


Рисунок 1.5 - Удаление фона: *a* – рентгеновское изображение объекта, *б* – изображение без объекта, *в* – разность изображений *a* и *б*.

Когда фоновое изображение отсутствует его можно приближенно оценить полиномом первого порядка по исходному изображению методом наименьших квадратов:

$$b(x, y) \approx A_0 + A_1x + A_2y, \quad (1.4)$$

или полиномом второго порядка:

$$b(x, y) \approx B_0 + B_1x + B_2y + B_3x^2 + B_4xy + B_5y^2. \quad (1.5)$$

Другая возможность – это оценка каждого фонового пикселя путем усреднения по большой окрестности $(2m+1) \times (2n+1)$ пикселей f_{ij}

$$b_{ij} = \frac{1}{(2m+1) \times (2n+1)} \sum_{p=-m}^m \sum_{q=-n}^n f_{i+p, j+q}. \quad (1.6)$$

На рисунке 1.6 показано использование фонового изображения, вычисленного усреднением по 31×31 пикселям. Недостатком этого подхода является чрезмерное выделение границ областей из-за неправильной оценки фона для областей с большими перепадами яркости. Чтобы быстро рассчитать усредняющий фильтр большого размера, можно использовать алгоритм из [69].

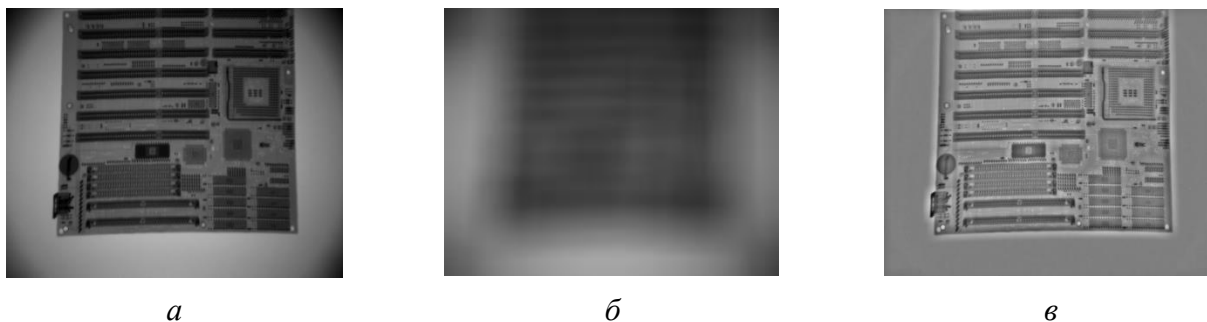


Рисунок 1.6 - Удаление фона, вычисленного по усредненным значениям: *a* – исходное изображение, *б* – усреднение по области 31x31, *в* – разность изображений *a* и *б*

1.2.7. Усреднение кадров

Усреднение используется для удаления рентгеновского квантового шума. Этот метод требует n рентгеновских изображений. Он вычисляет усредненное изображение следующим образом:

$$F(x, y) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n f_k(x, y). \quad (1.7)$$

Эта операция улучшает ОСШ в \sqrt{n} раз [58].

1.2.8. Калибровка изображений по черному, белому и опорному каналу (фону)

Калибровка по черному и белому обычно используется для калибровки изображений, полученных с помощью линейки детекторов и нивелирует их индивидуальные характеристики:

$$f_k^{new} = \frac{(f_k^{old} - B_k)}{(W_k - B_k)} \times 60000, \quad (1.8)$$

где f_k^{new} – калиброванное значение, f_k^{old} – исходное значение, B_k – значение фона (черного) (без рентгеновского излучения), W_k – значение белого (с рентгеновским излучением но без ОК). Индекс k – это номер детектора.

Масштабный коэффициент выбран 60000, чтобы калиброванное значение не превышало максимально возможного значения пикселя 65535. Значения черного и белого обычно рассчитываются путем усреднения значений детекторов без рентгеновского излучения и с рентгеновским излучением, но без ОК, соответственно. Значения черного были рассчитаны по выделенной зеленым части исходного изображения, полученного без излучения, рисунок 1.7а. Значения белого были рассчитаны по выделенной желтым части изображения без ОК.

На рисунке 1.7а, б, в, показаны исходное и калиброванные рентгеновские изображения автомобиля УАЗ, полученные с помощью инспекционно-досмотровой системы ТПУ на основе бетатрона с энергией 9 МэВ. Слабые вертикальные полосы, заметные на рисунке 1.6в, обусловлены временной нестабильностью рентгеновского источника. Эту неоднородность также можно устранить, если использовать так называемый опорный канал – детектор, в поле зрения которого не попадает ОК.

$$f_i^{new} = \frac{f_i^{old}}{f_i^{ref}} \times 60000, \quad (1.9)$$

где f_i^{ref} является значением опорного канала и индекс i – это номер столбца изображения. Детекторы выше автомобиля УАЗ на рисунке бв были использованы в качестве опорного канала для получения калиброванного изображения на рисунке 1.7г.

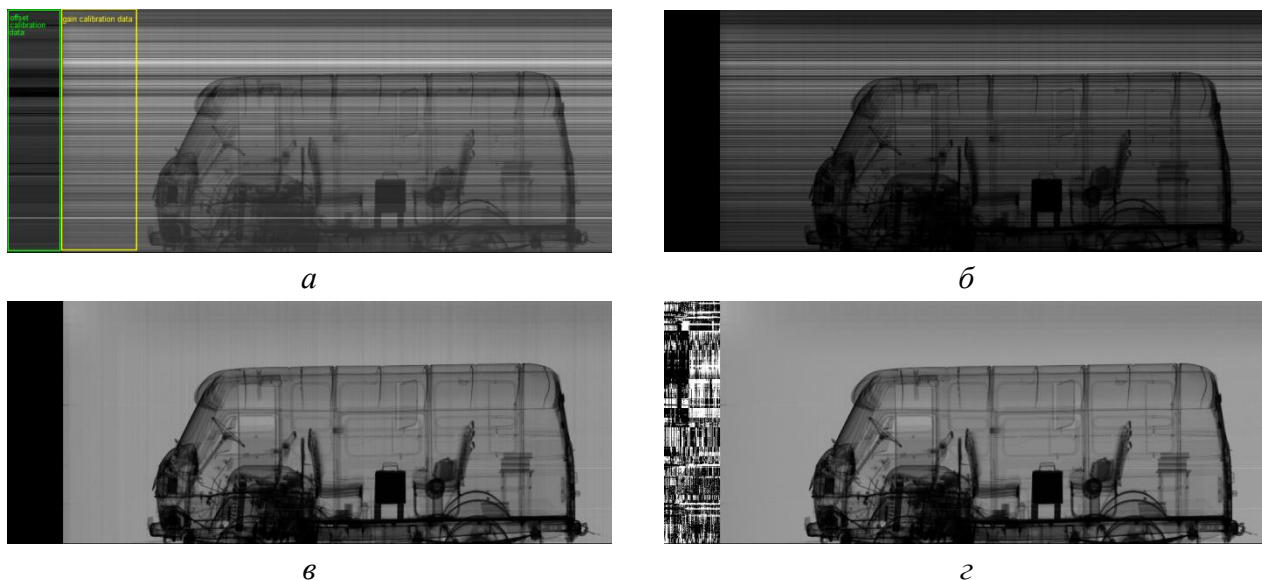


Рисунок 1.7 - Калибровка изображения с линейки детекторов: *a* – исходное изображение, выделенная зеленым часть изображения получена без рентгеновского излучения; *б* – с калибровкой по черному; *в* – с калибровкой по белому; *г* – с калибровкой по опорному каналу

1.2.9. Геометрические преобразования

В отличие от рассмотренных выше методов геометрические преобразования изменяют пространственные взаимосвязи между пикселями на изображении. Геометрические преобразования часто называют преобразованиями резинового холста, поскольку их можно представить себе, как процесс деформирования изображения, нанесенного на резиновый холст.

На рисунке 1.8 показано, что билинейная интерполяция для масштабирования изображения предпочтительнее, чем интерполяция по ближайшему соседу.

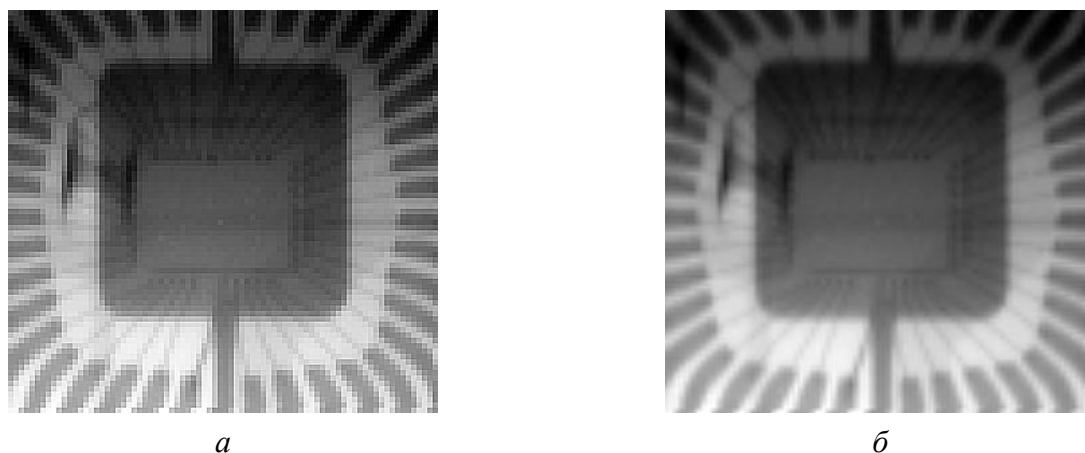


Рисунок 1.8 - Интерполяция изображения: *a* – по ближайшему соседу, *б* – билинейный

Многие рентгеновские системы производят геометрические искажения изображений [70], которые могут быть исправлены методом реперных точек. Чтобы применить этот метод, необходимо получить рентгеновское изображение специальной пластины с квадратной сеткой, состоящей из небольших отверстий. На рисунке 1.9б показано такое изображение, избавленное от несущественных деталей путем бинаризации. На рисунке 1.9а показано эталонное (неискаженное) изображение этих отверстий.

Метод реперных точек разбивает текущее изображение на множество треугольных элементов типа *B*, каждому из которых соответствует прямоугольный равнобедренный треугольник *A* исходного изображения. Далее для каждого пикселя треугольника *A* с помощью аффинного преобразования находится соответствующая ему точка внутри треугольника *B*. Значение яркости в этой точке вычисляется по четырём ближайшим пикселям текущего изображения методом билинейной интерполяции.

Формула аффинного преобразования произвольной точки (X, Y) треугольника *A* в точку (x, y) треугольника *B* имеет вид:

$$\begin{aligned} x &= C_1 X + C_2 Y + C_3 \\ y &= C_4 X + C_5 Y + C_6 \end{aligned} \quad (1.10)$$

где c_i ($i=1, \dots, 6$) – неизвестные коэффициенты. Координаты вершин треугольника A обозначим (X_1, Y_1) , (X_2, Y_2) , (X_3, Y_3) ; и координаты вершин треугольника B обозначим (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , (x_3, y_3) . Подставляя в (1.10) вместо (X, Y) координат вершин треугольника A и вместо (x, y) координат соответствующих вершин треугольника B , получим систему из 6 линейных уравнений для определения C_i . Эта система является невырожденной, т.к. вершины прямоугольного равнобедренного треугольника A не лежат на одной прямой. Более того, эта система разделена на две независимые подсистемы для коэффициентов C_i ($i=1, 2, 3$) и C_i ($i=4, 5, 6$), каждая из которых, в свою очередь, сводится к системе с треугольной матрицей вычитанием одного из уравнений из двух других. Последнее упрощение обусловлено тем, что вершины треугольника A расположены в узлах прямоугольной сетки.

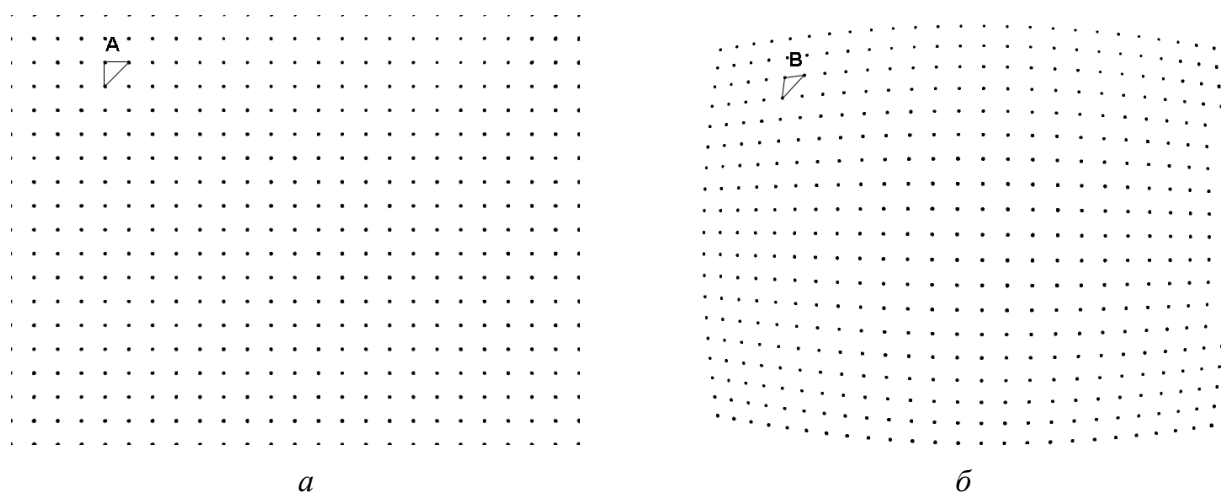


Рисунок 1.9 - Соответствующие точки сетки для эталонного и текущего изображений. A – элемент треугольника эталонного изображения, B представляет собой текущий элемент, соответствующий A

На рисунке 1.10 показаны скорректированное и исходное рентгеновские изображения печатной платы.

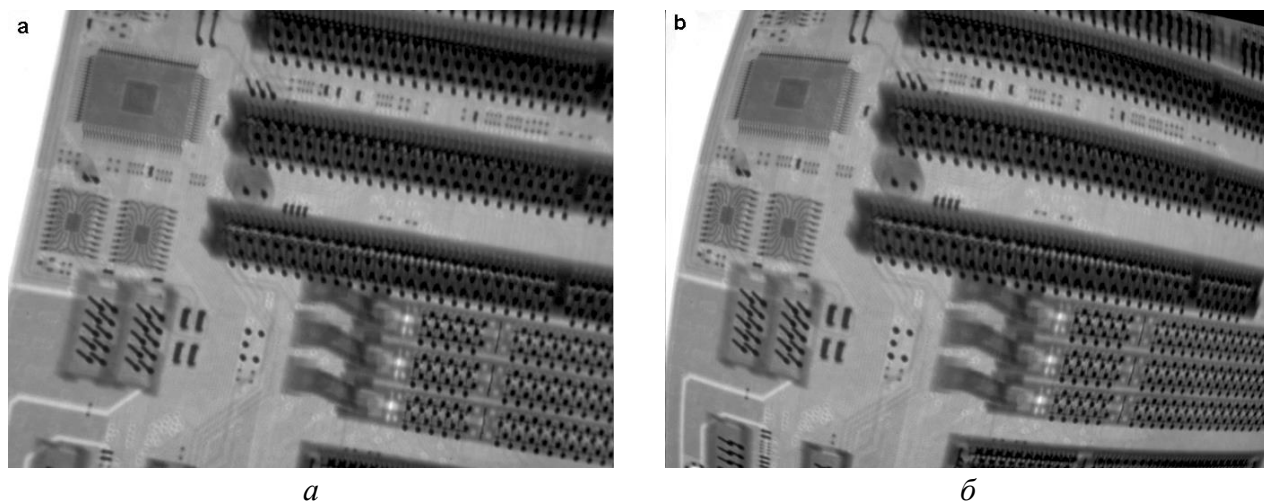
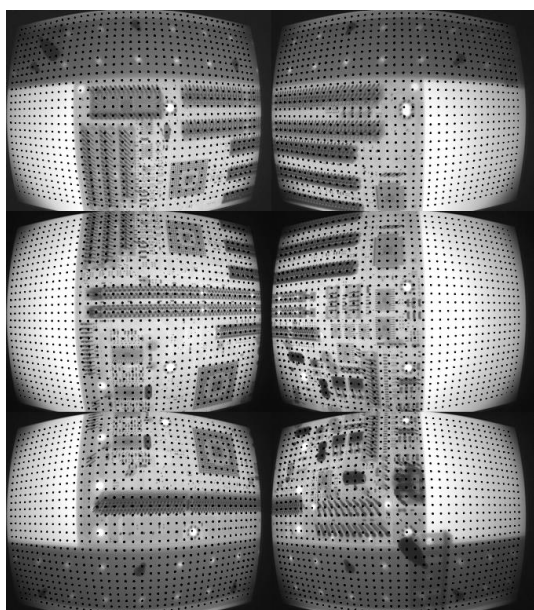


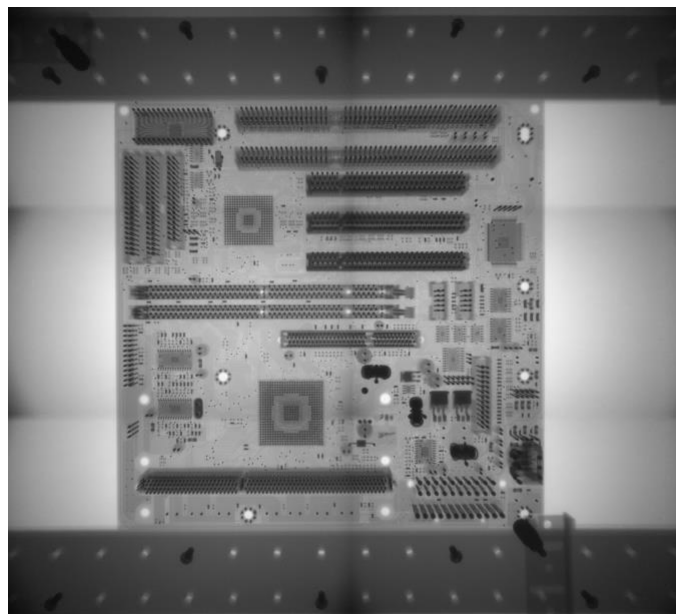
Рисунок 1.10 - Коррекция изображения: *а* – скорректированное изображение, *б* – исходное изображение

1.2.10. Сшивание изображения

Вышеупомянутый метод реперных точек был использован для сшивания нескольких рентгеновских изображений с взаимно-перекрывающимися краями для создания панорамного изображения [29]. На рисунке 1.11*а* показаны 6 исходных рентгеновских изображений материнской платы с наложением реперных точек. Сшивание этих изображений (Рисунок 1.11*б*) получается геометрически идеальным, но для коррекции яркости панорамы следует до сшивки удалить фон (аналогично тому, которое использовалось на рисунке 1.5) для исходных изображений.



а



б

Рисунок 1.11 - Сшивание изображения методом опорных точек:
 а – 6 исходных рентгеновских изображений материнской платы;
 б – результирующее панорамное изображение без коррекции фона

1.2.11. Фильтрация изображений

Фильтрация изображения [61] использует значения пикселей из некоторой окрестности пикселя входного изображения $X_{i,j}$ для получения нового значения яркости $Y_{i,j}$ в выходном изображении

$$Y_{i,j} = f(X_{i-m,j-n}, \dots, X_{i,j}, \dots, X_{i+m,j+n}). \quad (1.11)$$

для $i = m+1, \dots, M-m$ и $j = n+1, \dots, N-n$, где M и N – количество строк и столбцов входного и выходного изображений. Размер маски фильтра в этом случае составляет $(2m+1) \times (2n+1)$. Оператор f может быть линейным или нелинейным. В этом разделе опишем наиболее используемые линейные и нелинейные фильтры для обработки рентгеновских изображений.

Оператор f является линейным, если результирующее значение $Y_{i,j}$ рассчитывается как линейная комбинация входных значений

$$Y_{i,j} = \sum_{p=-m}^m \sum_{q=-n}^n h_{p,q} X_{i-p,j-q}, \quad (1.12)$$

где h называется матрицей свертки. Усреднение является простым примером линейной фильтрации. Для окрестности размером 3×3 матрица усреднения имеет вид

$$h = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.13)$$

Медианный фильтр является оператором ранжирования (и, следовательно, нелинейным), когда выходное значение находится в середине списка входных значений, упорядоченных в порядке возрастания [60]. На рисунке 1.12 показано, что медианный фильтр размером 3×3 полностью удаляет случайный шум, в то время как усреднение размывает шум на изображении.

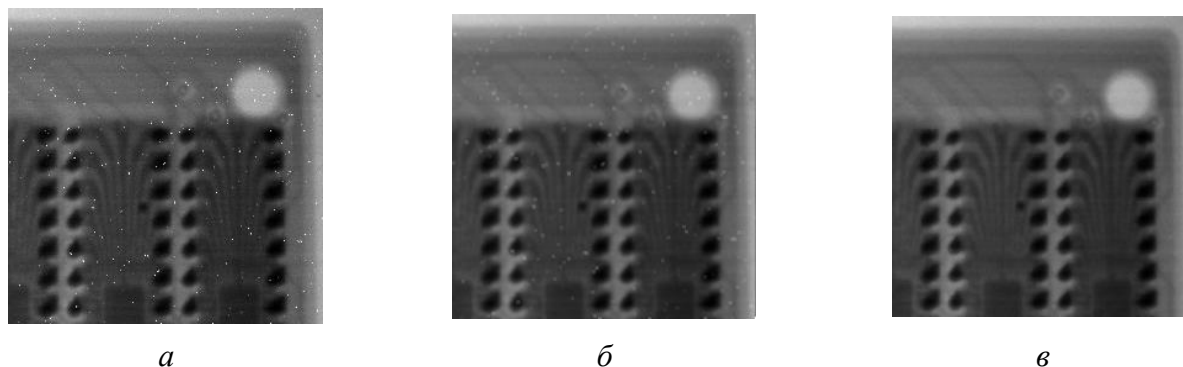


Рисунок 1.12 - Сравнение усредняющего и медианного фильтра для изображения размером 3×3 :
a - исходное изображение, *б* – обработанное изображение усредняющим фильтром,
в – обработанное изображение медианным фильтром

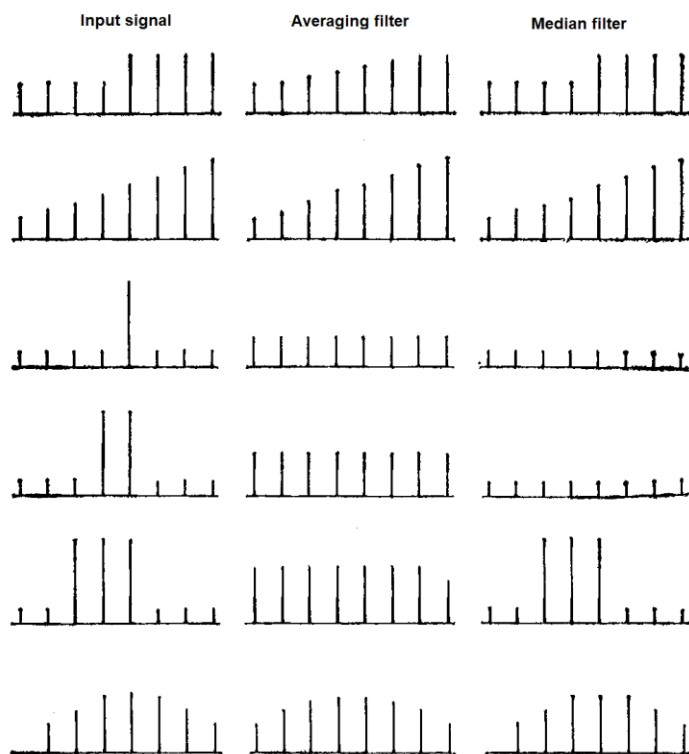


Рисунок 1.13 - 1D – примеры усреднения и медианной фильтрации дискретных сигналов 5x1

На рисунке 1.13 показано воздействие усредняющего (сглаживающего) и медианного фильтров с пятиэлементным окном на ступенчатый, пилообразный, импульсный и треугольный дискретные сигналы. Из этих диаграмм видно, что медианный фильтр не влияет на ступенчатые и пилообразные функции, что обычно является желательным свойством. Однако, этот фильтр подавляет импульсные сигналы, длительность которых составляет менее половины ширины окна. Фильтр также вызывает уплощение вершины треугольной функции.

Психофизические эксперименты показывают, что изображение с подчеркнутыми границами часто оказывается субъективно более приятным, чем фотометрически совершенная репродукция. Фильтр нерезкой маски создает изображение менее размытое, чем исходное. Формула для фильтра нерезкой маски [60]:

$$f_{i,j}^{new} = f_{i,j}^{mean} + C \times (f_{i,j} - f_{i,j}^{mean}). \quad (1.14)$$

Здесь новое значение равно среднему значению плюс разность текущего значения и среднего, умноженная на константу C . Значения C обычно берут в диапазоне от 1,5 до 5. На рисунке 1.14 показано рентгеновское изображение ступенчатого образца, нижняя часть которого была обработана нерезкой маской 5x5 с $C=5$. Обработанная часть, хотя и более четкая, может быть менее точным представлением объекта.

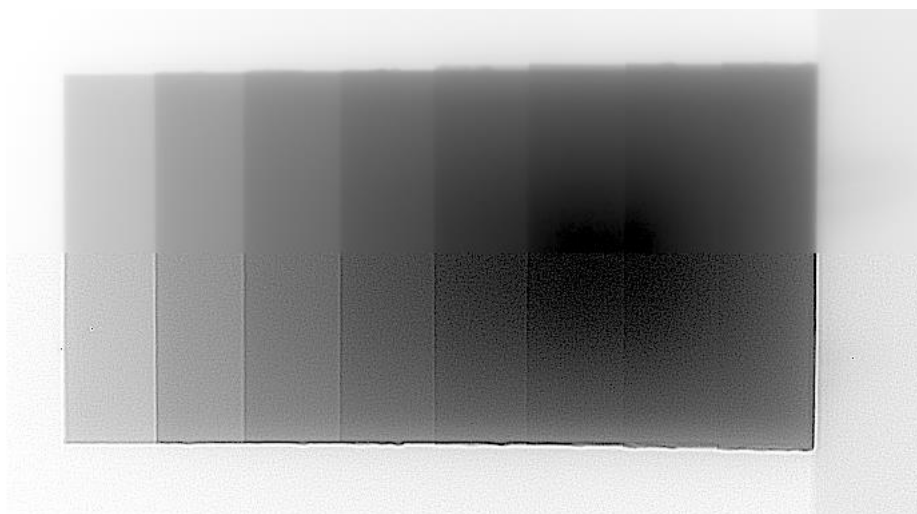


Рисунок 1.14 - Нерезкая маска, применена для нижней части изображения

Комбинированная фильтрация по области и яркостям называется двусторонней фильтрацией [71, 72]. Она заменяет значение пикселя $X_{i,j}$ на среднее значение близких и близлежащих пикселей. Самая простая формула для двустороннего фильтра

$$Y_{i,j} = \frac{1}{S} \sum_{p=-m}^m \sum_{q=-n}^n X_{i+p,j+q}, \quad \text{где } |X_{i+p,j+q} - X_{i,j}| < T. \quad (1.15)$$

Здесь T — это пороговое значение для значений пикселей, S — это количество пикселей, которые удовлетворяют неравенству (1.15). Этот фильтр сглаживает изображение, сохраняя резкость краёв. Это очень полезно при предварительной обработке изображений для метода дуальных энергий [73].

1.2.12. Обнаружение крѐв

Края соответствуют пикселям изображения, в которых яркость значительно изменяется на коротком расстоянии [58]. Поскольку края представляют собой разрывы яркости рентгеновского изображения, они обычно оцениваются путем максимизации градиента изображения. Изображение с выделенными краями – это двоичное изображение (одного размера с рентгеновским), у которого пиксель равен «0», если он принадлежит краю, в противном случае он равен «1».

Простой способ вычисления градиента изображения $f_{i,j}$ в направлениях i и j можно описать формулами:

$$\begin{aligned} \frac{\partial f}{\partial x} &\approx f_{i+1,j} - f_{i,j} \\ \frac{\partial f}{\partial y} &\approx f_{i,j+1} - f_{i,j} \end{aligned} \quad (1.16)$$

Но обычно на практике используются более сложные фильтры [60]: один из них это фильтр Робертса

$$\nabla f = |z_9 - z_5| + |z_8 - z_6| \quad (1.17)$$

А другой фильтр Собела

$$\nabla f = |(z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_3 + z_5)| + |(z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7)|, \quad (1.18)$$

где используется обозначение $\begin{pmatrix} z_1 & z_2 & z_3 \\ z_4 & z_5 & z_6 \\ z_7 & z_8 & z_9 \end{pmatrix}$. На рисунке 1.15 показаны результаты

применения фильтров Робертса и Собеля.

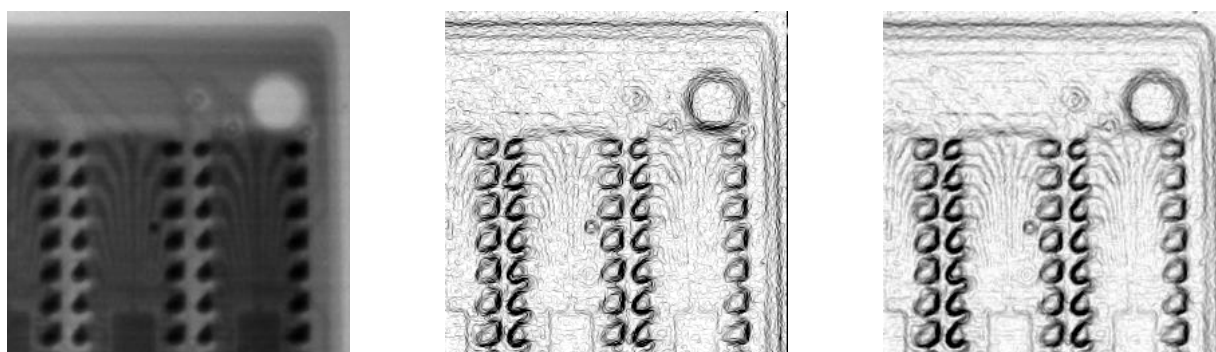


Рисунок 1.15 - Градиентные фильтры: *a* – исходное изображение, *б* – фильтр Робертса, *в* – фильтр Собела

Фильтр Канни предлагает линейную маску для обнаружения краев на основе метода оптимизации [74]. Идея состоит в использовании производной от гауссовой маски, чтобы найти локальные максимумы градиента изображения. Практическая реализация использует адаптивный порог градиента (для обнаружения резких и нерезких краев) с гистерезисом (нерезкие края обнаруживаются только в том случае, если они связаны с резкими).

Фильтр барельев построен на основе градиентных фильтров [60]:

$$\begin{aligned} f_{i,j}^{new,horiz} &= A \times (f_{i+1,j} - f_{i-1,j}) + B \\ f_{i,j}^{new,vert} &= A \times (f_{i,j+1} - f_{i,j-1}) + B \end{aligned} \quad (1.19)$$

где A – амплитуда, а B – средний уровень равен 32768 для 16-битных изображений.

На рисунке 1.16 показано применение этих фильтров для изображения на рисунке 1.15а.

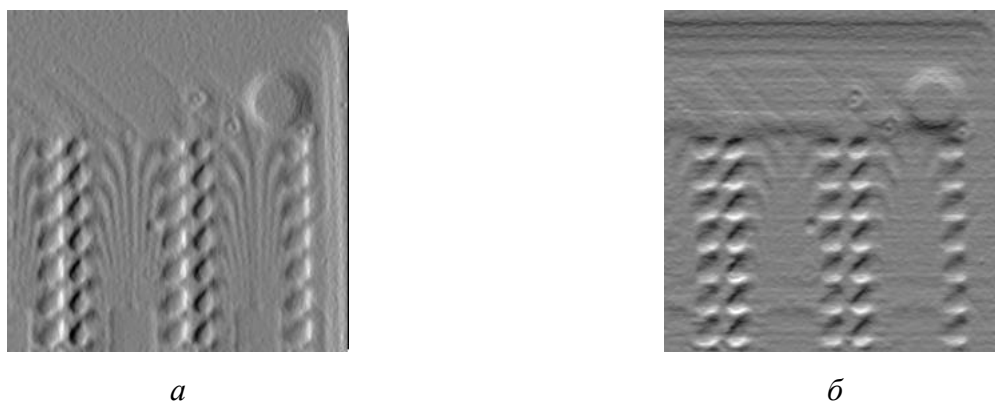


Рисунок 1.16 - Фильтр барельев: *a* – горизонтальная фильтрация, *б* – вертикальная фильтрация

1.2.13. Сегментация

Сегментация – один из самых сложных процессов в обработке изображений. Сегментация изображения определяется как разделение изображения на отдельные области [58]. Цель сегментации – упростить и/или изменить представление изображения во что-то более значимое и простое для анализа. Сегментация изображений обычно используется для определения местоположения объектов и границ (линий, кривых и т. д.) на изображениях. Точнее говоря, сегментация изображения – это процесс присвоения метки каждому пикселю изображения, при котором пиксели с одинаковой меткой имеют определенные общие характеристики.

Самый простой метод сегментации изображения называется пороговым методом. Этот метод основан на пороговом значении для преобразования полутонового изображения в двоичное изображение. Существует также пороговый метод сбалансированной гистограммы. Особенностью этого метода является способ выбора порогового значения (или значений при выборе нескольких уровней). В обработке изображений используются еще несколько популярных методов, включая метод максимальной энтропии (*maximum entropy*), метод Otsu (максимальной дисперсии) и кластеризация по *k*-средним [75].

Метод кластеризации (алгоритм *K*-средних) делит изображение на *K* кластеров [76]. Он описывается так:

1. Выбрать *K* кластерный центр, либо случайно, либо на основе какого-либо эвристического метода, например, пороговым методом;

2. Назначить для каждого пикселя изображения кластер, который минимизирует расстояние между пикселем и центром кластера;
3. Пересчитать центры кластеров путем усреднения всех пикселей в кластере;
4. Повторять шаги 2 и 3 до тех пор, пока не достигается сходимость (т.е. пиксели не меняют свои кластеры).

В этом случае расстояние – это квадрат или модуль разницы между пикселем и центром кластера. Разница зависит от значения яркости пикселя и местоположения или от взвешенной комбинации этих факторов. K можно выбрать вручную, случайно или эвристически. Этот алгоритм гарантированно сходится, но может не дать оптимального решения. Качество решения зависит от начального набора кластеров и значения K .

Методы обнаружения краев используются в качестве основы метода сегментации. Края, идентифицированные с помощью обнаружения края, часто разорваны. Однако, чтобы выделить объект нужно замкнуть границы области [77].

Методы выращивания областей (*Region-growing*) основаны на предположении, что соседние пиксели в пределах одной области имеют близкие значения. Основная операция – сравнение пикселя с соседями. Если критерий сходства выполнен, пиксель может быть считаться принадлежащим соответствующему кластеру. Выбор критерия сходства является важным, и на результаты всегда влияет наличие шума [78].

Основная идея метода перемещения контуров (*curve propagation*) состоит в том, чтобы деформировать начальный контур в направлении наименьшего потенциала целевой (*cost function*), причем ее определение отражает задачу,

которую необходимо решить [79]. Что касается большинства обратных задач, минимизация целевой функции нетривиальна и накладывает определенные ограничения на гладкость решения, которые в данном случае могут быть выражены в виде геометрических ограничений на деформируемый контур.

В методах разбиения графа (*graph partitioning*) изображение моделируется взвешенным неориентированным графом. Обычно пиксель или группа пикселей ассоциируются с узлами и весами границ, определяющими сходство соседних пикселей. Затем изображение разделяется в соответствии с критерием, разработанным для моделирования «хороших» кластеров. Каждая группа пикселей, вычисленная этими алгоритмами, считается сегментированным объектом на изображении. Некоторыми популярными алгоритмами этой категории являются нормализованные срезы (*normalized cuts*) [80], случайный поиск (*random walker*) [81], минимальный срез (*minimum cut*) [82], изопериметрическое разбиение (*isoperimetric partitioning*) [83] и минимальная сегментация на основе остовного дерева (*minimum spanning tree-based segmentation*) [84].

На рисунке 1.17 показан пример процесса сегментации дефектов сварки [85]. Во-первых, медианный фильтр используется для уменьшения шума; во-вторых, фильтр «дно шляпы» (*bottom-hat*) используется для отделения возможных дефектов от фона; в-третьих, сегментированные области выделяются с помощью бинарного порога; в-четвертых, морфологические фильтры используются для устранения чрезмерной сегментации; и в-пятых, преобразование водораздела (*Watershed*) используется для разделения внутренних областей.

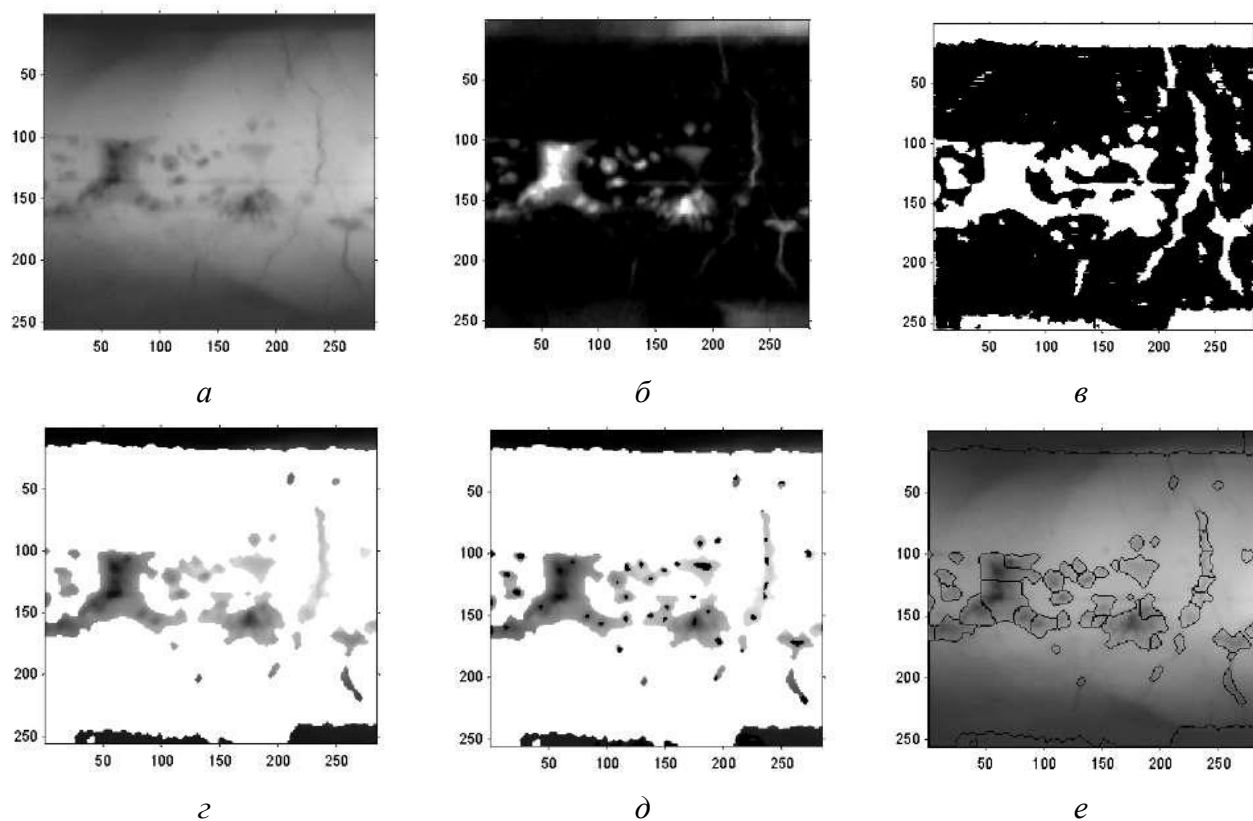


Рисунок 1.17 - Пример процесса сегментации: *а* – медианный фильтр, *б* – фильтр Bottom-Hat, *в* – бинарный порог, *г* – процесс секционирования, *д* – модификация минимумов, *е* – преобразование Watershed

1.2.14. Изображение дуальной энергии

Обычная рентгенограмма представляет наблюдаемый объект как снимок ослабления излучения материалом тестового объекта. Этой информации недостаточно, чтобы точно охарактеризовать наблюдаемый объект. В диапазоне энергий менее 300 кэВ ослабление рентгеновского излучения представляет собой комбинацию двух взаимодействий фотонов с веществом: фотоэлектрический эффект и комптоновское рассеяние. Для энергий выше 1 МэВ наиболее значимыми являются эффект комптоновского рассеяния и эффект образования пар электрон-позитрон.

Оба взаимодействия и их относительный вклад в общее поглощение зависят от энергии. Таким образом, измерения на двух разных энергиях должны позволить

разделить поглощение на его основные компоненты, которые можно использовать для идентификации материала и, наконец, для получения изображения конкретного материала. Напомним принцип алгоритма дуальных энергий [86].

Если монохроматический источник излучает количество фотонов N_0 , то количество фотонов N , регистрируемых на коллимированным детектором (линейный отклик) после ослабления за объектом толщиной T (см) с коэффициентом ослабления μ (см^{-1}), определяется по формуле:

$$N = N_0 \exp(-\mu \cdot T). \quad (1.20)$$

Коэффициент μ зависит от плотности материала (ρ), его химического состава (эффективного атомного номера Z) и энергии фотонов E : $\mu = \rho \cdot \tau(E, Z)$, где τ – коэффициент массового поглощения материалом ($\text{см}^2/\text{г}$).

Если вычислить логарифм измеренного ослабления, то получим: $m_E = -\text{Log}(N / N_0) = T \cdot \mu = T \cdot \rho \cdot \tau(E, Z)$, которое пропорционально толщине, проходимой рентгеновским излучением. Если объект состоит из нескольких материалов $m_E = \sum_{\text{material-}i} T_i \cdot \rho_i \cdot \tau_i(E, Z_i) T \cdot \rho \cdot \tau(E, Z)$.

Давайте рассмотрим два материала 1 и 2. Два изображения, полученные при двух разных низких (LE) и высоких (HE) энергиях, тогда дают линейную систему уравнений:

$$\begin{cases} m_{LE} = \mu_1^{LE} \cdot T_1 + \mu_2^{LE} \cdot T_2 \\ m_{HE} = \mu_1^{HE} \cdot T_1 + \mu_2^{HE} \cdot T_2 \end{cases} \quad (1.21)$$

которая может быть легко решена, если ее детерминант $\Delta = \mu_1^{LE} \cdot \mu_2^{HE} - \mu_1^{HE} \cdot \mu_2^{LE}$ не равен нулю, что отражает тот факт, что химические свойства материалов существенно различаются.

На рисунке 1.18 приведены примеры значений $\tau(E)$ для некоторых материалов.

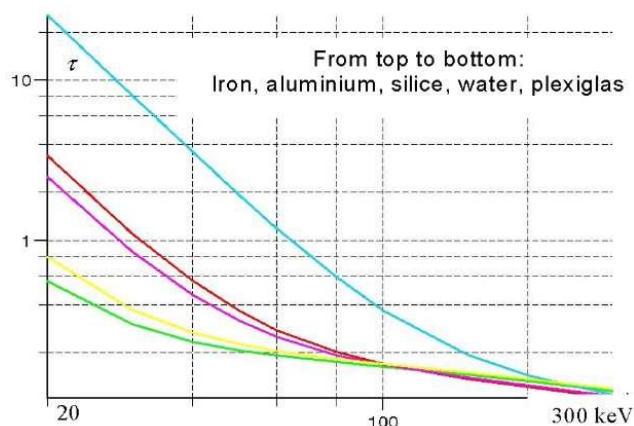


Рисунок 1.18 - Функции массового ослабления для некоторых материалов, от 20 до 300 кэВ

Большинство методов основаны на гипотезе о том, что коэффициент ослабления может быть представлен в виде суммы двух функций $\alpha(E)$ и $\beta(E)$, зависящих только от энергии излучаемых фотонов, и соответствующих фотоэлектрическому эффекту и эффекту Комптона – например: $\mu(\rho, Z, E) = \rho Z^n \alpha(E) + \rho \beta(E)$, где показатель степени n изменяется между 3 и 4.

Для получения изображений методом дуальной энергии используются две матрицы: распределения атомных номеров и одна из исходных матриц яркости для LE или HE . Если используется матрица яркости HE , то говорят о дуальном изображении с высокой проникающей способностью, и, наоборот, о дуальном изображении с низкой проникающей способностью. Также используется специальная матрица раскраски (Рисунок 1.19). Для органических материалов с атомным номером менее 12 используются – оранжево-коричневые цвета. Для металлов с атомным номером более 23 – синий цвет. А диапазон от 12 до 23 соответствуют смешанные материалы и зеленые цвета. Таким образом, для раскраски произвольной точки изображения, необходимо выбрать цвет, на

пересечении столбца i , соответствующего атомному номеру выбранной точки, и линии j – яркости выбранной точки для LE или HE .

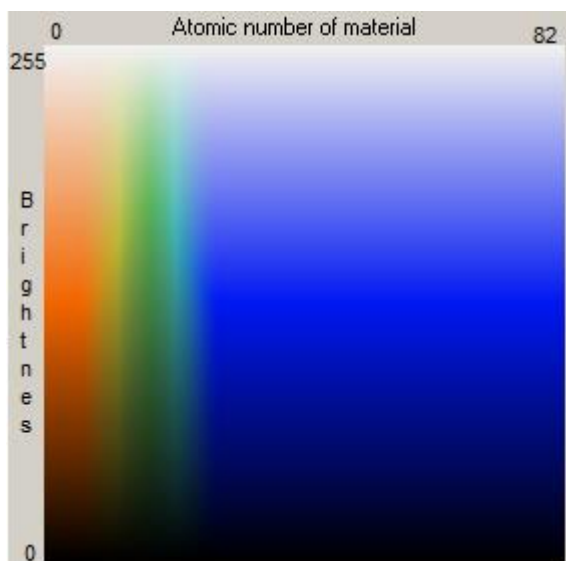


Рисунок 1.19 - Цвета для получения изображения методом дуальной энергии

На рисунке 1.20 показано изображение дуальной энергии тестовых объектов из свинца, железа, алюминия и оргстекла [87], полученное для бетатрона с энергиями излучения: $LE = 4,5$ МэВ, $HE = 7,5$ МэВ.

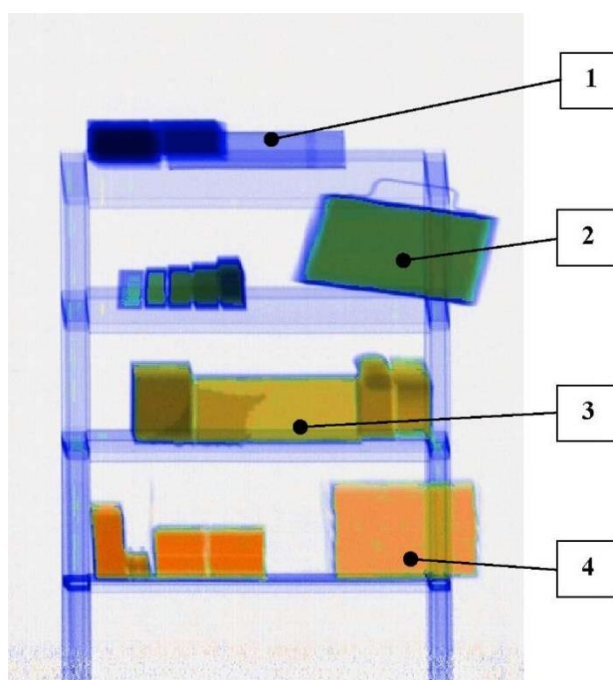


Рисунок 1.20 - Изображение дуальной энергии для бетатронного рентгеновского излучения

($LE = 4,5$ МэВ, $HE = 7,5$ МэВ): 1 – свинец; 2 – железо; 3 – алюминий; 4 – оргстекло

1.3. Методы обработки данных в томографических системах неразрушающего контроля для небольшого числа рентгеновских проекций

Реконструкция изображений по проекционным данным является основным алгоритмом для системы ЦРиТ. Эффективность получения высококачественных реконструированных изображений, напрямую влияет на обработку изображений, их сегментацию и анализ ОК, а также тесно связана с производительностью системы, поэтому алгоритмы реконструкции изображений для системы ЦРиТ всегда были важной проблемой, и их разработка приводит к фундаментальным изменениям в системах ЦРиТ [88].

С ростом применения систем ЦРиТ, требования к качеству реконструкции изображений стали больше строгими, уменьшают требуемую дозу рентгеновского излучения, и времена сканирования и реконструкции и т.д. В связи с этим, разработка более совершенных алгоритмов реконструкции для обработки проекционных данных стала важной задачей при разработке и исследовании современной системы ЦРиТ, что позволяет восстанавливать изображения с более высоким качеством. Во многих случаях, из-за ограничений времени сбора данных, дозы, геометрии системы, данные могут быть получены только в ограниченном диапазоне углов, которые не соответствуют условию полноты данных Tuy-Smith [89, 90], и здесь требуется реконструкция при неполном угле [91–96].

На данный момент снижение дозы облучения при КТ-сканировании стало актуальной и трудной проблемой в разработках систем ЦРиТ. Реконструкция при неполном угле является эффективным решением для снижения дозы облучения и

ускорения реконструкции. Поэтому многие исследователи сосредоточены на разработке алгоритмов реконструкции при неполных углах.

Реконструкция при неполных углах проекции включает в себя две задачи, первая – реконструкция с небольшим числом рентгеновских проекций [97, 98], вторая – реконструкция с ограниченным углом [99–102]. Задача реконструкции с небольшим числом проекций заключается в том, что значительно увеличивается угол между соседними проекциями, а полный угол сканирования остается равным 360° . Задача с ограниченным углом относится к непрерывному угловому диапазону, в котором полный угол сканирования составляет менее 180° [98]. Разработка алгоритма реконструкции с небольшим числом рентгеновских проекций поможет непосредственно уменьшить число сканирования в обычном режиме сканирования, таким образом, эффективно уменьшая общую дозу облучения и время сканирования. А разработка алгоритма реконструкции с ограниченным углом ослабляет геометрические ограничения к системе КТ и могут быть созданы новые системы КТ, такие как КТ с С-образной дугой и КТ со сканированием вдоль линии (LCT) [103].

Томографическая реконструкция при неполных углах всегда была сложной проблемой. Поскольку угловой диапазон проекционных данных не удовлетворяет условию полноты данных, алгоритмы аналитической реконструкции, как алгоритм фильтрованной обратной проекции (ФОП) уже не подходят. Итерационный алгоритм восстановления, как метод алгебраической реконструкции (ART) также не подходит ни для реконструкции с небольшим числом проекций, ни для реконструкции в ограниченном угле. Теория,

предложенная и разработанная в последние годы, дает нам выход для решения задач реконструкции изображений с небольшим числом проекций и с ограниченным углом.

Теория реконструкции с небольшим числом проекций включает в себя, кроме классических методов и моделей теории comprehensive sensing (CS), также оптимизационный алгоритм. Для решения задачи оптимизации l_1 -нормы, Candes [104] впервые разработал программный пакет *l1-magic*. Figueiredo и др. [105] предложили метод проекции градиента первого порядка, а Hale и др. [106] – метод продолжения фиксированной точки (fixed-point continuation, FPC). Наиболее существенными алгоритмами в последние годы являются: FISTA (fast IST algorithm), предложенный Beck и др. [107], метод CGD (coordinate gradient descent), предложенный Yun и Toh [108], алгоритм SPGL1 (spectral projection gradient L1), предложенный Friedlander и др. [109], алгоритм NESTA, предложенный Becker и др. [110].

Алгоритм YALL1 (your algorithm for L1), предложенный Yang и Zhang [111], представляет собой Primal-dual алгоритм первого порядка, разработанный в рамках метода чередующихся направлений ((alternating direction method, ADM) [112, 113], который можно использовать для решения различных l_1 моделей. Метод iterative support detection (ISD), предложенный Wang и др. [114] из Университета Rice в 2009 году, полезен для разработки специальных стратегий оптимизации при решении задач разреженной оптимизации.

При решении задачи оптимизации l_1 -нормы, в практических приложениях важен вопрос большого объема вычислений. Подобно другим алгоритмам

оптимизации, алгоритм разреженной оптимизации не подходит для прямых параллельных или распределенных вычислений, как алгоритм итерационного типа. В 2010г Boyd и др. [115] указывали, что метод ADM подходит для распределенной выпуклой оптимизации. С тех пор Boyd и др. [116–118] занимались машинным обучением и тотальной вариацией (total variation, TV), и предложили ряд алгоритмов распределенной разреженной оптимизации. Mota и др. [119, 120] также предложили ряд алгоритмов распределенного ADM, и с успехом применили их в задачах, связанных с CS, model predictive control (MPC) и т.д.[121].

Помимо хорошей производительности алгоритм разреженной оптимизации также дал теоретическую оценку скорости сходимости. В 2013г Wei и Ozdaglar [122] продемонстрировали алгоритм асинхронного распределенного ADM со скоростью сходимости $O(1/k)$, а Shi и др. [123] доказали линейную скорость сходимости для алгоритма децентрализованного распределенного ADM.

1.4. Выводы по главе 1

В данной главе проведен анализ существующих систем ЦРиТ неразрушающего контроля, цифровой обработки рентгеновских изображений и итерационных алгоритмов томографической реконструкции.

Анализируя изложенное, можно сделать следующие выводы:

1) системы ЦРиТ для неразрушающего контроля интенсивно разрабатываются и выпускаются в мире, особенно для неразрушающего контроля

нефтегазовых трубопроводов, и крупногабаритных/структурно-сложных изделий большой толщины.

2) Одно из основных направлений разработки современных систем ЦРиТ для неразрушающего контроля – это разработка новых методов цифровой обработки рентгеновских изображений и томографической реконструкции.

ГЛАВА 2. АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОЙ СШИВКИ ЦИФРОВОГО ПАНОРАМНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ СВАРНОГО ШВА ИЗ ОТДЕЛЬНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ

Материалы этой главы основаны на результатах [124].

2.1. Постановка задачи радиографии сварного шва

При рентгеновском контроле протяженных сварных швов цифровыми матричными детекторами [125] возникает задача сшивки изображений отдельных участков шва в панорамное изображение. Большинство методов сшивки работают путем непосредственной минимизации различий между пикселями [126, 127], другой класс алгоритмов находит набор характерных точек изображения и сопоставляет их друг с другом [29, 128, 129]. Последние алгоритмы потенциально быстрее, если реализованы правильно.

В связи с этим, разработка алгоритма автоматического получения панорамного изображения является важной задачей для радиографического неразрушающего контроля сварных швов.

2.2. Алгоритм автоматической сшивки панорамного изображения

Рентгенографический контроль сварных швов магистральных газо- и нефтепроводов, технологических трубопроводов, промышленных трубопроводов производят с целью выявления поверхностных и внутренних дефектов, к примеру, шлаковых включений, газовых пор, микротрещин и подрезов.

Данный метод показал свою высокую эффективность на практике и в

последнее время все чаще используется с применением цифровых регистраторов рентгеновского излучения [130–136].

В этой главе предложен алгоритм автоматического получения панорамного изображения методом попиксельной минимизации в области перекрытия кадров с предварительным выравниванием фона каждого кадра.

Схема радиографического контроля сварного шва показана на рисунке 2.1. В центре контролируемой трубы находится панорамный рентгеновский аппарат, излучение которого регистрируется цифровым панельным детектором [125], последовательно позиционируемым вне трубы в N положениях с помощью механического манипулятора. Полученные цифровые изображения сварного шва (кадры) перекрываются на 12 – 18% площади.

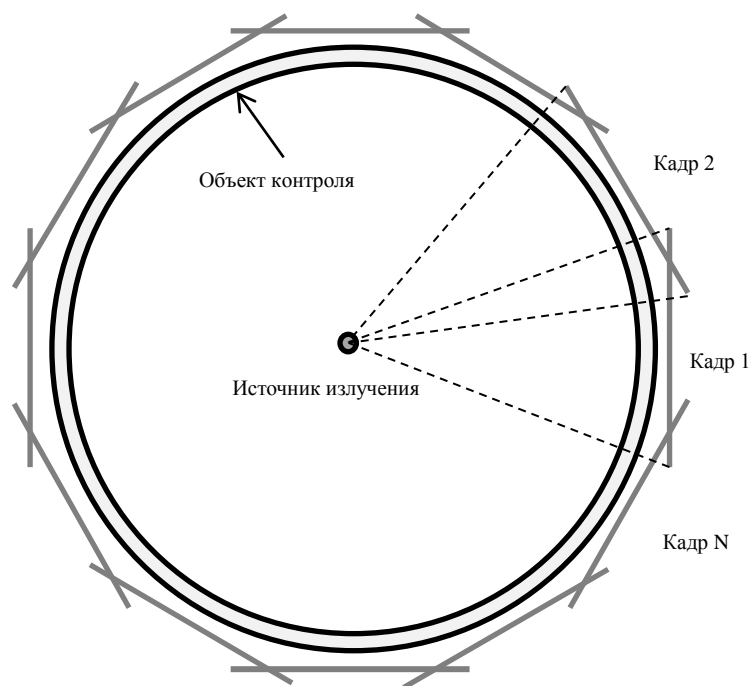


Рисунок 2.1 - Схема радиографического контроля сварного шва

Часть типичного набора исходных кадров сварного шва показана на рисунке 2.2. На стыках кадров заметны перепады яркости (до 6%) и небольшие

вертикальные смещения (до 1,5%). Таким образом, алгоритм создания панорамного изображения должен: выровнять яркость и совместить кадры по горизонтали и по вертикали.

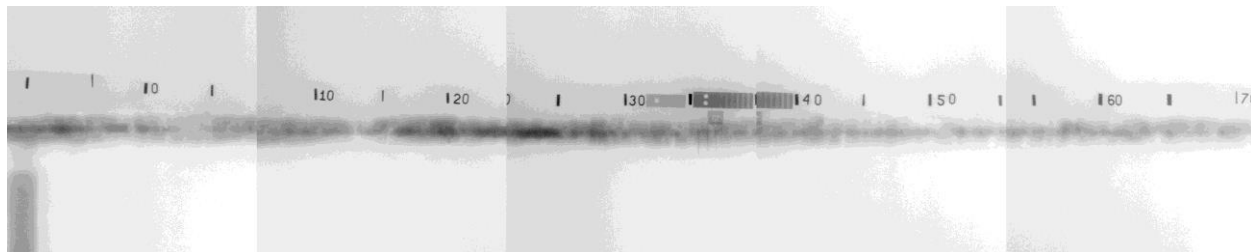


Рисунок 2.2 - Часть исходных кадров сварного шва

2.3. Алгоритм

Алгоритм сшивки отдельных кадров в панорамное изображение состоит из следующих этапов:

- определение угла поворота каждого кадра и поворот кадра;
- выравнивание яркости каждого кадра, вычитанием фона, полученного усреднением по большой окрестности каждой точки кадра;
- последовательное совмещение соседних кадров по горизонтали и вертикали минимизацией суммы квадратов разности яркостей по области перекрытия кадров;
- альфа смешивание яркости кадров в области их перекрытия.

2.3.1. Определение угла поворота кадра

При перекосе направляющих каретки панельного детектора или люфте каретки изображение сварного шва может оказаться повернутым (см. Рисунок 2.3a).

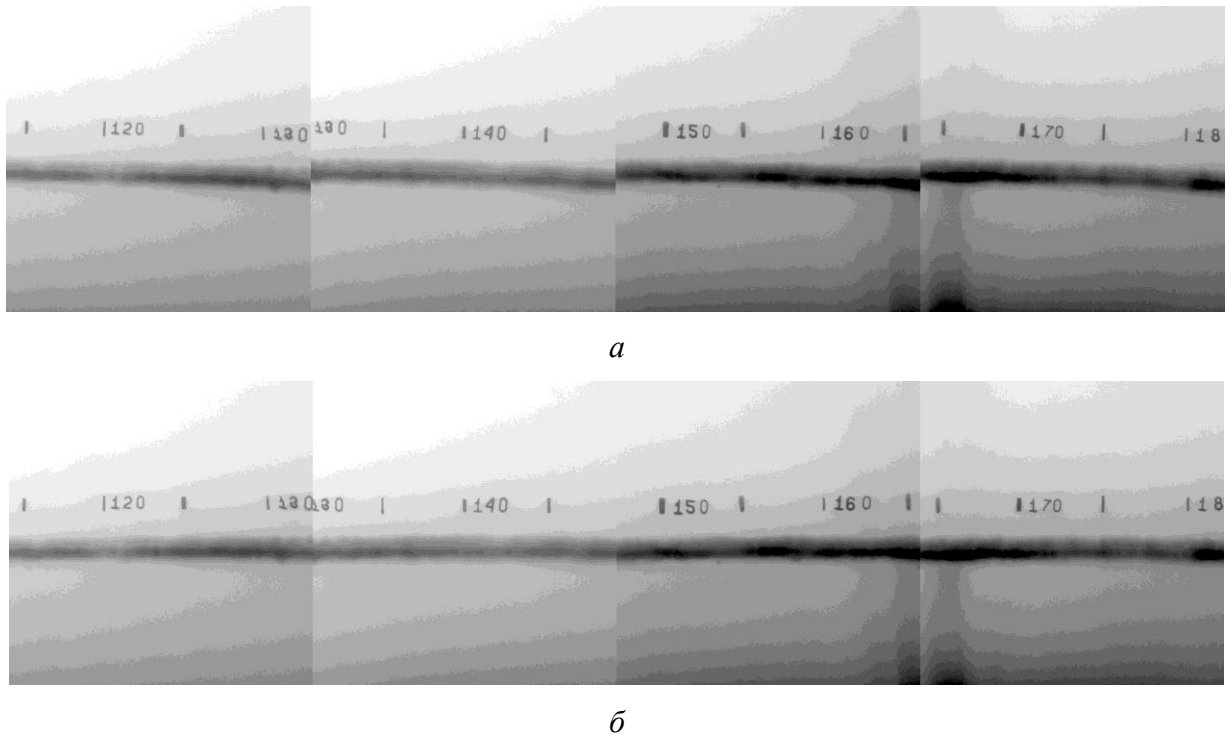


Рисунок 2.3 - Негоризонтальная ориентация сварного шва: *a* – исходные кадры;
б – поворот на 1,892°

Угол поворота кадра ($A_{i,j}$ – яркость, $x_{i,j}$, $y_{i,j}$ – координаты) определим по ориентации сварного шва. Т.е. будем поворачивать кадр так, чтобы сварной шов стал строго горизонтален. Для этого сначала выделим горизонтальную полосу, содержащую только шов без маркеров. Затем вычислим среднее значение яркости в этой полосе – это будет пороговое значение для отделения пикселей шва от фона. Далее вычислим моменты инерции пикселей шва относительно центра масс шва по формулам

$$\begin{aligned}
 J_{xx} &= \sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j}^2 - (\sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j})^2 \\
 J_{xy} &= \sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j} y_{i,j} - \sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j} \sum_{i,j} A_{i,j} y_{i,j} \\
 J_{yy} &= \sum_{i,j} A_{i,j} y_{i,j}^2 - (\sum_{i,j} A_{i,j} y_{i,j})^2
 \end{aligned} \tag{2.1}$$

Суммирование выполняется только по пикселям шва. Угол поворота ϕ кадра определим из формулы приведения моментов инерции к главным осям

$$\varphi = \frac{1}{2} \operatorname{arctg}\left(\frac{2J_{xy}}{J_{yy} - J_{xx}}\right). \quad (2.2)$$

На рисунке 2.3б показаны кадры на рисунке 2.3а, повернутые на угол, усредненный по всем четырем кадрам $1,892 = (2,222+1,812+2,979+0,554)/4$. Повернутые кадры были обрезаны до размера $(N - \operatorname{Mtg}(\varphi)) \times (M - \operatorname{Mtg}(\varphi))$, чтобы избежать проблемы экстраполяции значений пикселей вне границ кадра $N \times M$ после его поворота.

2.3.2. Выравнивание яркости кадров

Будем выравнивать яркость изображения A путем вычитания фона:

$$A_{i,j}^{new} = A_{i,j} - B_{i,j} + \operatorname{const}, \quad (2.3)$$

где фон

$$B_{i,j} = \sum_{p=-P}^P \sum_{q=-Q}^Q A_{i+p,j+q} \quad (2.4)$$

вычисляется усреднением соседних точек, лежащих внутри прямоугольника размером $(2P+1) \times (2Q+1)$ с центром в точке i, j . В нашем случае const равна 32768, т.е. примерно половине максимального значения яркости ($65535 = 2^{16} - 1$).

Для изображения размером $N \times M$ фон вычисляется примерно за $N \times M \times (2P+1) \times (2Q+1)$ операций сложения, что требует значительного времени при больших размерах P и Q .

Процесс можно значительно ускорить, если заметить, что при вычислении суммы для соседней точки справа достаточно из имеющейся суммы вычесть значения с левой границы и добавить значения с правой границы. Аналогично, для суммы в соседней точке снизу достаточно из имеющейся суммы вычесть значения с верхней границы и добавить точки с нижней границы. Для такого

алгоритма расчета общее число операций сложения и вычитания составит примерно $2 \times [N \times (2Q + 1) + M \times (2P + 1)]$. Так для изображения $N=M=1000$ и окрестности 101×101 ($P=Q=50$) число операций уменьшается примерно в 25000 раз.

Псевдокод алгоритма вычисления фона $B_{i,j}$ приведен ниже. Для него нужен $line_i$ массив целых длиной N , в котором хранятся суммы $2Q+1$ величин каждого столбца.

```
int i, j, k, n, h, p, j0, j1, mean;
for (i=0; i<N; i++)  $line_i = 0$ ;
for (j=0; j<M; j++) {
    if (j==0) {
        for (i=0; i<N; i++)
            for (k=0; k<=Q; k++)  $line_i = line_i + A_{i,k}$ ;
    } else {
        j0 = j-Q;
        j1 = j+Q;
        if (j0 > 0) for (i=0; i<N; i++)  $line_i = line_i - A_{i,j0-1}$ ;
        if (j1 < M) for (i=0; i<N; i++)  $line_i = line_i + A_{i,j1}$ ;
        h = min(M-1, j1)-max(0, j0)+1;
    }
    for (i=0; i<N; i++) {
        mean=0; n=0;
        for (p=-P; p<=P; p++) {
```

```

k=i+p;
if (k<0 || k>=N) continue;
mean = mean+linek;
n = n+h;
}
Bi,j = mean/n;
}
}

```

Такой алгоритм вычисления фона быстр, прост и эффективен, но обладает одним недостатком – контрастные объекты также участвуют в создании фона и искажают его, порождая ореол вокруг себя (см. раздел 2.4). Поэтому была разработана модификация алгоритма, которая не включает в вычисление фона значения, отличающиеся от рассчитываемого фона на величину, превышающую заданный порог.

2.3.3. Попиксельное совмещение кадров

Совмещение кадров выполняется последовательно. Сначала первый кадр совмещается со вторым, потом результирующее изображение совмещается с третьим кадром и так далее до кадра с номером N .

Для совмещения двух кадров нужно сдвинуть плавающий кадр по горизонтали и по вертикали относительно референсного так, чтобы их области перекрытия совпали (Рисунок 2.4).

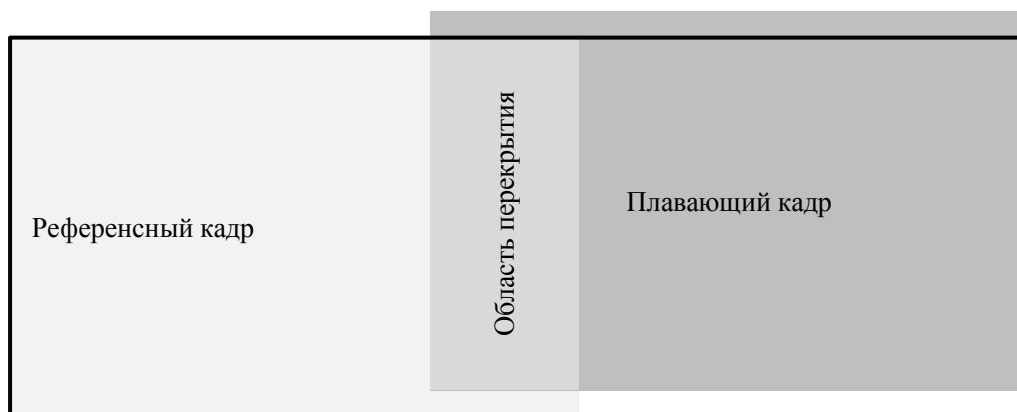


Рисунок 2.4 - Совмещение двух кадров. Область в пределах черной линии – это область совмещения. Светлая область – референсный кадр, а темная область – плавающий кадр.

Область перекрытия окрашена в серый цвет

Сумма квадратов разностей $E_{СКР}$ используется как мера различия двух изображений. В процессе выравнивания минимизируется значение $E_{СКР}$, которое рассчитывается по области перекрытия следующим образом:

$$E_{СКР} = \sum_{i,j} [A_{i,j}^{n+1} - A_{i,j}^n]^2 \quad (2.5)$$

где $A_{i,j}^n$ – яркость референсного кадра, $A_{i,j}^{n+1}$ – яркость плавающего кадра.

Для минимизации использовался перебор всех допустимых перемещений по горизонтали и по вертикали. Метод градиентного спуска, несмотря на его быстродействие, был отброшен, т.к. часто находил локальные минимумы. Наличие номеров мерного пояса и неправильность формы сварного шва обычно давали достаточно информации для корректного совмещения кадров, но все же желательно иметь по одной дополнительной метке мерного пояса в каждой области перекрытия кадров (Рисунок 2.2).

Новое совмещенное изображение состоит из неперекрывающейся области первого кадра, сглаженной области перекрытия кадров, неперекрывающейся области второго кадра и области с постоянным значением яркости.

2.3.4. Альфа смешивание яркости в области перекрытия

Несмотря на предварительное выравнивание фона кадров нужно дополнительно сглаживать область перекрытия кадров. Каждая точка в этой области имеет два значения яркости, которые будем сглаживать простым, но эффективным алгоритмом альфа-смешивания.

Альфа-смешение присваивает значения веса пикселям перекрывающейся области. Для $\alpha = 0,5$ получаем простое усреднение, где обе перекрывающиеся области будут в равной степени участвовать в создании сшитого изображения. Значение α составляет от 0 до 1; если $\alpha = 0$, то пиксель не влияет на составную область, в то время как $\alpha = 1$ подразумевает, что пиксель копируется. Предположим, что составное изображение I создается из горизонтально выравненных изображений A^n (слева) и A^{n+1} (справа), тогда альфа - смешивание задается формулой:

$$A_{i,j} = (1 - \alpha)A_{i,j}^{n+1} + \alpha A_{i,j}^n \quad (2.6)$$

Таким образом, в области перекрытия α уменьшается от 1 до 0, при этом значение яркости меняется от A^n до A^{n+1} (см. Рисунок 2.5).

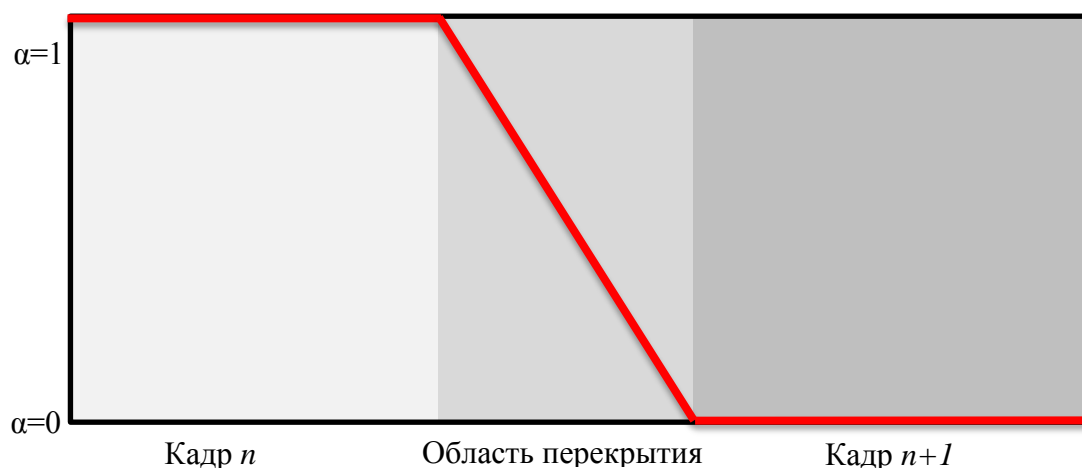


Рисунок 2.5 - Альфа смешивание: α уменьшается от 1 до 0 в области перекрытия кадров.

Красная линия – график зависимости α .

2.4. Результаты численных расчетов

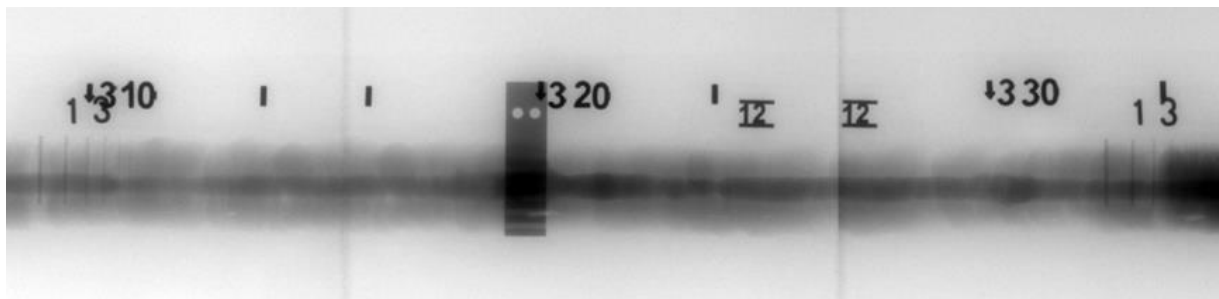
Эксперименты проводились на автоматизированном мобильном дефектоскопе АМД производства ОАО «ТЭМЗ» (г. Томск), рентгеновском аппарате РАП-300п и кроулере производства Томского политехнического университета (Рисунок 2.6).



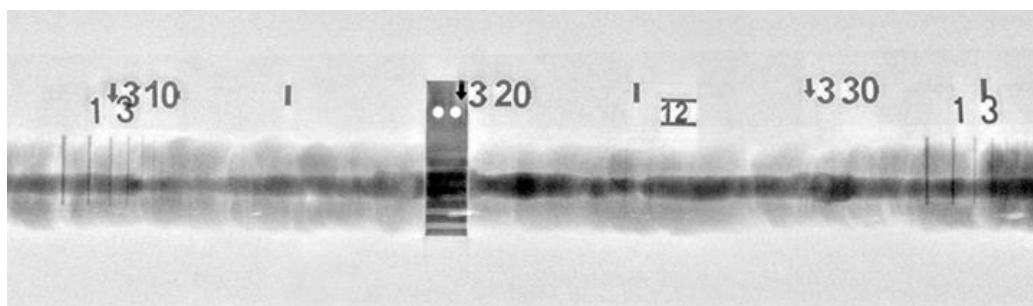
Рисунок 2.6 - Опытный образец автоматизированного мобильного дефектоскопа

Для сравнения с предложенным алгоритмом были взяты результаты,

полученные на цифровом радиографическом комплексе ТРАНСКАН производства ООО «АСК-Рентген» (Рисунок 2.7). Найти описание алгоритма, используемого в ТРАНСКАН, не удалось.



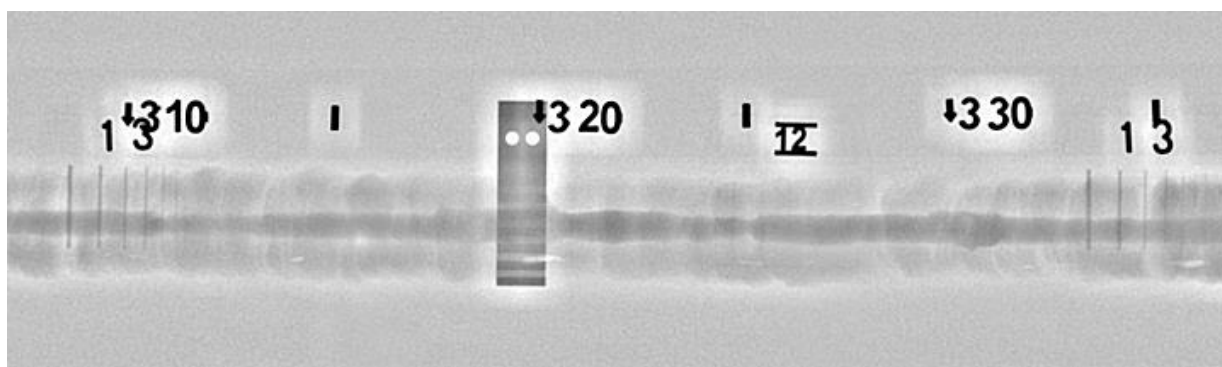
a



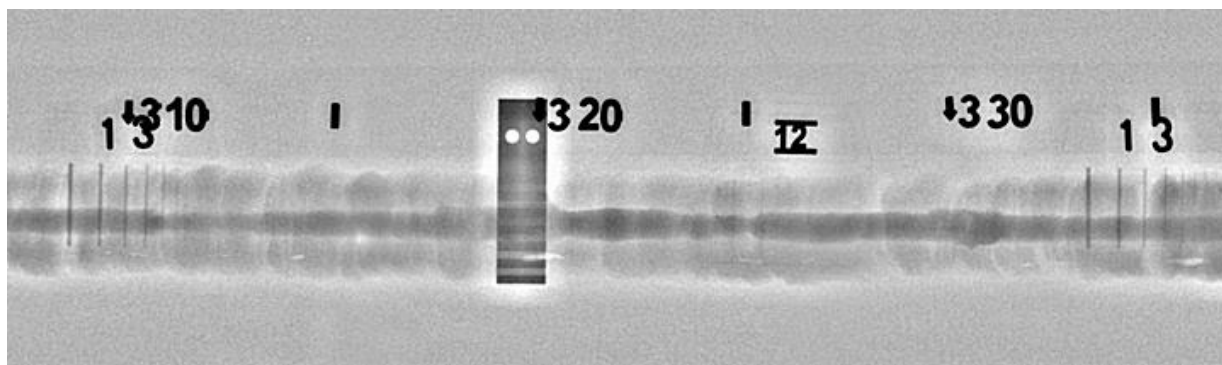
б

Рисунок 2.7 - Результаты, полученные на цифровом радиографическом комплексе ТРАНСКАН производства ООО «АСК-Рентген»: *a* – три исходных кадра, *б* – панорамное изображение

Применение нашего алгоритма к обработке тех же исходных данных (Рисунок 2.7а) показано на рисунке 2.8.



а



б

Рисунок 2.8 - Панорамы, полученные предложенным алгоритмом для исходных данных на рисунке 2.7а: а – без удаления контрастных объектов из фона, б – с удалением контрастных объектов из фона

Сопоставление панорам показывает, что, во-первых, места стыков кадров незаметны, как по уровню яркости, так и по совпадению деталей изображения. Во вторых, на панорамах (Рисунок 2.8а, б) заметно больше деталей внутри сварного шва, чем на рисунке 2.7б. В третьих, на рисунке 2.8а вокруг контрастных объектов мерного пояса имеется светлый ореол, менее выраженный на снимках (Рисунок 2.7б). Этот ореол практически удален в версии алгоритма с удалением контрастных объектов из фона (Рисунок 2.8б).

2.5. Выводы по главе 2

Разработан алгоритм автоматического создания цифрового панорамного изображения сварного шва. Алгоритм выравнивает ориентацию и фон каждого

кадра, а затем попиксельно совмещает соседние кадры, минимизируя среднеквадратичную невязку яркости в области перекрытия кадров. Алгоритм реализован на языке C++ в виде DLL (динамически линкуемой библиотеки) для программы управления автоматизированным мобильным дефектоскопом АМД производства ОАО «ТЭМЗ» (г. Томск). Эффективность алгоритма подтверждает сравнение с результатами, полученными для цифрового радиографического комплекса ТРАНСКАН производства ООО «АСК-Рентген». Получены два свидетельства «Ноу-хау» ТПУ, приведенные в Приложениях А и Б.

ГЛАВА 3. АЛГОРИТМЫ РЕКОНСТРУКЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ С НЕБОЛЬШИМ ЧИСЛОМ ПРОЕКЦИЙ

Благодаря наличию мощных компьютеров алгоритмы итерационной реконструкции были недавно успешно применены для значительного снижения дозы при рентгеновской КТ. Алгоритмы итерационной реконструкции стали с тех пор предметом постоянного исследования и разработки.

Поэтому разработка нового алгоритма и усовершенствование существующих алгоритмов являются актуальными задачами для рентгеновской томографии неразрушающего контроля. Материалы этой главы основаны на результатах [137] и [138].

3.1. Постановка задачи рентгеновской томографии

В случае непрерывного распределения плотности фантома математическая формула, описывающая лучевые суммы в синограмме (при сканировании параллельными проекциями) имеет вид

$$S(p, \varphi) = \iint \mu(x, y) \delta(p - x \cos \varphi - y \sin \varphi) dx dy, \quad (3.1)$$

где: $\mu(x, y)$ – плотность фантома, $\delta(p)$ – дельта-функция Дирака.

Если известен модельный фантом $\mu(x, y)$, то формула (3.1) позволяет вычислить синограмму $S(p, \varphi)$. Обратная задача состоит в том, чтобы найти $\mu(x, y)$, когда известной является функция $S(p, \varphi)$.

Существует точное решение уравнения (3.1), которое было найдено еще самим Радонем (1917). Оно называется обратным преобразованием Радона, и имеет вид

$$\mu(x, y) = -\frac{1}{2\pi^2} \int_0^\pi d\varphi \int \frac{\partial S(p, \varphi)}{\partial p} \frac{dp}{p - x \cos \varphi - y \sin \varphi}. \quad (3.2)$$

Интеграл по переменной p в формуле (3.2) понимается в смысле его главного значения и называется сверткой.

Функциональное уравнение (3.1), рассматриваемое в дискретной форме, на множестве целых номеров, имеет вид (3.3)

$$S(i, j) = \sum_n \sum_m D(i, j; n, m) \mu(n, m), \quad (3.3)$$

$$D(i, j; n, m) = \delta[i - \text{round}(n \cos \varphi_i + m \sin \varphi_j)]. \quad (3.4)$$

δ – функция в (3.4) понимается как $\delta(0)=1$, $\delta(\neq 0)=0$. n, m – номера координат фантома x и y ; i – номер детектора, j – номер угла поворота.

Фантом и синограмма в функциональном уравнении (3.3) являются двумерными массивами данных. Но всегда имеется возможность преобразовать эти массивы в одномерные векторы-столбцы. Матрицу D тоже можно преобразовать из четырехмерного массива в двумерный. После этого задача о восстановлении изображения становится обычной задачей линейной алгебры, но с большой размерностью входящих в нее величин.

Функциональное уравнение (3.3) переходит в обычное линейное алгебраическое соотношение вида

$$\vec{S} = D\vec{\mu}. \quad (3.5)$$

Обычно синограмма имеет большее число элементов, чем фантом, поэтому матрица D будет прямоугольной. В ней гораздо больше строк, чем столбцов, она имеет большую размерность, состоит только из нулей и единиц, причем нулей намного больше. Уравнение (3.5) является основой для применения итерационных методов реконструкции.

3.2. Алгоритмы томографической реконструкции

Обычно для решения (3.2) обычно используют преобразование Фурье и обратное проецирование ФОП. В [139] предложен метод вычисления (с помощью прямого интегрирования) правой части (2) и доказано, что метод обеспечивает более точное восстановление по сравнению с алгоритмом ФОП (для случая сканирования с небольшим числом проекций – не более 180 проекций). Результат, полученный с помощью метода прямого интегрирования, например, с 270 проекциями, показан на рисунке 3.1.



Рисунок 3.1 - Результат реконструкции методом прямого интегрирования, 270 проекции, шаг 1°

В этом разделе представлена разработка адаптивного алгоритма итерационной реконструкции для рентгеновской КТ, который, как показано, дает результаты, сопоставимые с результатами, полученными с помощью коммерческих алгоритмов, как с точки зрения точности реконструкции, так и времени выполнения.

Кроме разработанного адаптивного алгоритма итерационной реконструкции, также покажем, как можно улучшить два алгоритма аналитической реконструкции, используя рандомизированный алгоритм итерационной реконструкции.

Комбинированная аналитическая реконструкция с последующей рандомизированной итерационной реконструкцией также может рассматриваться как алгоритм реконструкции, который в проведенных экспериментах использует на 35% меньшее число проекций по сравнению с алгоритмами аналитической реконструкции и дает те же результаты с точки зрения качества реконструкции, без значительного увеличения времени выполнения.

3.3. Алгоритм адаптивной итерационной реконструкции на основе синограмм для небольшого числа рентгеновских проекций

Алгоритмы итерационной реконструкции [140] для рентгеновской КТ [141] широко применяются для снижения радиационного воздействия рентгеновских лучей [140] в клинических исследованиях. Итерационные методы долгое время использовались в ядерной медицине, но только в последние несколько лет несколько производителей стали использовать итерационные методы для рутинной КТ, что одновременно обеспечило приемлемое качество изображения, обнаружение низко-контрастных объектов и значительное снижение дозы.

По сравнению с алгоритмом фильтрованной обратной проекции (ФОП) [141] алгоритмы итерационной реконструкции, такие как метод алгебраической реконструкции (ART) [142], алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями (SART) [143] и метод одновременной итерационной реконструкции (SIRT) [144], обычно требуют значительно больше времени для получения томограмм с сопоставимой точностью. Однако, недавно предложенные алгоритмы, такие как адаптивная статистическая итерационная реконструкция

(ASIR) [145, 146] и Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) [147–155], обеспечивают клинически приемлемые результаты со временем реконструкции, сопоставимым с алгоритмом ФОП. Алгоритмы статистической реконструкции, такие как ASIR, были подвергнуты критике за их «пластичную» реконструкцию [155]. В большинстве исследований потенциальное снижение дозы SAFIRE составляет около 50%, а в некоторых случаях около 60-65% (например, для ряда КТ грудной клетки). Для некоторых других тематических исследований потенциальное снижение дозы, которое может быть достигнуто, составляет около 35-40%:

(1) в [152], применялась КТ для шейного отдела позвоночника и SAFIRE со сниженной до 40% дозой, обеспечивает результаты, сопоставимые со 100% дозой ФОП;

(2) в [153] проводилось сравнение между SAFIRE и автоматической кВ модуляцией (CARE кВ) для КТ брюшной полости, и утверждается, что «доза может быть уменьшена на 41,3%»;

(3) в [149], где исследовали эффективность итерационной реконструкции изображения околоносовых пазух, утверждается, что «субъективная оценка качества адаптированных к шуму изображений показала предпочтение тем, которые получены при 100%-ном токе трубки с ФОП (4,7-5,0) против 50% дозы с SAFIRE (3,4-4,4) ».

Адаптивные итерационные методы, такие как ASIR и SAFIRE, могут применяться не только в клинической КТ, но и в других рентгеновских исследованиях, таких как неразрушающий контроль материалов. Поскольку

алгоритмические подробности этих методов являются коммерческой собственностью, опишем свои предложения по адаптивному итеративному алгоритму реконструкции, который, как показано, дает потенциальное снижение дозы на 50% при времени реконструкции, сопоставимом с алгоритмом SAFIRE. После подробного представления алгоритма и предоставления иллюстративных результатов обсудим ряд возможных оптимизаций.

3.3.1. Адаптивная итерационная реконструкция

В этом разделе подробно опишем детали предложенного алгоритма адаптивной итерационной реконструкции. Пусть μ_1 – матрица плотности (размером nx строк и ny столбцов), которую нужно восстановить по синограмме S , nd – количество детекторов, а np – количество проекций, $S[i, j]$ – значение синограммы, соответствующее детектору i , для j -ой проекции. Есть два основных шага в процессе реконструкции:

1. инициализация матрицы реконструкции μ_1 с начальным решением,
2. итерации.

Подробное описание реконструкции выглядит следующим образом. Прежде чем приступить к двум основным шагам, инициализируем переменные:

$$\begin{aligned}\mu_1[i, j] &\leftarrow 0.0, & 1 \leq i \leq nx, 1 \leq j \leq ny, \\ \mu_2[i, j] &\leftarrow 0.0, & 1 \leq i \leq nx, 1 \leq j \leq ny, \\ o[i, j] &\leftarrow 0.0, & 1 \leq i \leq nx, 1 \leq j \leq ny.\end{aligned}$$

После инициализации этих переменных, инициализация начальной матрицы μ_1 выполняется, как в алгоритме, псевдокод которого приведен на рисунке 3.2:

для каждого j , $1 \leq j \leq np$ цикл

для каждого i , $1 \leq i \leq nd$ ЦИКЛ

пусть $B_{i,j}$ будет рентгеновским лучом, соответствующим значению
 синограммы $S[i, j]$;

пусть $L_{i,j}$, $C_{i,j}$ это 2 вектора с $\mu_1[X_{i,j}[1], Y_{i,j}[1]], \dots, \mu_1[X_{i,j}[c_{i,j}], Y_{i,j}[c_{i,j}]]$
 пробегающими все $c_{i,j}$ элементы μ_1 которые соответствуют лучу $B_{i,j}$;

пусть $Seg_{i,j}$ будет вектором, таким, что $Seg_{i,j}[k]$ это длина сегмента,
 соответствующая пути, который $B_{i,j}$ проходит по элементам $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$,
 $1 \leq k \leq c_{i,j}$;

$SUM \leftarrow 0.0$;

для каждого k , $1 \leq k \leq c_{i,j}$ ЦИКЛ

$SUM \leftarrow SUM + Seg_{i,j}[k]$;

конец цикла k

для каждого k , $1 \leq k \leq c_{i,j}$ ЦИКЛ

$o[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] \leftarrow o[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] + Seg_{i,j}[k]$;

конец цикла k

для каждого k , $1 \leq k \leq c_{i,j}$ ЦИКЛ

$\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] \leftarrow \mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] + Seg_{i,j}[k] * (S[i, j] / SUM)$;

конец цикла k

конец цикла j

конец цикла i

для каждого i , $1 \leq i \leq nx$ ЦИКЛ

для каждого j , $1 \leq j \leq ny$ ЦИКЛ

$\mu_1[i, j] \leftarrow \mu_1[i, j] / o[i, j]$;

конец цикла j

конец цикла i

Рисунок 3.2 - Псевдокод для инициализации

Инициализация начального решения очень проста и может быть объяснена следующим образом.

Для каждого j и i , $1 \leq j \leq np$, $1 \leq i \leq nd$: пусть $B_{i,j}$ будет рентгеновским лучом, который соответствует значению синограммы $S[i, j]$, и предположим, что $B_{i,j}$ проходит через $c_{i,j}$ записей из μ_1 . Пусть $X_{i,j}$, $Y_{i,j}$ два таких вектора, что $\mu_1[X_{i,j}[1], Y_{i,j}[1]], \dots, \mu_1[X_{i,j}[c_{i,j}], Y_{i,j}[c_{i,j}]]$ является записями μ_1 , и соответствуют лучу $B_{i,j}$. Для текущих j и i , SUM является суммой всех сегментов, соответствующих лучу $B_{i,j}$ (записи μ_1 , которые соответствуют текущему лучу $B_{i,j}$ и связанным сегментам, вычисляются таким же образом, после формирования синограммы). Тогда для каждого k , $1 \leq k \leq c_{i,j}$, $o[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$ есть сумма всех сегментов (то есть от всех лучей), соответствующих записи $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$. Итак, для текущего луча $B_{i,j}$ добавляем текущие сегменты $Seg_{i,j}[1], \dots, Seg_{i,j}[c_{i,j}]$ к соответствующим элементам в o (то есть к $o[X_{i,j}[1], Y_{i,j}[1]], \dots, o[X_{i,j}[c_{i,j}], Y_{i,j}[c_{i,j}]]$). Поскольку SUM является суммой всех сегментов, соответствующих текущему лучу $B_{i,j}$, отсюда следует, что $S[i, j]/SUM$, это текущее среднее значение синограммы на единицу сегмента. Но текущий луч $B_{i,j}$ проходит через $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$ для расстояния $Seg_{i,j}[k]$, а не для единичного расстояния 1.0, отсюда следует, что $Seg_{i,j}[k] * (S[i, j]/SUM)$, это аппроксимация вклада $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$ в $S[i, j]$. Добавим к $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$ все эти аппроксимации.

Для каждого i и j , $1 \leq i \leq nx$, $1 \leq j \leq ny$, инициализируем $\mu_1[i, j]$ путем деления суммы аппроксимаций вкладов на сумму сегментов, соответствующих $\mu_1[i, j]$.

После инициализации следует этап итераций; на каждой итерации выполняется алгоритм из рисунки 3.3, показанный в псевдокоде.

для каждого j , $1 \leq j \leq np$ цикл

для каждого i , $1 \leq i \leq nd$ цикл

пусть $B_{i,j}$ будет рентгеновским лучом, соответствующим значению синограммы $S[i, j]$;

пусть $L_{i,j}$, $C_{i,j}$ это 2 вектора с $\mu_1[X_{i,j}[1], Y_{i,j}[1]], \dots, \mu_1[X_{i,j}[c_{i,j}], Y_{i,j}[c_{i,j}]]$ пробегающими все $c_{i,j}$ элементы μ_1 которые соответствуют лучу $B_{i,j}$;

пусть $Seg_{i,j}$ будет вектором, таким, что $Seg_{i,j}[k]$ это длина сегмента, соответствующая пути, который $B_{i,j}$ проходит по элементам $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$, $1 \leq k \leq c_{i,j}$;

$Sit \leftarrow 0.0$;

для каждого k , $1 \leq k \leq c_{i,j}$ цикл

$Sit \leftarrow Sit + Seg_{i,j}[k] * \mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$;

конец цикла k

для каждого k , $1 \leq k \leq c_{i,j}$ цикл

$\mu_2[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] \leftarrow \mu_2[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] + Seg_{i,j}[k] * \mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] * (S[i, j] / Sit)$;

конец цикла k

конец цикла j

конец цикла i

для каждого i , $1 \leq i \leq nx$ цикл

для каждого j , $1 \leq j \leq ny$ цикл

$\mu_1[i, j] \leftarrow \mu_2[i, j] / o[i, j]$;

$\mu_2[i, j] \leftarrow 0.0;$

конец цикла j

конец цикла i

Рисунок 3.3 - Псевдокод алгоритма, выполняемого на каждой итерации

Код, выполняемый на каждой итерации, аналогичен коду инициализации, но с некоторыми отличиями.

Для каждого j и i , $1 \leq j \leq np$, $1 \leq i \leq nd$: $X_{i,j}$, $Y_{i,j}$, $Seg_{i,j}$ уже инициализированы начальным решением; затем вычисляется Sit в реконструкцию для текущего рентгеновского луча $B_{i,j}$; $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] * (S[i, j] / Sit)$ является исправленным значением $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$ для текущего детектора и проекции, а $Seg_{i,j}[k] * \mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] * (S[i, j] / Sit)$ является точным вкладом этого исправленного значения $\mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$; в переменную μ_2 далее добавляем эти точные вклады скорректированных значений.

Для каждого i и j , $1 \leq i \leq nx$, $1 \leq j \leq ny$, наконец, вычислим $\mu_1[i, j]$ путем деления текущей суммы точных вкладов скорректированных значений на сумму сегментов, соответствующих $\mu_1[i, j]$. Кроме того, μ_2 повторно инициализируется для следующей итерации.

Итерации останавливаются, когда разница между реконструкциями на двух последовательных итерациях достигает предварительно заданного порога.

3.3.2. Результаты, полученные с помощью предлагаемой адаптивной итерационной реконструкции



Рисунок 3.4 - Фантом Шеппа-Логана размером 250 на 250 пикселей

В этом разделе рассмотрим производительность описанного алгоритма адаптивной итерационной реконструкции. Рассмотрим фантом Шеппа-Логана размером 250 на 250 пикселей, показанный на рисунке 3.4. Фантом Шеппа-Логана был сгенерирован с помощью программного обеспечения MATLAB с использованием команды `phantom('Modified Shepp-Logan', 250)`.

Для этого фантома зададим следующие параметры:

1. расстояние от источника веерного излучения до оси вращения объекта контроля – 800 мм,
2. расстояние от источника веерного излучения до линейки детекторов – 1500 мм,
3. количество детекторов, равномерно расположенных на линейке детекторов – 359,
4. количество проекции – 198, угловой шаг – 1° .

В этом случае, соответствующая синোগрамма представляет собой матрицу из

359 строк и 198 столбцов. Для этого набора параметров и сканирования веерным пучком с помощью равномерно расположенных детекторов, фантом показан на рисунке 3.5. Реконструкция, полученная алгоритмом ФОП, показана на рисунке 3.6 – как видно, здесь много артефактов.

Результат, полученный методом адаптивной итерационной реконструкции для того же набора параметров после 285 итераций показан на рисунке 3.7б. На рисунке 3.7а показан результат, полученный алгоритмом ФОП, но для 360 проекций. Результат, полученный с помощью адаптивной итерационной реконструкции (Рисунок 3.7б, 198 проекций), имеет то же качество, что и результат, полученный с помощью алгоритма ФОП (Рисунок 3.7а), то есть, уменьшение количества проекций достигало 45%. Результат, полученный методом адаптивной итерационной реконструкции был получен с использованием настольного компьютера с процессором Intel Xeon E5-2697 v2, 2,70 ГГц, путем распараллеливания на всех 12 доступных ядрах с использованием программного обеспечения Visual Studio 2013. Время выполнения реконструкции составило около 1,75 секунды. Из всех проведенных расчетов был сделан вывод, что количество проекций может быть уменьшена на 50% для рассматриваемой реконструкции фантома Шеппа-Логана, но с использованием на 30 – 40% большего числа итераций.

Таким образом, данный результат сопоставим с результатами, полученными с помощью алгоритма SAFIRE, как с точки зрения уменьшения дозы, так и с точки зрения времени выполнения (насколько нам известно, алгоритм SAFIRE требует около 1 секунды для фантома такого размера), но в отличие от алгоритма SAFIRE,

описание которого являются коммерческой собственностью, описанный алгоритм адаптивной итерационной реконструкции предоставляется бесплатно сообществу исследователей, занимающихся томографией (не только в области медицины, где используется алгоритм SAFIRE, но и для неразрушающего контроля и т. д.).

Время выполнения описанного алгоритма итерационной реконструкции может быть уменьшено за счет использования более мощных процессоров или параллелизации на графических процессорах (GPU).

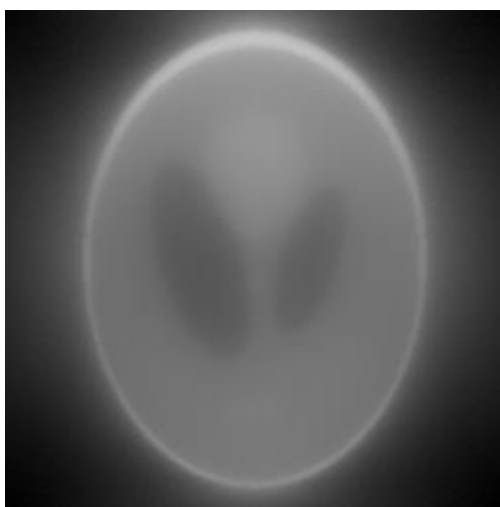


Рисунок 3.5 - Результат инициализации начальным решением (198 проекций, шаг 1 °)

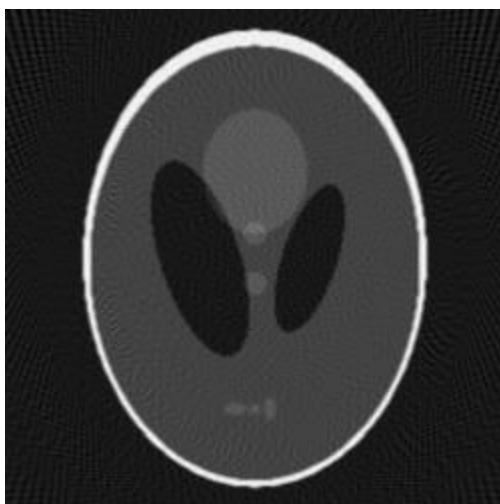


Рисунок 3.6 - Результат реконструкции по алгоритму ФОП (198 проекций, шаг 1 °)

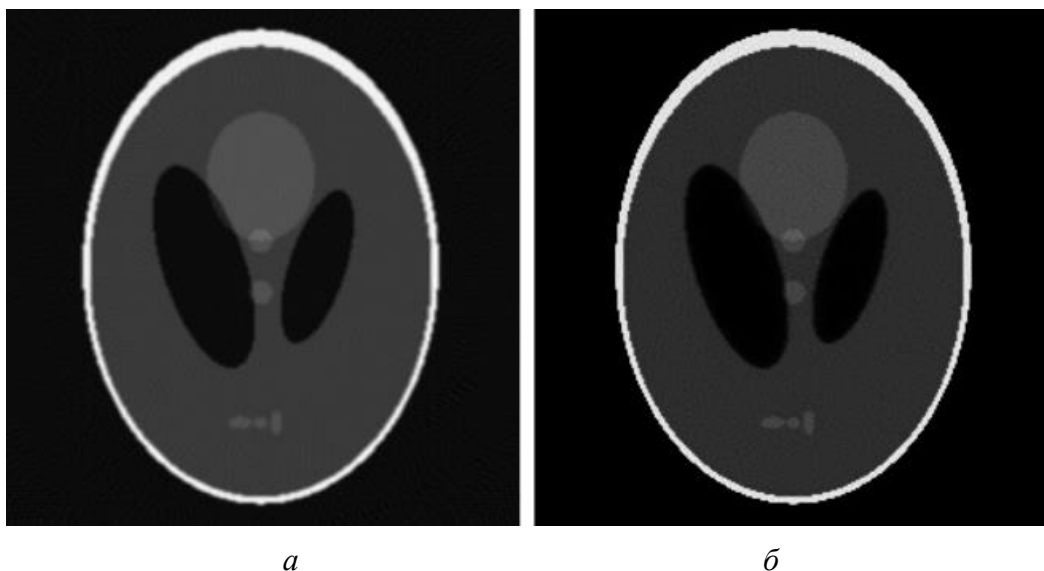


Рисунок 3.7 – *a* – результат реконструкции по алгоритму ФОП (360 проекций, шаг 1 °);
б – результат реконструкции по алгоритму адаптивной итерационной реконструкции
 (198 проекций, шаг 1 °)

3.3.3. Оптимизации

В этом разделе обсудим возможные оптимизации. Время выполнения, о котором сообщали в предыдущем разделе, было получено путем распараллеливания предложенного алгоритма на многоядерном процессоре. И этап инициализации, и этап итераций можно легко распараллелить, разделив вычисления для всех пар детектор – проекция, поровну между всеми доступными ядрами. Для примера, который проанализировали с 359 детекторами и 198 проекциями, если есть 11 доступных ядер, то первое ядро будет иметь дело со всеми парами детектор - проекция (i, j) для $1 \leq i \leq 359$, $1 \leq j \leq 18$, второе ядро будет иметь дело со всеми парами детектор - проекция (i, j) для $1 \leq i \leq 359$, $19 \leq j \leq 36$ и т.д. В конце каждой итерации рассчитывается μ_1 из переменных μ_2 , σ_1 и расчет будет выполняться только одним из ядер, а остальные будут ждать, пока все ядра не начнут следующую итерацию, поскольку каждому ядру нужна одинаковая матрица μ_1 в начале каждой итерации.

Помимо распараллеливания на многоядерных процессорах, еще одна возможная оптимизация может заключаться в следующем: в коде, выполняемом на каждой итерации, для каждого из рентгеновских лучей $nd * np$, для расчета Sit используется ряд записей матрицы μ_1 . Если некоторые из этих записей точно 0,0, то добавление соответствующих $Seg_{i,j}[k] * \mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]]$ членов для переменной Sit становятся ненужным. Кроме того, после вычисления переменной Sit , добавление соответствующих $Seg_{i,j}[k] * \mu_1[X_{i,j}[k], Y_{i,j}[k]] * (S[i, j] / Sit)$ членов к переменной μ_2 также становятся ненужным. Поэтому желательно не проводить соответствующие 0,0 записи в μ_1 . Это можно реализовать, запустив один раз в несколько итераций тест, который проверяет, какие записи в μ_1 стали равными 0,0, и исключить их из векторов $X_{i,j}$, $Y_{i,j}$ для всех пар $nd * np$ детектор – проекции. Исключение этих 0,0 записей является правильной процедурой, так как после того, как запись стала 0,0, она останется 0,0 до конца всех итераций, независимо от того, сколько итераций выполнено. Однако, для фантома Шеппа-Логана размером 250 на 250, который тестировался, ни одна из записей не достигла точного значения 0,0, но для других фантомов это может произойти.

Другой возможной оптимизацией было бы использование другого начального приближения для описанного выше алгоритма адаптивной итеративной реконструкции.

Разработанный алгоритм адаптивной итерационной реконструкции реализован на языке C++, с обычным приложением Win32. Пример интерфейса показан на рисунке 3.8. Функция, выполняемая каждым потоком, называется «MyThreadFunction». В этой реализации используются барьеры (для

синхронизации потоков после каждой итерации в процессе реконструкции), для чего требуется Windows 8 или выше.

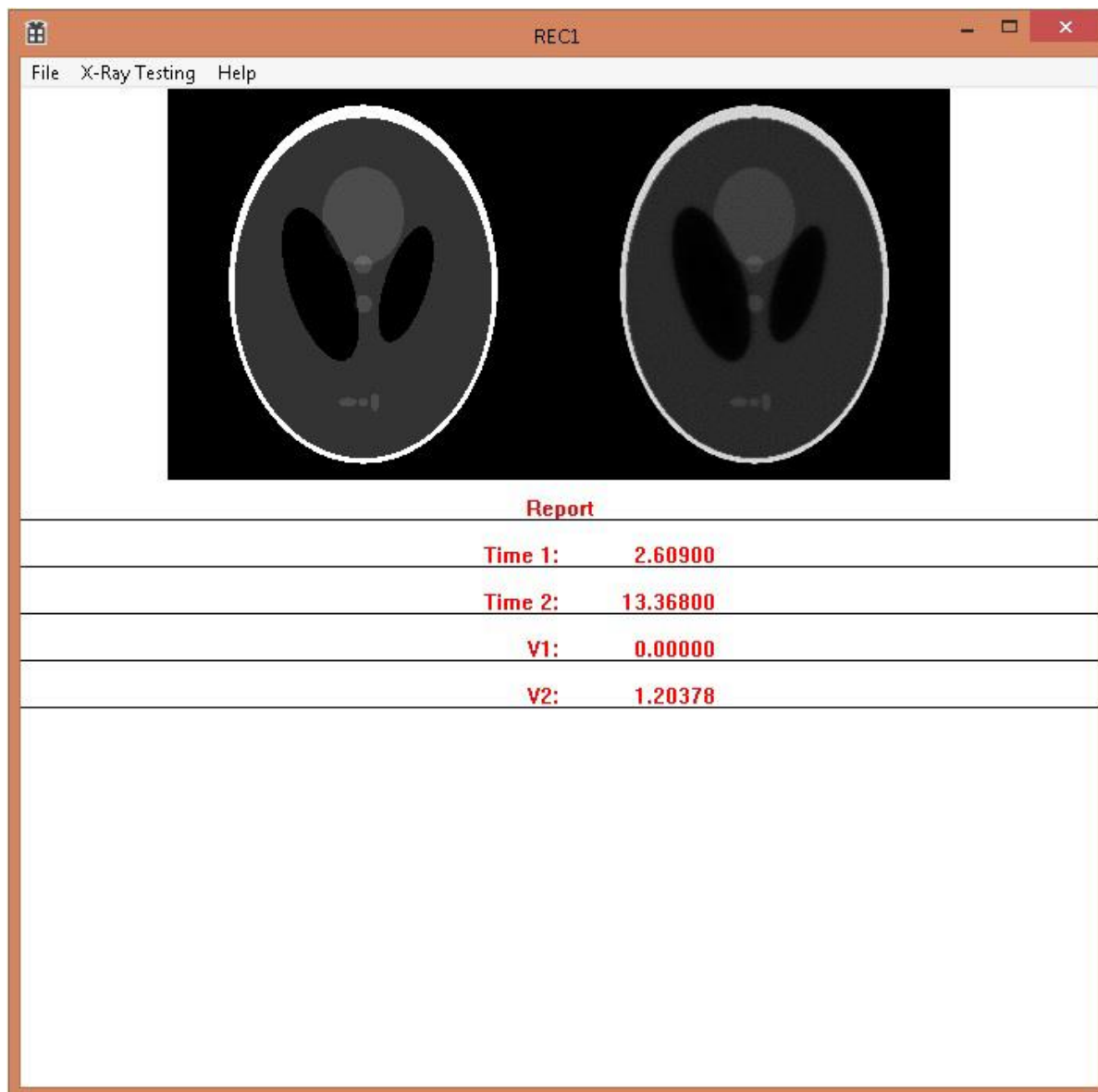


Рисунок 3.8 - Реализация адаптивной итерационной реконструкции на основе синограммы в Visual C ++ 2013: с левой стороны – исходное поперечное сечение, а с правой стороны - реконструкция после 150 итераций

3.4. Алгоритм быстрой коррекции аналитической реконструкции для небольшого числа рентгеновских проекций

В настоящее время алгоритмы итерационной реконструкции [140, 156–159] для рентгеновской компьютерной томографии (КТ) [140, 160] используются при

разработке более эффективных методов реконструкций, особенно для задачи получения реконструированных томограмм высокого качества для небольшого числа рентгеновских проекций [155–158].

По сравнению с обычным алгоритмом фильтрованной обратной проекции [160, 161], который не дает хороших результатов для сканирования с небольшим числом рентгеновских проекций, алгоритмы итерационной реконструкции обычно требуют значительно больше времени для получения томограмм с сопоставимой точностью. В большинстве работ по рентгеновской КТ с небольшим числом проекций рассматривалось использование оптимизации тотальной вариации (TV) для получения реконструкции с хорошей точностью, но проблема в том, что в целом они требуют длительного времени расчета [156–159], обычно порядка 20–60 секунд. В этом разделе покажем, как можно улучшить два алгоритма аналитической реконструкции (алгоритм ФОП и недавно предложенное прямое интегрирование обратного преобразования Радона [139]), исправляя соответствующие реконструкции с использованием алгоритма рандомизированной итерационной реконструкции. Комбинированная аналитическая реконструкция с последующей рандомизированной итерационной реконструкцией также может рассматриваться как алгоритм реконструкции, который в проведенных нами экспериментах использует на 35% меньше проекции по сравнению с алгоритмами аналитической реконструкции и дает те же результаты с точки зрения качества реконструкции, без значительного увеличения времени вычислений.

Поступим следующим образом. Сначала опишем используемый пример, и

покажем соответствующие результаты, полученные с помощью алгоритма ФОП и метода прямого интегрирования уравнения Радона. Затем опишем детали предложенного алгоритма рандомизированной итерационной реконструкции вместе с полученными томограммами. В конце обсудим возможные улучшения с точки зрения времени вычислений и точности реконструкции.

3.4.1. Фильтрованная обратная проекция

Алгоритмы итерационной реконструкции для рентгеновской КТ обычно сравнивают с алгоритмом ФОП. Для сравнения, рассмотрим также фантом Шеппа-Логана, показанный на рисунке 3.4, размером 250 на 250 пикселей. Для этого фантома применим следующие параметры:

1. расстояние от источника веерного излучения до оси вращения объекта контроля – 800 мм,
2. расстояние от источника веерного излучения до линейки детекторов – 1500 мм,
3. количество детекторов, равномерно распределенных (по 1 мм на каждый детектор) на линейки детекторов – 359,
4. количество проекции – 270, угловой шаг 1 °.

Соответствующая синограмма представляет собой матрицу из 359 строк и 270 столбцов. Для этого набора параметров результат, полученный при реализации алгоритма ФОП в MATLAB, показан на рисунке 3.9.



Рисунок 3.9 - Результат реконструкции по алгоритму ФОП (270 проекций, шаг 1 °)

3.4.2. Рандомизированная итерационная реконструкция

В этом разделе предлагаются два простых, но, эффективных рандомизированных алгоритма итерационной реконструкции для рентгеновской КТ. Оба обеспечивают примерно одинаковую точность реконструкции, хотя увидим, что первый может не работать, а второй работает успешно и дает очень хорошие результаты.

Первый алгоритм работает следующим образом. Пусть μ – функция плотности, которая должна быть восстановлена по синограмме S , nd – число детекторов и np – количество проекции. Матрица μ инициализируется до начала итераций решением, полученным с помощью другого алгоритма (алгоритма ФОП или метода прямого интегрирования). На каждой итерации выбирается случайный детектор d и случайную проекцию p , $1 \leq d \leq nd$ и $1 \leq p \leq np$. Для этих случайных детекторов и проекции рассмотрим рентгеновское излучение, которое идет от источника до детектора с номером d , для p -ой проекции. Рассмотрим элементы текущей реконструкции μ , которые соответствуют этому случайно выбранному

рентгеновскому лучу. Чтобы обновить эти элементы, пусть $li[d, p]$ будет линейным интегралом этих элементов вдоль текущего рентгеновского луча. Если $\frac{li[d, p]}{S[d, p]} \neq 1.0$, это означает, что линейный интеграл вдоль выбранного рентгеновского луча не равен соответствующему значению на синограмме, тогда обновляем элементы в μ , соответствующие текущему рентгеновскому лучу, умножая каждый из них на отношение $\frac{S[d, p]}{li[d, p]}$.

Второй алгоритм работает следующим образом. Матрица μ инициализируется до начала итераций решением, полученным с помощью другого алгоритма (ФОП или метода прямого интегрирования). На текущей итерации выбираем случайным образом два рентгеновских луча, первый из которых определяется случайно выбранным детектором d_1 и проекцией p_1 , а второй - случайно выбранным детектором d_2 и проекцией p_2 , так чтобы два выбранных рентгеновских луча не имели точки пересечения. Для выбранных рентгеновских лучей рассмотрим два различных случая: (A) оба значения синограммы $S[d_1, p_1]$ и $S[d_2, p_2]$ строго положительны, и (B) хотя бы один из них равен 0,0. Для случая (A) проверим $\frac{li[d_1, p_1]}{li[d_2, p_2]} = \frac{S[d_1, p_1]}{S[d_2, p_2]}$, то есть, проверим, равно ли отношение соответствующих значений синограммы отношению линейных интегралов выбранных рентгеновских лучей. Если да, это означает, что обновление не требуется. В противном случае, если эти два отношения не равны, обновляем элементы μ , соответствующие двум выбранным рентгеновским лучам. Теперь обновим, сначала рассчитав число x так, чтобы

$$\frac{li[d1, p1] + x}{li[d2, p2] - x} = \frac{S[d1, p1]}{S[d2, p2]}, \quad (3.6)$$

что означает

$$x = \frac{\frac{S[d1, p1]}{S[d2, p2]} * li[d2, p2] - li[d1, p1]}{1.0 + \frac{S[d1, p1]}{S[d2, p2]}}.$$

Это обновление означает, что каждый элемент e в μ , соответствующий первому рентгеновскому лучу, заменяется на $e + x * \frac{e}{li[d1, p1]}$, и каждый элемент e

в μ , соответствующий второму рентгеновскому лучу, заменяется на $e - x * \frac{e}{li[d2, p2]}$.

Например, если элементами, соответствующими первому рентгеновскому лучу, являются e_1, e_2, e_3 и Seg_1, Seg_2, Seg_3 являются соответствующими сегментами и $li[d1, p1] = seg_1 * e_1 + seg_2 * e_2 + seg_3 * e_3 = \sum_{i=1}^3 seg_i * e_i$, то

$$\begin{aligned} & \sum_{i=1}^3 seg_i * (e_i + x * \frac{e_i}{li[d1, p1]}) \\ &= \sum_{i=1}^3 seg_i * e_i + \sum_{i=1}^3 seg_i * x * \frac{e_i}{li[d1, p1]} \\ &= \sum_{i=1}^3 seg_i * e_i + x * \frac{\sum_{i=1}^3 seg_i * e_i}{li[d1, p1]}, \\ &= li[d1, p1] + x * \frac{li[d1, p1]}{li[d1, p1]} \\ &= li[d1, p1] + x \end{aligned}$$

это точный числитель первой дроби в соотношении (3.6). Для второго рентгеновского луча, если элементами являются e_4, e_5, e_6 и Seg_4, Seg_5, Seg_6 являются соответствующими сегментами и

$$li[d2, p2] = seg_4 * e_4 + seg_5 * e_5 + seg_6 * e_6 = \sum_{i=4}^6 seg_i * e_i, \text{ то}$$

$$\begin{aligned}
& \sum_{i=4}^6 seg_i * (e_i - x * \frac{e_i}{li[d2, p2]}) \\
&= \sum_{i=4}^6 seg_i * e_i - \sum_{i=4}^6 seg_i * x * \frac{e_i}{li[d2, p2]} \\
&= \sum_{i=4}^6 seg_i * e_i - x * \frac{\sum_{i=4}^6 seg_i * e_i}{li[d2, p2]} \quad , \\
&= li[d2, p2] - x * \frac{li[d2, p2]}{li[d2, p2]} \\
&= li[d2, p2] - x
\end{aligned}$$

это точный знаменатель первой дроби в соотношении (3.6). Для случая (B) обнуляем соответствующие элементы каждого рентгеновского снимка, значение синограммы которого равно 0.

Каждый из алгоритмов останавливается, когда текущая реконструкция μ находится очень близко к синограмме. В нашем примере итерации останавливались путем визуальной оценки качества реконструкции, но на практике должны быть определены точные критерии прекращения итераций.

Первый алгоритм против второго: Первый алгоритм порождает важную проблему, которая может быть объяснена следующим образом. Первоначальное приближение до начала итераций должно обладать тем свойством, что его значения должны быть близки к реальным коэффициентам поглощения. Это должно иметь место, потому что на каждой итерации текущее приближение (линейный интеграл) выбранного рентгеновского луча должен находиться в точном соответствии с соответствующим значением синограммы. В противном случае, начальное приближение должно иметь свойство, чтобы на каждой итерации соотношение $\frac{li[d, p]}{S[d, p]}$ было достаточно близко к 1, потому что иначе

обновление может создать очень маленькие или очень большие числа в μ (вне

возможного диапазона представления чисел на компьютере). Масштабирование исходного решения таким образом, чтобы каждый возможный линейный интеграл находился в тесной согласии с соответствующим значением синограммы, требует дополнительного времени. Достоинство второго алгоритма состоит в том, что такое начальное масштабирование перед началом итераций исключается, так как на каждой итерации линейный интеграл выбранного рентгеновского луча не сравнивается с соответствующим значением синограммы. Некоторые начальные приближения обычно возвращают результат очень близкий к фактическим коэффициентам поглощения, но другие этого не дают, это означает, что второй алгоритм предпочтительнее первого, так как такое начальное масштабирование не требуется.

Общие элементы. Что касается второго алгоритма, можно утверждать, что при выборе двух рентгеновских лучей они не должны иметь общего элемента реконструкции. Это очень важное условие, которое должно быть выполнено, иначе представленные формулы не сработают. Причина заключается в следующем: если они будут иметь какой-либо общий элемент e , то после обновления элемента e при работе с первым рентгеновском лучом произойдет второе обновление, когда обрабатывается второй рентгеновский луч.

Время выполнения: Для второго алгоритма время выполнения может быть значительно уменьшено следующим образом. Во-первых, для конкретной геометрии и параметров эксперимента предварительно вычисленные пары ((детектор1, проекция1), (детектор2, проекция2)) могут быть просто загружены в память из базы данных, так что во время выполнения алгоритма нет

необходимости генерировать такие пары. Во-вторых, при рассмотрении случаев (А) и (В) можно сделать следующее. Перед запуском алгоритма можно построить набор $setz$ так, чтобы элемент e из μ находился в $setz$, если: (а) существует по крайней мере одна пара детектор-проекция (d, p) , такая, что рентгеновский луч соответствующий (d, p) проходит через e , и (б) значение синограммы $S[d, p]$ равно 0,0. Затем при наличии набора $setz$, алгоритм выполняется, как обычно, но со следующими двумя модификациями: (модификация 1) линейные интегралы на каждой итерации вычисляются с учетом только тех элементов, которые не входят в $setz$, поскольку эти элементы должны оставаться 0,0; (модификация 2) всякий раз, когда случай (В) имеет место на текущей итерации, ничего не делается, следовательно, текущая итерация не учитывается.

3.4.3. Результаты коррекции

Учитывая проблемы, указанные для первого рандомизированного алгоритма, сосредоточимся на результатах, полученных вторым рандомизированным алгоритмом. Для параметров, которые описаны выше, результаты, полученные при расчете по второму рандомизированному алгоритму для 125000 итераций, приведены на рисунке 3.10 и рисунке 3.11 (Рисунок 3.10а – Рисунок 3.9, а Рисунок 3.11а это Рисунок 3.1). В обоих случаях коррекция значительна, и результат коррекции очень близок с точки зрения качества реконструкции к результату, полученному при работе каждого из двух аналитических алгоритмов отдельно с полным набором 360 проекций. То есть результат, показанный на рисунке 3.10б, сопоставим с результатом, показанным на рисунке 3.12, а результат, показанный

на рисунке 3.11б, сопоставим с результатом, показанным на рисунке 3.13, что означает уменьшение количества проекций на 25% (на рисунках 3.12 и 3.13 реконструкция более однородна, но с более заметными артефактами). По результатам проведенных экспериментов отметим, что количество проекций может быть уменьшено примерно на 35%, и результаты по-прежнему сопоставимы с результатами, полученными с помощью аналитических алгоритмов с полным набором проекций, при условии выбора подходящего количества итераций.

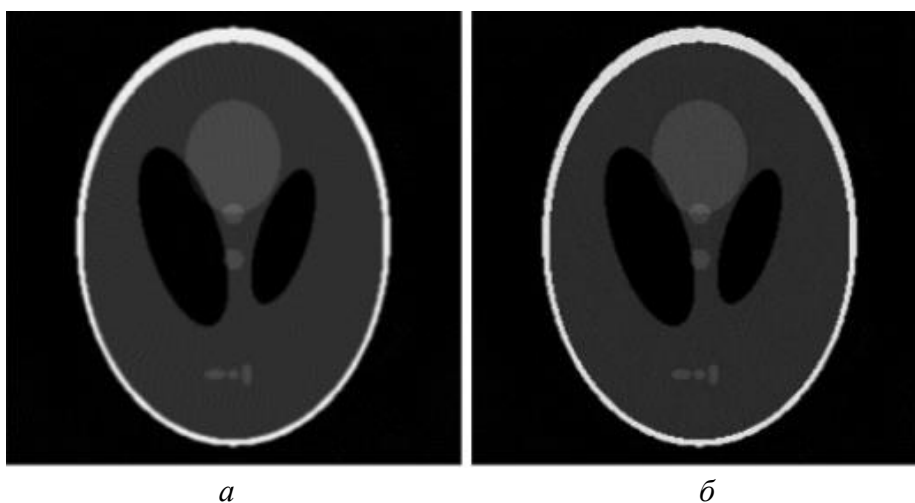


Рисунок 3.10 - *а* – Результат, полученный с помощью ФОП (для начального приближения), *б* – результат с коррекцией, полученный при запуске второго рандомизированного алгоритма после 125000 итераций

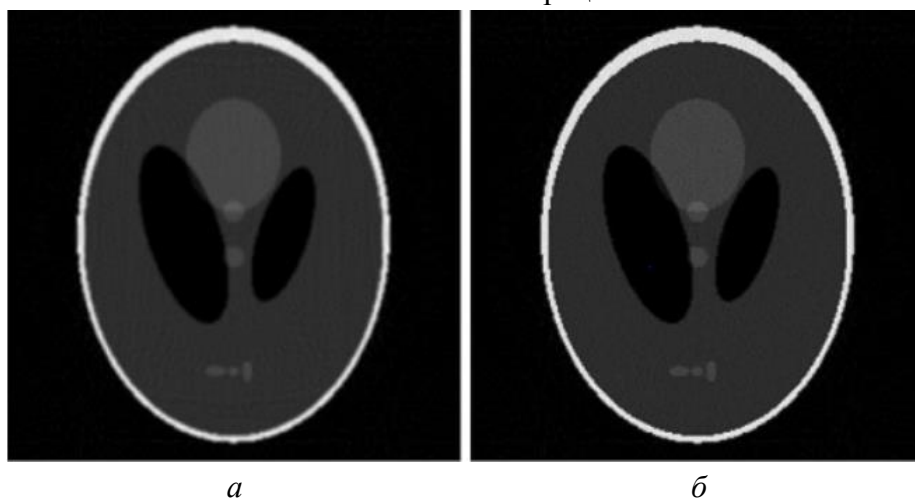


Рисунок 3.11 - *а* – Результат, полученный с использованием метода прямого интегрирования (для начального приближения), *б* – результат с коррекцией, полученный при запуске второго рандомизированного алгоритма после 125000 итераций



Рисунок 3.12 - Результат, полученный с помощью ФОП при использовании 360 проекций вместо 270

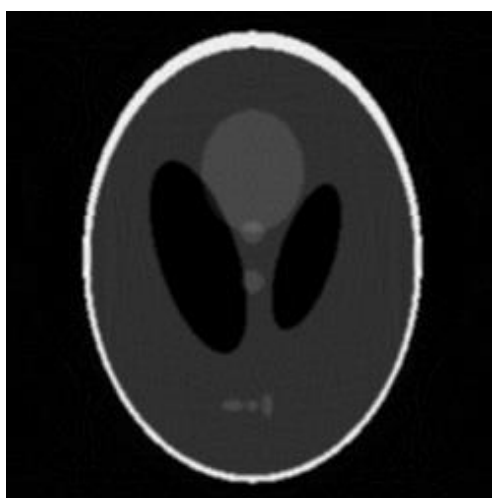


Рисунок 3.13 - Результат, полученный с помощью метода прямого интегрирования при использовании 360 проекций вместо 270

3.4.4. Тестирование рандомизированной итерационной реконструкции

Использовалась Visual Studio Enterprise 2015 с 64-разрядными обновлениями, установленными в 64-разрядной операционной системе Windows 8.1, для реализации и тестирования второго предложенного рандомизированного алгоритма. Полученные результаты относятся к общедоступной версии проекта.

3.4.5. Генерация непересекающихся рентгеновских лучей

При описании второго рандомизированного алгоритма выяснилось, что два рентгеновских луча, выбранные на каждой итерации, должны быть такими, чтобы

они не имели общего элемента матрицы реконструкции. Для тестированного фантома размером 250 на 250 создадим достаточно пар, чтобы на показанном примере можно было выполнить до 1000000 итераций. Было сгенерировано точно 6282674 пары рентгеновских лучей для специальной геометрии и значений параметров примера с 270 проекциями. Было рассчитано, что именно это количество пар необходимо для выполнения до 1000000 итераций для выбранного примера с 270 проекциями. То есть 5282674 пары из этого пула пар не будут удовлетворять условию, если $((S1 [ray1] > 0.0) \& (S1 [ray2] > 0.0))$.

Как видно, перед запуском алгоритма коррекции пары загружаются в память и используются во время коррекции.

3.5. Выводы по главе 3

За вторым поколением алгоритмов итерационной реконструкции для рентгеновской КТ, таких как адаптивные алгоритмы ASIR и SAFIRE, последовало множество исследований на эту тему, в которых показано, что возможно уменьшение количества проекций на 50% по сравнению с алгоритмом ФОП. Показано, что предложенный адаптивный итерационный алгоритм реконструкции обеспечивает очень хорошую точность, является быстрым и предоставляется бесплатно для регулярного использования и для возможного дальнейшего улучшения.

Также предложен алгоритм быстрой коррекции аналитической реконструкции для небольшого числа рентгеновских проекций, который обеспечивает значительное улучшение реконструкции по сравнению с

результатами, полученными только с помощью аналитических алгоритмов, и, таким образом, данный алгоритм может использоваться для ускорения расчетов, так как требует на 35% меньшего количества проекций для получения сопоставимого качества реконструкции. Остается очень важный вопрос, который должен быть решен для предложенных рандомизированных итерационных алгоритмов – какова их сходимость и каковы точные критерии останова итераций.

ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

Материалы этой главы основаны на результатах [161].

4.1. Постановка задачи контроля стальных отливок большой толщины

Контроль толстостенных отливок при производстве является весьма актуальным для обнаружения дефектов, контроля правильности сборки и обеспечения надежной эксплуатации. Толстостенные отливки широко применяют в горном оборудовании, машиностроении, судостроении, аэрокосмической промышленности, нефтегазовой промышленности и т.д. Условия эксплуатации толстостенных отливок оказываются жесткими: высокая температура, высокое давление, коррозионная среда и т.п. Такие жесткие условия приводят к высоким требованиям к процессу их производства.

Для того, чтобы обнаружить возможные дефекты: газовую и усадочную пористость, усадочные раковины, включения и обеспечить правильность сборки, необходимо проводить рентгеновский контроль, т.к. он дает полную информацию об объекте контроля. Одной из важнейших задач является выявление механизмов рождения дефекта, с тем, чтобы можно было улучшить технологию производства отливок и обеспечить их долгую и надежную эксплуатацию. Методы неразрушающего контроля также необходимо применять для оценки изменения плотности и распознавания опасных дефектов в толстостенных отливках, т.к. они помогают оптимизировать процедуру обработки и производства отливок.

4.2. Экспериментальная установка – инспекционно-досмотровый комплекс

В качестве основного источника высокоэнергетического рентгеновского излучения использовался бетатрон с энергией 9 МэВ (МИБ-9). Мощность дозы составляла 18-21 Р/мин на расстоянии 1 метр от фокального пятна. МИБ-9 оснащен защитой и вертикальным коллиматором. Ширина коллимированного пучка составляет примерно 25 мм в плоскости детектора. Размер фокального пятна в вертикальном направлении не превышает 2 мм.

Схема радиографического контроля приведена на рисунке 4.1. Объект исследования размещается в специальном сканере. ОК одной стороной закрепляется в вале вращателя, другой стороной – в опоре сканера. Вращатель установлен на каретке сканера, оснащенной электроприводом для продольного перемещения объекта исследования в направлении, перпендикулярном пучку излучения. Использование вращения позволяет производить съемку с разных ракурсов, а также собирать данные для томографии.

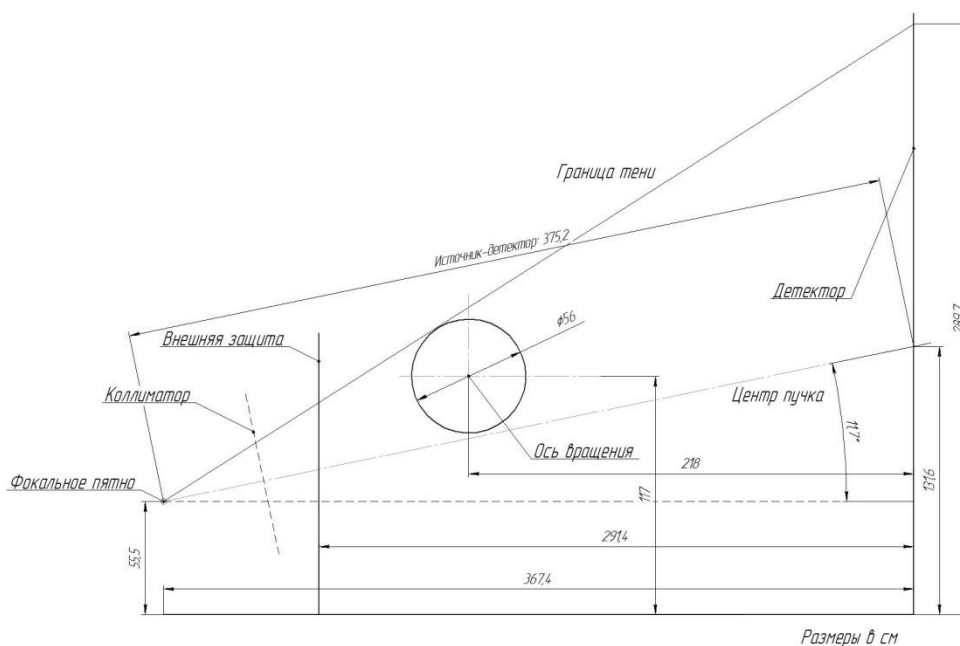


Рисунок 4.1 - Схема установки для радиографии



Рисунок 4.2 - Общий вид установки

Общий вид установки для радиографии и томографии показан на рисунке 4.2. Дополнительным источником выступил бетатрон с энергией 5 МэВ (МИБ-5) для контроля объектов меньших габаритов.

В качестве детекторов использовались:

- линейный детектор №1 инспекционно-досмотрового комплекса (пр-во ТСНК-лаб, г. Москва);
- линейный детектор №2 универсальный высокоэнергетический (пр-во Detection Technology, Финляндия);
- линейный детектор №3 для дуальных энергий (пр-во Detection Technology, Финляндия);
- линейный детектор №4 высокоэнергетический (пр-во ТСНК-лаб, г. Москва).

Основные характеристики используемых детекторов приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Характеристики используемых детекторов

Условное обозначение детектора	Размер кристалла сцинтиллятора, мм ³	Материал сцинтиллятора	Размер детектирующего элемента, мм	Число детектирующих элементов
1	5×6×30	CdWO ₄	5	608

2	0,25×1,57×10	CsI	0,4	1024
3	2,5×2,5×15	CdWO ₄	2,5	128
4	2×4×30	CdWO ₄	2	640

Первоначальное положение объекта (Рисунок 4.1) было выбрано с целью повышения проекционного увеличения. Однако, данное положение не позволило получить качественные томограммы, из-за значительных геометрических искажений, поэтому объект был перемещен ближе к детектору, как указано на рисунке 4.3. Такое положение значительно снизило несовпадение оси вращения объекта и центра пучка, что привело к снижению геометрических искажений.

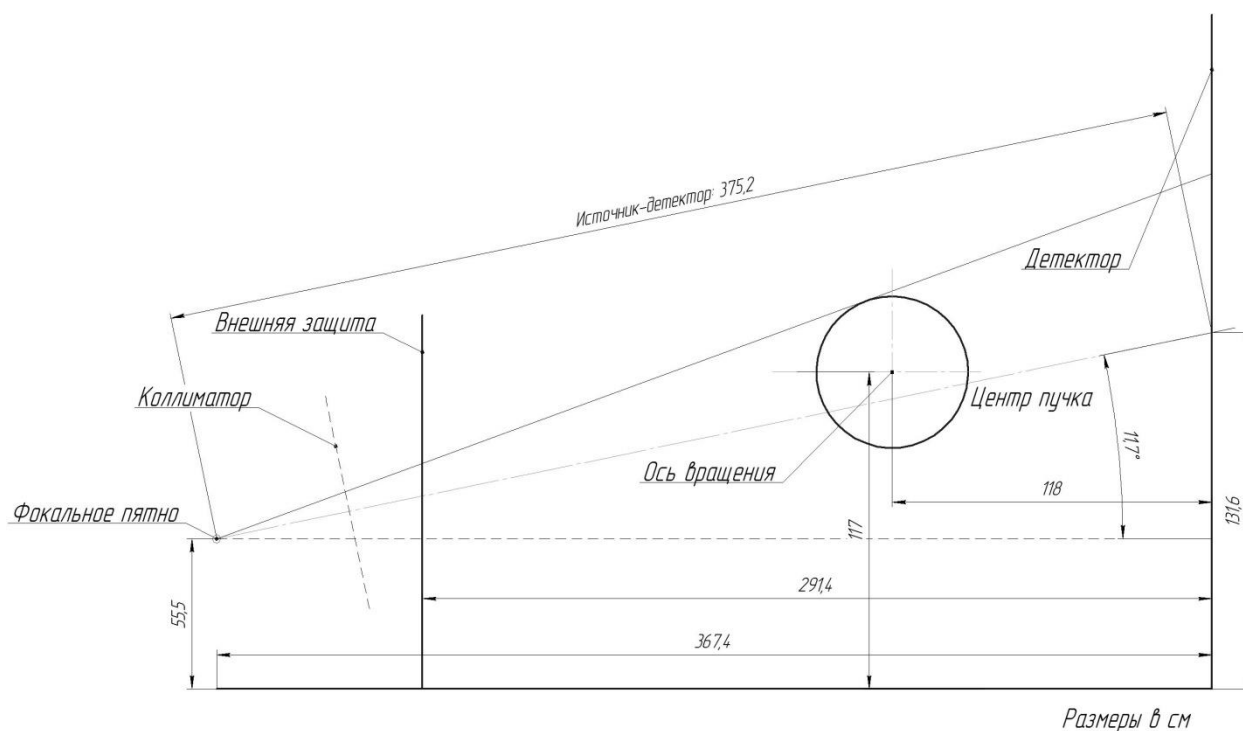


Рисунок 4.3 - Схема установки для томографии

В качестве ОК выбрали два объекта, объект А и объект В, показаны на рисунке 4.4. Все эксперименты с применением рентгеновского излучения приведены в таблице 2.

*a**б*Рисунок 4.4 - *a* – объект А, *б* – объект В

Таблица 2 - Условные обозначения проведенных экспериментов

Источник	Тип детектора	Вид эксперимента	Условное обозначение
МИБ-9	1	Радиография объекта А	P1
		Томография объекта А	T1
МИБ-9	2	Радиография объекта А	P2
МИБ-9	3	Радиография объекта А	P3
МИБ-5	4	Томография объекта В	T4

4.3. Результаты по радиографии

На качество радиографии и томографии сильное влияние оказывает статистика зарегистрированных квантов, которая оценивается по ОСШ. ОСШ представляет собой отношение среднего значения сигнала к его стандартному отклонению [162]. В данной работе ОСШ измерялось «по беловому изображению», то есть при облучении детектора без объекта исследования. Размер области для измерения ОСШ должен составлять не менее 1000 пикселей [163]. Измерения можно проводить в любой графической программе, которая предоставляет статистику о некоторой области изображения. Пример измерения

приведен на рисунке 4.5.

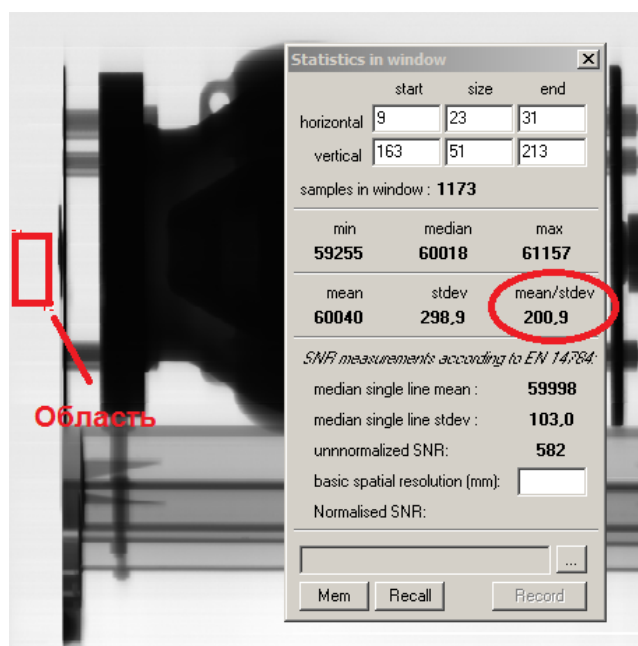


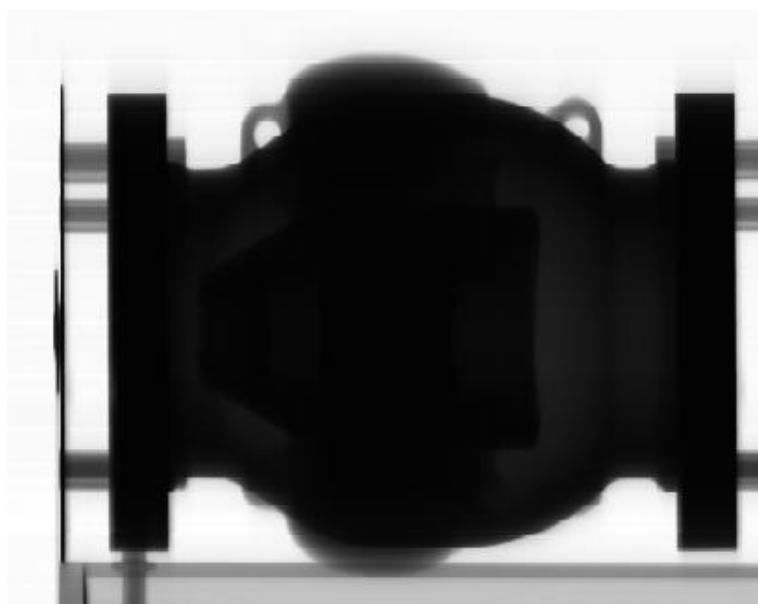
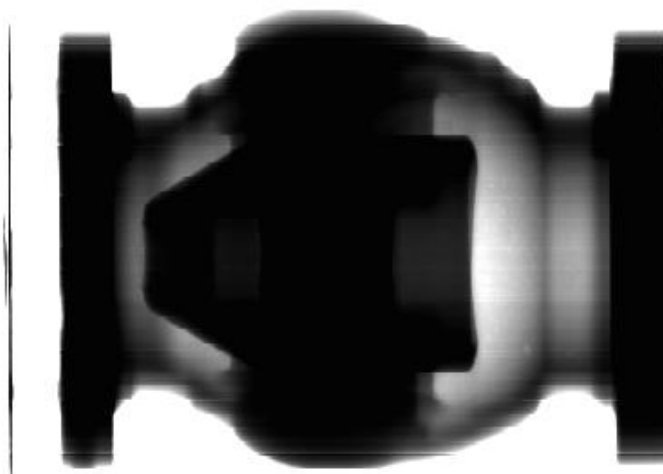
Рисунок 4.5 - Измерение ОСШ по выделенной области

Более высокое значение ОСШ соответствует лучшей квантовой статистике и говорит о более низком уровне шума относительно полезного сигнала.

Важной количественной характеристикой является «прозрачность» объекта исследования для рентгеновского излучения. Чтобы оценить данный критерий можно сравнить профили ослабления излучения объектом в местах наибольшей и наименьшей радиационной толщины. Отношение ослабленного излучения к неослабленному позволит сравнить детекторы между собой.

В рисунках 4.6–4.8 приведены результаты всех радиографических экспериментов. Показаны радиограммы без применения фильтров и дополнительного контрастирования, т.е. как они есть по результатам съемки. Также приведены обработанные радиограммы для визуализации наиболее прозрачных и наиболее непрозрачных областей. Кроме этого построены профили ослабления сигнала для оценки степени прозрачности. Профили, по возможности,

строились в одних и тех же местах. Радиограммы имеют разный размер в пикселях, что определяется числом пикселей в применяемом детекторе и размером проекционного изображения объекта контроля. Пропорции радиограмм сохранены.

*a**б*

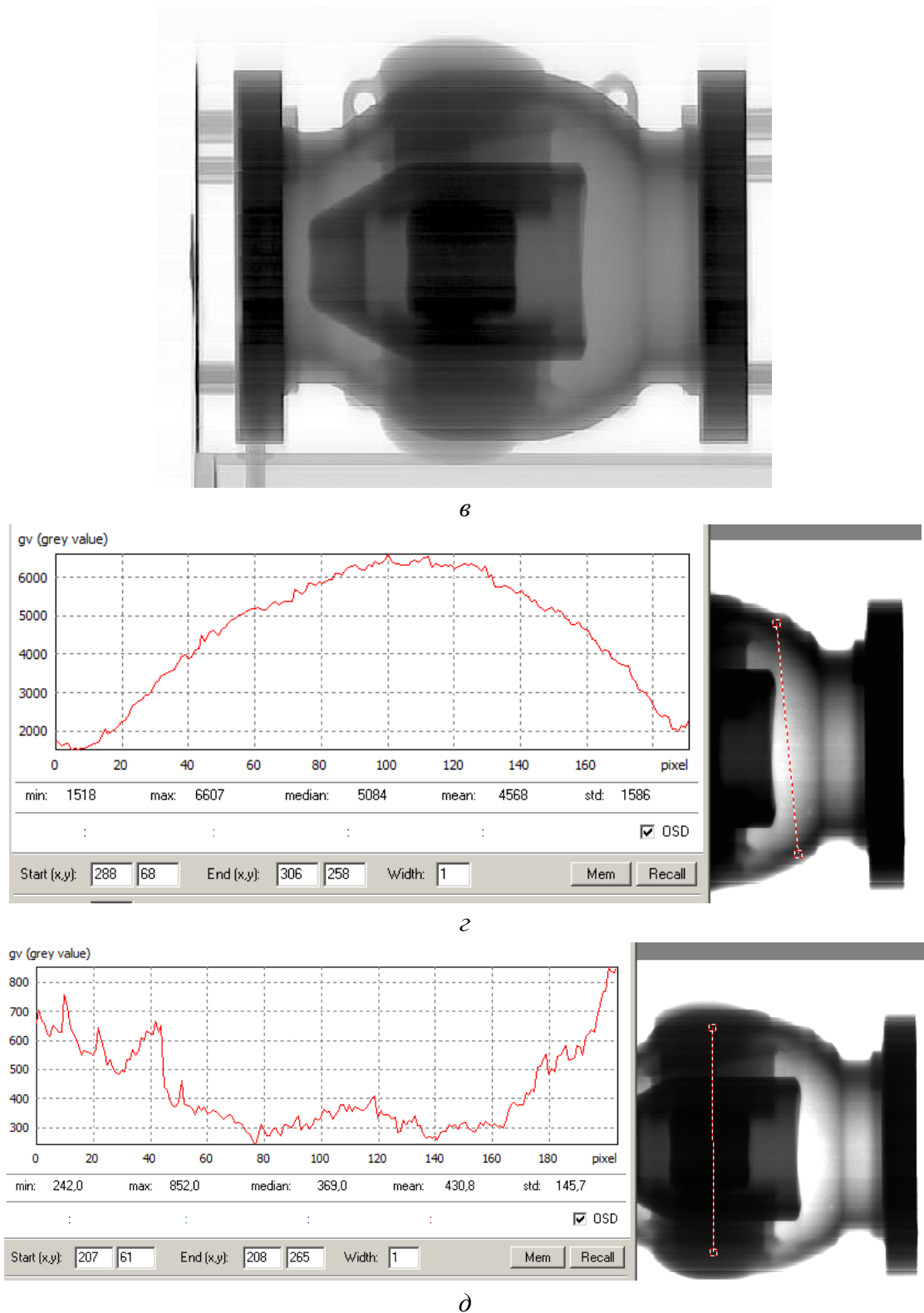
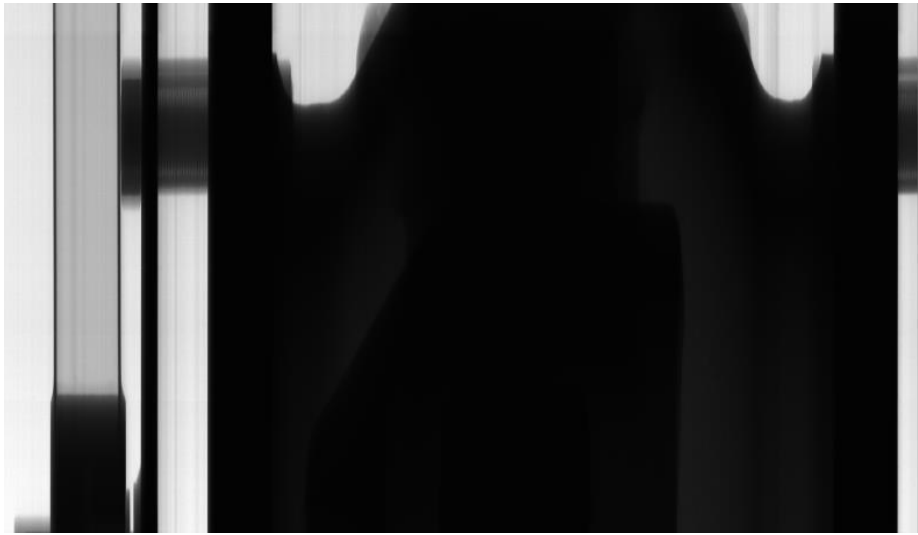
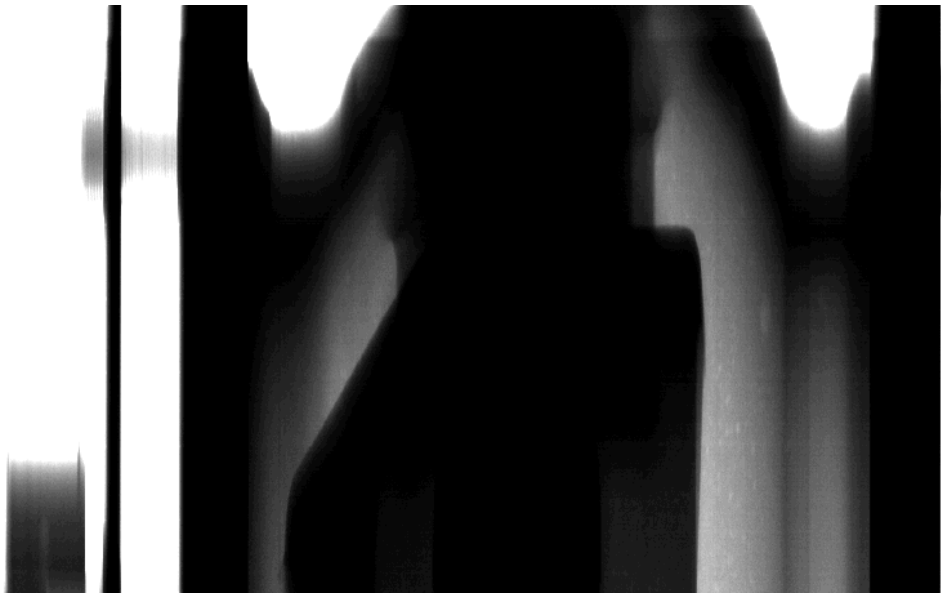


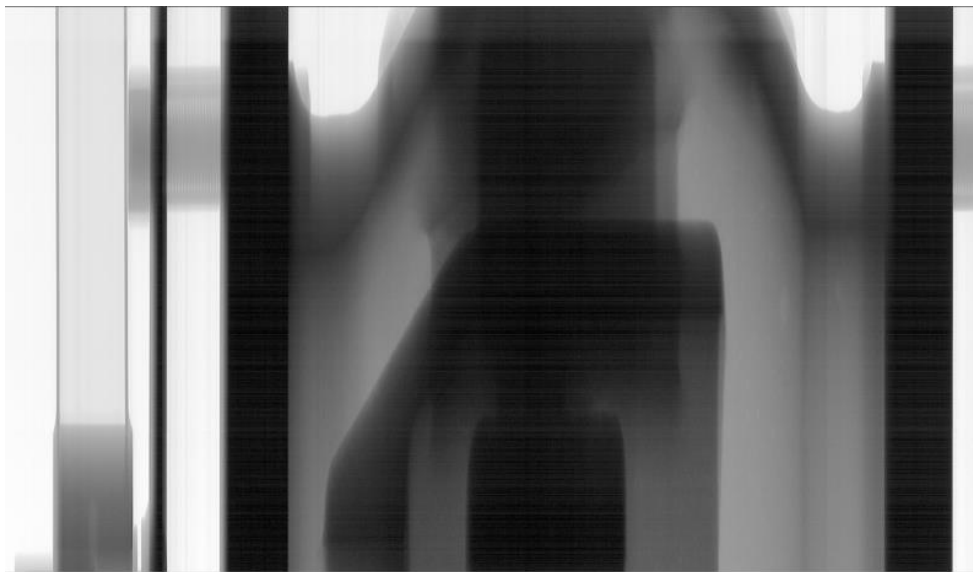
Рисунок 4.6 - Радиограммы Р1: *а* – без применения фильтров, *б* – с выделением деталей на малой толщине, *в* – с выделением деталей на большой толщине (гамма-коррекция), *г* – Профиль на более тонком участке, *д* – Профиль на более толстом участке



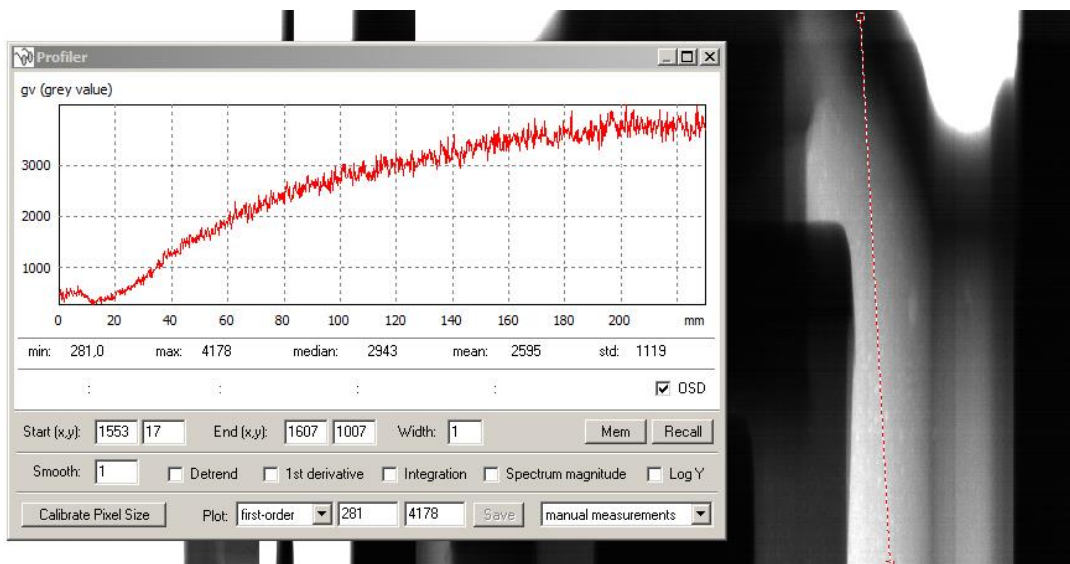
a



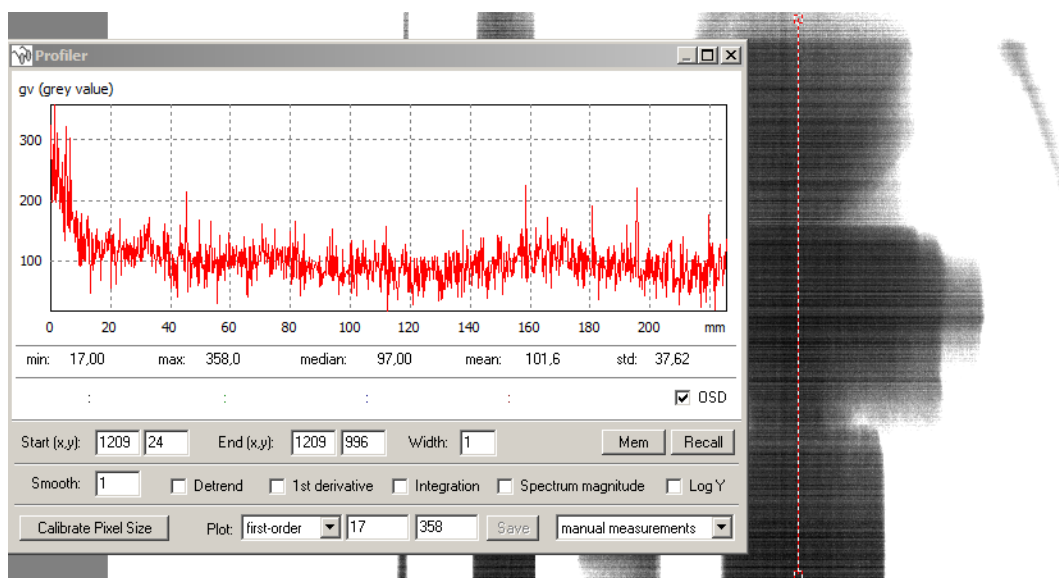
б



в



2



d

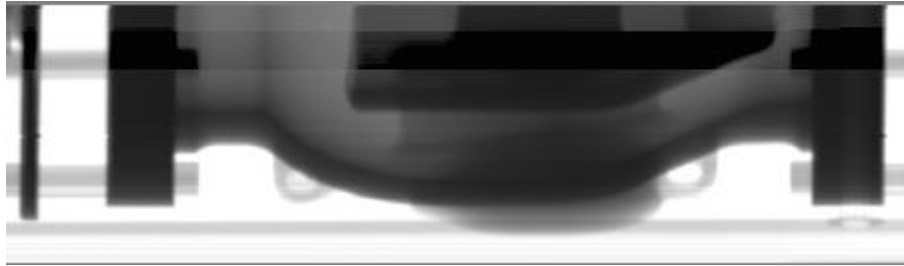
Рисунок 4.7 - Радиограммы P2: *а* – без применения фильтров, *б* – с выделением деталей на малой толщине, *в* – с выделением деталей на большой толщине (гамма-коррекция), *г* – Профиль на более тонком участке, *д* – Профиль на более толстом участке



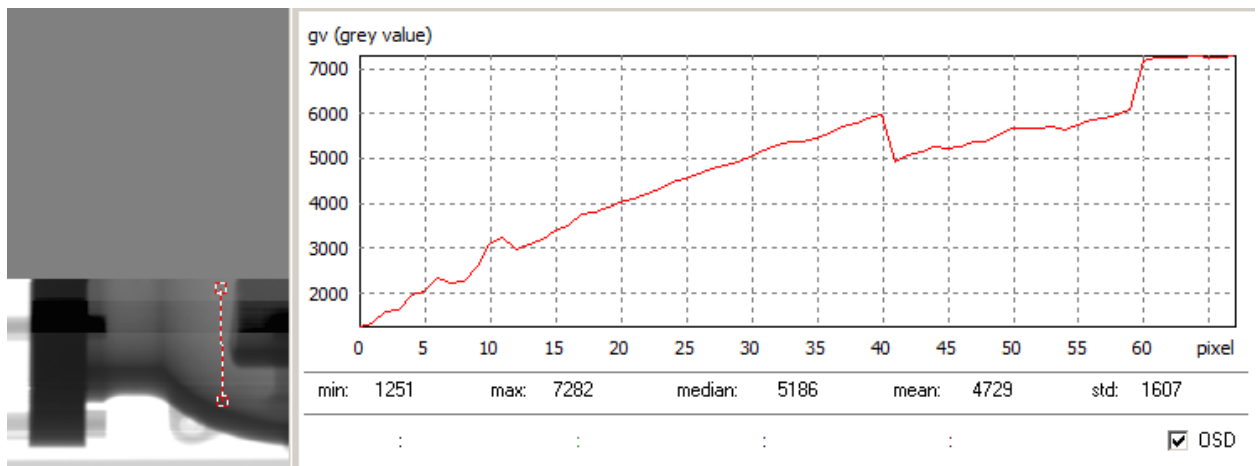
a



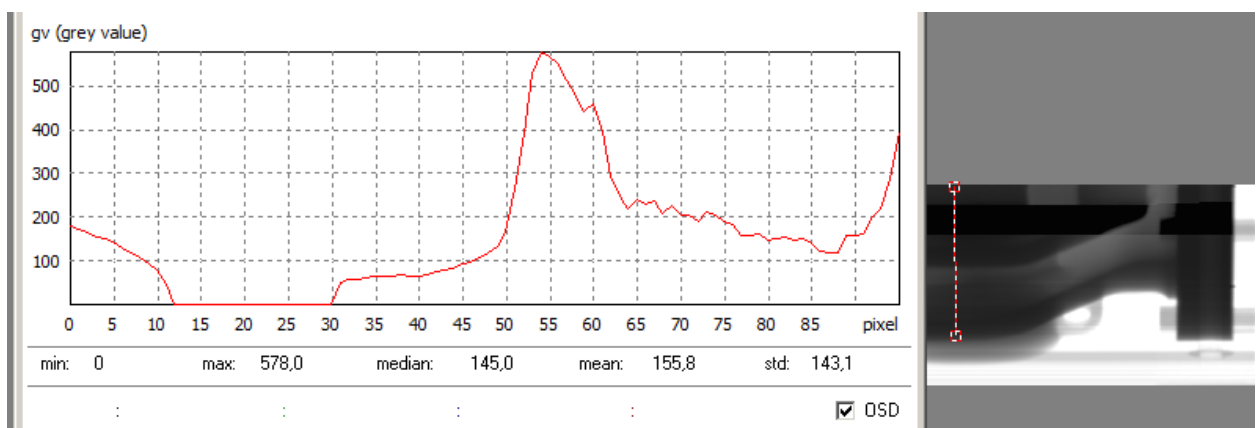
а



б



в



г

Рисунок 4.8 - Радиограммы РЗ: *а* – без применения фильтров, *б* – с выделением деталей на малой толщине, *в* – с выделением деталей на большой толщине (гамма-коррекция), *г* – Профиль на более тонком участке, *д* – Профиль на более толстом участке

Полученные результаты измерений ОСШ и прозрачности объекта в разных экспериментах представлены в таблице 3.

Таблица 3 - Результаты измерений ОСШ и прозрачности объекта

Группа экспериментов	Среднее значение ОСШ	Среднее значение отсчетов (% прозрачности)		
		без объекта	на макс. толщине	на мин. толщине
P1	200	60000	350 (0,6%)	4500 (7,5%)
P2	80	46000	100 (0,2%)	2500 (5,4%)
P3	180	62000	150 (0,2%)	4500 (7,3%)

Полученные результаты показывают, что детектор 1, с наибольшим объемом сцинтиллятора, оказывается значительно лучше остальных детекторов по уровню шума и чувствительности к ослабленному сигналу. Недостатком данного детектора является малое разрешение, которое заметно уступает детектору с наименьшим размером детектирующего элемента детектора 2. Для использованной схемы радиографической съемки самая широкая часть объекта контроля укладывается в 300 пикселей на детектор 1, а узкая часть занимает менее 200 пикселей, что явно недостаточно для радиографии. При проектировании системы радиационного контроля для изделий данного типа нужно стремиться к увеличению числа задействованных пикселей в 3–4 раза.

Уровень сигнала на максимальной толщине у детекторов 2 и 3 можно отнести к неинформативным, паразитным. Детектор 1 обеспечивает крайне слабый, но все таки информативный сигнал в этом месте. Однако, необходимо принимать дополнительные меры по повышению уровня полезного сигнала в местах значительной радиационной толщины.

4.4. Анализ экспериментальных результатов

В качестве детектора для проведения томографического исследования был выбран детектор 1, так как он показал наилучший результат по итогам радиографии и имеет подходящий размер для размещения всего объекта в поле зрения.

Геометрическая схема томографической съемки веерным пучком представлена на рисунке 4.9. Для успешной томографической реконструкции требуется, как правило, соблюдение ряда условий:

- размещение на одной прямой фокусного пятна источника, центра вращения объекта и центра детектора;
- детектор должен быть перпендикулярен пучку.

Возможна модификация алгоритма, но в использованном программном продукте такой опции не предусмотрено, поэтому решено было приблизить использованную геометрическую схему к желаемой, для чего объект исследования был помещен ближе к детектору.

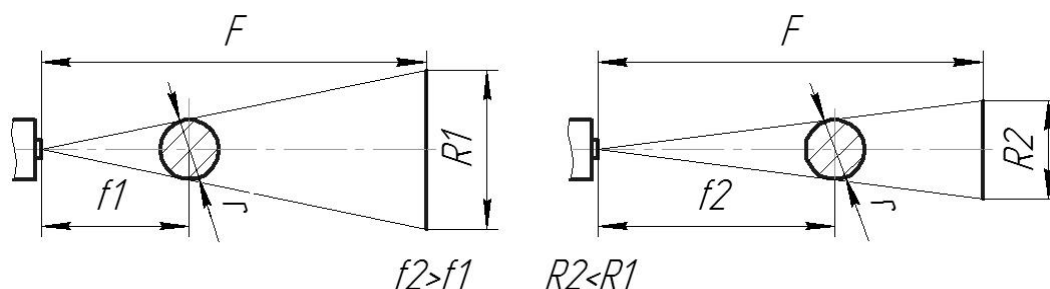


Рисунок 4.9 - Томография веерным пучком с использованием проекционного увеличения:

F – расстояние «источник-детектор», $f1, f2$ – расстояния «источник-объект»,

$R1, R2$ – размер «тени» объекта, r – размер объекта

Степень геометрических искажений в первоначальном варианте и в

измененном продемонстрирована на рисунке 4.10. Для проверки качества томографической реконструкции было взято сечение в месте крепления объекта к поддерживающему диску. Очевидно, что на томограмме должны быть видны втулки и соединительные болты. Хотя видно, что второй вариант больше соответствует действительности, нельзя не отметить, что искажения формы все-таки присутствуют.

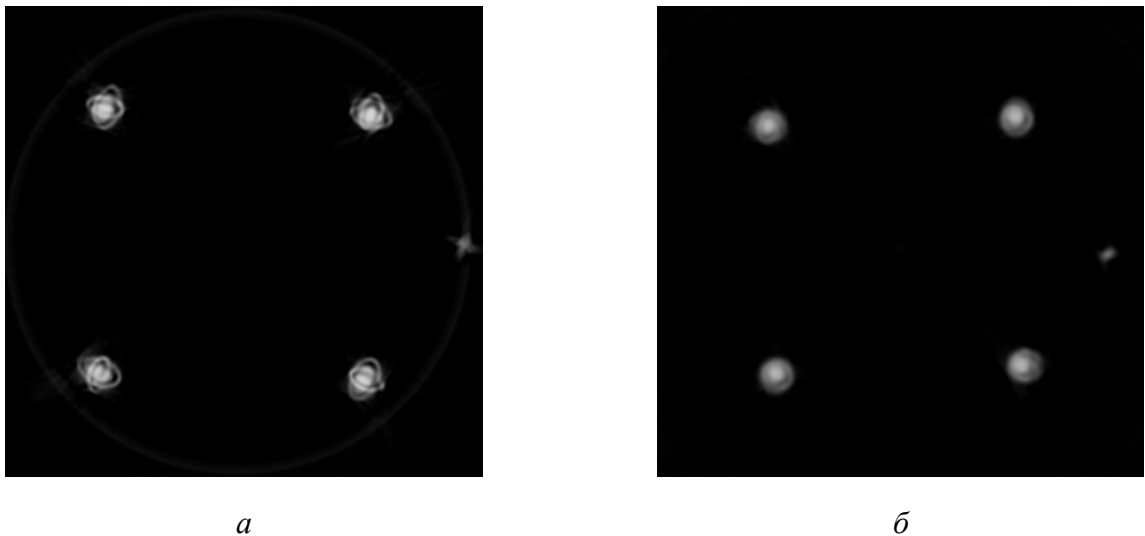


Рисунок 4.10 - Тестовые томограммы: *a* – в первоначальном положении,
б – в измененном положении

Исходные данные для реконструкции представляют собой одно изображение, так называемую синограмму, в которой по вертикали записан сигнал с детектора, а по горизонтали – все ракурсы объекта во время последовательного вращения (Рисунок 4.11).

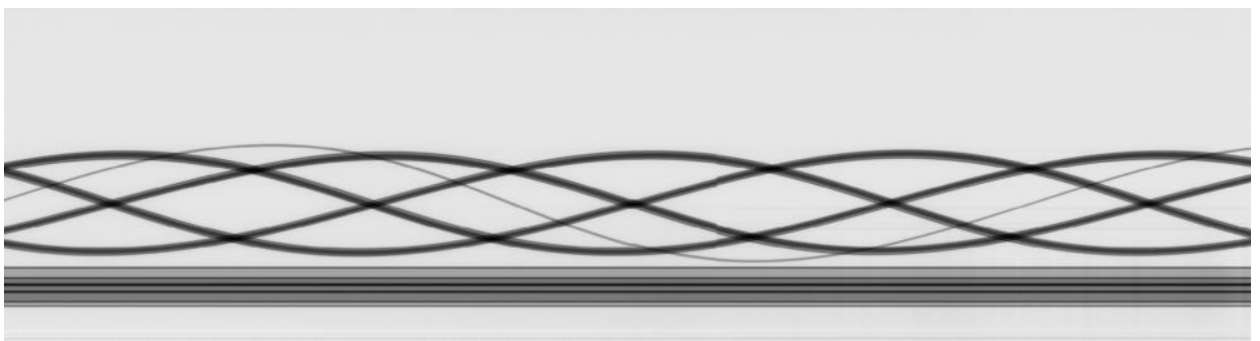


Рисунок 4.11 - Пример синограммы тестового сечения

На рисунке 4.12 приведены сечения, для которых получены синограммы.

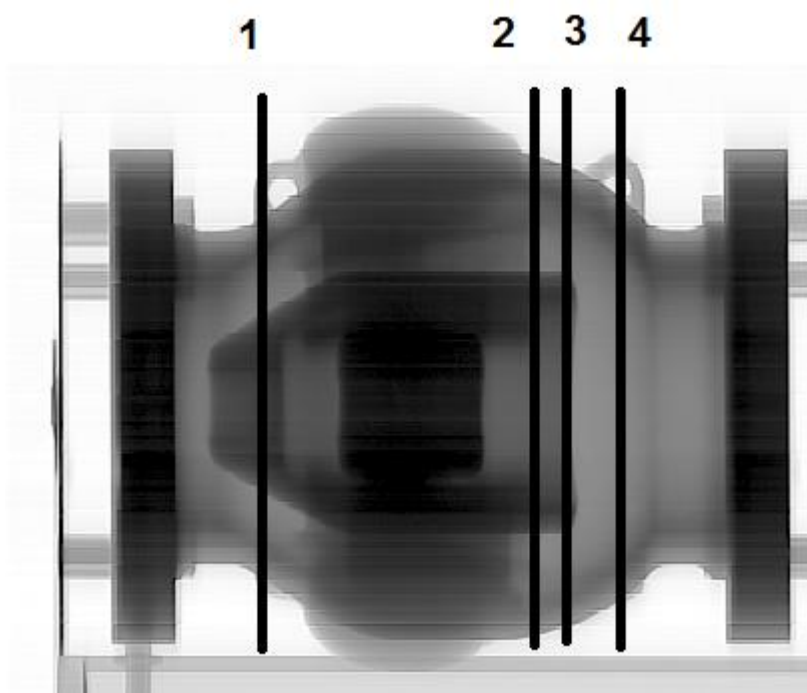
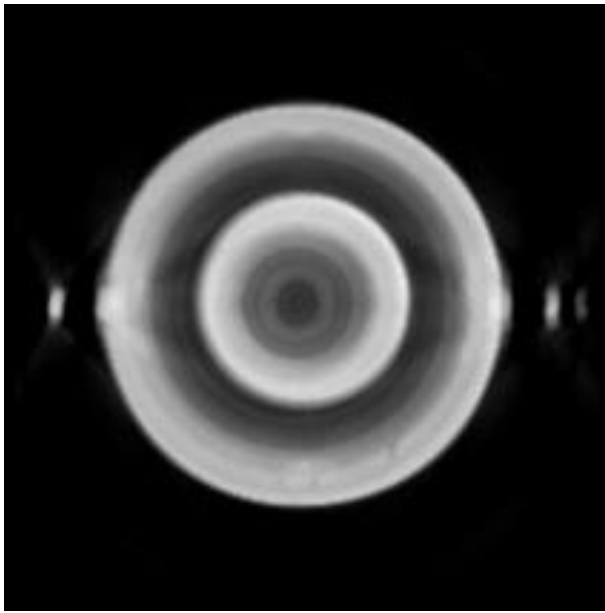
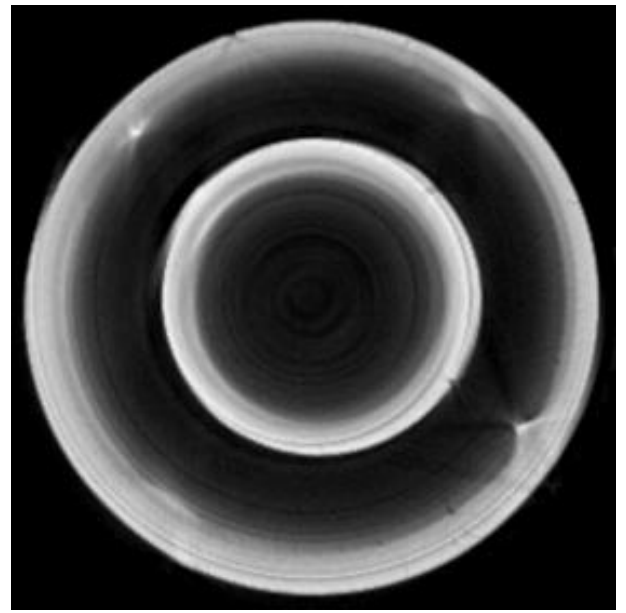


Рисунок 4.12 - Положения сечений для томографии (Т1)

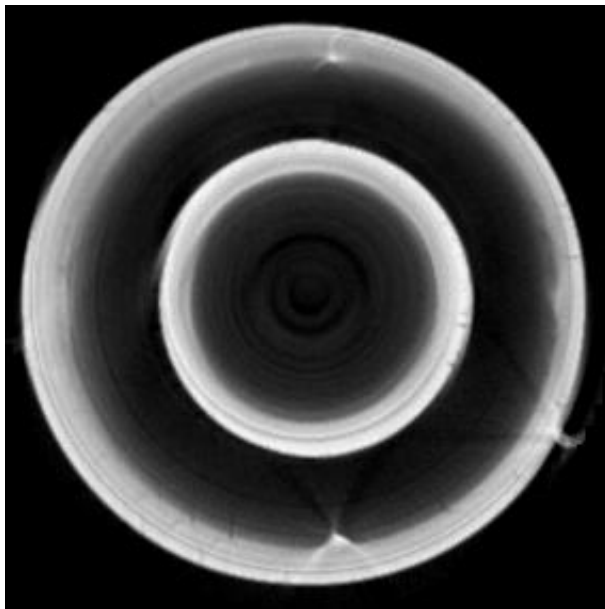
Реконструкция выполнялась в двух программах: INKCT (разработка ТПУ) и Nrecon (разработка компании Bruker microCT, Бельгия) [164]. В эксперименте Т1 число проекций для каждого сечения составляло 1800 с угловым шагом 0,2 градуса. Размер пикселя томограмм равен 1,72 мм. Размер томограмм составляет 280×280 пикселей. Ниже приведены результаты, полученные в эксперименте Т1 (Рисунок 4.13).



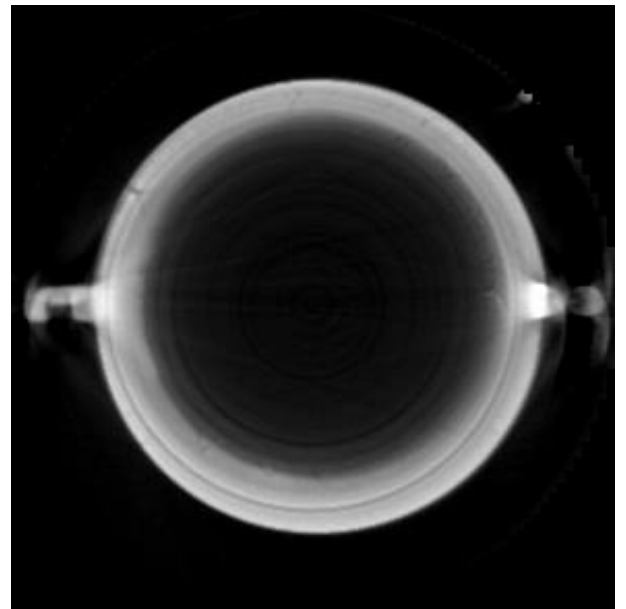
Сечение 1



Сечение 2



Сечение 3



Сечение 4

Рисунок 4.13 - Томограммы выбранных сечений по эксперименту T1

В эксперименте T4 число проекций составило 360 с шагом по углу 1 градус. Было отснято одно сечение. Размер пикселя при этом был 0,76 мм, а размер томограммы – 380×380 пикселей. Общий вид установки приведен на рисунке 4.14 и ОК приведен на рисунке 4.4б. Томограмма приведена на рисунке 4.15.



Рисунок 4.14 - Установка для эксперимента T4 (вид со стороны источника)

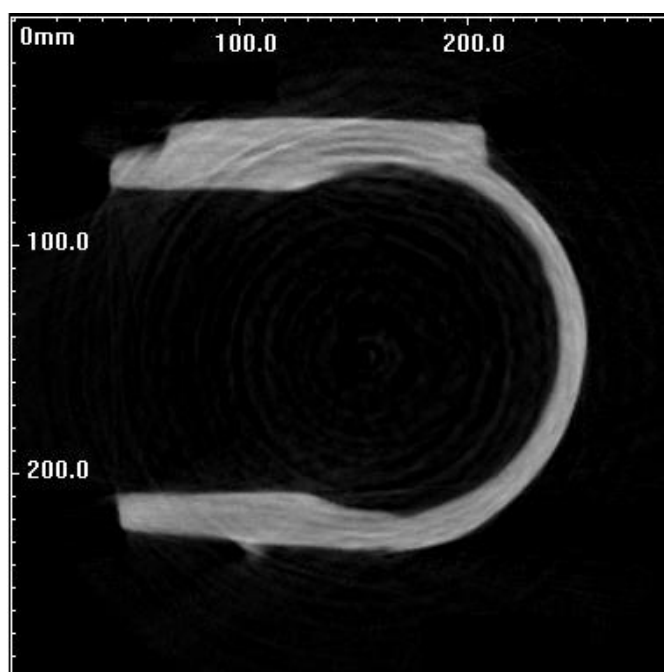


Рисунок 4.15 - Томограмма по эксперименту T4

Приведенные томограммы показывают, что объект исследования достаточно прозрачен для осуществления томографии. Однако, как и в случае радиографии, разрешения томограмм недостаточно для анализа наличия дефектов. Кроме того, эксперименты T1 обременены неоптимальностью геометрической конфигурации томографической установки, а в эксперимент T4 технически сложно было получить достаточное число проекций для качественной томографии. При этом есть основание утверждать, что исправление недостатков установок обеспечит

пространственное разрешение на уровне 1-2 размеров пикселей томограммы.

4.5. Выводы по главе 4

1. Целью проведенных экспериментов было исследование возможностей использования бетатронов в качестве источника и линейки рентгеновских детекторов различного типа для контроля крупногабаритных литых изделий. Показано, что МИБ-9 обладает достаточной энергией квантов, чтобы получить сигнал на заявленной радиационной толщине. Однако, при проектировании установки желательно принять меры по увеличению сигнала в месте наибольшей радиационной толщины.

2. Также показано, что принципиально возможна как радиография, так и томография изделий данного типа. Однако, при проектировании установки необходимо стремиться к увеличению разрешения получаемых снимков путем включения в работу максимально возможного числа элементов детектора. При этом не должен значительно уменьшаться объем сцинтиллятора.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные результаты диссертационной работы заключаются в следующем:

1. Разработан алгоритм автоматического создания цифрового панорамного изображения сварного шва. Алгоритм выравнивает ориентацию и фон каждого кадра, а затем попиксельно совмещает соседние кадры, минимизируя среднеквадратичную невязку яркости в области перекрытия кадров. Алгоритм реализован на языке C++ в виде DLL (динамически линкуемой библиотеки) для программы управления автоматизированным мобильным дефектоскопом АМД производства ОАО «ТЭМЗ» (г. Томск).

2. Разработан алгоритм адаптивной итерационной реконструкции на основе синограмм для небольшого числа рентгеновских проекций. Предложенный адаптивный итерационный алгоритм реконструкции дает потенциальное уменьшение числа проекций на 50% при времени реконструкции, сопоставимом с алгоритмом SAFIRE.

3. Разработан алгоритм быстрой коррекции аналитической реконструкции для небольшого числа рентгеновских проекций, который обеспечивает значительное улучшение реконструкции по сравнению с результатами, полученными только с помощью аналитических алгоритмов. Данный алгоритм может использоваться для ускорения расчетов, так как требует на 35% меньшего количества проекций, для получения сравнимого качества реконструкции.

4. Проведены эксперименты по исследованию возможностей применения бетатронов в качестве источника и линейных рентгеновских детекторов различного типа для контроля крупногабаритных литых изделий. Показано, что энергия

квантов бетатрона МИБ-9 достаточна, чтобы получить сигнал на заданной радиационной толщине. Однако, при проектировании установки желательно обеспечить увеличение сигнала в месте наибольшей толщины.

Также показано, что принципиально возможна как радиография, так и томография таких крупногабаритных изделий. При проектировании установки необходимо стремиться к увеличению пространственного разрешения получаемых снимков путем использования максимально возможного числа элементов детектора.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

АМД – автоматизированный мобильный дефектоскоп

КТ – компьютерная томография

МИБ – мобильный импульсный бетатрон

ОК – объект контроля

ОСШ – отношение сигнал/шум

РИ – радиационное изображение

ТПУ – Томский политехнический университет

ФОР – фильтрованная обратная проекция

ЦРиТ – цифровая радиография и томография

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ключев В.В., Соснин Ф.Р. Современные радиационные системы неразрушающего контроля // Дефектоскопия. – 1993. – № 1. – С. 65–71.
2. Ключев В.В., Соснин Ф.Р. Современное состояние цифровой рентгенотехники // Дефектоскопия. – 1999. – № 4. – С. 56–66.
3. Соснин Ф.Р. Современные методы и средства цифровой рентгенографии (обзор) // Заводская лаборатория. – 1994. – Т. 60. – № 6. – С. 28–34.
4. Бару С.Е. Безопасная рентгенография // Наука в России. – 1997. – № 4. – С. 12–16.
5. Белова И.Б., Китаев В.М. Цифровые технологии получения рентгеновского изображения: принцип формирования и типы (обзор литературы) // Медицинская визуализация. – 2000. – № 1. – С. 33–40.
6. Недавний О.И., Удод В.А. Современное состояние систем цифровой рентгенографии (обзор) // Дефектоскопия. – 2001. – № 8. – С. 62–82.
7. Krohn B.R., Bruce G. Digital radiography: An NDT solution for casting defects // Mod. Cast. – 1988. – Vol. 78. – № 2. – pp. 24–26.
8. Williams Chevaum. Computed radiography-our experience // Radiographer. – 1997. – Vol. 44. – № 1. – pp. 47–51.
9. Doucette Ed. Digital radiography: the basics // Mater. Eval. – 2005. – Vol. 63. – № 10. – pp. 1021–1022.
10. Charnock P., Connolly P.A., Hughes D., Moores B.M. Evaluation and testing of computed radiography systems // Radiat. Prot. Dosim. – 2005. – Vol. 114. – № 1–3.

- pp. 201–207.
11. Marstboom K. Computed radiography for corrosion and wall thickness Measurements // *Insight: Non destruct. test, and Cond. Monit.* – 1999. – Vol. 41. – №5. – pp. 308–309.
 12. Найденов С.В., Рыжиков В.Д. Мультиэнергетический метод радиографической диагностики материалов // *Контроль. Диагностика* – 2002. – №8. – С. 14–18.
 13. Cohen M.D., Long B., Cory D.A. et al. Digital image of the newborn chest // *Clin. Radiol.* – 1989. – Vol. 40. – №4. – pp. 365–368.
 14. M. Strotzer, J. Gimlinwieser, M. Viilk et al. Clinical application of a flat – panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography // *Amer. J. Roentgenol.* – 1998. – Vol. 171. – pp. 23–27.
 15. Блинов Н.Н., Мазуров А.И. Медицинская рентгенотехника вступает в XXI век // *Медицинская визуализация.* – 1999. – № 4. – С. 2–6.
 16. Bragg D.G., Murray K., Tripp D. Experiences with computed radiography: can we afford the cost? // *Amer. J. Roentgenol.* – 1997. – Vol. 169. – №4. – pp. 935–941.
 17. Busch H.P., Hoffman H.G., Kruppert H., Morsdorf M. Digital BV -Radiographic Eine Methode hat sich durchgesetzt Erfahrungen mit dem Untertischsystem SIRESKOP SX mit FLUOROSPOT T.O.P // *Electromedica.* – 1997. – Vol. 65. – № 2. – pp. 62–64.
 18. Behrenbruch C., Petroudi S., Bond S. et al. Image filtering techniques for medical image post-processing: an overview // *Br. J. Radiol.* – 2004. – Vol. 77. – pp. 126–132.
 19. Тарасов А.И., Владыкин С.М. Биэнергетическая цифровая рентгенография //

- Медицинская визуализация. – 2005. – № 2. – С. 134–317.
20. Зеликман М.И. Теория, исследование и разработка методов и аппаратно-программных средств медицинской цифровой рентгенографии. Автореферат дис. доктора техн. наук. Москва, – 2001. – 36 с.
21. Кантер Б.М. Исследование и разработка методов и средств рентгеновской цифровой медицинской диагностики. Автореферат дис. доктора техн. наук. – Москва, – 2000. – 50 с.
22. Macdonald Richard D.R. Design and implementation of a dual-energy X-ray imaging system for organic material detection in an airport security application // Proc. SPffi. – 2001. – Vol. 4301. – pp. 31–41.
23. Филинов В.Н., Маклашевский В.Я., Челноков, В.Б., Бычков О.Б. Оценка возможностей аппаратуры рентгеновского контроля // Контроль. Диагностика. – 1998. – № 3. – С. 18–27.
24. Ковалев А.В., Самокрутов А.А., Федчипшн А.Г., Шевапдыкин В.Г. Специальные поисковые средства интроскопии // Контроль. Диагностика. – 1999. – №5. – С. 24–28.
25. Сидуленко О.А., Касьянов В.А., Касьянов С.В., Осипов С.П. Методика оценки производительности досмотрового комплекса для контроля крупногабаритных объектов // Контроль. Диагностика. – 2005. – № 12. – С. 34–42
26. Щетинкин С.А., Чахлов С.В., Усачев Е.Ю. Использование метода двуэнергетической цифровой радиографии для портативных рентгенотелевизионных систем // Контроль. Диагностика. – 2006. – № 2. – С. 49–52.

27. Лебедев М.Б., Усачев Е.Ю., Чумаков Д.М., Касьянов В.А., Касьянов С.В., Сидуленко О.А., Штейн М.М., Чахлов С.В. Установка для рентгеновского контроля крупногабаритных объектов (грузовых и легковых автомобилей, контейнеров для морских и авиаперевозок) // Неразрушающий контроль и техническая диагностика в промышленности: Материалы 6-ой Международной конференции – Москва, 15-17 мая 2007. – М.: Машиностроение, – 2007. – С. 69–71.
28. Научно-образовательный инспекционно-досмотровый комплекс. URL: <http://portal.tpu.ru/departments/laboratory/rknl/products/IDK> (дата обращения: 21.03.2019)
29. Чахлов С.В., Лебедев М.Б., Усачев Е.Ю. Метод сшивки рентгеновских изображений // Контроль. Диагностика. – 2006. – № 2. – С. 34–40.
30. EN 16016-1:2011 Non destructive testing – Radiation methods - Computed tomography - Part 1: Terminology.
31. EN 16016-2:2011 Non destructive testing – Radiation methods - Computed tomography - Part 2: Principle, equipment and samples.
32. EN 16016-3:2011 Non destructive testing – Radiation methods - Computed tomography - Part 3: Operation and interpretation.
33. EN 16016-4:2011 Non destructive testing – Radiation methods - Computed tomography - Part 4: Qualification.
34. ISO 15708-1:2017 Non-destructive testing – Radiation methods for computed tomography -- Part 1: Terminology.
35. ISO 15708-2:2017 Non-destructive testing – Radiation methods for computed

- tomography -- Part 2: Principles, equipment and samples.
36. ISO 15708-3:2017 Non-destructive testing – Radiation methods for computed tomography -- Part 3: Operation and interpretation.
37. ISO 15708-4:2017 Non-destructive testing – Radiation methods for computed tomography -- Part 4: Qualification.
38. ASTM E1695 - 95(2013) Standard Test Method for Measurement of Computed Tomography (CT) System Performance.
39. ASTM E1441 - 11 Standard Guide for Computed Tomography (CT) Imaging.
40. ASTM E1570 - 11 Standard Practice for Computed Tomographic (CT) Examination.
41. Radiographic Testing. URL:
<https://www.acuren.com/inspection/nde-ndt/radiographic-testing/>.
42. Radiography. URL: www.prlinc.com/nde-upgrading/radiography.
43. Industrial x-ray services. URL:
<https://jgarantmc.com/industrial-radiography-and-xray-inspection-services/>.
44. X-ray & CT Inspection Systems. URL:
<https://www.yxlon.com/products/x-ray-and-ct-inspection-systems>.
45. IPT Series of Industrial CT NDT System. URL:
<http://www.granpect.com.cn/english/products/p1/27.html>.
46. High energy CT. URL:
<http://www.meansee.com/index.php?m=product&a=index&cid=11>.
47. Вайнберг Э.И., Вайнберг И.А. Состояние и перспективы промышленной рентгеновской компьютерной томографии. – 2013. – Т. 3, – № 87. – С. 18–23
48. ООО «Диагностика-М»: <http://diagnostika.ws/>.

49. ТОМОГРАФИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ И СРЕДСТВА. URL:
<http://frpc.secna.ru/def/def6.php>.
50. Salamon M., Boehnel M., Reims N., Ermann G., Volland V., Schmitt M., Uhlmann N., Hanke R. Applications and Methods with High Energy CT Systems // 5th International Symposium on NDT in Aerospace, 13-15th November 2013, Singapore.
51. Y. Xiao, Z. Chen, Y. Li, L. Ye. Development and Applications of High Energy Industrial Computed Tomography in China // 19th World Conference on Non-Destructive Testing 2016, Session: Digital Radiology and Radiography.
52. Yang Zhong, Sergei Chakhlov, Talgat Mamyrbayev. Determination of the weld thickness of turbine for aircraft engine by high-energy X-ray tomography // MATEC Web of Conferences 102, 01038 (2017).
53. XIAO Yongshun, HU Haifeng, CHEN Zhiqiang, ZHANG Li, YANG Guang, YONG Tao. Application of Large Industrial Computed Tomography in Nondestructive Testing of Key Components of Railway Vehicles // CT Theory and Applications. Sep., – 2009. – Vol. 18, – No.3 – pp.72–78.
54. CHEN Zhiqiang, LI Liang, FENG Jianchuan. New Development of High Energy Industrial Computed Tomography (ICT) // CT Theory and Applications. Nov. – 2005. – Vol. 14 – No.4 – pp. 1–4.
55. DING Guofu. Application of high Energy Industrial Computed Tomography In Testing Solid Rocket Engine // CT Theory and Applications. – Aug. 2005 – Vol. 14 – No. 3 – pp.35–39.
56. Alexander M. Shteyn A.M., Cheprasov A.I., Chakhlov S.V., Shteyn M.M.,

- Klimenov V.A., Knyazev S.V. Rapid Complete Inspection of Large-Size Products in Foundry // 18th World Conference on Nondestructive Testing, 16-20 April 2012, Durban, South Africa.
57. Штейн А.М., Чепрасов А.И., Клименов В.А., Князев С.В., Чахлов С.В., Белкин Д.С. Непрерывный контроль крупногабаритных изделий литейного производства // Известия вузов. Физика. – 2013 – Т. 56 – № 1/2 – с. 267–270.
58. Castleman K.R. Digital Image Processing // Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1996.
59. Pratt, William K. Digital image processing: PIKS Scientific inside / William K. Pratt.—, 4th ed. – 2007. – 769p.
60. Gonzalez R., Woods R. Digital Image Processing, 3rd. Prentice Hall. – 2008. – 977p.
61. Mery D. Computer Vision for X-Ray Testing (Imaging, Systems, Image Databases and Algorithms) // Springer. – 2015. – 362p. doi:10.1007/978-3-319-20747.
62. Jobst M., Koetz A., Clendening S. The Value of Diconde in Multi-Modal NDT Environments // ECNDT. – 2010. – pp. 3912 – 3917.
63. ASTM E2339 - 15 Standard Practice for Digital Imaging and Communication in Nondestructive Evaluation (DICONDE).
64. Mery D., Riffo V., Zscherpel U., Mondragón G., Lillo I., Zuccar I., Lobel H., Carrasco M. GDXray: The Database of X-ray Images for Nondestructive Testing // J Nondest Eval. – 2015. – Vol. 34(4). – pp. 42 – 54. doi: 10.1007/s10921-015-0315-7.
65. ISee!. BAM radiographic image analysis software. URL: <http://vision-in-x.com/en/>.
66. Mery D. BALU: a toolbox Matlab for computer vision, pattern recognition and image processing. URL: <http://dmery.ing.puc.cl/index.php/balu>.

67. Hanes R. The construction of subjective brightness scales from fractionation data: a validation // J Experim Psych. – 1949. – Vol. 39(5). – pp. 719 – 728. doi: 10.1037/h0053962.
68. Zuiderveld K. Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization // In: Heckbert P: Graphics Gems IV, Academic Press. – 1994. – pp. 474 – 485. doi: 10.1016/B978-0-12-336156-1.50061-6.
69. Rakshit S., Ghosh A., Uma Shankar B. Fast mean filtering technique (FMFT) // Pattern Recognit. – 2007. – Vol. 40. – pp. 890 – 897. doi:10.1016/j.patcog.2006.02.008.
70. Bukhari F., Dailey N. Automatic Radial Distortion Estimation from a Single Image // J Math Imaging & Vision. – 2013. – Vol. 45(1). – pp. 31 – 45. doi:10.1007/s10851-012-0342-2.
71. Paris S., Kornprobst P., Tumblin J., Durand F. "Bilateral Filtering: Theory and Applications", Foundations and Trends in Computer Graphics and Vision // – 2009. – Vol. 4(1). – pp. 1 – 73. doi:10.1561/06000000020.
72. Tomasi C., Manduchi R. Bilateral Filtering for Gray and Color Images // IEEE Intern Conf on Comp Vision. – 1998. – Vol. 1. – pp. 839 – 846. doi:10.1109/ICCV.1998.710815.
73. Manduca A., Yu L., Trzasko J., Khaylova N., Kofler J., McCollough C., Fletcher J. Projection space denoising with bilateral filtering and CT noise modeling for dose reduction in CT // Med Phys. – 2009. – Vol. 36(11). – pp. 4911 – 4919. doi:10.1118/1.3232004.
74. Canny J. A computational approach to edge detection // IEEE Trans. Pattern Anal.

- Mach. Intell. – 1986. – Vol. 8(6). – pp. 679 – 698.
doi:10.1109/TPAMI.1986.4767851.
75. Batenburg J., Sijbers J. Adaptive thresholding of tomograms by projection distance minimization // Pattern Recogn. – 2009. – Vol. 42(10). – pp. 2297 – 2305.
doi:10.1016/j.patcog.2008.11.027.
76. Barghout L., Sheynin J. Real-world scene perception and perceptual organization: Lessons from Computer Vision // J of Vision. – 2013. – Vol. 13(9). – pp. 709 – 709.
doi:10.1167/13.9.709.
77. Lindeberg T., Li X. Segmentation and classification of edges using minimum description length approximation and complementary junction cues // Comp Vision & Image Understanding. – 1997. – 67(1). – pp. 88 – 98.
doi:10.1006/cviu.1996.0510.
78. Nock R., Nielsen F. Statistical Region Merging // IEEE Trans on Pattern Anal & Mach Intel. – 2004. – Vol. 26(11). – pp. 1452 – 1458. doi:10.1109/TPAMI.2004.110.
79. Caselles V., Kimmel R., Sapiro G. Geodesic active contours // Intern J of Comp Vision. – 1997. – Vol. 22(1). – pp. 61–79. doi:10.1023/A:1007979827043.
80. Shi J., Malik J. Normalized Cuts and Image Segmentation // IEEE Trans on Pattern Anal & Machine intel. – 2000. – Vol. 22(8). – pp. 888 – 905.
doi:10.1109/34.868688.
81. Grady L. Random Walks for Image Segmentation // IEEE Trans on Pattern Anal & Mach Intel. – 2006. – Vol. 28(11). – pp. 1768 – 1783. doi:10.1109/TPAMI.2006.233.
82. Wu Z., Leahy R. An optimal graph theoretic approach to data clustering: Theory and its application to image segmentation // IEEE Trans on Pattern Anal & Mach Intel. –

1993. – Vol. 15(11). – pp. 1101 – 1113.
83. Grady L., Schwartz E. Isoperimetric Graph Partitioning for Image Segmentation // IEEE Trans on Pattern Anal & Mach Intel. – 2006. – Vol. 28(3). – pp. 469 – 475. doi:10.1109/TPAMI.2006.57.
84. Zahn C. Graph-theoretical methods for detecting and describing gestalt clusters // IEEE Trans on Comp. – 1971. – Vol. 20(1). – pp. 68 – 86.
85. Carrasco M., Mery D. Segmentation of welding defects using a robust algorithm // Mater.Eval. – 2004. – Vol. 62(11). – pp. 1142 – 1147. doi:10.1142/9789812770943_0027.
86. Rebuffel V. and Dinten J-M. Dual-energy X-ray imaging: benefits and limits Insight-nondestructive testing and condition monitoring // Insight - Non-Destructive Testing and Condition Monitoring. – 2007. – Vol. 49(10). – pp. 589 – 594. doi: 10.1784/insi.2007.49.10.589.
87. Chakhlov S., Kasyanov S., Kasyanov V., Osipov S., Stein M., Stein A., Sun X. Betatron Application in Mobile and Relocatable Inspection Systems for Freight Transport Control // IOP Publishing. J. of Phys: Conf. Series. – 2016. 671 012024 doi:10.1088/1742-6596/671/1/012024.
88. Pan X., Sidky E.Y., Vannier M. Why do commercial CT scanners still employ traditional, filtered back-projection for image reconstruction // Inv. Prob. – 2009. – Vol. 25. – pp. 1 – 36.
89. Tuy H.K. An inversion formula for cone-beam reconstruction // SIAM J. Appl. Math. – 1983. – Vol. 43. – pp. 546 – 552.
90. Smith B.D. Image Reconstruction from Cone-Beam Projections: Necessary and

- Sufficient Conditions and Reconstruction Methods // IEEE Trans. Med. Imag. – 1985. – Vol. 4. – pp. 14 – 25.
91. Heffernan P.B., Robb R.A. Image reconstruction from incomplete projection data: iterative reconstruction-reprojection techniques // IEEE Trans. Biomed.Eng. – 1983. – Vol. 30. – pp. 838 – 41.
92. Sezan M.I., Stark H. Tomographic image reconstruction from incomplete view data by convex projections and direct fourier inversion // IEEE Trans. Med. Imag. – 1984. – Vol.3. – pp. 91 – 98.
93. M.L. Reis and N.C. Roberty. Maximum entropy algorithms for image reconstruction from projections // Inverse Prob. – 1992. – Vol. 8. – pp. 623 – 644.
94. La Rivière, P.J. and Pan X. “Few-view tomography using roughness-penalized nonparametric regression and periodic spline interpolation,” // IEEE Trans. Nucl. Sci. – 1999. – 46. – pp. 1121 – 1128.
95. Duan X.H., Zhang L., Chen Z.Q., Cheng J.P. Reviews of Image Reconstruction from Few-View Projections // CT Theory and Applications. – 2007. – Vol. 16(04). – pp. 1 – 7. (inChinese)
96. Que J.M., Wang Y.F., Sun C.L., et al. Comparison of four iterative algorithm based on incomplete projection reconstruction // CT Theory and Applications. – 2012. – Vol. 21(2). – pp. 169 – 178.
97. Kouris K., Tuy H., Lent A., Herman G.T., Lewitt R.M. Reconstruction from Sparsely Sampled Data by ART with Interpolated Rays // IEEE Trans Med Imaging. – 1982. – Vol. 1(3). – pp. 161 – 167.
98. Sidky E.Y., Kao C.M., Pan X. Accurate image reconstruction from few-views and

- limited-angle data in divergent-beam CT // *J X-ray Sci Tech.* – 2006. – Vol. 14. – pp. 119 – 139.
99. Inouye T. Image reconstruction with limited-angle projection data // *IEEE Trans. Nucl. Sci.* – 1979. – Vol. 26. – pp. 2666 – 2684.
100. Tam K.C., Perez-Mendes V. Tomographical imaging with limited-angle input // *J. Opt. Soc. Am.* – 1981. – Vol.71. – pp. 582 – 592.
101. Andersen A.H. Algebraic reconstruction in CT from limited views // *IEEE Trans. Med. Imag.* – 1989. – Vol. 8. – pp. 50 – 55.
102. Gao H.W., Zhang L., Chen Z.Q., Cheng J.P. Reviews of Image Reconstruction from Limited-angle // *CT Theory and Applications.* – 2006. – Vol. 15. – pp. 46 – 50. (in Chinese)
103. Wang L.Y., Li L., Yan B., Jiang C.S., Wang H.Y., Bao S.L. The Application of Sparse Signal Recovery Theory in CT Image Reconstruction // *CT Theory and Applications.* – 2009. – Vol. 18. – pp. 22 – 29. (in Chinese)
104. Candes E.J. URL: <https://statistics.stanford.edu/people/emmanuel-j-candes>.
105. Figueiredo M., Nowak R., Wright S., Gradient Projection for Sparse Reconstruction: Application to Compressed Sensing and Other Inverse Problems // *IEEE J. Sel.Top. Signal Process.* – 2007. – Vol. 1. – pp. 586 – 597.
106. Hale E., Yin W. and Zhang Y. “Fixed-point continuation applied to compressed sensing: Implementation and numerical experiments” // *Journal of Computational Mathematics.* – 2010. – Vol. 28. – pp. 170 – 194.
107. Beck A. and Teboulle M. A Fast Iterative Shrinkage-Thresholding Algorithm for Linear Inverse Problems // *SIAM Journal on Imaging Sciences.* – 2009. – Vol. 2. –

- pp. 183 – 202.
108. S. Yun, K.C. Toh. A coordinate gradient descent method for ℓ_1 -regularized convex minimization // *Comput. Optim. Appl.* – 2011. – Vol. 48. – pp. 273 – 307.
 109. E. van den Berg and M. P. Friedlander. Probing the Pareto frontier for basis pursuit solutions // *SIAM J. on Scientific Computing.* – 2008. – Vol. 31(2). – pp. 890 – 912.
 110. Becker S., Bobin J., Candes E.J. NESTA: A Fast and Accurate First-order Method for Sparse Recovery // *SIAM J. Imag. Sci.* – 2011. – Vol. 4(1). – pp. 1 – 39.
 111. Yang J., Zhang Y.: Alternating direction algorithms for ℓ_1 -problems in compressive sensing // *SIAM J. Sci. Comput.* – 2011. – Vol.33. – pp. 250 – 278.
 112. Gabay D. and Mercier B. A Dual Algorithm for the Solution of Nonlinear Variational Problems via Finite Element Approximations // *Computers & mathematics with applications.* – 1976. – Vol.2. – pp. 17 – 40.
 113. Chen G., Teboulle M. A proximal-based decomposition method for convex minimization problems // *Math. Program.* – 1994. – Vol. 64. – pp. 81 – 101.
 114. Wang Y., Yin W. Sparse Signal Reconstruction via Iterative Support Detection // *SIAM J. Imaging Sci.* – 2010. – Vol.3. – pp. 462–491.
 115. Boyd S., Parikh N., Chu E., Peleato B., Eckstein J. Distributed Optimization and Statistical Learning via the Alternating Direction Method of Multipliers // *Foundations and Trends in Machine Learning.* – 2010. – Vol. 3. – pp. 1 – 122.
 116. Parikh N., Boyd S. Block Splitting For Large-scale Distributed Learning. URL: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.398.7673&rep=rep1&type=pdf>.

117. Wahlberg B., Boyd S., Annergren M., Wang Y. An ADMM Algorithm for A Class of Total Variation Regularized Estimation Problems // IFAC Proceedings, – 2012. – Vol. 45. – pp. 83-88.
118. Parikh N, Boyd S. Block splitting for distributed optimization // Math. Prog. Comp. – 2014. – Vol.6. – pp.77 – 102.
119. Mota J.F.C, Xavier J.M.F., Aguiar P.M.Q., Püschel M. Distributed Basis Pursuit // IEEE Trans. Sig. Proc. – 2012. – Vol.60. – pp.1942 – 1956.
120. Mota J.F.C., Xavier J.M.F., Aguiar P.M.Q., Püschel M. D-ADMM: A Communication-Efficient Distributed Algorithm for Separable Optimization // IEEE Trans. Sig. Proc. – 2013. – Vol.61. – pp. 2718 – 2723.
121. Mota J.F.C., Xavier J.M.F., Aguiar P.M.Q., Püschel M. Distributed ADMM for model predictive control and congestion control // 2012 Proceedings of 51st IEEE Conference on Decision and Control (CDC) Hawaiian Islands, USA, December 10–13. – 2012, – p. 5116.
122. Wei E, Ozdaglar A. On the $O(1/k)$ Convergence of Asynchronous Distributed Alternating Direction Method of Multipliers. URL: <http://www.mit.edu/erminwei/Publication.html>.
123. Shi W, Ling Q, Yuan K, Wu G, Yin W. Proceedings of International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP) Vancouver, Canada, May 26–31. – 2013. – p.4613.
124. С. В. Чахлов, А. М. Штейн, М. М. Штейн, Я. Чжун. А. С. Маслов, А. В. Ямкин, В. В. Негруль. Автоматическое получение цифрового панорамного изображения сварного шва // Дефектоскопия. – 2019.– Т. 56. –№. 9. – С. 267–

- 272.
125. Detectors. Imaging Components // PerkinElmer. URL: <http://www.perkinelmer.com/imaging-components/detectors/index.html>.
126. Szeliski R. Foundations and Trends in Computer Graphics and Vision. – 2006. – Vol. 2. – No. 1. – pp. 1 – 104.
127. Mahan S., Farokhi F. Image Stitching of the Computed Radiology Images Using a Pixel-Based Approach // International Journal of Smart Electrical Engineering. – 2013. – Vol.2. – pp. 77 – 85.
128. Brown M., Lowe D. Recognizing panoramas // In 9-th International Conference on Computer Vision (ICCV'03), (Nice, France) 2003, pp. 1218–1225.
129. Semenishchev E., Marchuk V., Voronin V., Pismenskova M., Tolstova I., Svirin I. The algorithm stitching for medical imaging // Proc. of SPIE. – 2016. –Vol. 9870 98700M-1. – pp. 1 – 8.
130. Удод В.А., Ван Я., Осипов С.П., Чахлов С.В., Усачев Е.Ю., Лебедев М.Б., Темник А.К. Современное состояние и перспективы развития систем цифровой рентгенографии для дефектоскопии, диагностики и досмотрового контроля объектов // Дефектоскопия. – 2016. – № 9. – С. 11–28.
131. Буллер А.И. и др. Мобильная система цифровой радиологии для неразрушающего контроля трубопроводов большого диаметра // Контроль. Диагностика. – 2012. – № 13. – С. 185–189.
132. Клименов В.А. и др. Применение и развитие методов цифровой радиологии для технической диагностики неразрушающего контроля и инспекции // Контроль. Диагностика. – 2013. – Т. 13. – С. 31–42.

133. Усачев Е.Ю., Усачев В.Е., Гнедин М.М., Валиков В.В., Точинский Е.Г., Чахлов С.В., Громов А.Ф. Комплекс цифровой радиографии для ревизии сварных соединений действующих трубопроводов // Контроль. Диагностика. – 2014. – №6. – С. 60–64.
134. Бархатов А.Ф. Системы цифровой радиографии для контроля качества сварных швов магистральных нефтепроводов // Наука и технологии трубопроводного транспорта нефти и нефтепродуктов. – 2013. – № 4 (12). – С. 59–63.
135. Реестр наружных сканеров-дефектоскопов для автоматизированного неразрушающего контроля трубопроводов при капитальном ремонте, соответствующих техническим требованиям ПАО «Газпром». URL: <http://vniigaz.gazprom.ru/d/textpage/54/84/reestr-nsd-2017.pdf>.
136. Вышемирский Е.М. Совершенствование нормативной базы по сварке и контролю качества сварных соединений магистральных газопроводов. Современные технологии сварки и контроля. // Территория «НЕФТЕГАЗ». – 2016. – №. 10. – С. 70–79.
137. D. Trinca; Y. Zhong; Y.-Z. Wang; T. Mamyrbayev; E. Libin. Sinogram-based adaptive iterative reconstruction for sparse view x-ray computed tomography // Proc. SPIE 10020, Optoelectronic Imaging and Mul-timedia Technology IV, 100201G (October 31, 2016); doi:10.1117/12.2247854.
138. D. Trinca, Y. Zhong, and J. Royuela-del-Val. Fast Correction of Analytical Reconstructions in Sparse View X-ray Computed Tomography // Progress In Electromagnetics Research Symposium Abstracts, St Petersburg, Russia, 22-25 May

2017. p. 709.
139. Libin, E.E., Chakhlov S.V., Trinca D. Direct integration of the inverse radon equation for X-ray computed tomography // *Journal of X-Ray Science and Technology*. – 2016. – Vol. 24. – pp. 787–795.
140. M. Beister, D. Kolditz, W.A. Kalender. Iterative reconstruction methods in X-ray CT // *Physica Medica*. – 2012. – Vol. 28. – pp. 94 – 108.
141. F. Natterer. *The Mathematics of Computerized Tomography* // SIAM, series Classics in Applied Mathematics. – 2001. pages: xiv + 226. doi.org/10.1137/1.9780898719284.
142. R. Gordon, R. Bender, G.T. Herman. Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and x-ray photography // *Journal of Theoretical Biology*. – 1970. – Vol. 29. – pp. 471–482.
143. A.H. Andersen, A.C. Kak. Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART): a superior implementation of the ART algorithm // *Ultrasonic Imaging*. – 1984. – Vol. 6. – pp. 81–94.
144. P. Gilbert. Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections // *Journal of Theoretical Biology*. – 1972. – Vol. 36. – pp. 105–117.
145. A. Silva, H. Lawder, A. Hara, J. Kujak, Q. Pavlicek. Innovations in CT Dose Reduction Strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm // *American Journal of Roentgenology*. – 2010. – Vol. 194. – pp. 191–199.
146. Y. Xu, W. He, H. Chen Z. Hu, J. Li, T. Zhang. Impact of the Adaptive Statistical

- Iterative Reconstruction Technique on Image Quality in Ultra-low-dose CT // *Clinical Radiology*. – 2013. – Vol. 68. – pp. 902–908.
147. M.E. Baker, et. al. Contrast-to-Noise Ratio and Low-Contrast Object Resolution on Full- and Low-Dose MDCT: SAFIRE Versus Filtered Back Projection in a Low-Contrast Object Phantom and in the Liver // *American Journal of Roentgenology*. – 2012. – Vol. 199. – pp. 8–18.
148. R. Wang et. Al. Image quality and radiation dose of low dose coronary CT angiography in obese patients: Sinogram affirmed iterative reconstruction versus filtered back projection // *European Journal of Radiology*. – 2012. – Vol. 81. – pp. 3141–3145.
149. B. Schulz, M. Beeres, B. Bodelle, R. Bauer, F. Al-Butmeh, A. Thalhammer, T.J. Vogl, J.M. Kerl. Performance of Iterative Image Reconstruction in CT of the Paranasal Sinuses: A Phantom Study // *American Journal of Neuroradiology*. – 2013. – Vol. 34. – pp. 1072–1076.
150. F. Pontana, J. Pagniez, A. Duhamel, T. Flohr, J.-B. Faivre, C. Murphy, J. Remy, M. Remy-Jardin. Reduced-Dose Low-Voltage Chest CT Angiography with Sinogram-affirmed Iterative Reconstruction versus Standard-Dose Filtered Back Projection // *Radiology*. – 2013. – Vol. 267. – pp. 609–618.
151. R. Wang, U.J. Schoepf, R. Wu, K.P. Gibbs, W. Yu, M. Li, Z. Zhang. CT coronary angiography: Image quality with sinogram-affirmed iterative reconstruction compared with filtered back-projection // *Clinical Radiology*. – 2013. – Vol. 68. – pp. 272–278.
152. F. Becce, Y.B. Salah, F.R. Verdun, B.C. Vande Berg, F.E. Lecouvet, R. Meuli, P.

- Omoumi. Computed tomography of the cervical spine: comparison of image quality between a standard-dose and a low-dose protocol using filtered back-projection and iterative reconstruction // *Skeletal Radiology*. – 2013. – Vol. 42. – pp. 937–945.
153. H.J. Shin, Y.E. Chung, Y.H. Lee, J.-Y. Choi, M.-S. Park, M.-J. Kim, K.W. Kim. Radiation Dose Reduction via Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction and Automatic Tube Voltage Modulation (CARE kV) in Abdominal CT // *Korean Journal of Radiology*. – 2013. – Vol. 14. – pp. 886–893.
154. F. Pontana, S. Henry, A. Duhamel, J.-B. Faivre, N. Tacelli, J. Pagniez, J. Remy, M. Remy-Jardin. Impact of iterative reconstruction on the diagnosis of acute pulmonary embolism (PE) on reduced-dose chest CT angiograms // *European Radiology*. – 2015. – Vol. 25. – pp. 1182–1189.
155. Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) URL: www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/options-upgrades/clinical-applications/sa_re/data-sheet.
156. Niu, S., Y. Gao, Z. Bian, J. Huang, W. Chen, G. Yu, Z. Liang, and J. Ma. Sparse-view X-ray CT reconstruction via total generalized variation regularization // *Physics in Medicine and Biology*. – 2014. – Vol. 59. – pp. 2997–3017.
157. Zhang, H., L. Wang, B. Yan, L. Li, A. Cai, and G. Hu. Constrained total generalized p-variation minimization for few-view X-ray computed tomography image reconstruction // *PLoS One*. – 2016. – Vol. 11. e0149899.
158. Li, M., C. Zhang, C. Peng, Y. Guan, P. Xu, M. Sun, and J. Zheng. Smoothed l0 norm regularization for sparse-view X-ray CT reconstruction // *Bio. Med. Research International*, article 2180457, 2016.

159. Liu Y., Z. Liang, J. Ma, H. Lu, K. Wang, H. Zhang, and W. Moore. Total variation-stokes strategy for sparse-view X-ray CT image reconstruction // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 2014. – Vol. 33. – pp. 749–763.
160. Kak, A. and M. Slaney. Principles of Computerized Tomographic Imaging // Classics in Applied Mathematics, 2001, Book 33, 327p.
161. Daniyar Kayralapov, Yang Zhong, Andrei Batranin and Sergei Chakhlov. Betatron radiography and tomography of steel castings with large thickness // MATEC Web of Conferences. – 2018. – Vol. 158.– Article number 01016. – pp. 1–5.
162. Buzug T.M. Computed tomography: from photon statistics to modern cone-beam CT // Springer Science & Business Media. 2008.
163. ISO 17636-2:2013 Non-destructive testing of welds – Radiographic testing – Part 2: X- and gamma-ray techniques with digital detectors.
164. Bruker micro-CT Software Support. URL: <https://www.bruker.com/service/support-upgrades/software-downloads/micro-ct.htm>
1.

ПРИЛОЖЕНИЕ А. «АЛГОРИТМ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЯ
 ДЛЯ ВЫСОКОСКОРОСТНОГО ВЫЧИСЛЕНИЯ
 СРЕДНЕАРИФМЕТИЧЕСКОГО СРЕДНЕГО В ФИЛЬТРАХ СКОЛЬЗЯЩЕГО
 ОКНА»



Утверждаю
 Ректор ТПУ
 П.С. Чубик
 «27» _____ 2017г.

ПРОТОКОЛ № 117-НХ
 от «27» ноября 2017 г.

Экспертная комиссия ИШНКБ ТПУ рассмотрела предложение сотрудника ТПУ Чахлова Сергея Владимировича, заведующего лабораторией Российско-китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра (РКНЛ РКД) ИШНКБ ТПУ о включении в состав коммерческой тайны ТПУ сведений о разработке «Алгоритм цифровой обработки изображения для высокоскоростного вычисления среднеарифметического среднего в фильтрах скользящего окна» и о распространении на указанную работу режима «Коммерческая тайна» в связи с наличием в ней научно-технических новшеств, представляющих интеллектуальную собственность, и связанных с экономическими интересами ТПУ.

По результатам рассмотрения экспертная комиссия РЕШИЛА:

1. Определить в качестве объекта ценности страницы описания результата интеллектуальной деятельности (ноу-хау).

2. В соответствии с Положением о коммерческой тайне и конфиденциальной информации ТПУ:

2.1. Установить для данного объекта следующие защитные меры: проставление грифа «коммерческая тайна» на материальных носителях ноу-хау, ограничение допуска сотрудников ТПУ и третьих лиц к материальному носителю ноу-хау, обеспечить сохранность документов, содержащих описание ноу-хау.

2.2. Определить защищаемую документальную среду в следующем составе:

Описание объекта ноу-хау.

2.3. Установить для рассматриваемого объекта порядок документального оформления и контроля в соответствии с требованиями сохранения коммерческой тайны.

3. Допуск к защищаемой среде разрешить следующим лицам:

- 1) Чахлов С.В., канд. физ.-мат. наук, зав. лаб. РКНЛ РКД ИШНКБ ТПУ.
- 2) Чжун Я., аспирант (ассистент) лаб. РКНЛ РКД ИШНКБ ТПУ.
- 3) Кайралапов Д.У., аспирант лаб. РКНЛ РКД ИШНКБ ТПУ.
4. Срок окончания действия режима «Коммерческая тайна» «31» декабря 2022 г.

Председатель экспертной комиссии

Директор ИШНКБ ТПУ

Члены комиссии

/Бориков В.Н. /

/Ахмеджанов О.А./

/Силушкин С.В./

/Беспалько А.А./

**ПРИЛОЖЕНИЕ Б. «АЛГОРИТМ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЯ
ДЛЯ ВЫРАВНИВАНИЯ ФОНА И ПОДЧЕРКИВАНИЯ ДЕФЕКТОВ»**



Утверждаю
Ректор ТПУ
[Подпись]
П.С. Чубик
11 2017г.

ПРОТОКОЛ № 217-НХ
от « 27 » ноября 2017 г.

Экспертная комиссия ИШНКБ ТПУ рассмотрела предложение сотрудника ТПУ Чахлова Сергея Владимировича, заведующего лабораторией Российско-китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра (РКНЛ РКД) ИШНКБ ТПУ о включении в состав коммерческой тайны ТПУ сведений о разработке «Алгоритм цифровой обработки изображения для выравнивания фона и подчеркивания дефектов» и о распространении на указанную работу режима «Коммерческая тайна» в связи с наличием в ней научно-технических новшеств, представляющих интеллектуальную собственность, и связанных с экономическими интересами ТПУ.

По результатам рассмотрения экспертная комиссия РЕШИЛА:

1. Определить в качестве объекта ценности страницы описания результата интеллектуальной деятельности (ноу-хау).

2. В соответствии с Положением о коммерческой тайне и конфиденциальной информации ТПУ:

2.1. Установить для данного объекта следующие защитные меры: проставление грифа «коммерческая тайна» на материальных носителях ноу-хау, ограничение допуска сотрудников ТПУ и третьих лиц к материальному носителю ноу-хау, обеспечить сохранность документов, содержащих описание ноу-хау.

2.2. Определить защищаемую документальную среду в следующем составе:

Описание объекта ноу-хау.

2.3. Установить для рассматриваемого объекта порядок документального оформления и контроля в соответствии с требованиями сохранения коммерческой тайны.

3. Допуск к защищаемой среде разрешить следующим лицам:

- 1) Чахлов С.В., канд. физ.-мат. наук, зав. лаб. РКНЛ РКД ИШНКБ ТПУ.
- 2) Чжун Я., аспирант (ассистент) лаб. РКНЛ РКД ИШНКБ ТПУ.
- 3) Кайралапов Д.У., аспирант лаб. РКНЛ РКД ИШНКБ ТПУ.
4. Срок окончания действия режима «Коммерческая тайна» «31» декабря 2022 г.

Председатель экспертной комиссии

Директор ИШНКБ ТПУ

Члены комиссии

[Подпись] /Бориков В.Н. /
[Подпись] /Ахмеджанов О.А./
[Подпись] /Силушкин С.В./
[Подпись] /Беспалько А.А./

ПРИЛОЖЕНИЕ В. АКТ ВНЕДРЕНИЯ В УЧЕБНЫЙ ПРОЦЕСС ТПУ

федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»



УТВЕРЖДАЮ

Проректор по образовательной
Деятельности ТПУ

А.Р. Вагнер

2019 г.

АКТ

о внедрении результатов кандидатской диссертации Чжун Ян
В учебный процесс ТПУ

Настоящим подтверждается, что результаты диссертации Чжун Ян «Разработка алгоритмов цифровой обработки данных для радиографических и томографических систем неразрушающего контроля», представленной на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.13 – «Приборы и методы контроля природной среды, веществ, материалов и изделий», используются в учебном процессе в Инженерной школе неразрушающего контроля и безопасности Национального исследовательского Томского политехнического университета при изучении дисциплин «Радиационные методы контроля» для бакалавров по направлению 12.03.01 – Приборостроение и «Радиационный контроль и диагностика» для магистров по направлению 12.04.01 – Приборостроение.

Директор ИШНКБ
к.т.н., доцент

Д.А. Седнев

Руководитель отделения контроля и диагностики
д.т.н., профессор

А.П. Суржиков

ПРИЛОЖЕНИЕ Г. АКТ ВНЕДРЕНИЯ В ПРОИЗВОДСТВЕННЫЙ ПРОЦЕСС



*Открытое акционерное общество
“Томский электромеханический завод
им. В.В.Вахрушева”*

Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, 28 Телефоны (3822) 42-08-56, 42-08-60 Факс (3822) 42-40-56.
Internet: <http://www.temz.tomsk.ru> E-mail: pushkarev@temz.tomsk.ru

от 24 мая 2019 г.

Акт

Об использовании результатов научных исследований аспиранта Национального исследовательского Томского политехнического университета Чжун Ян в автоматизированном мобильном дефектоскопе АМД производства ОАО «ТЭМЗ» (г. Томск).

Разработанный алгоритм автоматической сшивки цифрового панорамного изображения сварного шва из отдельных рентгеновских снимков успешно применяется в программном обеспечении автоматизированного мобильного дефектоскопа АМД производства ОАО «ТЭМЗ» (г. Томск). Разработанный алгоритм позволяет получить качественное панорамное изображение сравнимое с результатами, полученными на цифровом радиографическом комплексе ТРАНСКАН производства ООО «АСК-Рентген».

Генеральный Директор



Пушкарев И. И.