

На правах рукописи



Чжун Ян

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

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

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Томск – 2019

Работа выполнена в федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ФГАОУ ВО НИ ТПУ)

Научный руководитель: **Чахлов Сергей Владимирович**
кандидат физико-математических наук

Официальные оппоненты: **Потрахов Николай Николаевич**, доктор технических наук, профессор, Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», заведующий кафедрой электронных приборов и устройств.

Клопотов Анатолий Анатольевич, доктор физико-математических наук, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Томский государственный архитектурно-строительный университет», профессор кафедры прикладной механики и материаловедения.

Защита состоится «16» сентября 2019 г. в 17:00 часов на заседании диссертационного Совета ДС.ТПУ.13 при ФГАОУ ВО НИ ТПУ по адресу: 634028, г. Томск, ул. Савиных, 7, ауд. 215.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» и на сайте: dis.tpu.ru

Автореферат разослан «__» _____ 2019 г.

Ученый секретарь
диссертационного Совета ДС.ТПУ.13
к.т.н., доцент



Шевелева Е.А.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы. 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.

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. 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 C., 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.

Цель работы. 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.

Научная новизна диссертационных исследований заключается:

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

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 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 хозяйственной работы с ОАО «Газпром Трансгаз Томск». На алго-

ритм сшивки оформлено свидетельство «Ню-хау» ТПУ.

Апробация работы. Результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на следующих международных и всероссийских конференциях: «The First Talented Young Scholars Forum of China Three Gorges University» (Yichang, China, 2018 г.); «The 2-nd Haiyou Talented Young Scholars Forum» (Shandong Jianzhu University, Jinan, China, 2018 г.); «Jinwei Talented Young Scholars Forum» (Xi'an Polytechnic University, Xi'an, China, 2018 г.); VI Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее», (г. Томск, 2017 г.); Международная конференция по инновациям в неразрушающем контроле SibTest (г. Новосибирск, 2017 г.); V Международный молодежный Форум "ИНЖЕНЕРИЯ ДЛЯ ОСВОЕНИЯ КОСМОСА" (г. Томск, 2017 г.); SPIE/COS Photonics Asia (Beijing, China, 2016 г.); V Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее» (г. Томск, 2016 г.).

Публикации. 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 источников и 4 приложений. Общий объем диссертации составляет 130 страницы и включает 56 рисунков, 3 таблицы и 33 формулы.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении дана общая характеристика работы, обоснована актуальность и степень разработанность темы диссертационной работы, сформулированы цели и задачи исследования, изложены основные положения, выносимые на защиту, приведены основные результаты, определяющие её научную новизну и практическую ценность.

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

На основе проведенных литературных исследований установлено, что системы ЦРиТ интенсивно разрабатываются и выпускаются в мире, особенно для неразрушающего контроля нефтегазовых трубопроводов, и крупногабаритных/структурно-сложных изделий большой толщины. Одно из основных направлений разработки современных систем ЦРиТ для неразрушающего контроля – это разработка новых методов цифровой обработки рентгеновских изображений и томографической реконструкции.

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

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

1. Определение угла поворота каждого кадра и поворот кадра.

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

$$\begin{aligned} J_{xx} &= \sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j}^2 - (\sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j})^2 \\ J_{xy} &= \sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j} y_{i,j} - \sum_{i,j} A_{i,j} x_{i,j} \sum_{i,j} A_{i,j} y_{i,j}, \\ J_{yy} &= \sum_{i,j} A_{i,j} y_{i,j}^2 - (\sum_{i,j} A_{i,j} y_{i,j})^2 \end{aligned} \quad (1)$$

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

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

2. Выравнивание яркости каждого кадра, вычитанием фона, полученного усреднением по большой окрестности каждой точки кадра.

Будем выравнивать яркость изображения A путем вычитания фона:

$$A_{i,j}^{new} = A_{i,j} - B_{i,j} + const, \quad (3)$$

где фон $B_{i,j}$ вычисляется усреднением соседних точек, лежащих внутри прямоугольника размером $(2P+1) \times (2Q+1)$ с центром в точке i, j .

$$B_{i,j} = \sum_{p=-P}^P \sum_{q=-Q}^Q A_{i+p, j+q} \quad (4)$$

В нашем случае $const$ равна 32768, т.е. 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.

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. Поэтому была разработана модификация алгоритма, которая не включает в вычисление фона значения, отличающиеся от рассчитываемого фона на величину, превышающую заданный порог.

3. Последовательное совмещение соседних кадров по горизонтали и вертикали минимизацией суммы квадратов разности яркостей по области перекрытия кадров.

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:

$$E_{СКР} = \sum_{i,j} [A_{i,j}^{n+1} - A_{i,j}^n]^2, \quad (5)$$

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

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

4. Альфа смешивание яркости кадров в области их 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. Значе-

ние 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:

$$A_{i,j} = (1 - \alpha)A_{i,j}^{n+1} + \alpha A_{i,j}^n. \quad (6)$$

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

Для сравнения с предложенным алгоритмом были взяты результаты, полученные на цифровом радиографическом комплексе ТРАНСКАН производства ООО «АСК-Рентген» (Рисунок 1).

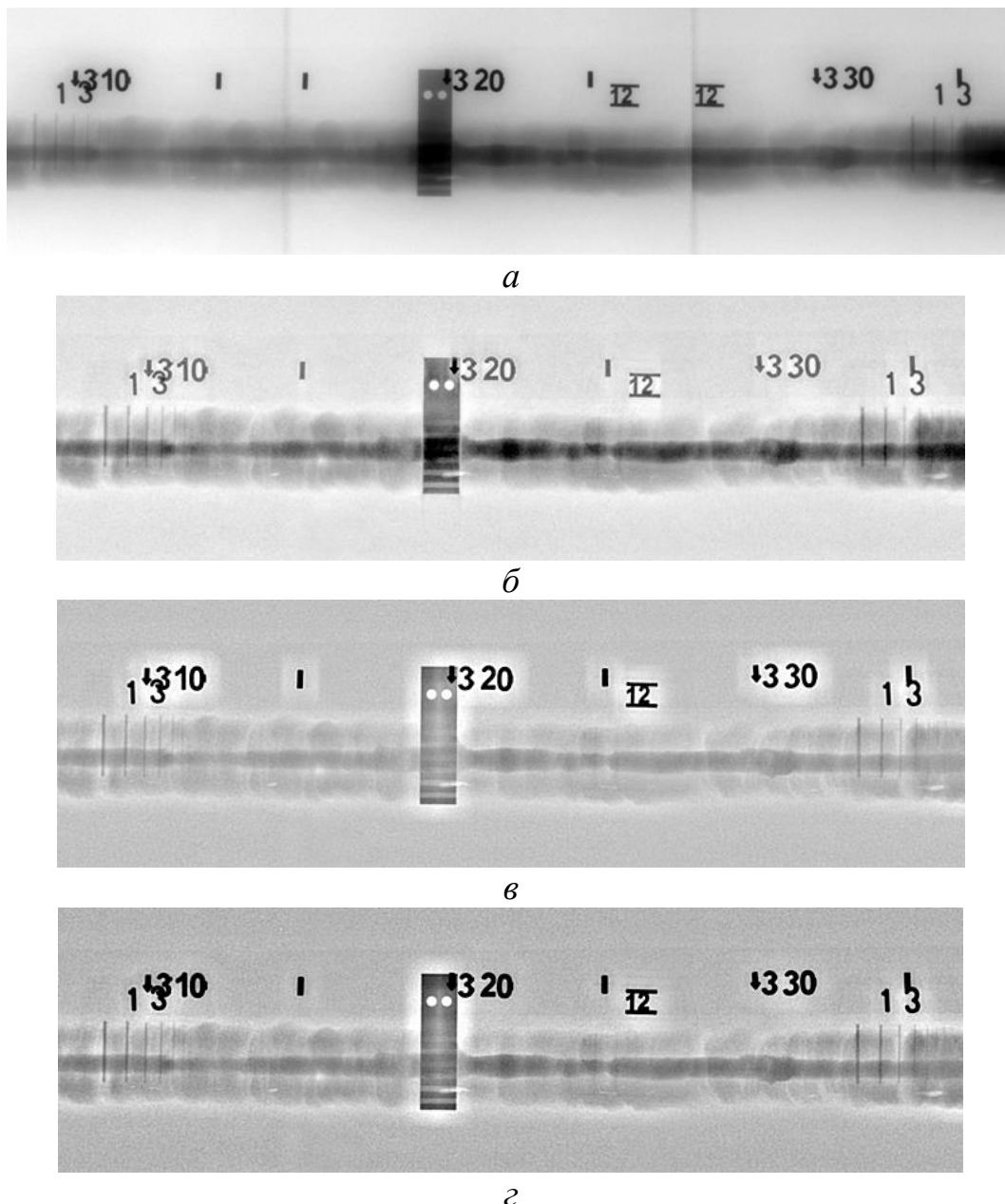


Рисунок 1. Результаты, полученные на цифровом радиографическом комплексе ТРАНСКАН:
 а – три исходных кадра, б – панорамное изображение ООО «АСК-Рентген»,
 в – предложенный алгоритм без удаления контрастных объектов из фона,
 г – предложенный алгоритм с удалением контрастных объектов из фона.

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

В третьей главе представлены алгоритм адаптивной итерационной реконструкции на основе синограмм для небольшого числа рентгеновских проекций, который дает потенциальное снижение количество проекций на 50%, и алгоритм комбинированной аналитической реконструкции с последующей рандомизированной итерационной реконструкцией, который в проведенных экспериментах использует на 35% меньшее число проекций по сравнению с алгоритмами аналитической реконструкции, без значительного увеличения времени выполнения.

В случае непрерывного распределения плотности фантома математическая формула, описывающая лучевые суммы в синограмме имеет вид

$$S(p, \varphi) = \iint \mu(x, y) \delta(p - x \cos \varphi - y \sin \varphi) dx dy, \quad (7)$$

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

Функциональное уравнение (7), рассматриваемое в дискретной форме, на множестве целых номеров, имеет вид

$$S(i, j) = \sum_n \sum_m D(i, j; n, m) \mu(n, m), \quad (8)$$

$$D(i, j; n, m) = \delta[i - \text{round}(n \cos \varphi_i + m \sin \varphi_j)]. \quad (9)$$

δ – функция в (9) 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 (8) являются двумерными массивами данных. Но всегда имеется возможность преобразовать эти массивы в одномерные векторы-столбцы, а D в двумерную матрицу

$$\vec{S} = D \vec{\mu}. \quad (10)$$

Пусть μ_1 – матрица плотности (размером nx строк и ny столбцов), которую нужно восстановить по синограмме S , nd – количество детекторов, а np – количество углов проекций, $S[i, j]$ – значение синограммы, соответствующее детектору i , для j -го угла проекции. Есть два основных шага в процессе реконструкции: 1) инициализация матрицы реконструкции μ_1 с начальным решением; 2) итерации.

Инициализируем переменные μ_1, μ_2 , о нулями.

После инициализации этих переменных, инициализация начальной матрицы μ_1 выполняется, как в алгоритме, псевдокод которого приведен на рисунке 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 $\mu_1[X_{i,j}[1], Y_{i,j}[1]], \dots, \mu_1[X_{i,j}[C_{i,j}], Y_{i,j}[C_{i,j}]]$ пробегающи-

ми 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 2. Псевдокод для инициализации

После инициализации следует этап итераций; на каждой итерации выполняется алгоритм из рисунке 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. Псевдокод алгоритма, выполняемого на каждой итерации

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

Проверяем производительность описанного алгоритма адаптивной итерационной реконструкции. Рассмотрим фантом Шеппа-Логана размером 250 на 250 пикселей, показанный на рисунке 4. Фантом Шеппа-Логана был сгенерирован с помощью программного обеспечения MATLAB с использованием команды `phantom('Modified Shepp-Logan', 250)`.



Рисунок 4. Фантом Шеппа-Логана размером 250 на 250 пикселей

Для этого фантома зададим следующие параметры: расстояние от источника веерного излучения до оси вращения объекта контроля – 800 мм; расстояние от источника веерного излучения до линейки детекторов – 1500 мм; количество детекторов, равномерно расположенных на линейке детекторов – 359; количество проекции – 198, угловой шаг – 1° .

В этом случае, соответствующая синограмма представляет собой матрицу из 359 строк и 198 столбцов. На рисунке 5 показан результат инициализации начальным решением с 198 проекциями. Реконструкция, полученная алгоритмом ФОП, показана на рисунке 6 – как видно, здесь много артефактов.

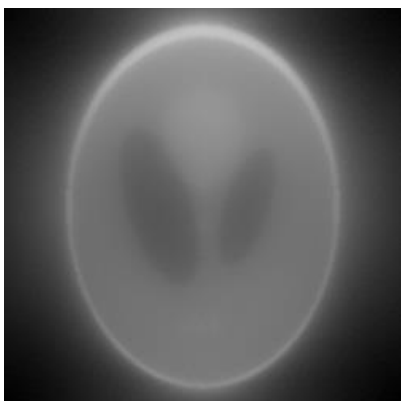


Рисунок 5. Результат инициализации
(198 проекций, шаг 1°)

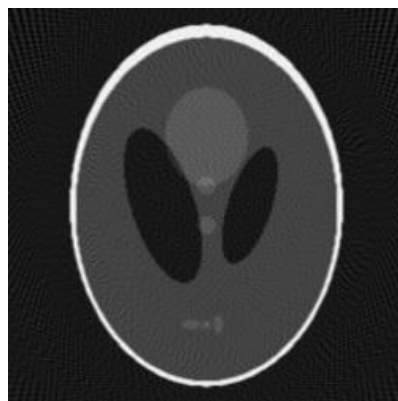
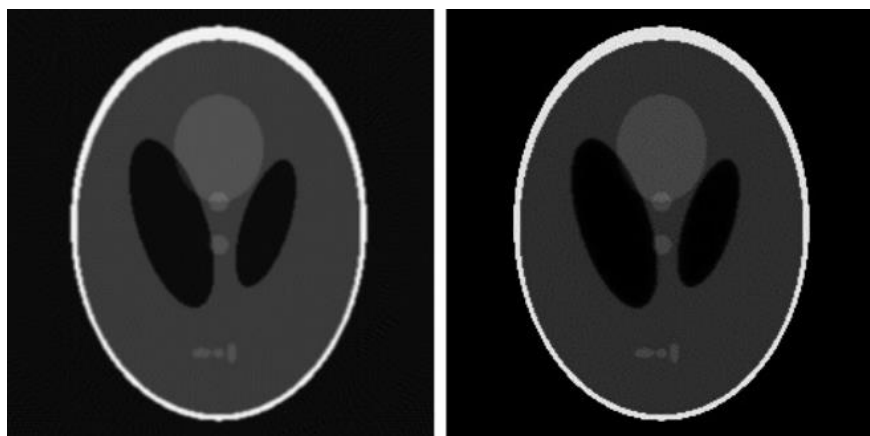


Рисунок 6. Результат реконструкции
по алгоритму ФОП (198 проекций, шаг 1°)

Результат, полученный методом адаптивной итерационной реконструкции для того же набора параметров после 285 итераций показан на рисунке 7б. На рисунке 7а показан результат, полученный алгоритмом ФОП, но для 360 проекций. Результат, полученный с помощью адаптивной итерационной реконструкции (Рисунок 7б, 198 проекций), имеет то же качество, что и результат, полученный с помощью алгоритма ФОП (Рисунок 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.



а

б

Рисунок 7. *а* – реконструкция алгоритмом ФОП (360 проекций, шаг 1°); *б* – результат реконструкции по алгоритму адаптивной итерационной реконструкции (198 проекций, шаг 1°)

Алгоритмы итерационной реконструкции для рентгеновской КТ обычно сравнивают с алгоритмом ФОП. Для сравнения, рассмотрим также фантом Шеппа-Логана, показанный на рисунке 4, и применим те же параметры, но с количеством проекции – 270, угловой шаг – 1° . Соответствующая синограмма представляет со-

бой матрицу из 359 строк и 270 столбцов. Для этого набора параметров результат, полученный при реализации алгоритма ФОП в MATLAB, показан на рисунке 8. И результат, полученный с помощью метода прямого интегрирования, показан на рисунке 9.



Рисунок 8. Результат реконструкции по алгоритму ФОП (270 проекций, шаг 1°)



Рисунок 9. Реконструкции методом прямого интегрирования (270 проекций, шаг 1°)

Рассмотрим два простых, но, эффективных рандомизированных алгоритма итерационной реконструкции для рентгеновской КТ.

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 углом проекции p_1 , а второй – случайно выбранным детектором d_2 и углом проекции p_2 , так чтобы два выбранных рентгеновских луча не имели точки пересечения. Для выбранных рентгеновских лучей рассмотрим два различных случая: (А) оба значения синограммы $S[d_1, p_1]$ и $S[d_2, p_2]$ строго по-

ложительны, и (B) хотя бы один из них равен 0,0. Для случая (A) проверим $\frac{li[d1, p1]}{li[d2, p2]} = \frac{S[d1, p1]}{S[d2, p2]}$, 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

$$\frac{li[d1, p1] + x}{li[d2, p2] - x} = \frac{S[d1, p1]}{S[d2, p2]}, \quad (11)$$

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 $e - x * \frac{e}{li[d2, p2]}$.

Каждый из алгоритмов останавливается, когда текущая реконструкция μ находится очень близко к синограмме.

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 $\frac{li[d, p]}{S[d, p]}$

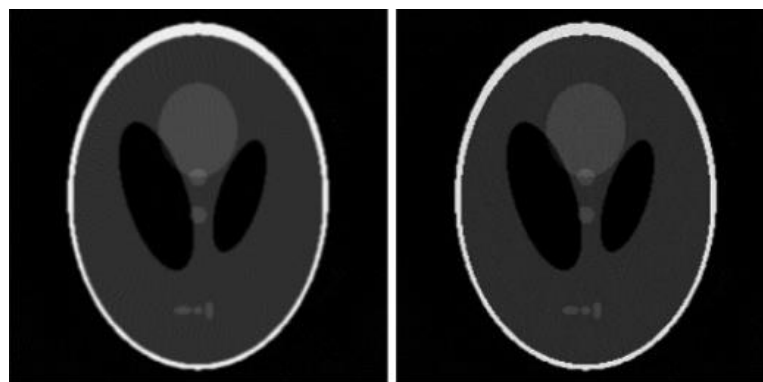
было достаточно близко к 1, потому что иначе обновление может создать очень маленькие или очень большие числа в μ (вне возможного диапазона представления чисел на компьютере). Масштабирование исходного решения таким образом, чтобы каждый возможный линейный интеграл находился в тесном согласии с соответствующим 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 рентгеновским 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.

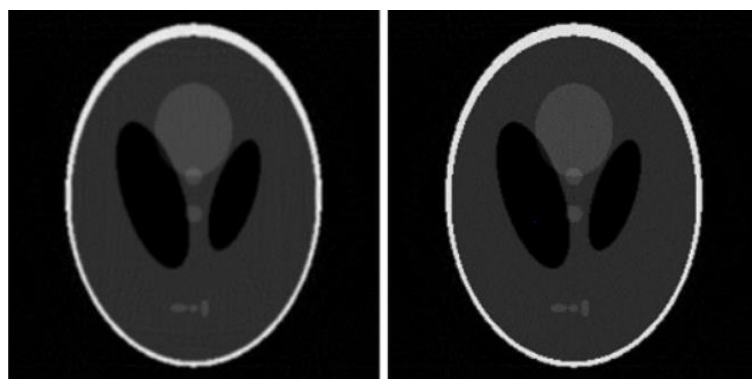
Учитывая проблемы, указанные для первого рандомизированного алгоритма, сосредоточимся на результатах, полученных вторым рандомизированным алгоритмом. Для параметров, которые описаны выше, результаты, полученные при расчете по второму рандомизированному алгоритму для 125000 итераций, приведены на рисунке 10 и рисунке 11 (Рисунок 10а – Рисунок 8, а Рисунок 11а это Рисунок 9). 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 10б, сопоставим с результатом, показанным на рисунке 12, а результат, показанный на рисунке 11б, сопоставим с результатом, показанным на рисунке 13, что означает уменьшение количества проекций на 25% (на рисунках 12 и 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.



а

б

Рисунок 10. *а* – Результат, полученный с помощью ФОП (для начального приближения), *б* – результат с коррекцией, полученный при запуске второго рандомизированного алгоритма после 125000 итераций



а

б

Рисунок 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

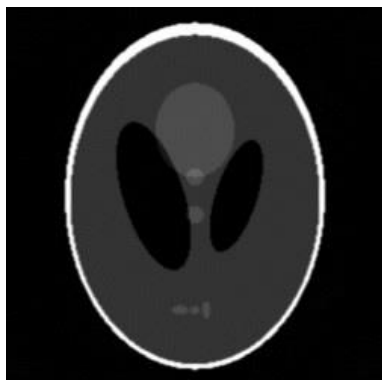


Рисунок 12. Результат, полученный с помощью ФОП при использовании 360 проекций вместо 270

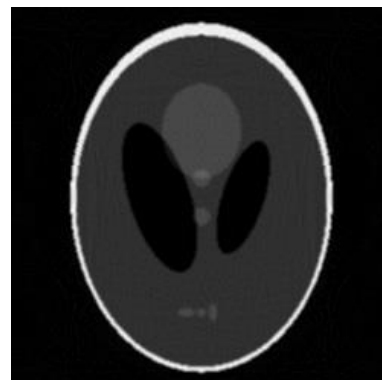


Рисунок 13. Результат, полученный с помощью метода прямого интегрирования при использовании 360 проекций вместо 270

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

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 со-

ставляет примерно 25 мм в плоскости детектора. Размер фокального пятна в вертикальном направлении не превышает 2 мм.



Рисунок 14. Общий вид установки

Общий вид установки для радиографии и томографии показан на рисунке 14. 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

В качестве ОК выбрали два объекта, объект А и объект В, показаны на рисунке 15. Все эксперименты с применением рентгеновского излучения приведены в таблице 2.



а



б

Рисунок 15. а – 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

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 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. При использованной схеме 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.

На рисунке 16 приведены сечения, для которых получены синопаммы.

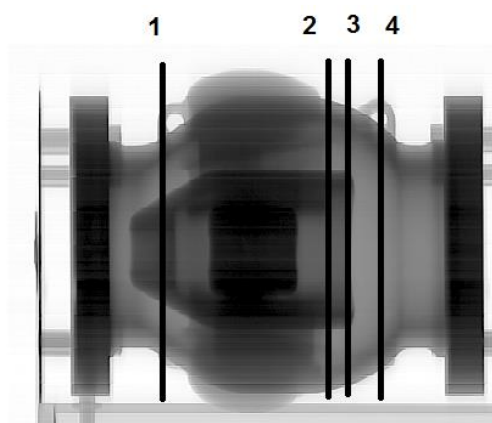
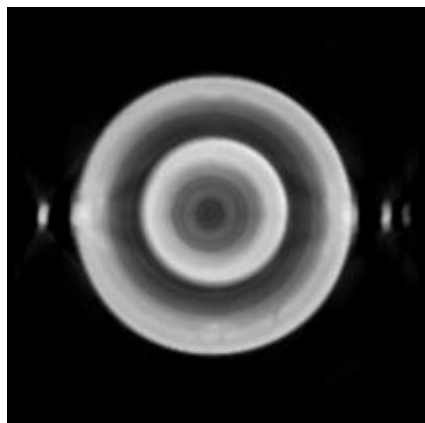
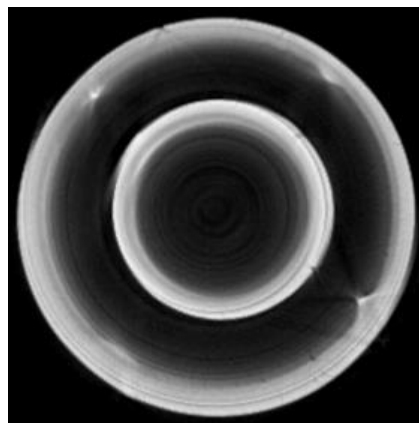


Рисунок 16. Положения сечений для томографии (T1)

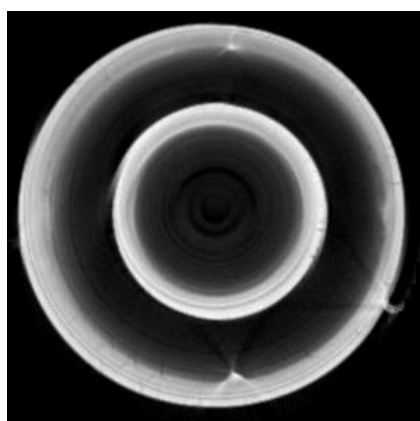
Реконструкция выполнялась в двух программах: INKCT (разработка ИШНKB ТПУ) и Nrecon (разработка компании Bruker microCT, Бельгия). В эксперименте T1 число проекций для каждого сечения составляло 1800 с угловым шагом 0,2 градуса. Размер пикселя томограмм равен 1,72 мм. Размер томограмм составляет 280×280 пикселей. Ниже приведены результаты, полученные в эксперименте T1 (Рисунок 17).



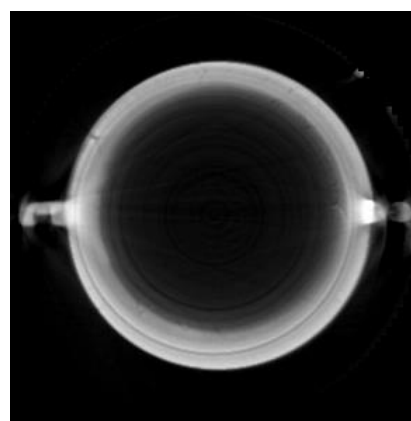
Сечение 1



Сечение 2



Сечение 3



Сечение 4

Рисунок 17. Томограммы выбранных сечений по эксперименту T1

Приведенные томограммы показывают, что объект исследования достаточно прозрачен для осуществления томографии. Однако, как и в случае радиографии, разрешения томограмм недостаточно для анализа наличия дефектов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ диссертационных исследований позволил выделить ряд основных результатов и сформулировать наиболее значимые выводы.

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 снижение количества 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.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ ОПУБЛИКОВАНО В СЛЕДУЮЩИХ РАБОТАХ

Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК РФ:

1. Чжун Ян. Состояние и перспективы китайской высокоэнергетической компьютерной томографии / Чжун Ян, С. В. Чахлов. // Контроль. Диагностика. – 2018. – №. 7. – С. 50 –55.
2. Чжун Ян. Автоматическое получение цифрового панорамного изображения сварного шва / С. В. Чахлов, А. М. Штейн, М. М. Штейн, Я. Чжун и др. // Дефектоскопия. – 2019.– Т. 56. –№. 9. – С. 267–272.

Публикации в изданиях из базы данных Scopus

3. Y. Zhong. Sinogram-based adaptive iterative reconstruction for sparse view x-ray computed tomography / D. Trinca ; Y. Zhong ; Y.-Z. Wang ; T. Mamyrbayev ; E. Libin// Proc. SPIE 10020, Optoelectronic Imaging and Multimedia Technology IV, 100201G (October 31, 2016); doi:10.1117/12.2247854.
4. Yang Zhong. Determination of the weld thickness of turbine for aircraft engine by high-energy X-ray tomography / Yang Zhong, S. V. Chakhlov, T. Mamyrbayev // MATEC Web of Conferences. – 2017. – Vol. 102 – Article number 01038. – pp. 1–4.
5. Y Zhong. Calculation of Optimal Geometrical Magnification and Spatial Resolution of Betatron Tomograph / Y Zhong, S V Chaklov and V B Trinh // IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering. – 2017. – Vol. 189 – Article number 012022. – pp. 1–5.
6. Y Zhong. The Selection of Computed Tomography Scanning Schemes for Lengthy Symmetric Objects / V B Trinh, Y Zhong, and S P Osipov // IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering. – 2017. – Vol. 189 – Article number 012024. – pp. 1–5.
7. Y Zhong. Checking the possibility of controlling fuel element by X-ray computerized tomography / V B Trinh, Y Zhong, S P Osipov and A V Batranin // IOP Conf. Series: Journal of Physics. – 2017. – Vol. 881 – Article number 012011. – pp. 1–6.
8. Yang Zhong. Betatron radiography and tomography of steel castings with large thickness / Daniyar Kayralapov, Yang Zhong, Andrei Batranin and Sergei Chakhlov // MATEC Web of Conferences. – 2018. – Vol. 158.– Article number 01016. – pp. 1–5.
9. Y. Zhong. Fast Correction of Analytical Reconstructions in Sparse View X-ray Computed Tomography / D. Trinca, Y. Zhong, and J. Royuela-del-Val // Progress In Electromagnetics Research Symposium Abstracts, St Petersburg, Russia, 22-25 May 2017. p. 709.